

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

**SISTEMA MICROCONTROLADO PARA MEDIÇÃO DE
IMPEDÂNCIA PELE-ELETRODO EM REGISTRADORES
BIOELÉTRICOS**

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

ADRIANO LUÍS TOAZZA

FLORIANÓPOLIS, ABRIL DE 1998

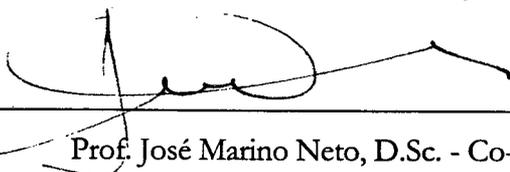
SISTEMA MICROCONTROLADO PARA MEDIÇÃO DE IMPEDÂNCIA PELE-ELETRODO EM REGISTRADORES BIOELÉTRICOS

ADRIANO LUÍS TOAZZA

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



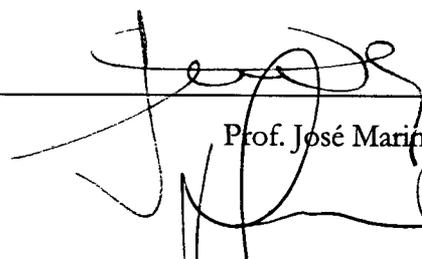
Prof. Adroaldo Raizer, D.INPG.

Coordenador da Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

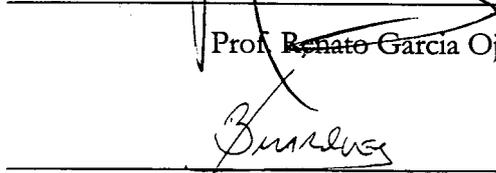
Banca Examinadora:



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



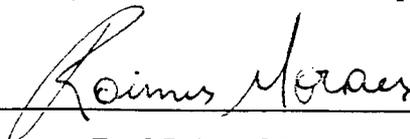
Prof. José Marino Neto, D.Sc.



Prof. Renato Garcia Ojeda, D.Sc.



Prof. Jefferson Luiz Brum Marques, Ph.D.



Prof. Raimes Moraes, Ph.D.

A DEUS, pela VIDA.

A meus pais Aldo e Ada, que são a origem de tudo e sem os quais eu nada seria.

A meus avós, Maria e Genuíno (em memória), pelas inúmeras lições de vida, na alegria, no trabalho e na simplicidade.

A Miréla Krabbe, meu amor, carinho e gratidão por acreditar sempre, mesmo que distante.

Dedico.

AGRADECIMENTOS

Aos professores Fernando M. de Azevedo e José Marino Neto, pela amizade e inúmeras orientações, proporcionando meu crescimento pessoal e profissional.

Aos professores Raimes Moraes e Jefferson L. B. Marques, pela amizade, discussões e pelo interesse demonstrado em auxiliar no projeto.

Aos amigos Marco A. B. Rodrigues e John O. Wisbeck, pela disposição em sempre ajudar a todos com seus valiosos conhecimentos.

Aos amigos, Pedro B. Filho, Silvio M. S. Júnior, Márcio R. da Silva, Fernanda I. Marques e Ciro J. Egoávil, pela amizade, discussões e sugestões que contribuíram para o aperfeiçoamento do projeto.

Aos amigos Jorge R. Guedes, Marcos V. Lucatelli e Erlon de Rocco pela amizade, discussões e companheirismo de longa data.

A amiga Vania Matozzo, pela amizade e dedicação em resolver os problemas burocráticos.

Ao amigo Daniel X. de Souza, pela ajuda quanto as ilustrações e *lay out* do *hardware*.

A todos os colegas do GPEB, pela amizade e apoio durante a realização deste trabalho.

Ao CNPq, pelo suporte financeiro.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	X
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	XI
LISTA DE TABELAS	XIV
ABSTRACT	XVI
RESUMO	XV

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO	2
1.1 Preâmbulo	2
1.2 Os Sistemas SAASBIO	4
1.3 Objetivos	6
1.4 Justificativas	6
1.5 Estrutura do Trabalho	7

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	9
2.1 Impedância	9
2.1.1 DEFINIÇÃO DE IMPEDÂNCIA ELÉTRICA	10
2.1.1.1 Reatância Capacitiva	10
2.1.1.2 Reatância Indutiva	11
2.1.2 DEFINIÇÃO DE IMPEDÂNCIA BIOLÓGICA	11

2.2	Métodos para a Medição de Impedância	15
2.2.1	MÉTODO DA PONTE	16
2.2.2	MÉTODO DA CORRENTE / TENSÃO	17
2.2.2.1	Corrente constante bipolar	18
2.2.2.2	Corrente constante tetrapolar	19
2.2.3	MÉTODO DA PONTE DE AUTO BALANCEAMENTO	20
2.2.4	MÉTODO DA ANÁLISE DE REDE NO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA	21
2.2.5	MÉTODO DE ANÁLISE DE REDE NO DOMÍNIO DO TEMPO	21
2.2.6	MÉTODO DA RESSONÂNCIA	22
2.3	Efeitos da Corrente Elétrica	22
2.3.1	ESTIMULAÇÃO	23
2.3.2	LIMITES DE CORRENTE	23

CAPÍTULO 3

INTERFACE PELE-ELETRODO	26	
3.1	Eletrólitos	26
3.2	Pele	29
3.2.1	RESPOSTA DA PELE AOS ELETRÓLITOS	30
3.3	Eletrodos de Biopotencial	31
3.4	A interface eletro-eletrólito	31
3.5	Características elétricas da interface pele-eletródo	36
3.6	Eletrodos de superfície	37
3.6.1	ELETRODOS DE PLACA DE METAL	38
3.6.2	ELETRODOS DE DISCO DE METAL	41

3.7 Considerações Sobre a Impedância de Entrada dos Registradores Bioelétricos	43
--	----

CAPÍTULO 4

IMPLEMENTAÇÃO DO HARDWARE _____ **48**

4.1 SAASBIO III	48
4.1.1 MÓDULO DE AQUISIÇÃO	48
4.1.2 MÓDULO DE CONTROLE	48
4.2 IMPMOD	49
4.2.1 FONTE DE ALIMENTAÇÃO	50
4.2.2 GERADOR DE SINAL	51
4.2.3 CIRCUITO SELECIONADOR DE ELETRODOS	52
4.2.4 CIRCUITO DE ACOPLAMENTO	53
4.2.5 AMPLIFICADOR DE GANHO PROGRAMÁVEL	54
4.2.6 RETIFICADOR DE PRECISÃO	56
4.2.7 FILTRO	56
4.2.8 MICROCONTROLADOR	57
4.2.9 CONVERSOR A/D	58
4.2.10 COMUNICAÇÃO SERIAL	59

CAPÍTULO 5

IMPLEMENTAÇÃO DO SOFTWARE _____ **62**

5.1 <i>Software</i> de Controle	62
5.1.1 IMPEDÂNCIA DOS PARES DE ELETRODOS ADJACENTES	64
5.1.2 IMPEDÂNCIA DOS ELETRODOS INDIVIDUAIS	66
5.1.2.1 Método de Medição	67

5.2 Firmware	71
5.2.1 ROTINA DE INICIALIZAÇÃO	72
5.2.2 ROTINA DE LEITURA DA SERIAL	75
5.2.3 ROTINA DE SELEÇÃO DOS ELETRODOS	75
5.2.4 ROTINA DE CONVERSÃO A/D	76
5.2.5 ROTINA DE AJUSTE DE GANHO	78
5.2.6 ROTINA DE TRANSMISSÃO SERIAL	79

CAPÍTULO 6

EXPERIMENTOS E RESULTADOS 81

6.1 Condições Gerais de Teste	81
6.2 Experimento N° 1	82
6.3 Experimento N° 2	83
6.4 Experimento N° 3	84
6.5 Experimento N° 4	85

CAPÍTULO 7

DISCUSSÃO E CONCLUSÕES 88

ANEXO

ANEXO A - ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS	92
-----------------------------------	----

GLOSSÁRIO 96

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 97

LISTA DE ABREVIATURAS

AC	<i>Alternate Current;</i>
A/D	Analógico para Digital;
AGP	Amplificador de Ganho Programável;
CI	Circuito Integrado;
CLK	<i>Clock;</i>
DC	<i>Direct Current;</i>
ECG	Eletrocardiograma;
EEG	Eletroencefalograma;
EMG	Eletromiograma;
EOG	Eletro-oculograma;
EPROM	<i>Erasable Program Read Only Memory;</i>
GPEB	Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica
IMPMOD	Módulo medidor de Impedância do SAASBIO III;
LNF1	Laboratório de Neurofisiologia 1;
PC	<i>Personal Computer;</i>
PDIP	<i>Plastic Dual Inline Package;</i>
RAM	<i>Random Access Memory;</i>
RMS	<i>Root Mean Square,</i>
SAASBIO	Sistema de Aquisição e Análise de Sinais BIOelétricos;
UART	<i>Universal Asynchronous Receiver/Transmitter</i>
UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina
VCVS	<i>Voltage Controlled Voltage Source;</i>
Ω	Ohm

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Representação da resistência e da capacitância _____	12
Figura 2.2 - Característica típica de impedância x frequência (Modificado de Geddes & Baker, 1989) _____	15
Figura 2.3 - Configuração do método da ponte (Modificado de Valentinuzzi, 1992) _____	17
Figura 2.4 - Configuração do método corrente / tensão (Modificado de Valentinuzzi, 1992)	18
Figura 2.5 - Configuração do método bipolar (Modificado de Valentinuzzi, 1992) _____	19
Figura 2.6 - Configuração do método tetrapolar (Modificado de Valentinuzzi, 1992) _____	20
Figura 2.7 - Configuração do método da ponte de auto balanceamento (Modificado de Valentinuzzi, 1992) _____	21
Figura 2.8 - Circuito básico do método da ressonância (Modificado de Valentinuzzi, 1992)	22
Figura 2.9 - Limiar de percepção de um estímulo (Modificado de Geddes & Baker, 1989)_	24
Figura 3.1 - Curvas demonstrativas da redução da impedância com o tempo (Modificado de Geddes, 1972) _____	28
Figura 3.2 - Seção da pele com suas camadas (Modificado de Webster 1992) _____	30
Figura 3.3 - Modelos de distribuição de cargas na interface eletrodo-eletrólito (Modificado de Geddes, 1972) _____	32
Figura 3.4 - Movimentação das cargas na interface eletrodo-eletrólito quando da passagem de corrente (Modificado de Webster, 1992) _____	33
Figura 3.5 - Circuito equivalente de um par de eletrodos sobre a superfície da pele. (Modificado de Tyner, 1989) _____	37

Figura 3.6 - Eletrodos de placa de metal para superfície do corpo (Modificado de Webster, 1992)	39
Figura 3.7 - Curvas de impedância x frequência em três pontos do escalpo humano e a média, considerando estas três localizações (Modificado de Geddes, 1972)	42
Figura 3.8 - (a) Circuito equivalente da impedância de entrada vista pelos amplificadores de registradores bioelétricos. (b) Circuito simplificado (Modificado de Geddes, 1972)	44
Figura 3.9 - Relação entre a razão η (R_{in}/R') e a quantidade de sinal que se consegue captar em função de η (Modificado de Geddes & Baker, 1989)	46
Figura 4.1 - Conexão entre o IMPMOD e o SAASBIO III	49
Figura 4.2 - Diagrama de blocos do <i>hardware</i> do IMPMOD	50
Figura 4.3 - Circuito do gerador de sinal senoidal (Modificado de Dunseath, 1982)	51
Figura 4.4 - Circuito do selecionador de eletrodos	52
Figura 4.5 - Circuito de acoplamento (Modificado de Dunseath, 1982)	53
Figura 4.6 - Circuito do Amplificador de Ganho Programável (Modificado de Garrett, 1981; Garrett, 1994)	55
Figura 4.7 - Circuito do retificador de precisão (Modificado de Berlim, 1977)	56
Figura 4.8 - Circuito do filtro passa-baixas (Modificado de Berlim, 1977)	57
Figura 4.9 - Circuito do conversor A/D (Modificado de Atmel, 1995)	59
Figura 4.10 - Circuito para adequar os sinais de transmissão e recepção do canal serial para o padrão RS 232C	60
Figura 5.1 - Tela principal do <i>software</i> de controle	63
Figura 5.2 - Fluxograma da rotina principal do <i>software</i> de controle	64
Figura 5.3 - Tela de apresentação da impedância em pares de eletrodos adjacentes	65

Figura 5.4 - Fluxograma da rotina de apresentação da impedância em pares de eletrodos adjacentes _____	66
Figura 5.5 - Rede estrela (Modificado de Woo et al., 1992) _____	67
Figura 5.6 - Método de medição da impedância. (a) entre os eletrodos adjacentes e (b) alternando um eletrodo (Modificado de Woo et al., 1992) _____	68
Figura 5.7 – Tela de apresentação da impedância de cada eletrodo _____	70
Figura 5.8 - Fluxograma da rotina de apresentação da impedância de cada eletrodo _____	71
Figura 5.9 - Fluxograma da rotina principal do <i>firmware</i> _____	73
Figura 5.10 - Fluxograma da rotina de inicialização _____	74
Figura 5.11 - Fluxograma da rotina de conversão A/D _____	77
Figura 5.12 - Fluxograma da rotina de ajuste de ganho do AGP _____	79
Figura 6.1 - Posição dos eletrodos durante os experimentos _____	82
Figura 6.2 - Registro de ECG para impedância pele-eletrodo de 9 k Ω _____	83
Figura 6.3 - Registro de ECG para impedância pele-eletrodo de 20 k Ω _____	84
Figura 6.4 - Registro de ECG para impedância pele-eletrodo de 80 k Ω _____	85
Figura 6.5 - Registro de ECG para impedância pele-eletrodo de 200 k Ω _____	86

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 - Resistividades biológicas (Geddes & Baker, 1967) _____	13
Tabela 3.1 - Resistividade de algumas pastas eletrolíticas comerciais (Geddes, 1972) _____	27
Tabela 3.2 - Potenciais dos materiais comumente usados em eletrodos (Geddes, 1972) _____	35
Tabela 4.1 - Tabela de Ganhos do Amplificador de Ganho Programável _____	54

RESUMO

SISTEMA MICROCONTROLADO PARA MEDIÇÃO DE IMPEDÂNCIA PELE-ELETRODO EM REGISTRADORES BIOELÉTRICOS

As investigações em torno dos principais fenômenos bioelétricos, tais como EEG, ECG e EMG, levam em consideração que os equipamentos de registro reproduzem fielmente os sinais bioelétricos. No entanto, alguns fatores podem provocar a degradação do sinal, entre eles a existência de uma alta impedância na interface pele-eletrodo. A área e o modelo dos eletrodos, a composição da pasta eletrolítica e a natureza dos tecidos corporais, determinam a impedância entre os terminais dos eletrodos. Se esta impedância for muito alta, ocorrerão distorções significativas na amplitude e na morfologia destes sinais. Este trabalho apresenta um sistema microcontrolado para medição de impedância, capaz de medir a impedância pele-eletrodo em até 22 eletrodos. Neste intuito, utiliza-se o método corrente-tensão bipolar, onde o sinal aplicado é senoidal, com amplitude de $10 \mu\text{A}$ e frequência de 10 Hz. Os valores medidos são apresentados ao usuário através de uma interface gráfica elaborada em linguagem C++ para plataforma Windows 95. Em testes preliminares com este equipamento, onde a medição de impedância foi realizada antes e/ou durante os registros de biopotenciais, obteve-se informações importantes capazes de indicar a qualidade do sinal registrado.

Palavras-chave: Impedância, Interface Pele-Eletrodo, Microcontrolador, Eletrodos, Sinais Bioelétricos.

ABSTRACT

MICROCONTROLLED SYSTEM FOR MEASURING SKIN-ELECTRODE IMPEDANCE IN BIOELECTRICAL RECORDINGS

The study of the main bioelectrical signals such as EEG, ECG and EMG, takes in to account that the recording equipment reproduces the underlying bioelectrical phenomena without distortion. However, some factors including a high impedance of the interface skin-electrode may produce signal degradation. The skin-electrode impedance is determined mainly by model and area of the electrodes, type of electrolytic gel, texture of the skin and tissue composition. If this impedance is too high, may occur significative signal distortion in amplitude as well as in morphology. This work presents a microcontrolled system for impedance measurement able to measure the impedance of the skin-electrode interface up to 22 electrodes. To accomplish this, the bipolar current to voltage method is employed, using a sinusoidal current (10 μ A, 10 Hz). The measurements are presented to the operator through a graphical interface developed in C++ for Windows 95. Preliminary tests with this equipment, where measurements of the skin-electrode impedance were carried out, provided relevant information to assure the quality of the recorded signal.

Key-words: Impedance, Skin-Electrode Interface, Microcontroller, Electrode, Bioelectrical Signal

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

1.1 Preâmbulo

A medição da impedância elétrica é usada desde o século XIX como objeto de estudo das propriedades elétricas do tecido biológico e para medir eventos fisiológicos (Ackmann, 1993).

Investigações sobre os fenômenos bioelétricos, tais como a atividade elétrica do cérebro e dos músculos, pressupõem que os instrumentos de medição reproduzem fielmente os sinais biológicos. Ao mesmo tempo, tecido, eletrodos, amplificadores e aparelhos de registro possuem uma capacidade de transferência de informações limitada e são, portanto, elementos que influenciam na medida do fenômeno (Plonsey, 1968; Geddes, 1972; Hary & Bekey, 1987).

Quando se começou a verificar a qualidade do contato dos eletrodos, era comum medir a resistência ao invés da impedância. Mesmo agora, quando se verifica individualmente um eletrodo que não está colocado no paciente, é mais simples, às vezes, medir a resistência entre os seus terminais e determinar se o valor desta resistência é inferior a um certo limiar.

Uma vez que o eletrodo esteja fixo ao paciente, pode se tornar desconfortável e perigoso medir sua resistência, porque a passagem de corrente durante o teste pode polarizar um dos eletrodos, sendo que a descarga deste eletrodo pode ser detectada em algum ponto do registro e ser interpretada como

pertencente ao sinal monitorado. Outro problema ao se medir a resistência em eletrodos conectados ao paciente é que, se isto for feito com medidores de resistência comuns, em vez daqueles projetados especificamente para uso em pacientes, é provável que a corrente usada seja percebida pelo paciente como uma sensação que pode variar desde um suave desconforto até a dor (Seaba et al., 1973). Desta maneira, é útil medir a impedância em lugar da resistência (Seaba, 1985; Niedermeyer & Silva, 1993).

A importância de medir a impedância pele-eletrodo está justamente em saber em que condições os sinais bioelétricos são adquiridos pelos aparelhos de registro. Assim, é desejável que se tenha uma baixa impedância de contato entre o eletrodo e a pele, de grandeza menor que $10\text{ k}\Omega$ para um par de eletrodos (Geddes, 1972; Jacobson & Webster, 1977; Dunseath, 1982). Este objetivo é dificultado pela presença de pelos, pelo tempo necessário para aplicar todos os eletrodos e pela problemática de estabilizá-los mecanicamente.

O uso de pasta eletrolítica objetiva reduzir a impedância da interface pele-eletrodo e a fixar os eletrodos em seus devidos lugares. Também, um processo de escarificação da pele é normalmente utilizado para reduzir a impedância de contato, porém, pode causar irritação, infecção e dor em alguns pacientes.

Vários equipamentos fazem a medição de impedância entre pares de eletrodos, sendo tal procedimento fortemente recomendável, uma vez que a alta impedância produz distorções significativas no registro dos sinais bioelétricos. De fato, medidores de impedância de eletrodos estão sendo

incorporados junto a aparelhos comerciais de registro, principalmente de EEG (Bronzino, 1986).

1.2 Os Sistemas SAASBIO

Os sistemas SAASBIO originaram-se devido ao interesse comum entre o Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB) e o Laboratório de Neurofisiologia I (LNFI), pertencentes à Universidade Federal de Santa Catarina, em desenvolver um equipamento de baixo custo que pudesse ser utilizado para o estudo dos principais potenciais bioelétricos, tais como, EEG, ECG, EMG e EOG.

Surgia, então, o primeiro Sistema de Aquisição e Análise de Sinais Bioelétricos (SAASBIO I). Este equipamento consiste de um polígrafo para registro *on-line* dos biopotenciais, microcomputador IBM-PC ou compatível dotado de uma placa de aquisição de dados comercial e o *software* para receber, armazenar e plotar os dados armazenados em até quatro canais independentes (Coimbra, 1994).

Ao longo dos anos de utilização do SAASBIO I pelo LNFI, foi observada a necessidade de remodelar o equipamento em alguns aspectos, o que culminou em uma proposta para o desenvolvimento de um segundo instrumento, ao qual denominou-se SAASBIO II. Este, eliminou a utilização do polígrafo na visualização dos sinais, permitindo sua observação diretamente no monitor do PC em um total de oito canais. Outras características importantes na construção do SAASBIO II foram: portabilidade, grande flexibilidade no controle

dos ganhos e filtragem dos sinais (via *software*), eliminação da placa de aquisição de dados comercial e o desenvolvimento de um sistema de aquisição de dados próprio, permitindo o registro de até dezesseis canais independentes (Rodrigues, 1997).

A fim de tornar o SAASBIO II mais versátil, aumentando sua área de atuação dentro da clínica médica e da pesquisa, surgiu a idéia de incorporar-lhe alguns módulos adicionais, o que acarretou em mudanças na arquitetura básica deste sistema, tanto em *hardware* quanto em *software*. A este último sistema denominou-se SAASBIO III. Primeiramente, a interface com o usuário que antes baseava-se em Windows 3.1, foi reestruturada para a plataforma Windows 95. Além disso, algumas ferramentas para a análise de sinais, tanto de maneira *on-line* como *off-line* foram acrescentadas (Silva, 1998).

Referindo-se aos módulos, três equipamentos foram desenvolvidos, sejam eles: um sistema para transmissão e recepção de sinais bioelétricos por telemetria, o que vem a eliminar uma grande quantidade de cabos e a necessidade de limitar os movimentos do paciente durante os registros de longa duração (Bertemes Filho, 1998); um equipamento capaz de provocar, registrar e analisar os sinais conhecidos como potenciais evocados, através de um estimulador auditivo, um estimulador visual e o *software* promediador destes sinais (Silva Jr., 1998); por último, foi desenvolvido um medidor de impedância pele-eletrodo, denominado IMPMOD, o qual constitui o tema central desta dissertação.

1.3 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo desenvolver um sistema (*hardware* e *software*) para medição de impedância em cada um dos eletrodos utilizados na aquisição de sinais bioelétricos (EEG, ECG, EOG e EMG) pelo SAASBIO III. O processo de medição deve ser realizada *in situ*, durante o registro dos biopotenciais (*on-line*) e em todos os eletrodos conectados ao módulo. O módulo deve ser capaz de interromper o registro, selecionar os eletrodos, fazer as devidas medições, apresentar os resultados e retornar automaticamente ao processo de registro ou devolver o controle ao operador.

O IMPMOD está conectado ao SAASBIO III e procede com a análise da medida da impedância, permitindo o início e ou a continuação do registro, bem como indica a necessidade de recolocar os eletrodos ou substituí-los.

1.4 Justificativas

Independentemente do método de aplicação e do tipo de eletrodo utilizado em registros de biopotenciais, a impedância de todos os eletrodos deve ser medida antes do início do registro dos biopotenciais ou em um outro momento qualquer de acordo com o desejo do operador.

O IMPMOD possibilitará ao SAASBIO III medir a impedância dos eletrodos envolvidos no registro dos biopotenciais, permitindo avaliar rapidamente a validade dos sinais adquiridos. Sendo um módulo *built-in*, permitirá ainda medir a impedância sem que haja a necessidade de se retirar e

recolocar os eletrodos, o que consiste num processo iterativo e que causa desconforto ao paciente.

1.5 Estrutura do Trabalho

Este trabalho é apresentado em sete capítulos, sendo que o primeiro capítulo compreende esta introdução. O segundo capítulo traz os aspectos teóricos sobre impedância elétrica e biológica, os principais métodos de medição da impedância e os efeitos da corrente elétrica quando aplicada ao paciente. No terceiro capítulo tratam-se dos eletrólitos, eletrodos, pele e discute-se algumas considerações sobre a impedância de entrada dos amplificadores de registradores de biopotenciais. No capítulo quatro, são abordados os aspectos construtivos do equipamento, onde o *hardware* é apresentado em diagrama de blocos e cada bloco é comentado separadamente. O quinto capítulo descreve o *software* implementado no microcontrolador e no PC. O capítulo seis é reservado aos testes feitos com o equipamento, apresentando os efeitos causados para diferentes valores de impedância. Por fim, o sétimo capítulo relata as conclusões e as propostas de trabalhos futuros.

Capítulo 2

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Impedância

Impedância, em palavras simples, é uma medida quantitativa do impedimento oferecido por um sistema quando uma quantidade aplicada (tipo força) tenta produzir ou manter a passagem de outra quantidade (tipo fluido) pelo sistema. A segunda quantidade, na maioria das vezes, está relacionada à unidade de tempo. De maneira geral, impedância é a relação complexa da primeira quantidade, como força mecânica, pressão hidráulica, tensão elétrica, gradiente de temperatura ou força magnetomotriz, pela segunda quantidade, como velocidade, fluxo volumétrico, corrente elétrica, fluxo de calor ou fluxo magnético, respectivamente. As unidades de medida em cada caso serão: [dinas.s/cm], [dinas.s/cm⁵], [Ω =volt.s/coul], [$^{\circ}$ C.s/cal.cm] e [amp.volta/volt.s], lembrando que no segundo, terceiro e último caso, as relações básicas simples chamam-se, respectivamente, leis de Poiseuille, Ohm e Hopkinson (Valentinuzzi, 1992).

Neste trabalho, serão utilizados os conceitos de impedância elétrica e de impedância biológica, os quais estão definidos na seqüência.

2.1.1 Definição de Impedância Elétrica

Pela generalização da Lei de Ohm, a impedância elétrica é definida como a razão complexa entre uma voltagem aplicada e a intensidade de corrente que atravessa o circuito no qual se está medindo. Estas quantidades elétricas são de corrente alternada, ou seja, as formas de onda geralmente são senóides de alguma frequência diferente de zero. Em consequência, a impedância elétrica (Z) será uma quantidade complexa dividida em parte real resistiva (R) e parte imaginária reativa (X), seja capacitiva (X_C) ou indutiva (X_L) (Aston, 1990).

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \quad [\Omega]$$

Equação 2.1

$$|Z| = \sqrt{R^2 + (X_L - X_C)^2} \quad [\Omega]$$

Equação 2.2

2.1.1.1 Reatância Capacitiva

Quando uma corrente alternada passa por um capacitor, este elemento vai se carregando e descarregando alternadamente. O tempo necessário para a carga e descarga causa uma oposição ao fluxo de corrente, ao qual denomina-se reatância capacitiva (X_C).

$$X_C = \frac{1}{2 \times \pi \times f \times C} \quad [\Omega]$$

Equação 2.3

Onde:

$$\pi = 3,1415924;$$

C = Capacitância [F];

f = Frequência [Hz].

2.1.1.2 *Reatância Indutiva*

Quando uma corrente começa a fluir por um indutor, o campo eletromagnético se opõe à tensão aplicada. A oposição ao fluxo de corrente é denominada reatância indutiva (X_L).

$$X_L = 2 \times \pi \times f \times L \quad [\Omega]$$

Equação 2.4

Onde:

L = Indutância [H].

2.1.2 *Definição de Impedância Biológica*

A impedância biológica é definida da mesma maneira que a impedância elétrica. Se uma tensão elétrica (V) provoca o aparecimento de uma corrente elétrica alternada (I) sobre um tecido biológico, a impedância biológica (Z_B) é a razão entre a tensão e a corrente elétrica.

$$Z_B = \frac{V}{I} \quad [\Omega]$$

Equação 2.5

Para melhor compreender os mecanismos nos quais uma variável fisiológica pode produzir modificações na impedância biológica apresentada quando da passagem de uma corrente elétrica, pode-se considerar dois modelos muito simples utilizados em engenharia elétrica: o modelo de um resistor e o modelo de um capacitor de placas paralelas, como se pode ver na Figura 2.1.

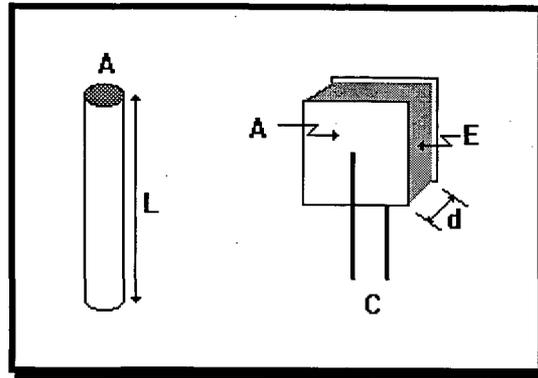


Figura 2.1 - Representação da resistência e da capacitância

No primeiro caso, considera-se um cilindro de seção transversal (A) e comprimento (L). A resistência (R) entre os extremos do cilindro será,

$$R = \rho \times \frac{L}{A} \quad [\Omega]$$

Equação 2.6

Onde:

ρ = Resistividade de um material [$\Omega \cdot \text{cm}$];

L = Comprimento do material [cm];

A = Área da seção reta transversal [cm^2].

É importante conhecer este parâmetro para os distintos tecidos biológicos (Tabela 2.1). Qualquer variação que possa acontecer no valor da resistividade produzirá uma variação de resistência. Também, qualquer modificação na geometria (neste caso, comprimento e/ou seção transversal) fará variar a resistência.

Tecido ou Estrutura	Resistividade [$\Omega \times \text{cm}$]	Espécie
Sangue	150	Homem
Plasma	50 a 60	Mamíferos
Líquido Cefalorraquidiano	65	Homem
Músculo Esquelético	1600	Cachorro
Pulmão	1500	Mamífero
Rim	370	Mamífero
Cérebro	580	Mamífero
Pele (Stratus Corneum)	200 a 500	Homem
Pele (Queratina)	3×10^3 a 8×10^6	Homem

Tabela 2.1 - Resistividades de alguns órgãos e tecidos (Geddes & Baker, 1967)

No segundo caso, considera-se um capacitor com placas paralelas de área (A), separadas pela distância (d), com um material isolante entre elas, podendo ser ar ou vácuo. Quando se tem a presença de ar ou vácuo entre as placas, o valor da capacitância é (C_0). Se outro tipo de isolante estiver presente, o valor da capacitância é (C). A equação 2.7 define a chamada constante dielétrica do material isolante (Tippens, 1973).

$$K = \frac{C}{C_0}$$

Equação 2.7

Sabendo também que,

$$C_0 = \epsilon_0 \times \frac{A}{d} \text{ [F]}$$

Equação 2.8

Então, da definição de constante dielétrica e usando a Equação 2.8, obtém-se:

$$C = K \times C_0 = K \times \epsilon_0 \times \frac{A}{d} = \epsilon \times \frac{A}{d} \quad [\text{F}] \quad \text{Equação 2.9}$$

$$K = \frac{\epsilon}{\epsilon_0} \quad \text{Equação 2.10}$$

Onde:

K = constante dielétrica;

ϵ_0 = permissividade do vácuo = $8,85 \times 10^{-12} \text{ [C}^2/\text{N.m}^2\text{]}$;

ϵ = permissividade do material isolante $[\text{C}^2/\text{N.m}^2]$.

O que permite dizer que a constante dielétrica do meio isolante pode ser chamada, também, de permissividade relativa à permissividade do vácuo ou, simplesmente, permissividade relativa. O conhecimento deste parâmetro em materiais biológicos é ainda uma necessidade insatisfeita ou incompleta. Da mesma maneira que foi expresso em momento anterior, se uma variável fisiológica produz modificações na permissividade ou na geometria do sistema, também acontecerão variações da parte reativa da impedância.

Basicamente, a impedância dos tecidos corporais é composta de duas parcelas, sendo que uma parcela é constante e a outra é variável. Esta componente constante, é representada pelas propriedades resistivas e dielétricas inerentes ao tecido biológico. A componente variável é representada pela modificação destas propriedades, causadas pelas variações de temperatura, variações bioquímicas, pelas atividades fisiológicas e, também, por patologias. Daí a razão porque a impedanciometria pode ser importante no diagnóstico de enfermidades. O conhecimento da impedância dos tecidos

corporais e suas modificações envolve diversas variáveis, sendo portanto um objeto de estudo muito complexo e ainda incompleto (Baker, 1989).

No gráfico da Figura 2.2, podemos ver o comportamento da impedância biológica em relação à frequência, ou seja, quanto maior for a frequência, menor será a impedância. Essa análise é exatamente igual se o sistema fosse um circuito elétrico de teor capacitivo.

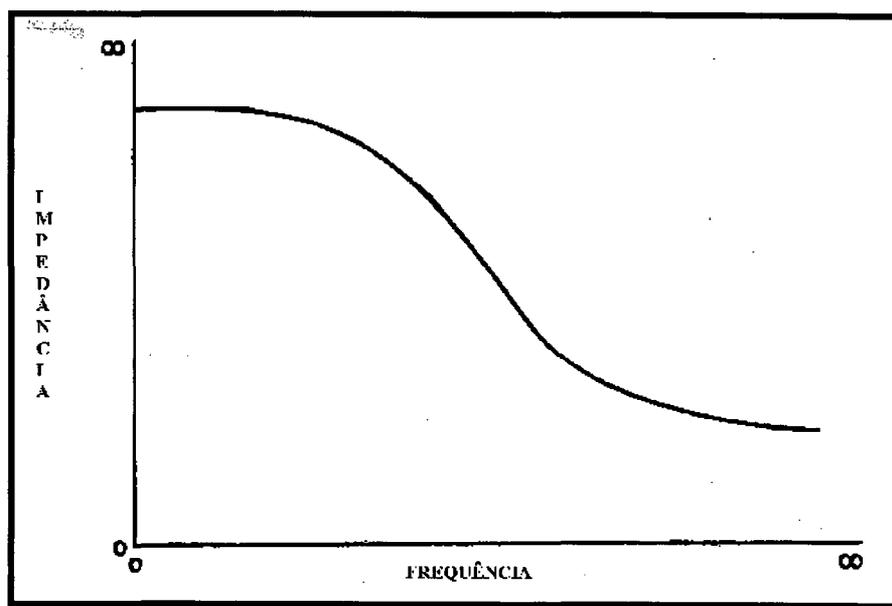


Figura 2.2 - Característica típica de impedância x frequência (Modificado de Geddes & Baker, 1989)

2.2 Métodos para a Medição de Impedância

A impedância biológica oferecida pelo sistema em prova constitui a primeira parte (muito complexa, pouco conhecida e essencialmente impossível de controlar) de onde se deseja obter um sinal para ser depois interpretada fisiológica e clinicamente. Como na detecção desse sinal precisam-se de eletrodos, introduz-se aí uma interface com sua impedância e sobre a qual se tem um controle relativo. A última parte do circuito total impedanciométrico é o

circuito eletrônico, que se pode controlar quase que completamente e que vai processar o sinal (Valentinuzzi, 1992).

Existem vários circuitos capazes de medir impedância, sendo que cada um deles têm aplicações específicas, de acordo com a precisão e a faixa de frequência em que operam. A maioria mede somente o módulo da impedância biológica, talvez porque seja mais fácil de se obter ou talvez porque ainda não se sabe quanta informação pode estar contida no ângulo de fase desta impedância biológica. As seis configurações básicas que serão apresentadas a seguir, servem como uma ilustração dos principais métodos utilizados na medição de impedâncias biológicas.

2.2.1 Método da Ponte

Um dos métodos mais utilizados nos laboratórios é a ponte de impedância, a qual é uma extensão da ponte de Wheatstone e onde Z_x representa a impedância biológica que se deseja medir (Figura 2.3). Cole & Curtis (1939) o usaram para demonstrar a variação da impedância de transmembrana durante o potencial de ação, demonstrando uma grande habilidade experimental, quando os recursos eletrônicos eram ainda pouco desenvolvidos. Foi também o principal instrumento nos estudos de Geddes et al (1971) para determinar as componentes série da interface pele-eletrodo (Valentinuzzi, 1992)

Esta configuração possui alta precisão, tipicamente de 0,1%. Pode ser usada em uma ampla faixa de frequências, que vai de DC até 300 MHz. Possui um baixo custo e, como desvantagem, pode-se citar a necessidade de

ajuste do balanceamento da ponte. Com este método tem-se que ajustar as impedâncias para que o galvanômetro indique corrente nula e quando isto ocorrer a impedância Z_X , que se deseja determinar, será dada por:

$$Z_X = \frac{Z_1}{Z_2} \times Z_3 \quad [\Omega]$$

Equação 2.11

A configuração básica da ponte é vista a seguir.

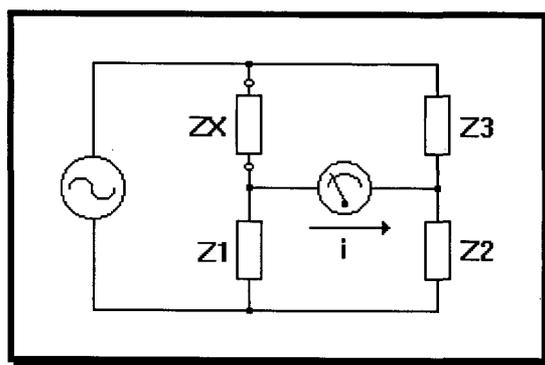


Figura 2.3 - Configuração do método da ponte (Modificado de Valentinuzzi, 1992)

2.2.2 Método da Corrente / Tensão

Neste método, a impedância é determinada pela relação entre uma corrente e uma tensão. A faixa de frequências de operação deste método varia de 10 Hz até 100 MHz. As equações abaixo mostram as relações entre impedância, tensão e corrente para este método.

Quando $R \ll Z_X$, tem-se:

$$Z_X = \frac{V_1}{I} \quad [\Omega]$$

Equação 2.12

onde :

$$I = \frac{V2}{R} \text{ [A]}$$

Equação 2.13

A seguir, temos a configuração do método.

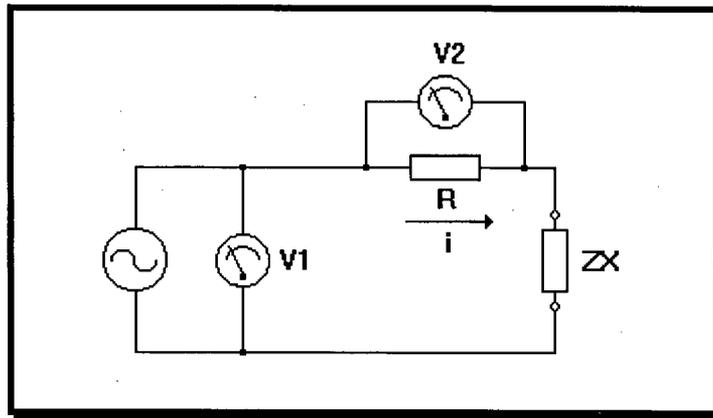


Figura 2.4 - Configuração do método corrente / tensão (Modificado de Valentinuzzi, 1992)

De todos os métodos que serão vistos aqui, o método da corrente/tensão é o mais simples e o mais usado para se medir o módulo de impedâncias biológicas. Apresenta duas configurações, sejam elas: bipolar e tetrapolar.

2.2.2.1 Corrente constante bipolar

Tem-se na Figura 2.5 a ilustração deste princípio. Uma fonte de corrente alternada e amplitude constante que, pode ser formada por dois resistores (R) iguais e simétricos e um gerador de tensão (E), de frequência (f) alimentando a impedância (Zx) que se deseja medir. Fornecer corrente constante é condição indispensável para se obter a relação de proporcionalidade entre tensão de saída e impedância. Por essa razão, a resistência série do

gerador deve ser sempre muito maior do que a impedância biológica (Geddes & Baker, 1989).

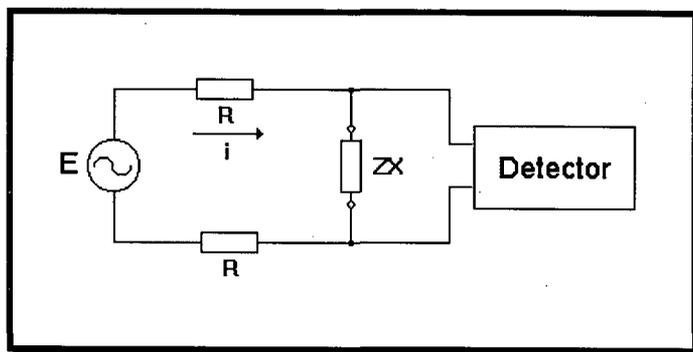


Figura 2.5 - Configuração do método bipolar (Modificado de Valentinuzzi, 1992)

O valor de tensão percebido pelo detector é diretamente proporcional à impedância biológica. Circuitos deste tipo foram descritos e usados por Geddes et al (1968), Glavin et al (1970), Spinelli et al (1980) e Pollan et al (1988) (Valentinuzzi, 1992).

2.2.2.2 *Corrente constante tetrapolar*

O circuito tetrapolar é mostrado na Figura 2.6. Também usa uma fonte de corrente constante (I) e frequência (f), injetada através dos pontos A e B do tecido biológico. A medição se faz em outros pontos, C e D, através do amplificador ligado ao detector.

No circuito tetrapolar, a corrente entra no tecido através de dois eletrodos injetores (eletrodos de corrente) e o sinal é detectado por outros dois eletrodos (eletrodos de tensão). A corrente injetada pelos primeiros eletrodos é independente da impedância da interface eletrodo/tecido e da impedância biológica própria, quando a impedância de saída da fonte de corrente for muito

maior que a soma das impedâncias das duas interfaces e da impedância do tecido.

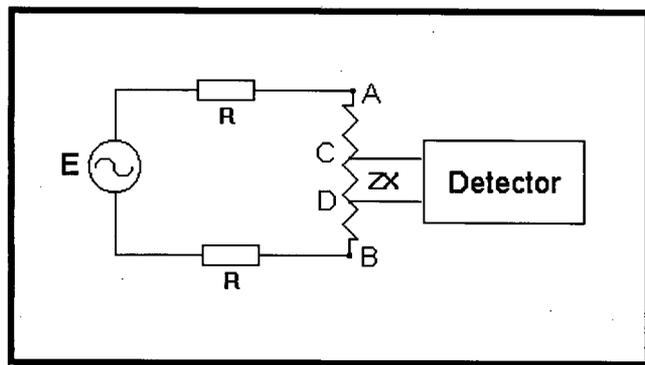


Figura 2.6 - Configuração do método tetrapolar (Modificado de Valentinuzzi, 1992)

Se o amplificador ligado aos eletrodos de corrente tiver uma impedância de entrada elevada em relação à soma das impedâncias da interface dos eletrodos de tensão e da impedância biológica, então, obtém-se um sistema cuja saída não tem distorção ou a tem na mínima quantidade.

Circuitos impedanciométricos tetrapolares foram descritos por Baker et al, (1973); Clavin e Valentinuzzi, (1977); Arenson et al, (1981); Spinelli e Valentinuzzi, (1983) (Valentinuzzi, 1992).

2.2.3 Método da ponte de auto balanceamento

A Figura 2.7 ilustra o princípio básico deste método, o qual faz uso de um amplificador operacional com impedância de entrada de valor muito alto e dois voltímetros. Sua faixa de frequência de trabalho varia em função do amplificador utilizado mas, de uma forma geral, opera dentro de uma faixa de 5 Hz à 40 MHz. Obtém-se o valor do módulo da impedância quando (V1) e (V2) forem iguais. Nesta condição, a corrente (I) que percorre (ZX) e (R) é a mesma,

uma vez que a corrente de entrada do amplificador operacional é praticamente zero.

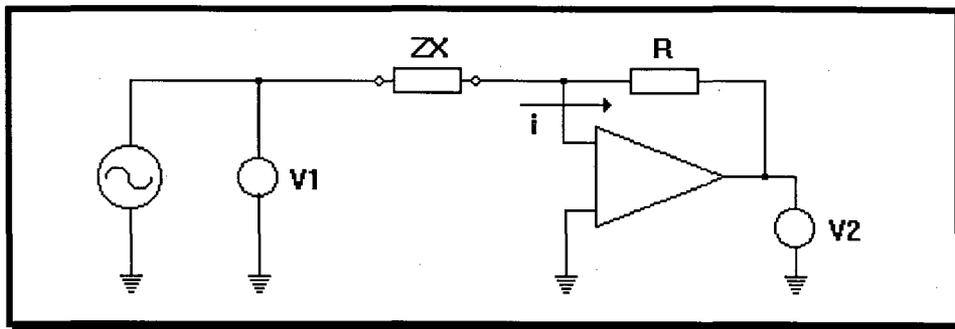


Figura 2.7 - Configuração do método da ponte de auto balanceamento (Modificado de Valentinuzzi, 1992)

2.2.4 Método da Análise de Rede no Domínio da Frequência

Neste método, aplica-se um sinal senoidal no tecido em estudo e mede-se o coeficiente de reflexão deste sinal, o qual fornece o valor da impedância. Este método de análise de rede é aplicável somente para frequências superiores a 300 kHz. Possui boa precisão quando a impedância que se deseja conhecer encontra-se dentro da faixa de impedâncias do modelo.

2.2.5 Método de Análise de Rede no Domínio do Tempo

Como ocorre no método anterior, neste também aplica-se um sinal, só que neste caso, o sinal aplicado é um degrau ou um impulso. O coeficiente de reflexão fornece o valor da impedância. A frequência de operação também deve ser maior que 300 kHz. A principal vantagem deste método é sua alta velocidade de resposta, porém, possui baixa precisão.

2.2.6 Método da Ressonância

Esta configuração, ilustrada na Figura 2.8, possui uma precisão em torno de 10%, a qual pode ser melhorada em função do equipamento.

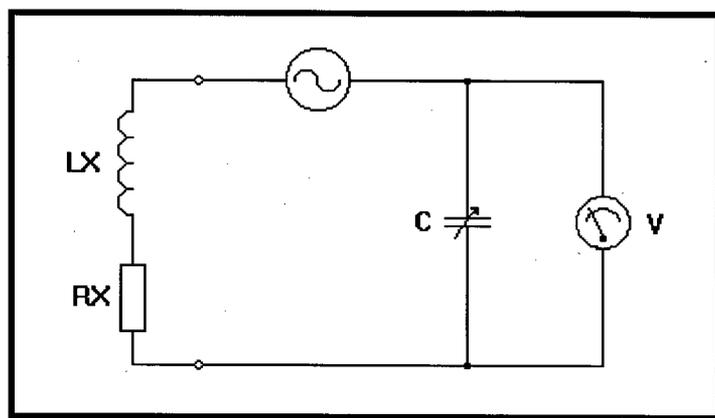


Figura 2.8 - Circuito básico do método da ressonância (Modificado de Valentinuzzi, 1992)

Sua faixa de frequência vai de 10 kHz até 75 MHz. Sua principal desvantagem é a necessidade de ajuste para que o circuito entre em ressonância, sempre que se muda a impedância de prova. Os valores de (LX) e (RX), são obtidos da relação entre (f), (C) e pela medição de tensão em (C).

2.3 Efeitos da Corrente Elétrica

Geralmente, o processo de medição de uma impedância biológica exige a aplicação de uma corrente elétrica no tecido e, naturalmente, não se quer danificá-lo nem produzir dor ou moléstia ao paciente. Do ponto de vista fisiológico, isto significa que não se deve estimular nenhum tecido excitável (nervo ou músculo, seja este esquelético, cardíaco ou liso) (Guyton, 1996). Discussões sobre o tipo de corrente adequado para estimulação e suas relações com a amplitude e frequência são apresentadas a seguir.

2.3.1 Estimulação

Estímulo, neste contexto, refere-se a um evento externo que é aplicado a uma célula excitável e que resulta na despolarização e uma posterior repolarização. As células excitáveis podem ser sensíveis ao estímulo luminoso, algumas ao estímulo sonoro, outras ao estímulo mecânico e ainda outras ao estímulo químico. Todas as células excitáveis são sensíveis, em algum grau, ao estímulo elétrico, isto é, à passagem da corrente elétrica através da membrana celular excitável causando uma resposta, sempre que as características do estímulo forem adequadas.

Os estimuladores atuam como uma fonte de corrente constante, com impedância de saída $Z_0 > 10k\Omega$ ou fonte de tensão constante ($Z_0 < 50\Omega$). Não há preferência do uso de um ou outro tipo. Embora esta controvérsia do uso do melhor tipo de estimulador seja rotina, nenhum dos dois tipos permite uma predição da quantidade de corrente que passa através das células estimuladas (Geddes & Baker, 1989).

2.3.2 Limites de Corrente

Quando a corrente aplicada a um indivíduo é suficiente para causar respostas dos tecidos excitáveis, as mesmas produzirão sensação, dor ou contrações, dependendo do tipo dos tecidos envolvidos. A Figura 2.9 ilustra o limiar de percepção (em mA eficazes) usando duas configurações distintas, pescoço-abdome e transtorácica, quando a frequência de estimulação passou de valores muito baixos (poucos Hz) a valores relativamente altos (10 kHz). De maneira geral, quando a estimulação ainda é baixa (entre 0.3 e 10 mA eficazes),

acontece somente a percepção. Com valores maiores (entre 10 e 100 mA), nervos e músculos são vigorosamente estimulados, resultando em contrações e dor. A máxima corrente para a qual o indivíduo pode ainda controlar voluntariamente seus músculos chama-se corrente de liberação ("let-go current"). Valores maiores do que 15 mA, dependendo do caminho da corrente, produzem parada respiratória e dores intensas. A faixa de valores de fibrilação está entre 50 mA e aproximadamente 5 ou 6 A (Geddes & Baker, 1989).

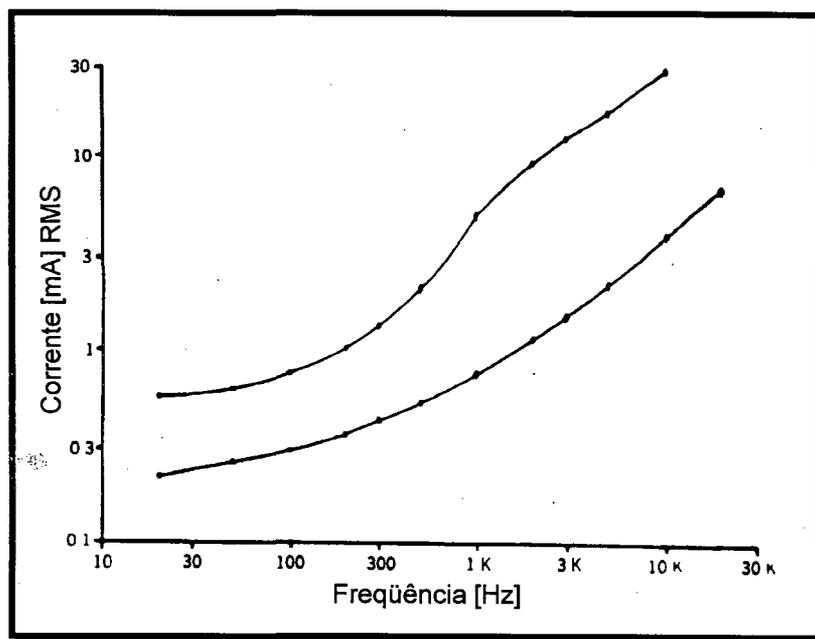


Figura 2.9 - Limiar de percepção de um estímulo (Modificado de Geddes & Baker, 1989)

Capítulo 3

3. INTERFACE PELE-ELETRODO

3.1 Eletrólitos

Quando eletrodos metálicos são colocados sobre a pele, um composto eletrolítico é usado para estabelecer o contato ôhmico com os fluidos da superfície do corpo. O eletrólito normalmente está contido em uma espécie de pasta ou gel. Compostos eletrolíticos semelhantes foram desenvolvidos quando existia a necessidade de estabelecer uma baixa resistência de comunicação entre o paciente e os antigos galvanômetros. Esta comunicação era conseguida com eletrodos de imersão, os quais requeriam que o indivíduo estivesse sentado, com ambas as mãos e pés dentro de um recipiente com solução salina. Algumas experiências com este tipo de eletrodo indicaram que o ECG ficava distorcido se a resistência do eletrodo era alta e, portanto, para que se obtivesse um registro satisfatório era necessário que esta resistência não excedesse um determinado valor, estimado em 5 k Ω (Geddes, 1972).

Williams (1910), Cohn (1920), Russel (1935), Jenks e Graybiel (1935), Bell et al. (1939), Marchant (1940), Littmann (1951), Shackel (1958), Thompson (1958), Lykken (1959), Kniskern (1961), Fishmann et al. (1962), Edelberg (1962), King (1964), Asa et al. (1964), Lewes (1965) e Fascenelli (1966), são alguns dos vários cientistas deste século que, com seus estudos, contribuíram para o desenvolvimento de compostos eletrolíticos (Geddes, 1972).

A Tabela 3.1 fornece uma listagem de algumas pastas eletrolíticas comercialmente disponíveis, com suas respectivas resistividades.

Tipo de Eletrólito	Fornecedor	Resistividade [$\Omega \cdot \text{cm}$]
Redux Electrode Paste	Hewlett Packard	9.4
Electrode Cream EC-2	Grass Instrument Co.	30
Cambridge Electrode Jelly	Cambridge Instrument	10.4
Beckman-Offner Paste	Beckman Instrument	5.9
EKG Sol	Burton, Parsons & Co.	200
Burdick Electrode Jelly	Burdick Co.	10
Cardiopan	Leichti	120
Cardette Electrode Jelly	Newmark Instrument Co.	313
Electrode Jelly	Smith & Nephew Ltd.	118
Cardioluxe Electrode Jelly	Philips Electrical Ltd.	84
Electrode Jelly	Data Display Ltd.	196
NASA Flight Paste	NASA	13
Electrode Cream	NASA	82
K-Y Lubricating Jelly	Johnson & Johnson	323

Tabela 3.1 - Resistividade de algumas pastas eletrolíticas comerciais (Geddes, 1972)

Uma informação importante a ser retirada destas pesquisas é que a impedância pele-eletrodo deve ser relacionada com impedância de entrada dos registradores bioelétricos. Para evitar a redução da amplitude e distorção nos componentes dos sinais bioelétricos, a impedância de entrada dos registradores deve ser de 100 a 1000 vezes maior que a impedância pele-eletrodo.

Ao usar eletrodos de superfície com pasta eletrolítica, é importante notar que impedância desta interface será alta no momento imediatamente após a aplicação e, com a passagem do tempo, vai reduzindo. Esta característica, como é visto na Figura 3.1, foi relatada por Roman (1966) e também por Almasi e Schimitt (1970). Estes pesquisadores estudaram a característica temporal da impedância pele-eletrodo a 10 Hz, utilizando uma pasta eletrolítica (Redux Electrode Paste) e três tipos diferentes de eletrodos (não mencionados) colocados sobre o antebraço (Geddes, 1972).

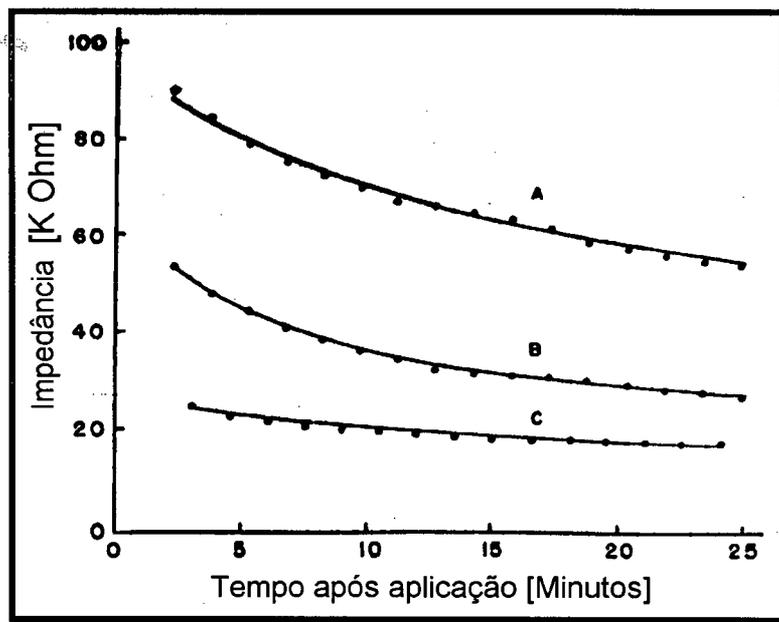


Figura 3.1 - Curvas demonstrativas da redução da impedância com o tempo

(Modificado de Geddes, 1972)

Em suas investigações, Almasi e Schimitt encontraram diferenças de impedâncias em partes distintas do corpo. Como por exemplo, a impedância pele-eletrodo do antebraço é, em média, quinze vezes maior que a impedância pele-eletrodo da testa. Outra diferença se refere ao sexo, ou seja, a impedância pele-eletrodo nas mulheres é cerca de 50% maior do que nos homens. Estes

investigadores também observaram que pessoas com pele escura aparentam ter uma impedância pele-eletrodo maior do aquelas de pele clara (Geddes, 1972).

3.2 Pele

Para entender melhor as características da interface pele-eletrodo, é interessante conhecer a estrutura anatômica da pele e entender como os eletrodos se conectam eletricamente com os tecidos e fluidos que envolvem os geradores bioelétricos.

A pele (Figura 3.2), ou tegumento, é o limite entre o corpo e o meio ambiente. Ela protege as partes subjacentes do corpo de invasão e danos. Ao mesmo tempo que tem um papel importante na sensação, permite a passagem seletiva de substâncias para o meio exterior. Além disso, no homem e em alguns animais, a pele tem um papel importante na regulação da temperatura.

Embora a pele humana varie dependendo da região do corpo, existem basicamente dois tipos: sem pelos e com pelos. O primeiro tipo é encontrado na palma das mãos e na sola dos pés, enquanto que o segundo tipo cobre todo o resto do corpo.

Histologicamente, a pele é dividida em três camadas: epiderme, derme e tecido subcutâneo. Enquanto a epiderme é caracterizada por células mortas sobre células vivas e pigmentadas, a derme é uma estrutura de tecido conectivo, elástico e de células vivas. A derme é nutrida por uma rica fonte vascular que vai até as camadas mais superficiais da pele. Dentro da derme

também são encontradas numerosas fibras nervosas, órgãos sensoriais, fibras musculares lisas e glândulas.

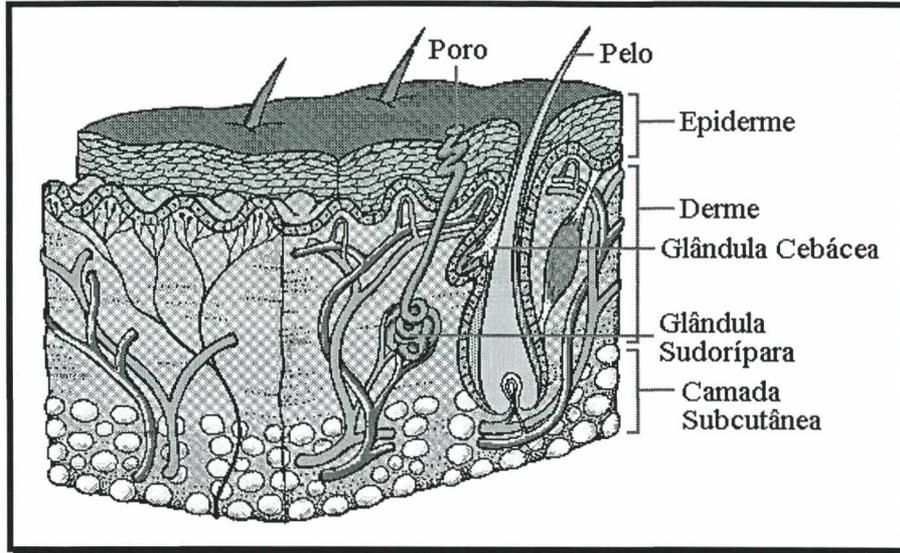


Figura 3.2 - Seção da pele com suas camadas (Modificado de Webster 1992)

3.2.1 Resposta da pele aos eletrólitos

Quando um evento bioelétrico é registrado com eletrodos de superfície, é necessário prestar atenção no tipo de metal do eletrodo e na preparação eletrolítica usada, uma vez que cada um deles, em contato com a pele, pode produzir uma resposta fisiológica diferente.

Algumas substâncias de certas pastas eletrolíticas podem produzir, em algumas pessoas, reações alérgicas, eritema e até descoloração da pele. Algumas espécies de íons estimulam as células e ainda outros são tóxicos (Geddes, 1972).

3.3 Eletrodos de Biopotencial

A fim de medir e registrar potenciais e, portanto, correntes e/ou tensões no corpo, é necessário estabelecer uma interface entre o corpo e o aparelho eletrônico de medição. Esta função de interface é desempenhada pelos eletrodos de biopotencial. Em qualquer medição prática de potenciais, a corrente flui pelo circuito eletrônico na menor fração de tempo a qual a medição é realizada. Idealmente esta corrente deve ser muito pequena, no entanto, nunca é zero. Os eletrodos de biopotencial devem, portanto, ter a capacidade de conduzir uma corrente através da interface entre o corpo e o circuito de medição. À primeira impressão, isto pode parecer fácil, mas quando considerado com maiores detalhes, verifica-se que o eletrodo realiza a função de transdução, porque a corrente é conduzida no corpo pelos íons e conduzida pelo eletrodo e condutor através de elétrons. Portanto o eletrodo deve servir como um transdutor para mudar uma corrente iônica para uma corrente elétrica.

3.4 A interface eletrodo-eletrólito

Quando um eletrodo metálico é colocado em uma solução aquosa, existe uma tendência para os íons do metal entrarem na solução e dos íons da solução reagirem quimicamente com o eletrodo. Embora os detalhes da reação possam ser complexos em determinadas situações, o resultado é uma distribuição de cargas na interface eletrodo-eletrólito. O arranjo espacial destas cargas depende do modo como o metal do eletrodo reage com o eletrólito. Vários modelos de distribuição de cargas na interface são propostos na literatura, como se pode observar na Figura 3.3.

são chamados de perfeitamente não polarizáveis. Os eletrodos reais têm propriedades que se encaixam próximas a estes limites idealizados. Deve ficar evidenciado que um eletrodo verdadeiramente polarizado tem todas as características de um capacitor (Geddes, 1972). MacInnes (1961) afirmou que o termo “polarização do eletrodo” é usado em duas situações: com relação a distribuição de cargas na interface eletrodo-eletrólito e também referindo-se a condição onde o potencial da referida interface é alterado pela passagem de uma corrente (Geddes, 1972).

O movimento das cargas na interface eletrodo-eletrólito é ilustrada esquematicamente na Figura 3.4. A corrente que cruza a interface, passando do eletrodo para o eletrólito, consiste de:

- elétrons (e^-) movimentando-se no sentido oposto da corrente do eletrodo;
- cátions (C^+) movimentando-se no mesmo sentido da corrente;
- e ânions (A^-) movendo-se no sentido oposto da corrente do eletrólito.

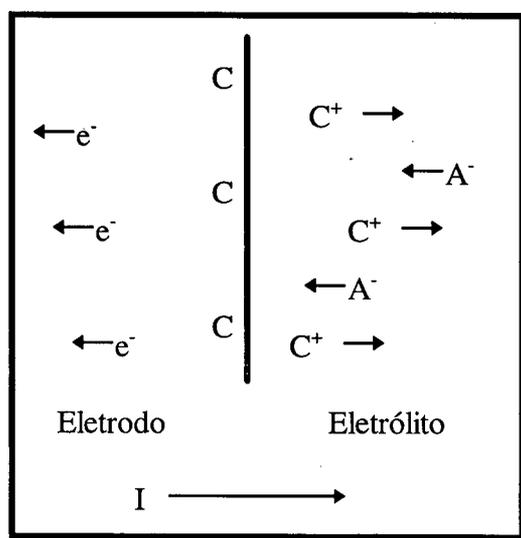


Figura 3.4 - Movimentação das cargas na interface eletrodo-eletrólito quando da passagem de corrente elétrica (Modificado de Webster, 1992)

A distribuição de íons no eletrólito, nas proximidades da interface metal-eletrólito, tem sido de grande interesse para eletroquímicos e várias teorias têm sido desenvolvidas para descrevê-las (Geddes, 1972).

Alguns livros comparam a carga e a distribuição de potenciais para quatro destas teorias, enquanto outros, em uma discussão de potencial de meia-célula, consideram um modelo rígido. Antes de analisar estas teorias, deve-se aceitar suas conclusões gerais, ou seja, algum tipo de separação de cargas na interface eletrodo-eletrólito resulta em uma dupla camada elétrica, onde um tipo de carga é dominante na superfície do metal e a carga oposta é distribuída em excesso no eletrólito imediatamente adjacente (Geddes, 1972).

Uma vez que é impossível medir a diferença de potencial que se estabelece nesta interface com um único eletrodo, foi arbitrado um eletrodo padrão para a realização das medições. Este eletrodo padrão é o eletrodo de hidrogênio, que consiste de uma preparação especial de uma superfície de platina em contato com uma solução de íons de hidrogênio e de hidrogênio molecular dissolvido.

A diferença de potencial entre um eletrodo qualquer e o eletrodo de referência é conhecida como potencial de meia-célula. Este é determinada pelo metal envolvido, a concentração de íons na solução, a temperatura, bem como outros fatores secundários. O conhecimento do potencial de meia-célula é importante para a compreensão do comportamento dos eletrodos de biopotencial.

A Tabela 3.2 lista uma variedade de materiais que são usados na fabricação dos eletrodos, com seus respectivos potenciais de meia-célula.

Metal e reação	Potencial ½ célula [V]	Coef. Temp. [mV/° C]
$\text{Al} = \text{Al}^{3+} + 3 \text{e}^-$	- 1,662	+ 1,375
$\text{Zn} = \text{Zn}^{2+} + 2 \text{e}^-$	- 0,7628	+ 0,962
$\text{Zn (Hg)} = \text{Zn}^{2+} + \text{Hg} + 2\text{e}^-$	- 0,7627	-
$\text{Cr} = \text{Cr}^{3+} + 3 \text{e}^-$	- 0,744	+ 1,339
$\text{Fe} = \text{Fe}^{2+} + 2 \text{e}^-$	- 0,4402	+ 0,923
$\text{Cd} = \text{Cd}^{2+} + 2 \text{e}^-$	- 0,4029	+ 0,778
$\text{Ni} = \text{Ni}^{2+} + 2 \text{e}^-$	- 0,250	+ 0,930
$\text{Pb} = \text{Pb}^{2+} + 2 \text{e}^-$	- 0,126	+ 0,420
$\text{Ag} + \text{Cl}^- = \text{AgCl} + \text{e}^-$	+ 0,2225	+ 0,213
$\text{Cu} = \text{Cu}^{2+} + 2 \text{e}^-$	+ 0,337	+ 0,879
$\text{Cu} = \text{Cu}^+ + \text{e}^-$	+ 0,521	+ 0,813
$2 \text{Hg} = \text{Hg}_2^{2+} + 2 \text{e}^-$	+ 0,788	-
$\text{Ag} = \text{Ag}^+ + \text{e}^-$	+ 0,7991	- 0,129
$\text{Pt} = \text{Pt}^{2+} + 2 \text{e}^-$	+ 1,2	-
$\text{Au} = \text{Au}^{3+} + 3 \text{e}^-$	+ 1,498	-
$\text{Au} = \text{Au}^+ + \text{e}^-$	+ 1,691	-

Tabela 3.2.- Potenciais dos materiais comumente usados em eletrodos (Geddes, 1972)

A interface eletrodo-eletrólito é uma estrutura muito complexa, que contém resistências e elementos reativos, cujas magnitudes dependem da frequência e da intensidade da corrente usada para a realização da medição. A impedância de entrada para os amplificadores de biopotenciais conectados a eletrodos deve ser maior que 10 MΩ. Se o amplificador de entrada não possuir impedância elevada, a medida do sinal será distorcida de duas maneiras:

1. Haverá uma atenuação considerável da amplitude do sinal;
2. A forma de onda do sinal será distorcida (pelo elemento capacitivo da interface pele-eletrodo).

Os tecidos biológicos e a interface eletrodo-eletrólito podem ser representados através de circuitos equivalentes formados por resistores, capacitores e fontes. Estes circuitos de interface são somente modelos, que ajudam a compreender o comportamento dos tecidos do ponto de vista elétrico. Os elementos destes circuitos equivalentes não mantêm constantes os seus valores, pois dependem da temperatura, frequência, densidade de corrente, tipo de eletrodo e tipo de pele, devendo-se, portanto, tomar cuidado ao aplicar simplesmente as leis próprias da eletricidade, sem levar em consideração todos os fatores de influência.

3.5 Características elétricas da interface pele-eletrodo

Como para obter um registro de biopotencial é necessário conectar dois eletrodos à entrada de cada amplificador dos aparelhos de registro, maiores informações sobre os efeitos das propriedades do eletrodo podem ser obtidas a partir de uma revisão do circuito equivalente de um par de eletrodos e da entrada no primeiro estágio do amplificador do dispositivo de registro, como se pode ver na Figura 3.5.

Considera-se (G) como sendo um gerador de biopotencial de frequência (f), responsável por conduzir a atividade elétrica até a superfície da pele. O caminho resistivo por onde esta atividade passa inclui a resistência interna do gerador (R_g), a resistência do tecido (R_t) e a resistência da pele (R_s). O

contato da superfície da pele com os eletrodos é intermediado pelo eletrólito, sendo (E_1) e (E_2) os potenciais e (Z_1) e (Z_2) as impedâncias das interfaces eletrodo-eletrólito. As resistências de entrada (R_{in1}) e (R_{in2}), completam o circuito.

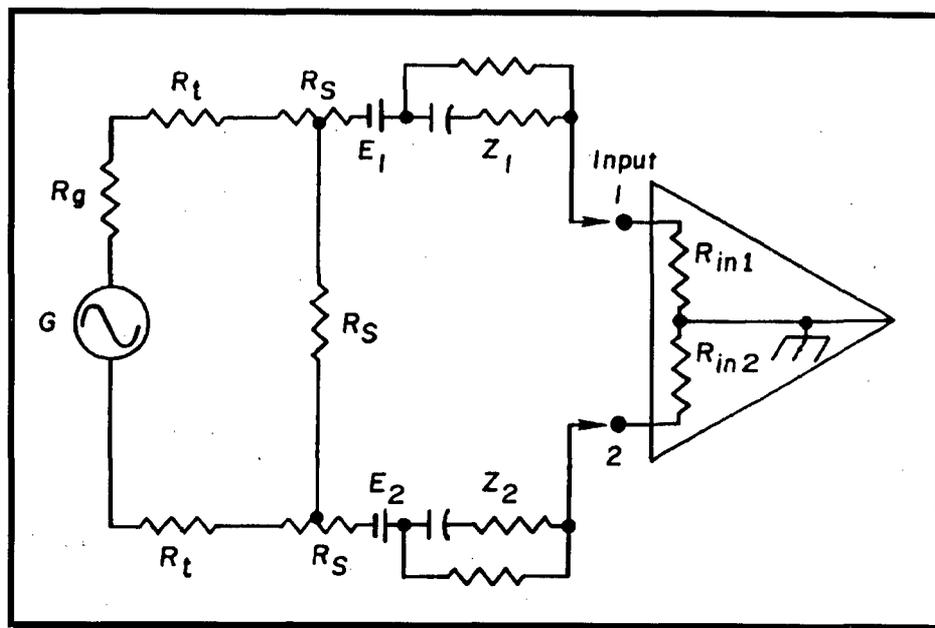


Figura 3.5 - Circuito equivalente de um par de eletrodos sobre a superfície da pele.

(Modificado de Tyner, 1989)

Idealmente, as resistências e capacitâncias em cada um destes circuitos serão iguais e qualquer potencial DC que apareça nas entradas também deverá ser igual. O fluxo de corrente contínua causará um deslocamento na linha de base do registrador e uma extrema polarização fará com que a corrente flua em apenas um sentido, causando uma distorção no sinal AC.

3.6 Eletrodos de superfície

Quando um eletrodo é colocado sobre a pele para registrar um evento bioelétrico, é desejável detectar as variações de potencial que surgem

devido à corrente que flui pelo tecido do corpo e pelo eletrólito, como resultado das mudanças de potencial que são produzidas pelos geradores bioelétricos.

Levando em consideração que a maioria dos instrumentos de registro bioelétrico são registradores de tensão com impedância de entrada finita, é necessário estabelecer o contato ohmico adequado entre os tecidos condutivos e os fluidos corporais, através do qual fluem as correntes bioelétricas. Por esta razão, é importante saber o valor da impedância dos eletrodos empregados nos registros.

Quando são usados eletrodos que possuem uma grande área de contato, é habitual medir a resistência entre seus terminais, porém, como um valor de resistência não descreve por si só o circuito elétrico constituído pelos eletrodos e o material biológico, para descrever o circuito adequadamente é necessário conhecer suas componentes resistivas e reativas para todas as freqüências (Geddes, 1972).

Com o passar do tempo, foram sendo desenvolvidos vários tipos de eletrodos de superfície para registro de biopotenciais. Esta categoria de eletrodos inclui alguns tipos, sejam eles: eletrodos de sucção, eletrodos flutuantes, eletrodos flexíveis, eletrodos secos, eletrodos de placa de metal e eletrodos de disco de metal. Os tipos de eletrodos de superfície mais usados são descritos de maneira mais detalhada a seguir.

3.6.1 Eletrodos de Placa de Metal

Uma das formas mais utilizadas de eletrodos de biopotencial é o eletrodo de placa de metal. Em seu formato básico, consiste de uma placa

condutora metálica em contato com a pele. Um certo tipo de pasta eletrolítica é usada para estabelecer e manter o contato entre a pele e o eletrodo.

A Figura 3.6 mostra algumas formas deste tipo de eletrodo. Ele consiste de uma placa de metal curvada para dentro formando um segmento cilíndrico. Este tipo de eletrodo é tradicionalmente fabricado de prata alemã (uma liga de níquel e prata). Antes de ser conectado ao corpo, sua superfície côncava é coberta com pasta eletrolítica.

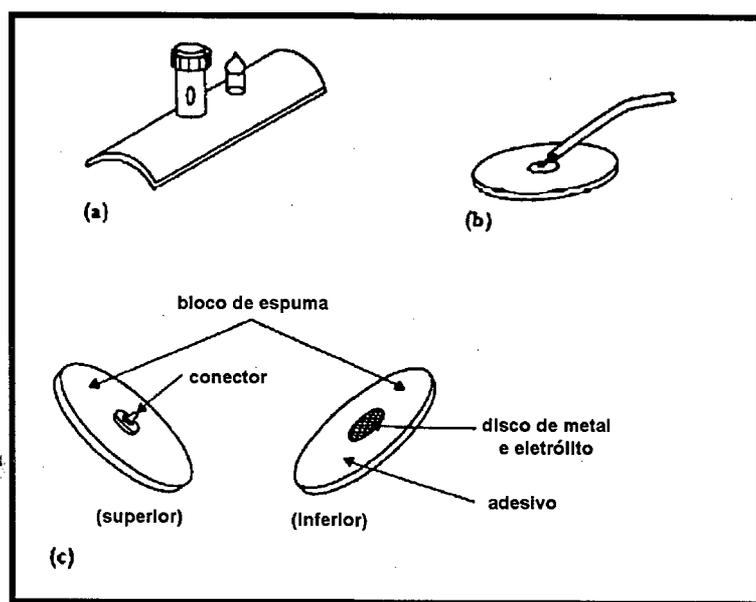


Figura 3.6 - Eletrodos de placa de metal para superfície do corpo (Modificado de Webster, 1992)

Uma segunda variedade de eletrodo de metal é ilustrado na Figura 3.6(b). Este eletrodo, o qual tem um fio soldado atrás da superfície de contato, pode ser fabricado com vários tipos de materiais. Algumas vezes, a conexão entre o fio e o eletrodo é protegido por uma camada de material isolante como epoxy ou cloreto de polivinil. Este dispositivo pode ser utilizado para registro de ECG no tórax do paciente, bem como em monitores cardíacos para registros de longo tempo.

Para estas aplicações, o eletrodo é normalmente fabricado com placa de prata que, pode ter ou não, uma camada de depósito eletrolítico de cloreto de prata sobre esta superfície de contato. O eletrodo é coberto com pasta eletrolítica, pressionado contra o peito do paciente e mantido no local através de uma fita adesiva. Este tipo de eletrodo também é usado para registro de EMG de superfície. Nestes registros, utilizam-se placas de aço inoxidável, platina ou folhados a ouro para minimizar o risco de reações químicas com o suor ou com a pasta eletrolítica. Embora estes materiais produzam eletrodos polarizáveis, os artefatos de movimentação gerados não são normalmente um problema causado por eles e podem ser removidos por filtragem, já que cada equipamento possui certos filtros com frequências determinadas.

Os eletrodos utilizados em monitorização de EMG são geralmente menores do que aqueles usados em registros de ECG. Eletrodos de placa como esses também são fabricados de chapa de metal (geralmente uma chapa de prata) e são aplicados como eletrodos descartáveis. A espessura da folha permite aderir perfeitamente a superfície do corpo. Devido sua pequena espessura, quando é retirada de uso, o desperdício de prata é muito pequeno. O aspecto econômico é um item importante para determinar quais os materiais e os aparelhos que devem ser usados nos hospitais.

Na escolha de eletrodos de ECG adequados para aplicações de monitorização ao paciente, os médicos estão cada vez mais preferindo eletrodos que já vêm com adesivos e uma camada de gel, já que estes dispositivos estão prontos para serem aplicados aos pacientes. Um tipo popular de eletrodos desta variedade é mostrado na Figura 3.6(c). Ele consiste de um disco relativamente

grande de uma espécie de borracha ou plástico com uma lâmina prateada localizado em seu centro. A lâmina prateada serve como eletrodo e pode ser coberto com uma camada de cloreto de prata eletroliticamente depositada. O disco de borracha, em cuja face o eletrodo é fixado, é coberto com material adesivo compatível com a pele. O objetivo do adesivo, além de fixar o eletrodo, é evitar a evaporação da pasta eletrolítica. Para colocar o eletrodo no paciente, efetua-se a limpeza somente sobre a área onde o mesmo será fixado, abre-se o pacote e retira-se eletrodo, remove-se o papel do adesivo e o pressiona no local devido. Este procedimento é efetuado rapidamente e não necessita de uma técnica especial, semelhante a empregada nos eletrodos comuns que utilizam pasta eletrolítica e fitas adesivas, na qual se deve ter cuidado ao manipular (Geddes, 1972).

3.6.2 Eletrodos de Disco de Metal

Para obter o EEG do escalpo humano, é conveniente usar eletrodos de disco de metal com diâmetro em torno de 8 mm, feitos de prata. Algumas vezes, os discos são levemente côncavos para permitir a retenção da pasta eletrolítica que estabelece o contato ohmico com o escalpo devidamente limpo. Os eletrodos são normalmente presos ao escalpo através de fitas adesivas, esparadrapo ou uma espécie de cera com baixo ponto de fusão.

A impedância medida entre um par de eletrodos de disco de prata aplicados ao escalpo humano depende da área dos eletrodos, da maneira como o escalpo foi preparado e do tipo de pasta eletrolítica empregada. Em eletroencefalografia clínica, os especialistas objetivam encontrar uma resistência

entre 5 k Ω e 15 k Ω . Se o escalpo sofrer um processo de escarificação, a resistência pode ser reduzida até 2 k Ω (Geddes, 1972). Curvas típicas da impedância em função da freqüência, medidas em três pares de eletrodos de prata com 8 mm de diâmetro, aplicados ao escalpo com pasta eletrolítica à base de bentonite são mostradas na Figura 3.7.

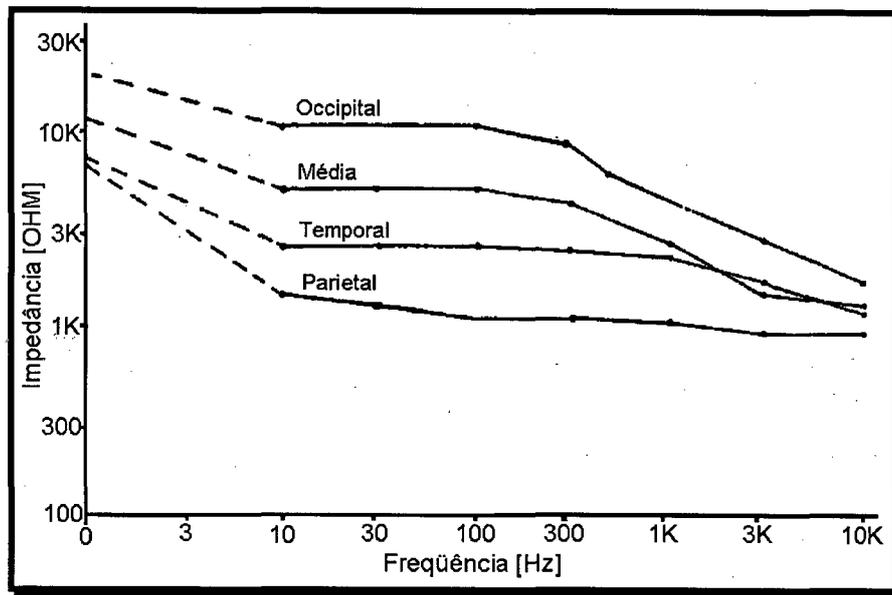


Figura 3.7 - Curvas de impedância x freqüência em três pontos do escalpo humano e a média, considerando estas três localizações (Modificado de Geddes, 1972)

A diferença entre as curvas simplesmente reflete as variações na técnica de aplicação, de acordo com o local onde foram feitas as medições. Os valores extremos de impedância estão situados em aproximadamente 2 k Ω e 20 k Ω . O maior valor de impedância (20 k Ω), indica que a impedância de entrada de um registrador de EEG deve estar entre 2 M Ω e 20 M Ω , ou seja, de cem a mil vezes maior que 20 k Ω . Estes valores de impedância de entrada não permitiriam com que a amplitude dos sinais eletroencefalográficos fosse apreciavelmente reduzida.

3.7 Considerações Sobre a Impedância de Entrada dos Registradores Bioelétricos

No processo de registro de eventos bioelétricos, o potencial entre os eletrodos só será inteiramente representativo se o dispositivo de medição não drenar corrente, ou seja, se sua impedância de entrada for infinita. Na prática, uma pequena corrente é drenada pelos dispositivos de medição. A fim de reduzir esta corrente à menor quantidade possível, a impedância de entrada destes instrumentos deve ser muitas vezes maior do que aquela que aparece entre os terminais dos eletrodos.

A área dos eletrodos e a natureza do tecido e fluidos corporais, as quais compreendem o gerador bioelétrico, determinam a impedância medida entre os terminais dos eletrodos. Portanto, é interessante examinar o circuito equivalente para se descobrir como especificar as características de entrada dos aparelhos de registro de biopotenciais. Na Figura 3.8(a), (R) e (r) são os resistores que representam a resistência equivalente do gerador bioelétrico e do tecido, respectivamente. Portanto, o potencial (E'_{AB}) entre os pontos A' e B' será menor que o potencial (E_{AB}) apresentado aos eletrodos. Sua equação é:

$$E'_{AB} = E_{AB} - I_m \times (Z_A + Z_B) \quad [V]$$

Equação 3.1

Onde:

Z_A : Impedância do eletrodo A (C_{ma} em paralelo com R_{ma});

Z_B : Impedância do eletrodo B (C_{mb} em paralelo com R_{mb}).

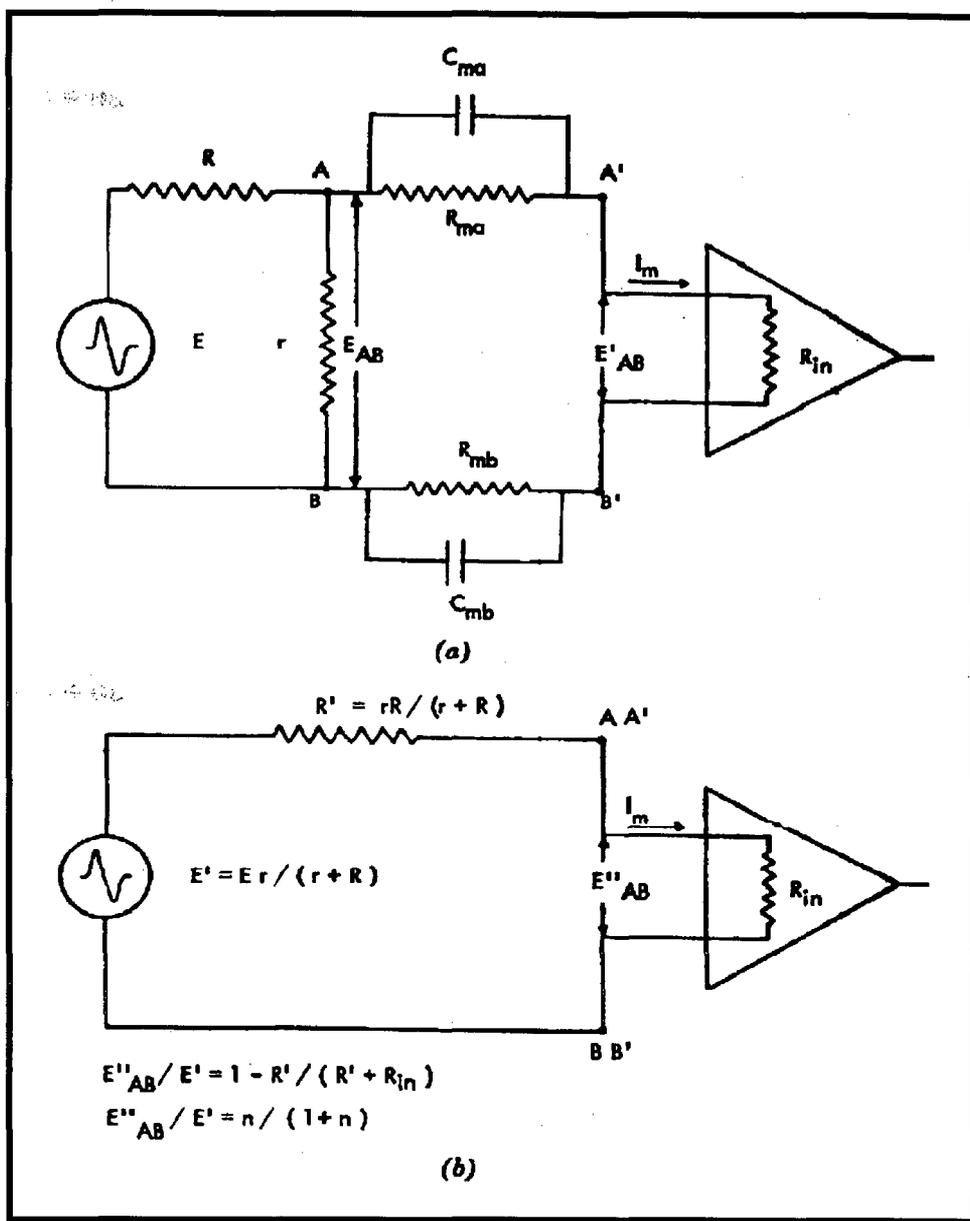


Figura 3.8 - (a) Circuito equivalente da impedância de entrada vista pelos amplificadores de registradores bioelétricos. (b) Circuito simplificado (Modificado de Geddes, 1972)

O circuito da Figura 3.8(a) pode ser simplificado usando-se o Teorema de Thévenin. Para aplicá-lo, é necessário considerar (E), (R) e (r) como sendo um gerador com terminais A e B, o qual fornece corrente para a carga ($Z_A + Z_B + R_{in}$). Retirando-se a carga, a tensão entre os terminais A e B é:

$$E' = \frac{E \times r}{R + r} \text{ [V]}$$

Equação 3.2

Curto-circuitando o gerador (E) e medindo a resistência entre A e

B:

$$R' = \frac{R \times r}{R + r} \text{ [\Omega]}$$

Equação 3.3

Então o circuito da Figura 3.8(a) pode ser representado pelo circuito série equivalente da Figura 3.8(b). Se as impedâncias (Z_A) e (Z_B) forem consideravelmente mais baixas que (R_{in}), então:

$$E''_{AB} = E' - I_m \times R' \text{ [V]}$$

Equação 3.4

$$I_m = \frac{E'}{R' + R_{in}} \text{ [A]}$$

Equação 3.5

Substituindo (I_m) na Equação 3.4:

$$\frac{E''_{AB}}{E'} = 1 - \frac{R'}{R' + R_{in}}$$

Equação 3.6

Se o valor de tensão verdadeiro depende da razão entre R_{in} e R' :

$$\eta = \frac{R_{in}}{R'}$$

Equação 3.7

Substituindo na Equação 3.6, obtém-se:

$$\frac{E''_{AB}}{E'} = \frac{\eta}{\eta+1}$$

Equação 3.8

A Figura 3.9 representa a relação entre a razão η e a porcentagem do sinal que se consegue captar com tal razão. Por exemplo, se a razão for 100/1, a tensão medida pelo equipamento representará 99% da tensão verdadeira (0,99). Para a razão 1000/1 este valor passa a ser 99,9%.

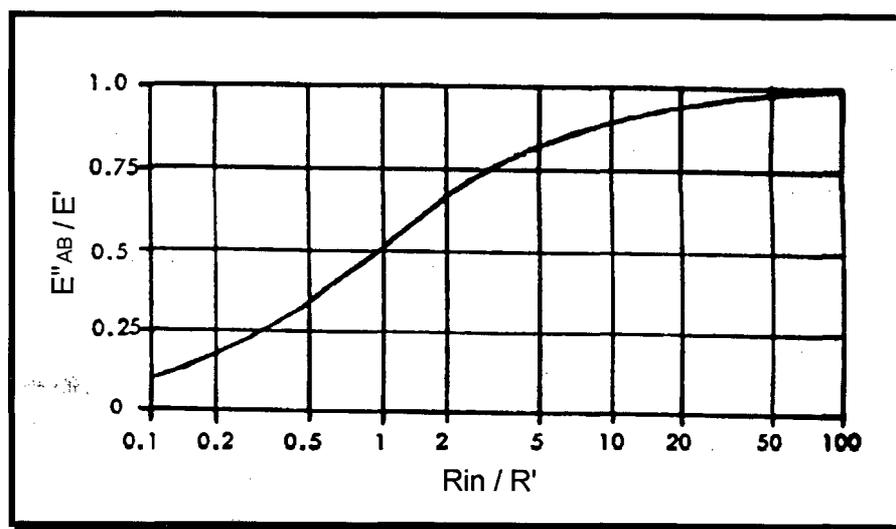


Figura 3.9 - Relação entre a razão η (R_{in}/R') e a quantidade de sinal que se consegue captar em função de η (Modificado de Geddes & Baker, 1989)

Capítulo 4

4. IMPLEMENTAÇÃO DO HARDWARE

4.1 SAASBIO III

Para que se possa entender melhor onde o IMPMOD está conectado, será apresentada uma visão geral do *hardware* do SAASBIO III. O SAASBIO III é dividido em dois módulos, sejam eles: módulo de aquisição e módulo de controle.

4.1.1 Módulo de aquisição

É nesta parte do *hardware* do SAASBIO III que se encontram os circuitos relativos a amplificação e filtragem dos sinais. As principais funções deste módulo são a captação dos sinais através do eletrodos e o condicionamento dos sinais através de amplificadores e filtros.

4.1.2 Módulo de controle

Este módulo é composto por uma fonte de alimentação isolada, um microcontrolador (Intel 80C31), memória EPROM, multiplexadores e um conversor A/D. O módulo de controle é responsável pela multiplexagem, digitalização e armazenamento temporário dos sinais adquiridos. Além disso, gerencia a comunicação de dados com o PC de forma serial e paralela.

A Figura 4.1 mostra onde o IMPMOD será conectado. A ligação entre o IMPMOD e o módulo de controle se dá através do canal serial e a conexão entre o IMPMOD e o módulo de aquisição acontece através do compartilhamento dos eletrodos e da fonte de alimentação.

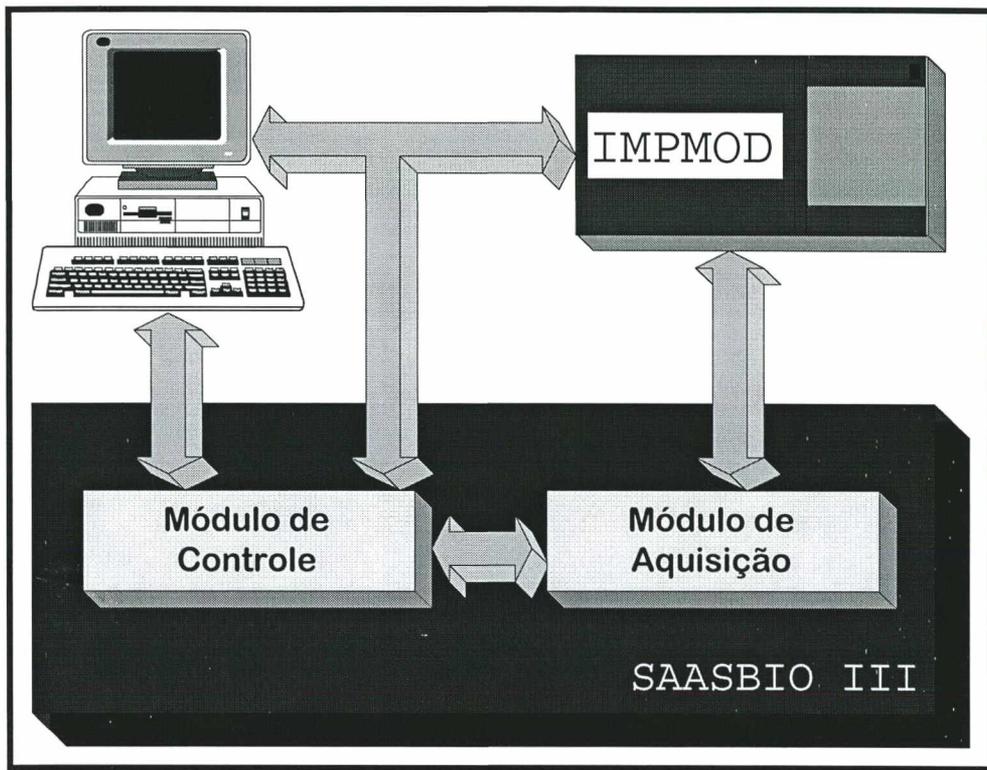


Figura 4.1 - Conexão entre o IMPMOD e o SAASBIO III

4.2 IMPMOD

O sistema é baseado em um microcontrolador, o qual determina e gerencia o funcionamento de todo o circuito. Ao receber o sinal de início de medição, o microcontrolador seleciona os eletrodos através do selecionador de eletrodos, inicializa o ganho do amplificador de ganho programável (AGP) e habilita o gerador de sinal. O sinal é enviado até os eletrodos, onde a impedância da interface pele-eletrodo serve como o elemento de *feedback*

(realimentação) para o amplificador de acoplamento. O sinal de tensão resultante é linearmente proporcional a impedância da interface eletrodo-pele-eletrodo, de acordo com a primeira lei de Ohm. O sinal é amplificado pelo AGP, retificado, filtrado e vai para o microcontrolador, onde é digitalizado. As palavras digitais correspondentes à impedância e ao ganho são enviadas ao PC pelo canal serial para que se possa calcular o valor de impedância. O circuito eletrônico desenvolvido é ilustrado em diagrama de blocos na Figura 4.2, sendo descrito com mais detalhes a seguir.

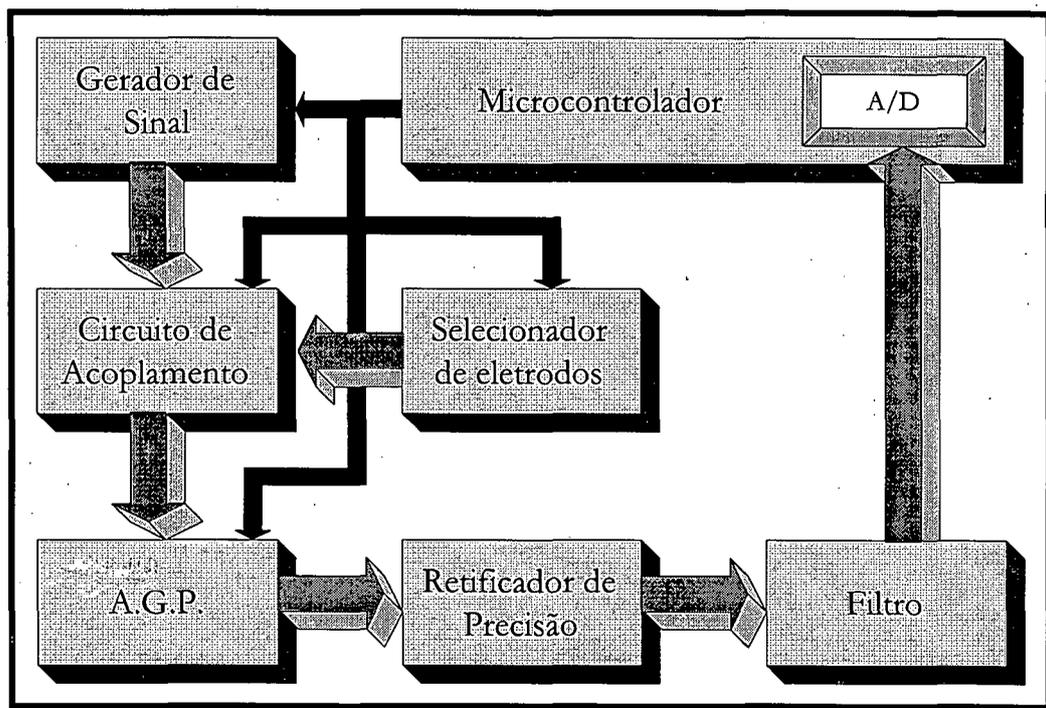


Figura 4.2 - Diagrama de blocos do hardware do IMPMOD

4.2.1 Fonte de Alimentação

A alimentação do circuito é feita utilizando a fonte de alimentação do SAASBIO III, a qual disponibiliza as tensões de +5 V, +12 V e -12 V. A corrente máxima de saída é de aproximadamente 1 A para cada nível de tensão.

A fonte de alimentação é constituída por um transformador abaixador especial e por circuitos integrados reguladores de tensão. O transformador foi construído de maneira com que os enrolamentos primário e secundário ficassem em núcleos diferentes, aumentando a isolação com o paciente e garantindo sua segurança (Tavares, 1997). Os reguladores de tensão utilizados são, LM 7805 (para tensão de +5 V), LM 7812 (para tensão de +12 V) e LM 7912 (para tensão de -12 V).

4.2.2 Gerador de sinal

O circuito do gerador de sinal apresentado na Figura 4.3 é uma versão modificada de um oscilador senoidal proposto por R. C. Dobkin (Dobkin, 1971; Dunseath, 1982).

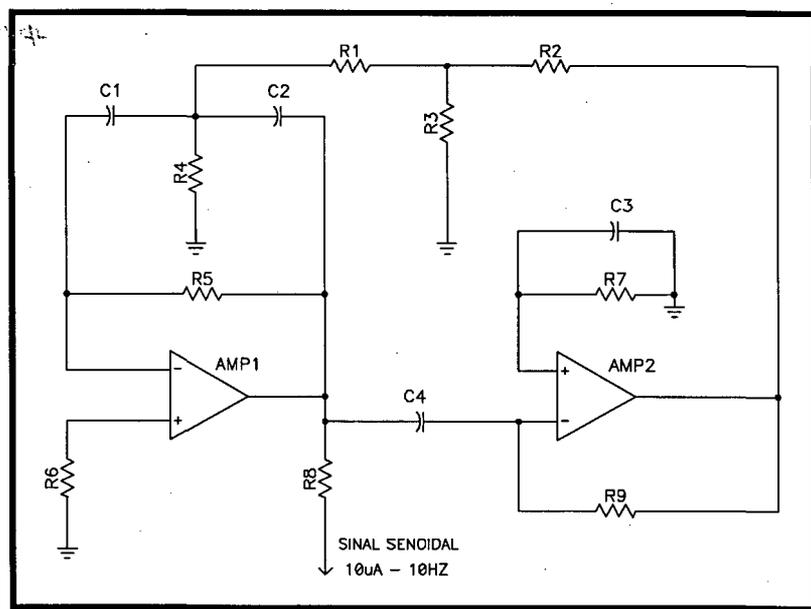


Figura 4.3 - Circuito do gerador de sinal senoidal (Modificado de Dunseath, 1982)

O gerador de sinal é um oscilador com saída em corrente alternada de amplitude fixa em $10 \mu\text{A}$ RMS e freqüência de 10 Hz. É o sinal gerado por este circuito que será aplicado ao paciente para a medição da impedância. A fim

de evitar choque, dor ou sequer a sensação desta corrente na pele do paciente, optou-se por utilizar tal valor de amplitude de corrente.

4.2.3 Circuito selecionador de eletrodos

O circuito selecionador é apresentado na Figura 4.4.

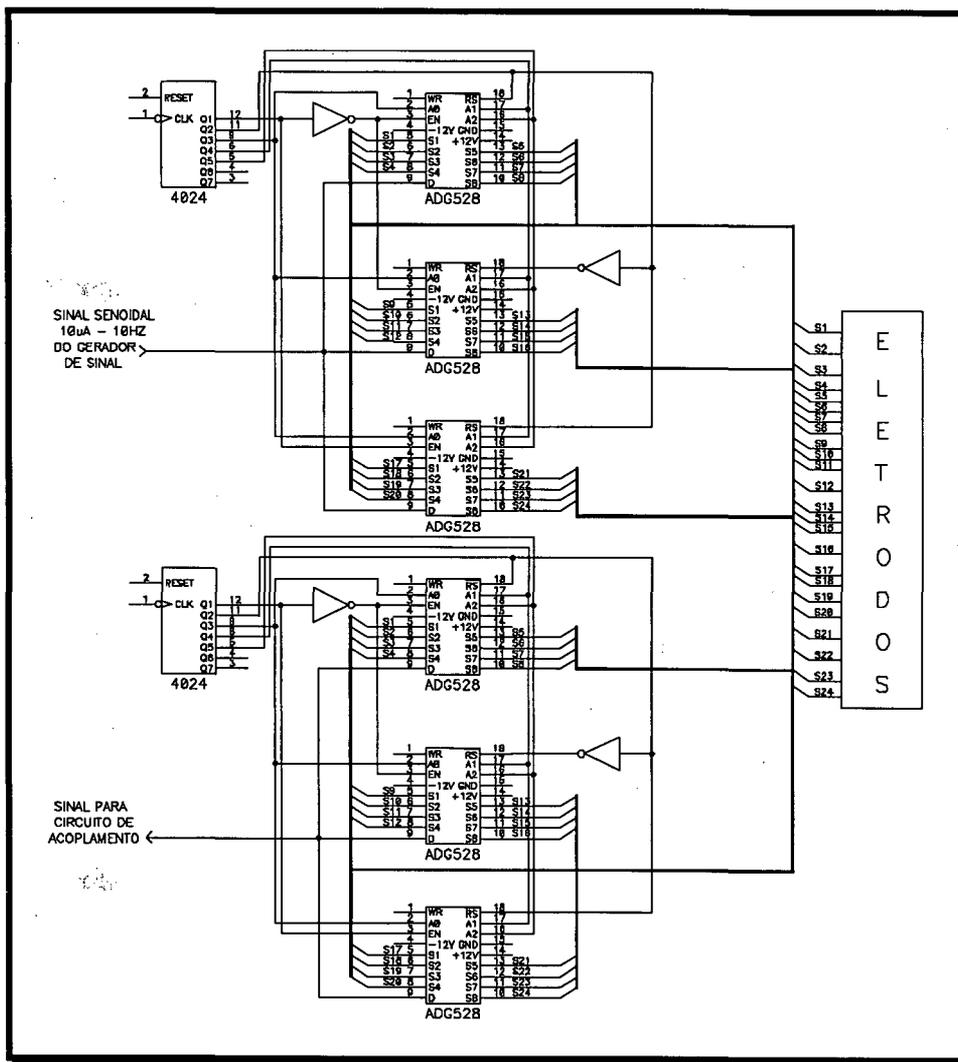


Figura 4.4 - Circuito do selecionador de eletrodos

O circuito é comandado pelo microcontrolador e habilita os eletrodos selecionados pelo operador para o processo de medição.

Como se observa, para a construção deste circuito, utilizou-se seis CI's multiplexadores analógicos de 8 saídas cada, um CI inversor e dois CI's contadores binários de 7 bits, o que possibilita a conexão de até 22 eletrodos.

O microcontrolador atua diretamente nos contadores binários, fazendo com que cada mudança de nível lógico (1 para 0) imposta ao pino CLK dos contadores venha a incrementar a palavra digital, a qual é utilizada como endereço nos multiplexadores (Q5 a Q1).

4.2.4 Circuito de Acoplamento

Este circuito é apresentado na Figura 4.5.

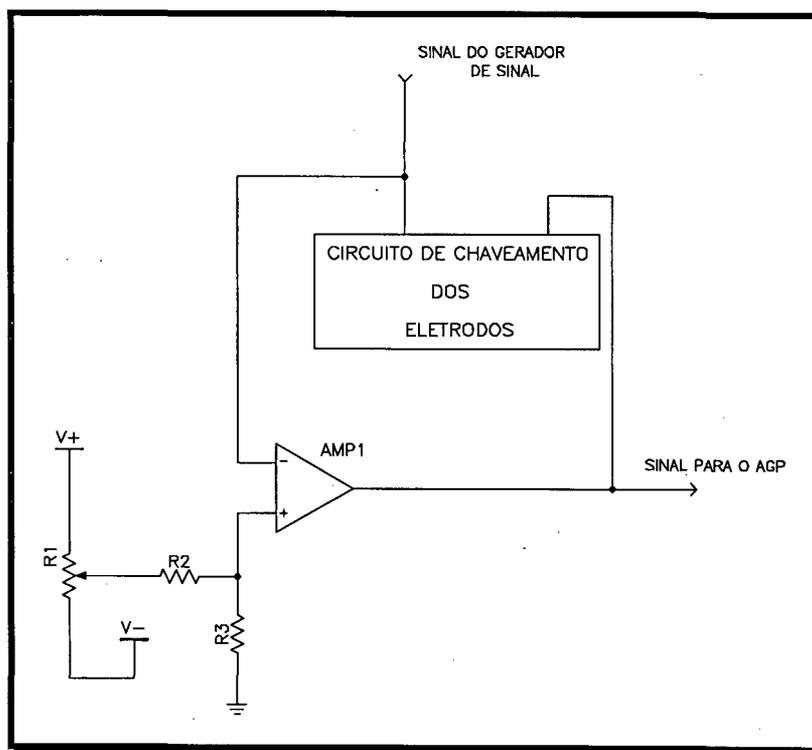


Figura 4.5 - Circuito de acoplamento (Modificado de Dunseath, 1982)

É neste circuito que aparece uma diferença de potencial, resultado da passagem do sinal de corrente alternada pela impedância da interface pele-eletrodo, o qual representa o elemento de *feedback* do circuito.

4.2.5 Amplificador de Ganho Programável

O amplificador de ganho programável (AGP) é um circuito relativamente simples, de diversas aplicações práticas e que permite programar ou selecionar eletronicamente o ganho de um estágio amplificador, utilizando apenas um amplificador operacional e chaves analógicas. A Figura 4.6 mostra a configuração de um AGP, que é basicamente um amplificador inversor com a resistência de realimentação variável.

A seleção dos ganhos (em módulo) é providenciada pelo microcontrolador, que atua no comando das chaves analógicas de modo a abri-las ou fechá-las de acordo com o ganho que se desejar.

A Tabela 4.1 mostra quais os ganhos possíveis e os correspondentes estados dos comandos das chaves analógicas.

Ganho	CH1	CH2	CH3
100	1	1	1
10	0	1	1
1	1	0	1
0,5	1	1	0

Tabela 4.1 - Tabela de Ganhos do Amplificador de Ganho Programável

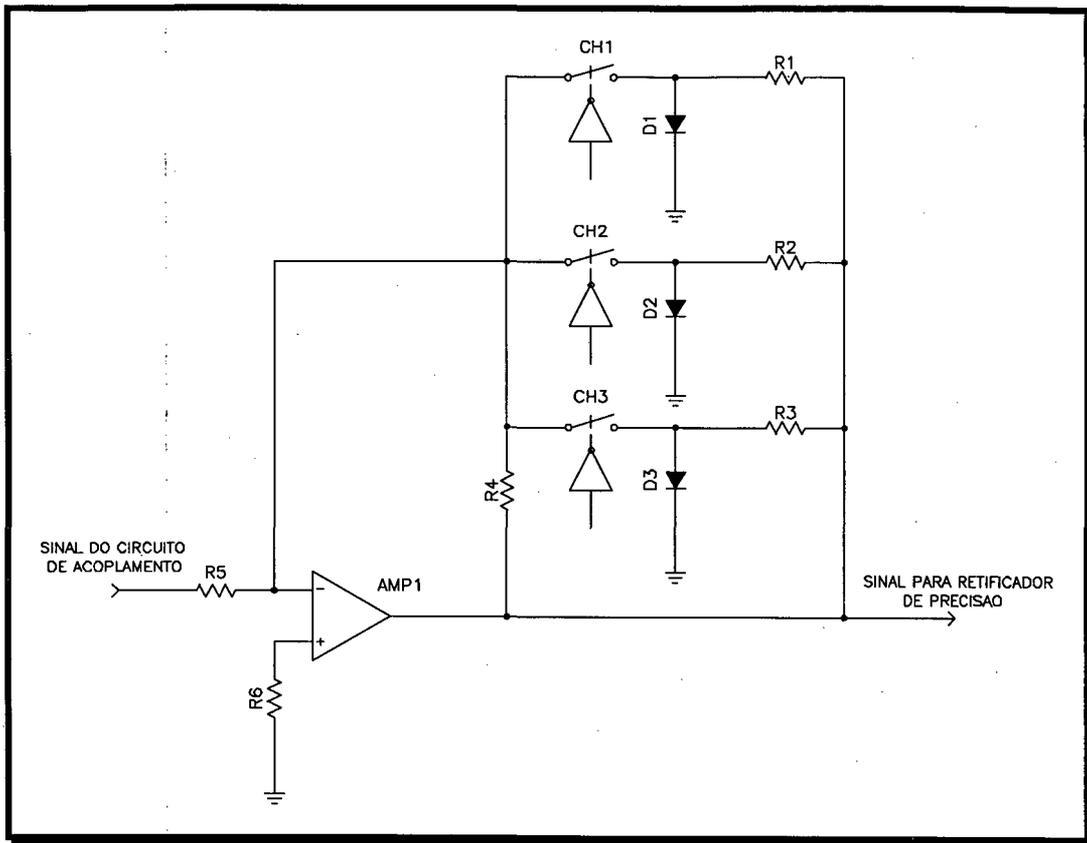


Figura 4.6 - Circuito do Amplificador de Ganho Programável (Modificado de Garrett, 1981; Garrett, 1994)

É importante observar a presença de inversores no comando das chaves, o que faz com que as chaves fiquem abertas quando o comando estiver em nível lógico um (1) e fechadas em nível lógico zero (0). Para que o ganho seja igual a 100, todas as chaves analógicas do AGP devem estar abertas e a razão entre (R4) e (R5) deve ser igual a 100. Para que o ganho seja igual a 10, deve-se fechar apenas a chave CH1. O ganho do circuito é calculado pela razão entre uma resistência equivalente (R1 em paralelo com R4) e a resistência de entrada (R5). Após alguns equacionamentos encontra-se que (R1) deve ser igual a $0,11R4$. Por analogia, quando CH2 estiver fechada tem-se o ganho igual a 1 e (R2) deve ser igual a $0,01R4$. Do mesmo modo, quando CH3 estiver fechada, o

sinal será atenuado pela metade, ou seja, terá um “ganho” de 0,5. O valor de (R_3) deve ser igual a $0,005R_4$.

4.2.6 Retificador de Precisão

O valor absoluto do sinal é obtido através do retificador de onda completa ilustrado no circuito da Figura 4.7. Este circuito transforma o sinal alternado em um sinal contínuo pulsante.

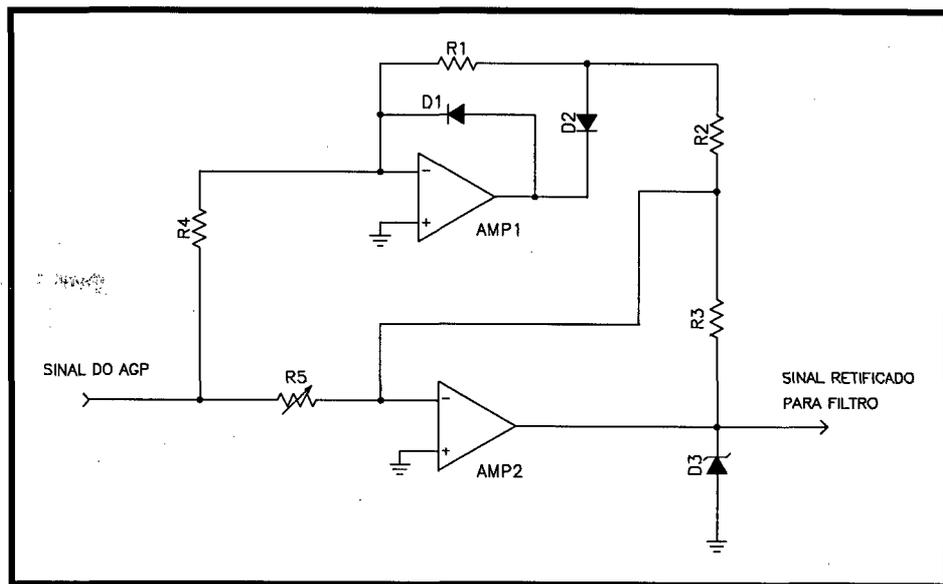


Figura 4.7 - Circuito do retificador de precisão (Modificado de Berlim, 1977)

4.2.7 Filtro

Esta etapa é constituída por um filtro passa-baixas VCVS de segunda ordem, conforme é ilustrado na Figura 4.8. Tal filtro possui uma frequência de corte $f_c = 3,288$ Hz e ganho fixo na banda passante ($G = 1,586$) para a resposta *Butterworth* de segunda ordem. Este é o único valor de ganho que permitirá com que o circuito opere com as características desejadas, onde:

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times R \times C} \text{ [Hz]}$$

Equação 4.1

$$G = 1 + \frac{R_A}{R_B}$$

Equação 4.2

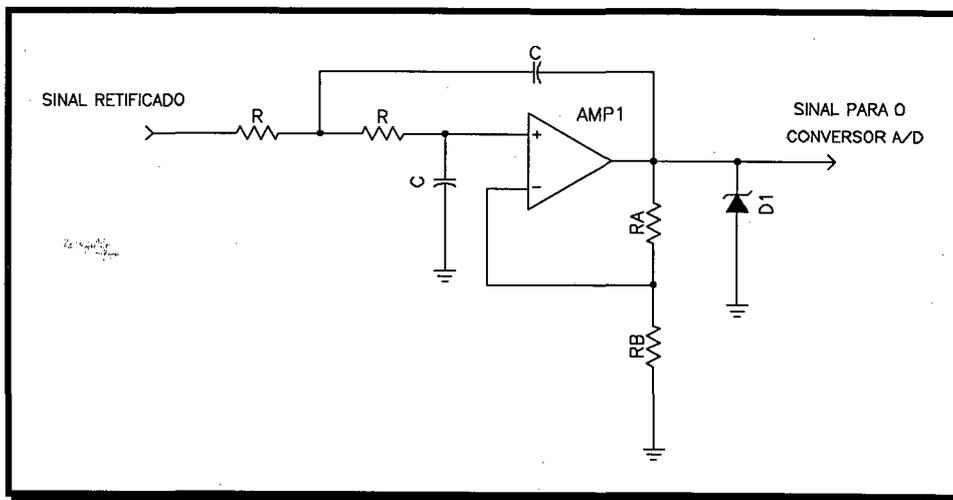


Figura 4.8 - Circuito do filtro passa-baixas (Modificado de Berlim, 1977)

4.2.8 Microcontrolador

A fim de automatizar a medição, ter um melhor controle sobre todas as etapas do circuito e reduzir o número de componentes, dispensando a utilização de várias portas lógicas, decidiu-se por usar um microcontrolador. O microcontrolador utilizado foi o AT89C2051 fabricado pela ATMEL Corporation, com encapsulamento PDIP de 20 pinos e baixo consumo (Atmel, 1995). Suas principais características são:

- Tensão de alimentação de 2,7 V a 6 V;
- Compatível com o padrão industrial MCS-51;

- Memória *Flash* reprogramável de 2 *kbytes* e com duração de 1000 ciclos de gravação / deleção;
- Memória RAM interna de 128 *bytes*;
- 15 linhas de entrada / saída programáveis;
- 2 contadores / temporizadores de 16 bits;
- 6 fontes de interrupção;
- Canal serial UART *full duplex* programável;
- Comparador analógico incorporado;
- Opera com frequência de *clock* de 0 a 24 MHz.

4.2.9 Conversor A/D

Para que o sinal analógico que corresponde a impedância medida seja enviado ao PC, é necessário convertê-lo em uma palavra digital, neste caso um *byte* (8 bits). O conversor analógico/digital aparece em um bloco separado só para efeito de ilustração das etapas do *hardware* do IMPMOD, já que o mesmo foi desenvolvido utilizando-se o comparador analógico que é incorporado ao microcontrolador, mais alguns componentes discretos conforme mostrado na Figura 4.9.

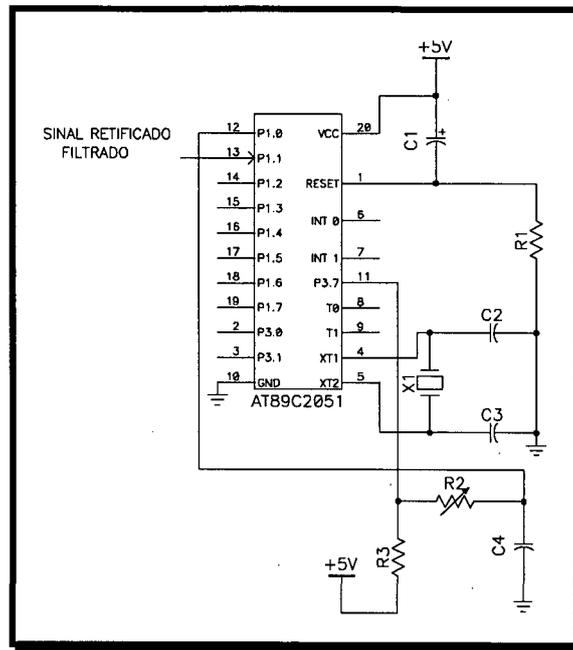


Figura 4.9 - Circuito do conversor A/D (Modificado de Atmel, 1995)

4.2.10 Comunicação Serial

A comunicação serial entre o IMPMOD e o PC pode ser feita de duas maneiras. Se o IMPMOD estiver conectado ao SAASBIO III, as palavras digitais serão “troçadas” entre eles e o SAASBIO III faz a adequação dos pulsos para o padrão serial RS 232C (Mizrahi, 1993).

Por outro lado, se o IMPMOD for utilizado para medir a impedância pele-eletrodo em outro equipamento de registro, é necessário anexar o circuito da Figura 4.10, bem como o cabo serial para que a troca de informações com o PC seja estabelecida aos níveis de tensão certos de acordo com o padrão acima mencionado.

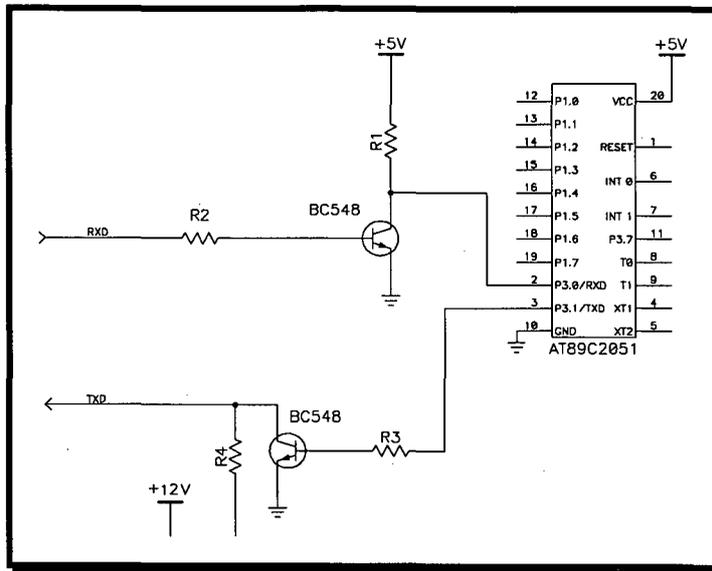


Figura 4.10 - Circuito para adequar os sinais de transmissão e recepção do canal serial para o padrão RS 232C

Capítulo 5

5. IMPLEMENTAÇÃO DO SOFTWARE

O *software* implementado no IMPMOD divide-se em duas partes, sejam elas: *software* de controle, desenvolvido para o PC e *firmware*, desenvolvido para o microcontrolador.

5.1 *Software* de Controle

O *software* de controle do IMPMOD foi implementado em plataforma Windows, afim de manter a compatibilidade com os outros módulos desenvolvidos para a SAASBIO III e facilitar sua utilização. A facilidade de operação do Windows se deve ao fato de que o mesmo oferece uma interface de usuário padrão, ou seja, um aplicativo compatível com Windows se comporta de modo previsível para um usuário de Windows experiente. Isto vem a facilitar o aprendizado de novos programas e também a memorizar tarefas comuns, como por exemplo, editar, salvar, imprimir e obter ajuda (Silva, 1998).

A linguagem de programação escolhida foi o C⁺⁺, utilizando o programa Borland C⁺⁺ Builder para Windows 95. Algumas características desta linguagem que justifica sua utilização são: modularidade, portabilidade e alto desempenho (Montenegro and Pacheco, 1994; Holzner, 1995; Mischel and Duntemann, 1997).

O software de controle apresenta uma interface de fácil entendimento, como pode ser visto na Figura 5.1.

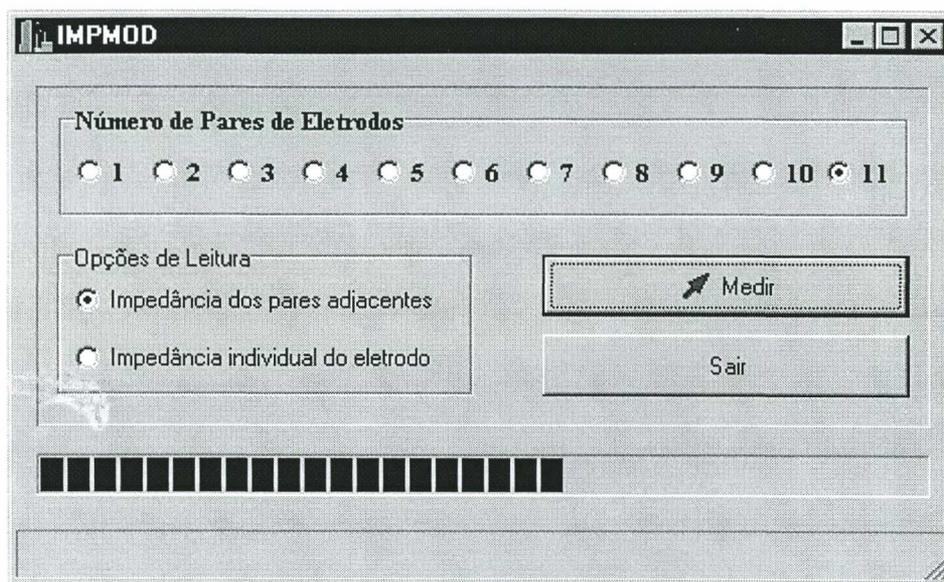


Figura 5.1 - Tela principal do software de controle

Na tela inicial, o operador escolhe a quantidade de pares de eletrodos que quer verificar e a forma pelo qual o valor da impedância deve ser retornado pelo programa, ou seja, em pares de eletrodos adjacentes ou por eletrodos individuais. Definidos o número de eletrodos e a forma de apresentação, o operador deve clicar no botão “Medir”. O PC envia tais informações ao microcontrolador através da comunicação serial, o qual faz os ajustes de *hardware* necessários para a obtenção da medida.

A barra localizada na parte inferior da tela indica o progresso da medição. Após o término do processo de medição, o valor de impedância é mostrado na tela do computador de acordo com a opção de leitura escolhida.

Na Figura 5.2, o fluxograma da rotina principal do software de controle é ilustrado.

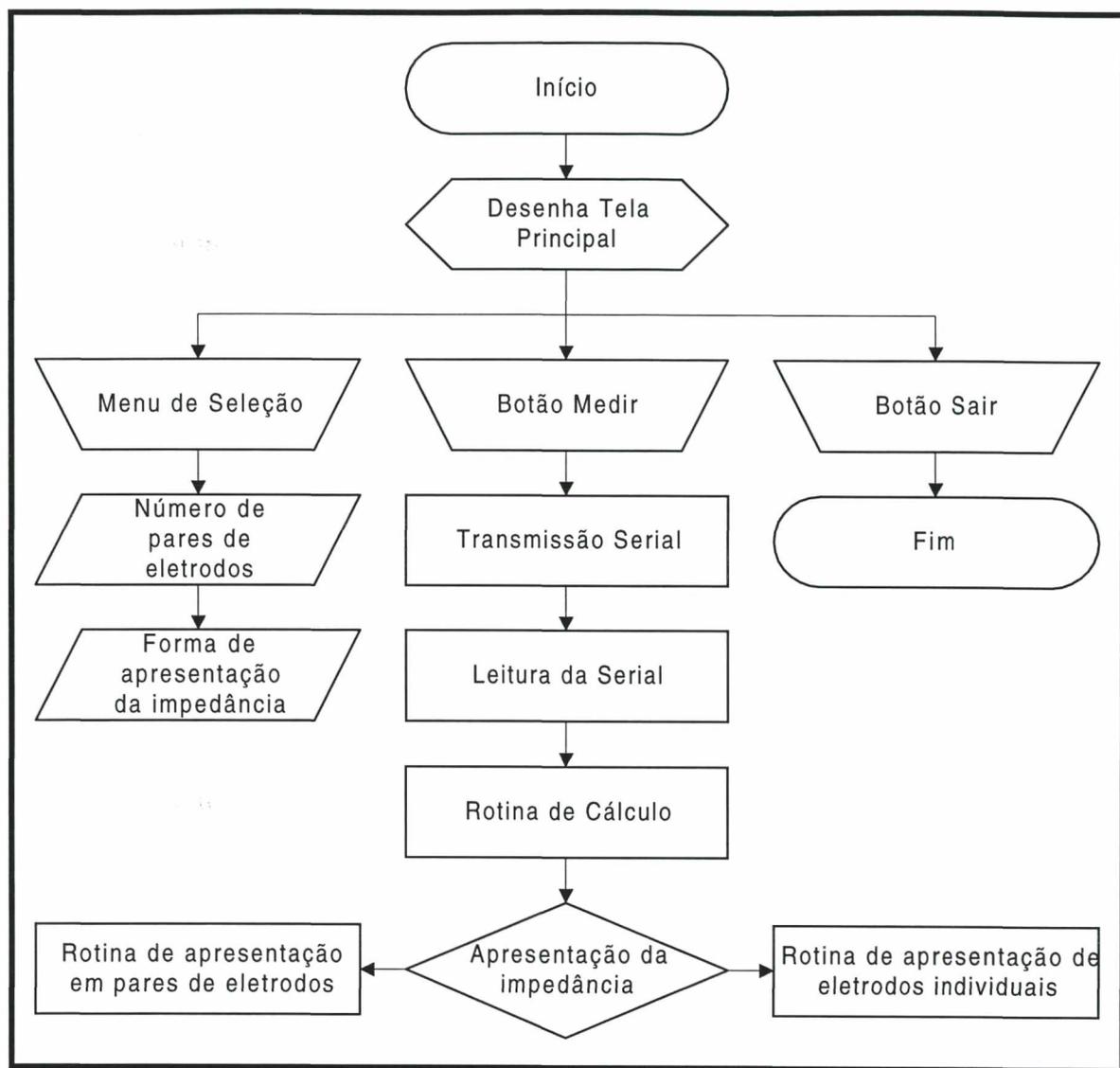


Figura 5.2 - Fluxograma da rotina principal do *software* de controle

5.1.1 Impedância dos Pares de Eletrodos Adjacentes

Se o operador selecionar a forma de apresentação da impedância em pares de eletrodos, surgirá outra tela como mostra a Figura 5.3.

The screenshot shows a window titled "IMPMOD" with a grid of input fields for impedance values. The values are as follows:

Pair	Value
1-2	222137
2-3	246388
3-4	6014
4-5	5729
5-6	674
6-7	5800
7-8	979388
8-9	979388
9-10	979388
10-11	
11-12	
12-13	
13-14	
14-15	
15-16	
16-17	
17-18	
18-19	
19-20	
20-21	
21-22	

At the bottom of the window, there are two buttons: "Medir" (with a mouse cursor icon) and "Sair". Below the buttons, a label reads "Valor da impedância de cada par adjacente [Ohm]".

Figura 5.3 - Tela de apresentação da impedância em pares de eletrodos adjacentes

Nesta mesma tela, e após apresentados os valores de impedância, se o usuário desejar refazer as medições com os mesmos parâmetros escolhidos anteriormente, basta clicar no botão "Medir". Porém, se desejar mudar o parâmetros antes de fazer uma nova medição ou ainda sair do programa, deve clicar em "Sair" que a primeira tela reaparecerá. Estas funções são apresentadas no fluxograma da Figura 5.4.

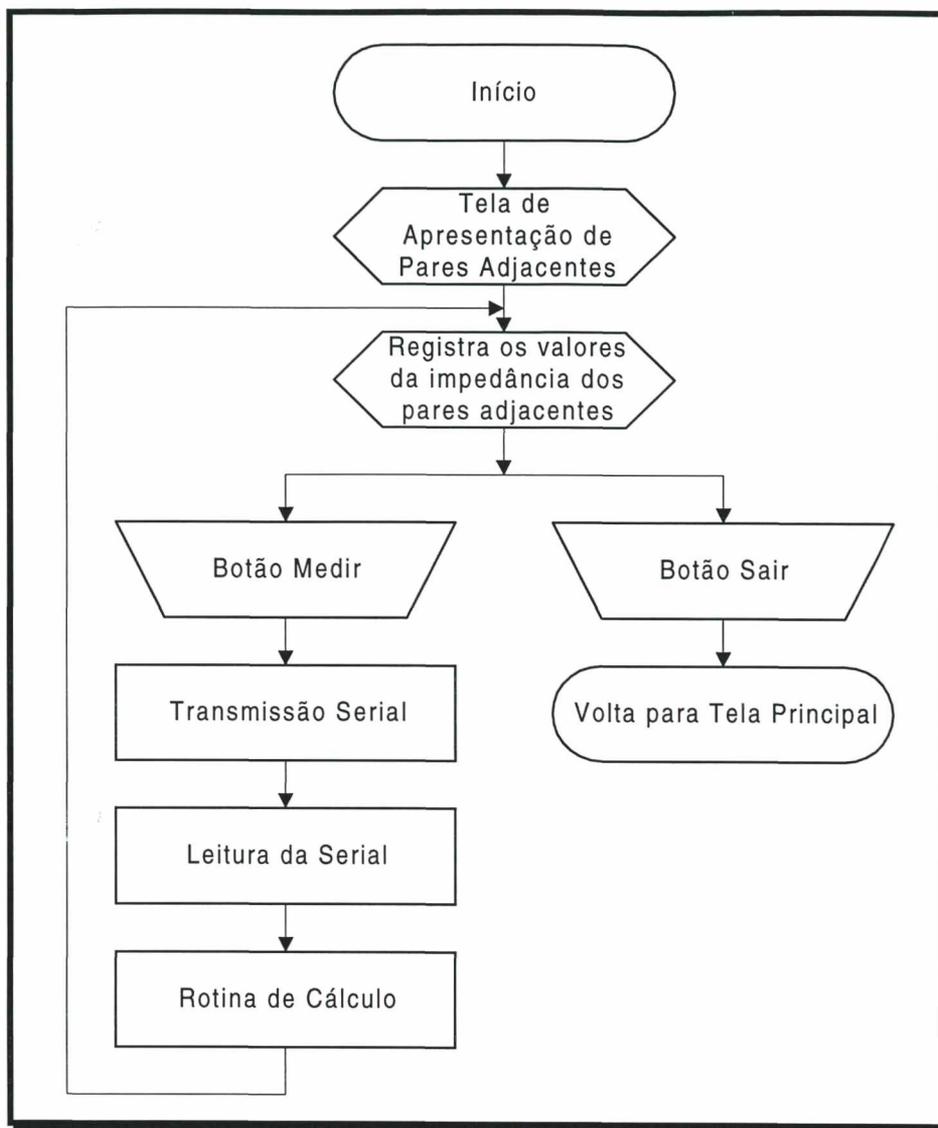


Figura 5.4 - Fluxograma da rotina de apresentação da impedância em pares de eletrodos adjacentes

5.1.2 Impedância dos Eletrodos Individuais

Se o usuário quiser saber o valor da impedância de cada eletrodo, deve selecionar a 2ª opção de leitura na tela principal (Figura 5.1). Após feitas as medições de tensão entre os pares, os valores individuais de impedância dos eletrodos são determinados segundo o método descrito na seqüência.

5.1.2.1 Método de Medição

Os eletrodos colocados sobre o paciente e a impedância pele-eletrodo são modelados para formar um circuito denominado rede estrela (Figura 5.5), sendo Z_i a impedância de um eletrodo (i), (Woo et al., 1992).

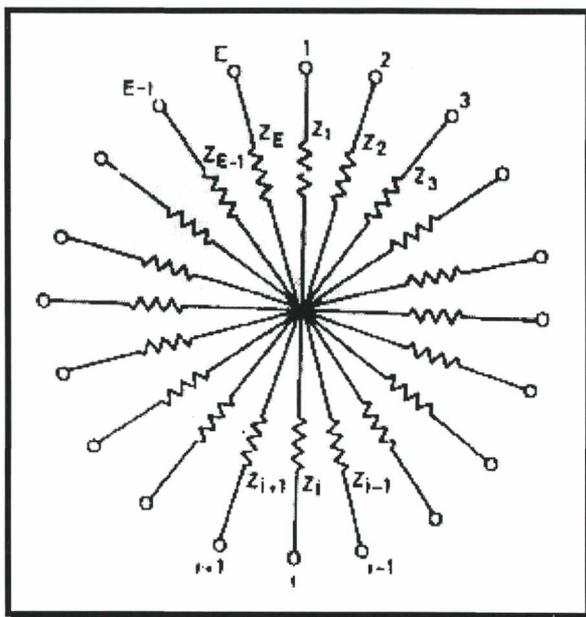


Figura 5.5 - Rede estrela (Modificado de Woo et al., 1992)

Aplica-se um sinal de corrente constante (I) em cada par de eletrodos adjacentes e mede-se a diferença de potencial (V) em tais eletrodos como mostrado na Figura 5.6(a). Então:

$$\boxed{Z_1 + Z_2 = \frac{V_{1,2}}{I}} \quad [\Omega] \quad \text{Equação 5.1}$$

$$\boxed{Z_2 + Z_3 = \frac{V_{2,3}}{I}} \quad [\Omega] \quad \text{Equação 5.2}$$

$$Z_E + Z_1 = \frac{V_{E,1}}{I} \quad [\Omega]$$

Equação 5.3

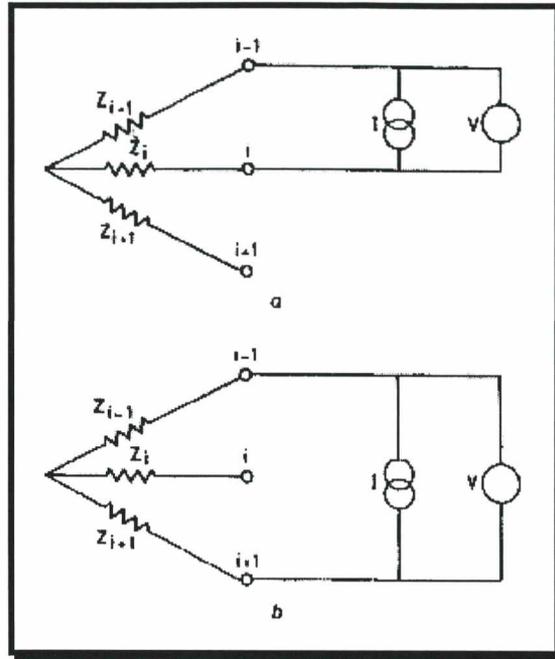


Figura 5.6 - Método de medição da impedância. (a) entre os eletrodos adjacentes e (b) alternando um eletrodo (Modificado de Woo et al., 1992)

Porém, a impedância pele-eletrodo individual Z_i ($i=1, \dots, E$) não pode ser determinada somente com as três equações vistas até aqui, necessitando fazer outro conjunto de medições. Agora, aplica-se a corrente (I) num par de eletrodos alternados, separados por um terceiro eletrodo (Figura 5.6 (b)) e novamente inicia-se o processo de medição da diferença de potencial (V) entre o par de eletrodos. Então:

$$Z_1 + Z_3 = \frac{V_{1,3}}{I} \quad [\Omega]$$

Equação 5.4

$$Z_2 + Z_4 = \frac{V_{2,4}}{I} \quad [\Omega]$$

Equação 5.5

$$\boxed{Z_E + Z_2 = \frac{V_{E,2}}{I}} \quad [\Omega] \quad \text{Equação 5.6}$$

Adicionando a Equação 5.1 e a Equação 5.3, tem-se:

$$\boxed{2Z_1 + Z_2 + Z_E = \frac{V_{1,2}}{I} + \frac{V_{E,1}}{I}} \quad [\Omega] \quad \text{Equação 5.7}$$

Substituindo a Equação 5.6 na Equação 5.7 tem-se:

$$\boxed{Z_1 = \frac{V_{1,2} + V_{E,1} - V_{E,2}}{2I}} \quad [\Omega] \quad \text{Equação 5.8}$$

Generalizando:

$$\boxed{Z_i = \frac{V_{i,i+1} + V_{i-1,i} - V_{i-1,i+1}}{2I}} \quad [\Omega] \quad \text{Equação 5.9}$$

Então, usando a Equação 5.9, todas as impedâncias envolvidas em um registro qualquer de biopotencial podem ser computadas.

Depois de calculados pelo método acima descrito, os valores das impedâncias são apresentados numa 3ª tela, como pode ser visto na Figura 5.7.

The screenshot shows a software window titled 'IMPMOD'. It contains a grid of 22 input fields for electrode impedance values, arranged in three columns. The first column has 7 fields (1-7), the second has 7 fields (8-14), and the third has 8 fields (15-22). Below the grid are two buttons: 'Medir' (with a cursor icon) and 'Sair'. At the bottom, a label reads 'Valor da impedância de cada eletrodo [Ohm]'. The values entered in the fields are: 1: 358, 2: 409, 3: 1223, 4: 5926, 5: 6928, 6: 4109, 7: 480350, 8: 480350, 9: 480350, 10: (empty), 11: (empty), 12: (empty), 13: (empty), 14: (empty), 15: (empty), 16: (empty), 17: (empty), 18: (empty), 19: (empty), 20: (empty), 21: (empty), 22: (empty).

Electrode	Impedance [Ohm]
1	358
2	409
3	1223
4	5926
5	6928
6	4109
7	480350
8	480350
9	480350
10	
11	
12	
13	
14	
15	
16	
17	
18	
19	
20	
21	
22	

Figura 5.7 – Tela de apresentação da impedância de cada eletrodo

Tanto na apresentação dos valores de impedância dos pares de eletrodos como individualmente, se os valores forem menores ou iguais a $10\text{ k}\Omega$ (para um par de eletrodos) e $5\text{ k}\Omega$ (para um eletrodo), o número do par de eletrodos / eletrodo será apresentado na cor verde. Caso estes valores forem excedidos, os números acima mencionados serão apresentados na cor vermelha, sugerindo uma nova medição ou a intervenção do operador no sentido de reduzir este valor. Para isso, o operador deve adotar alguns procedimentos, sejam eles: limpeza dos eletrodos, limpeza ou escarificação da pele, recolocação cuidadosa da pasta eletrolítica e do eletrodo.

O fluxograma da rotina de apresentação da impedância dos eletrodos individuais é mostrado na Figura 5.8.

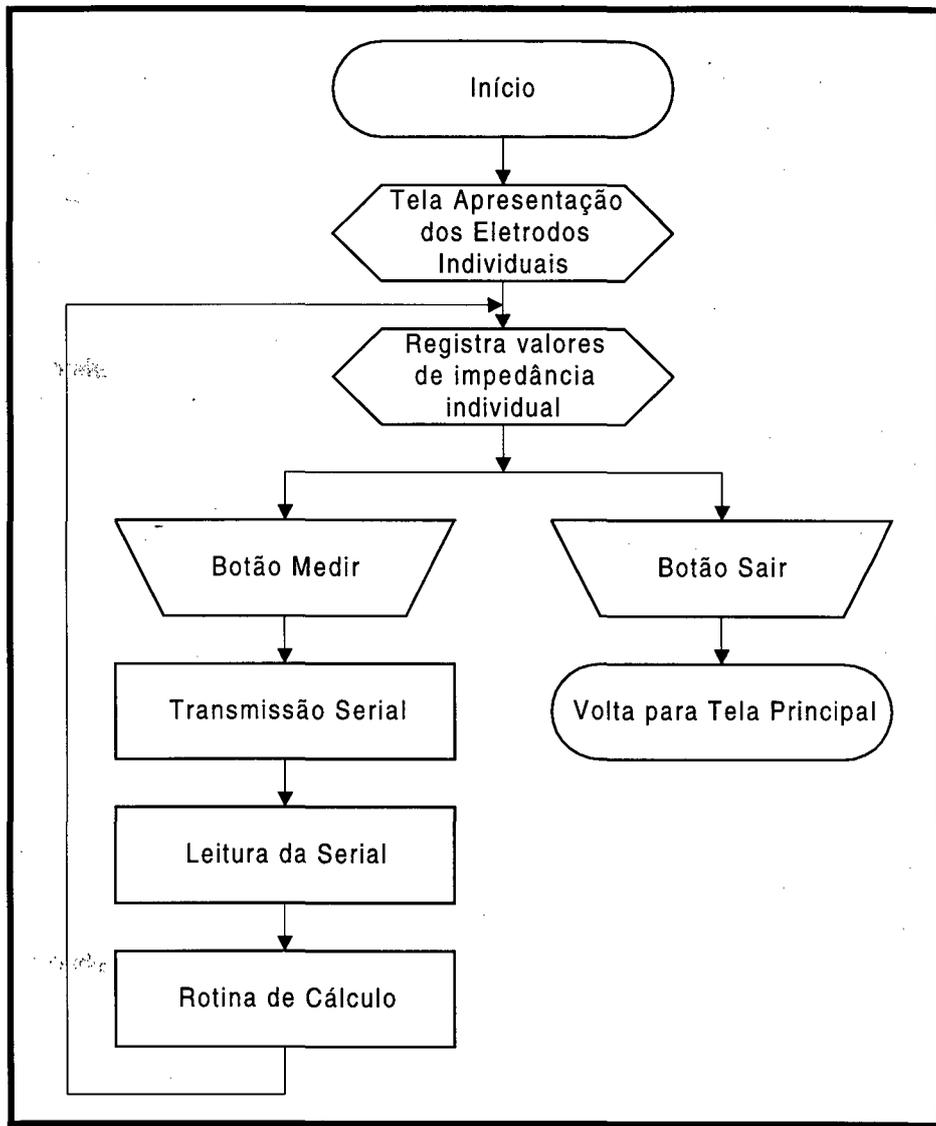


Figura 5.8 - Fluxograma da rotina de apresentação da impedância de cada eletrodo

5.2 Firmware

O *firmware* é o *software* armazenado na memória de programa do microcontrolador e o que determina as ações do mesmo em relação ao restante do circuito. Tal *software* foi desenvolvido em linguagem C e Assembler utilizando-se o compilador ProView 32 Franklin Software. Apesar do microcontrolador usado no IMPMOD não pertencer a família 8051, suas

instruções são totalmente compatíveis, o que justifica o uso deste compilador (Holzner, 1988; Cabral, 1989; Mizrahi, 1990; Franklin A51, 1993; Franklin C51, 1993; Franklin 8051, 1993; Silva Jr., 1994).

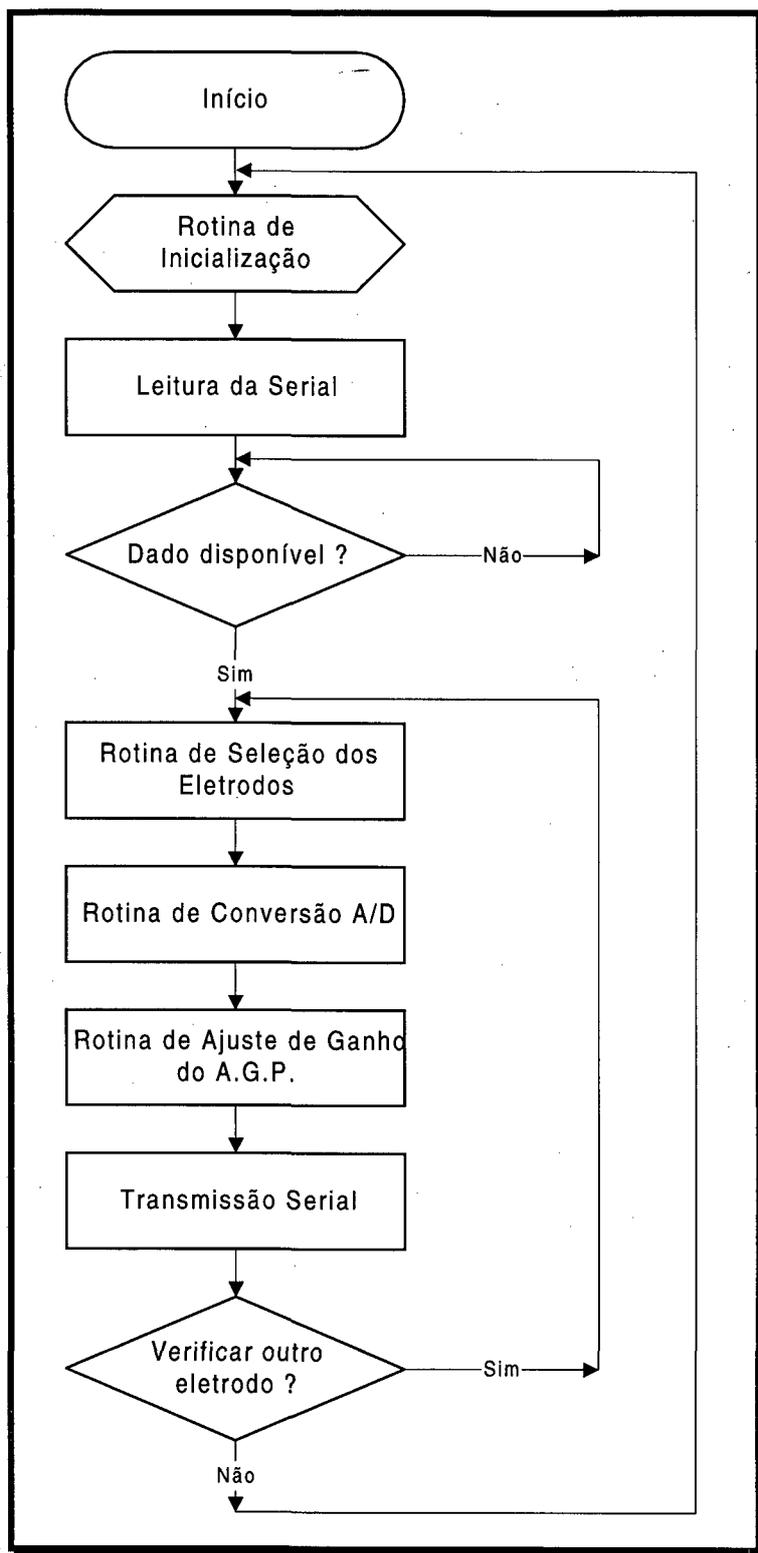
De maneira geral, a função deste *software* é receber informações do PC e proceder com os ajustes de *hardware* necessários para o processo de medição. Depois, sabendo o valor da tensão medida, a envia ao PC para que este possa calcular o valor da impedância segundo algoritmo próprio.

O fluxograma da Figura 5.9 ilustra as principais rotinas que este *software* executa, sejam elas: inicialização, leitura da porta serial, seleção dos eletrodos, conversão A/D, ajuste de ganho do AGP e transmissão de dados pela porta serial.

5.2.1 Rotina de Inicialização

A rotina de inicialização ajusta todos os componentes do circuito, deixando o programa pronto para ser usado. A Figura 5.10 apresenta as sub-rotinas que compõem a rotina de inicialização.

Após o microcontrolador ser energizado e os contadores e temporizadores serem inicializados, é na inicialização da serial onde os registradores que controlam o canal serial são ajustados para que o microcontrolador possa trabalhar com uma taxa de transmissão e recepção de 9600 bauds (bits/s).

Figura 5.9 - Fluxograma da rotina principal do *firmware*

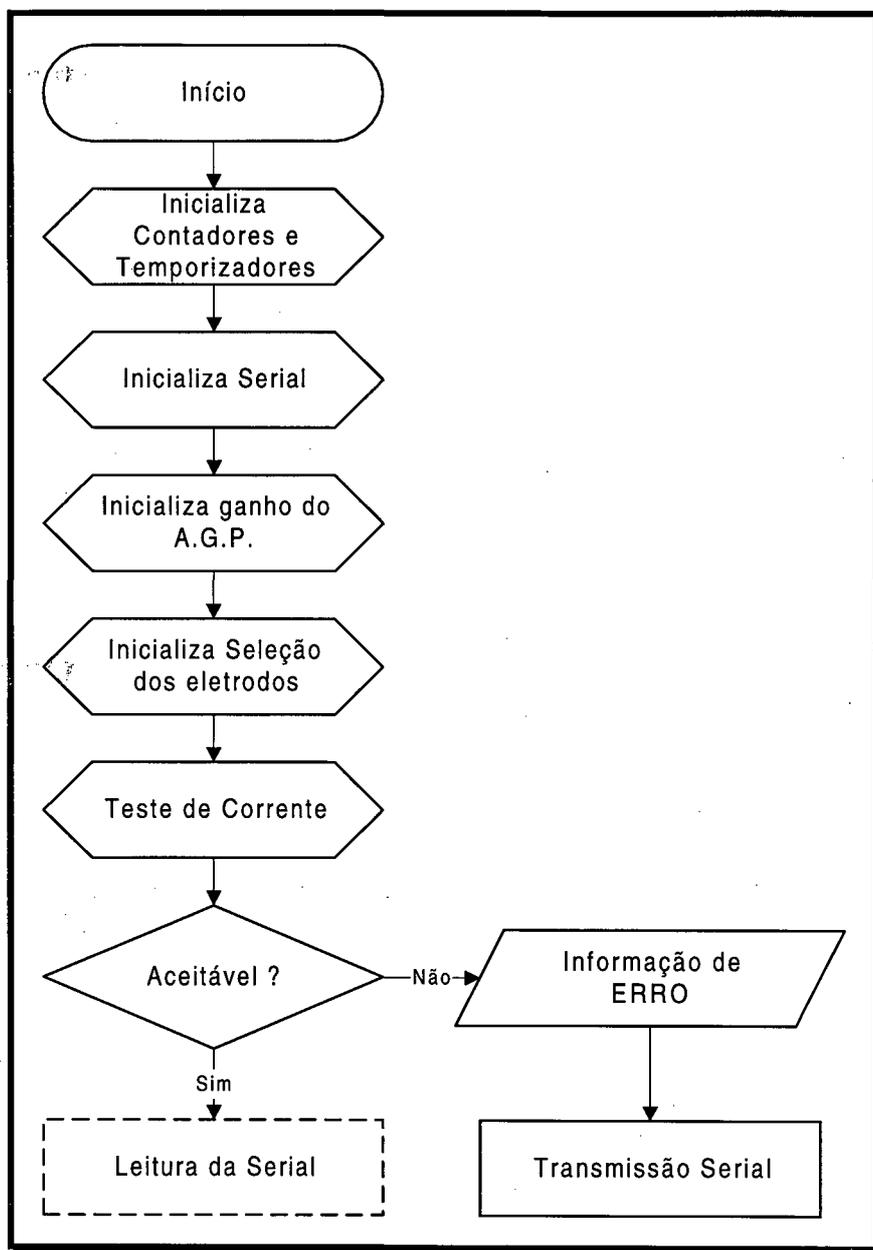


Figura 5.10 - Fluxograma da rotina de inicialização

Na inicialização do ganho, as chaves analógicas que controlam o ganho do AGP são ajustadas de acordo com a Tabela 4.1 para que o ganho seja igual a 100.

Na inicialização de seleção dos eletrodos, um resistor de valor conhecido é selecionado para que o teste de corrente seja feito. Então, o

microcontrolador ativa o gerador de corrente alternada para fazer a medição da tensão em cima deste resistor. Esta medição é feita para se certificar de que a corrente a ser aplicada no paciente encontra-se em um nível aceitável ($10\mu\text{A}$). Estando acima deste nível, o gerador de corrente alternada é desligado e uma mensagem de alerta é enviada pela serial ao PC indicando que ocorreu um problema no sistema. Se a amplitude da corrente estiver em um nível aceitável, o programa passa para a rotina de leitura da serial.

5.2.2 Rotina de Leitura da Serial

A leitura da serial é uma rotina em *loop* que fica monitorando o *buffer* de recepção do canal serial até que uma informação (*byte*) seja recebido. O recebimento do sinal é feito pelo canal serial, onde o *software* de controle do PC envia um *byte* relativo ao número de eletrodos que se deve medir. Após receber este número, o programa entra em *loop* acionando outras rotinas necessárias para a medição da impedância, ou seja, a rotina de seleção dos eletrodos, rotina de conversão A/D, rotina de ajuste de ganho AGP e rotina de transmissão serial.

5.2.3 Rotina de Seleção dos Eletrodos

É nesta rotina onde a seqüência de eletrodos é habilitada para o processo de medição. Esta rotina faz com que apenas um par de eletrodos possa receber a passagem de corrente. A seleção é feita através da atuação do microcontrolador sobre os contadores do circuito da Figura 4.4, de acordo com o método já descrito no item 4.2.3.

5.2.4 Rotina de Conversão A/D

A rotina de conversão A/D, ilustrada na Figura 5.11, foi feita utilizando-se como base um arquivo fornecido pelo fabricante do microcontrolador AT89C2051 que faz parte do *hardware* do IMPMOD (ATMEL, 1995). Tal *software* foi desenvolvido para uma outra aplicação deste microcontrolador, porém, com algumas modificações quanto aos níveis de quantização, tensão de fundo de escala e temporizações, conseguiu-se adaptá-lo perfeitamente ao propósito deste trabalho. O processo de conversão A/D baseia-se no tempo de carga e descarga de um capacitor, tendo 256 níveis de quantização, o que representa a quantidade máxima de níveis em um conversor de 8 bits. A tensão de fundo de escala é de 4,8 V.

Na sub-rotina de inicialização, os registradores e contadores são zerados e o capacitor é totalmente descarregado. Após este procedimento, o programa entra em *loop* onde o capacitor vai sendo carregado e o contador incrementado, até que o valor digital seja encontrado, terminando a conversão. Caso o valor não seja encontrado num máximo de 127 excursões por este *loop*, o qual representa o tempo necessário para carregar o capacitor em 2,4 V (metade do valor de fundo de escala), o capacitor começa a ser descarregado, o contador continua sendo incrementado e o programa entra em *loop* novamente até que o valor seja encontrado. O máximo de excursões deste segundo *loop* é 127, que somado ao seu último incremento e às 127 excursões do primeiro *loop*, configuram o valor máximo de 255, o qual corresponde à tensão de fundo de escala.

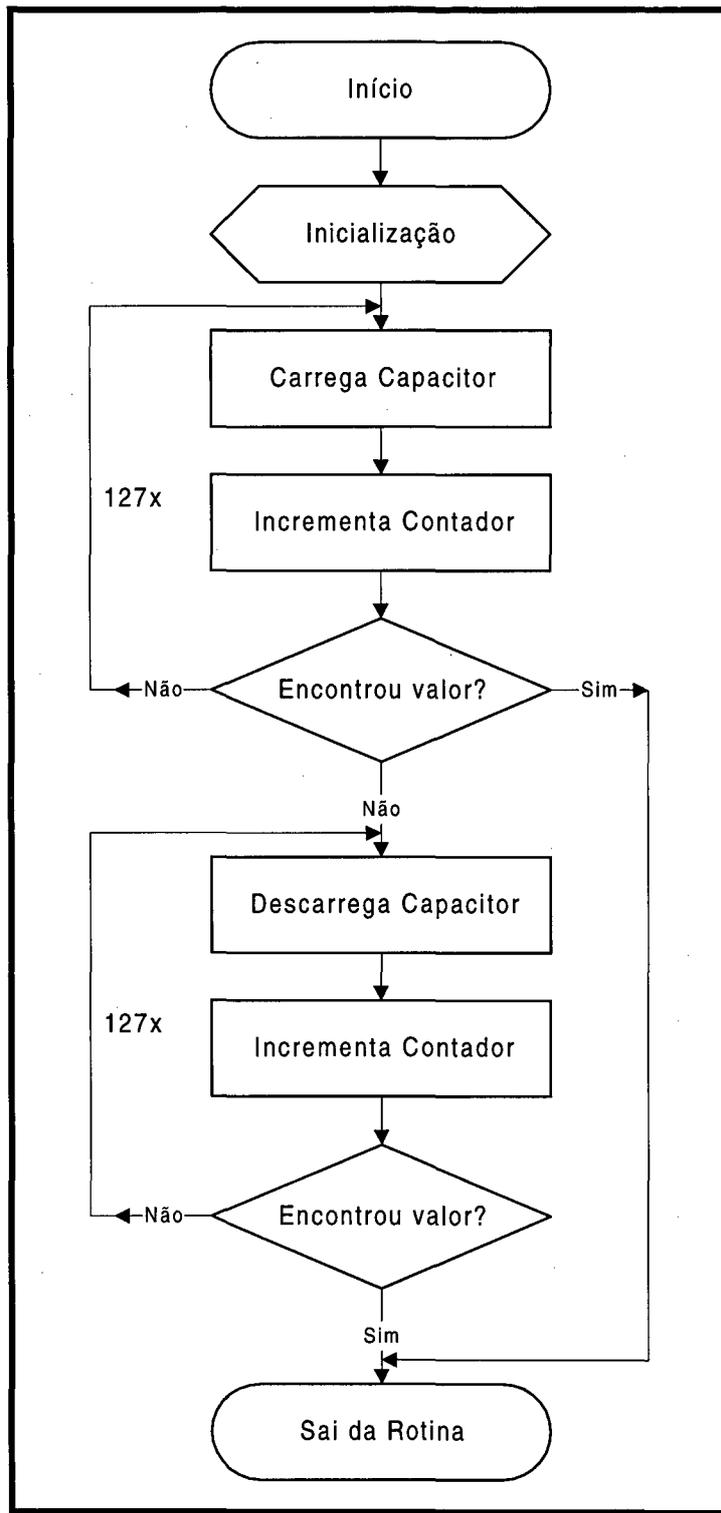


Figura 5.11 - Fluxograma da rotina de conversão A/D

5.2.5 Rotina de Ajuste de Ganho

Caso o sinal convertido seja igual a 255H significa que este chegou ao fundo de escala ou passou de 4,8 V. Por isso o valor do ganho deve ser reduzido e uma nova conversão A/D deve ser feita. Esta é a função da rotina de ajuste de ganho mostrada na Figura 5.12. Esta rotina procede com as reduções de ganho, primeiramente, para ganho igual a 10, depois para ganho igual a 1 e por fim 0,5. Se o valor do sinal convertido permanecer igual a 255H significa que a impedância é no mínimo 960 k Ω , como mostra a Equação 5.11.

$$Z = \frac{V_{FS}}{I \times G} \quad [\Omega]$$

Equação 5.10

$$Z = \frac{4,8}{10 \cdot 10^{-6} \times 0,5} = 960.000 \Omega$$

Equação 5.11

Onde:

Z = Impedância [Ω]; V_{FS} = Tensão de fundo de escala [V];

I = Intensidade de corrente aplicada [A];

G = Ganho do AGP.

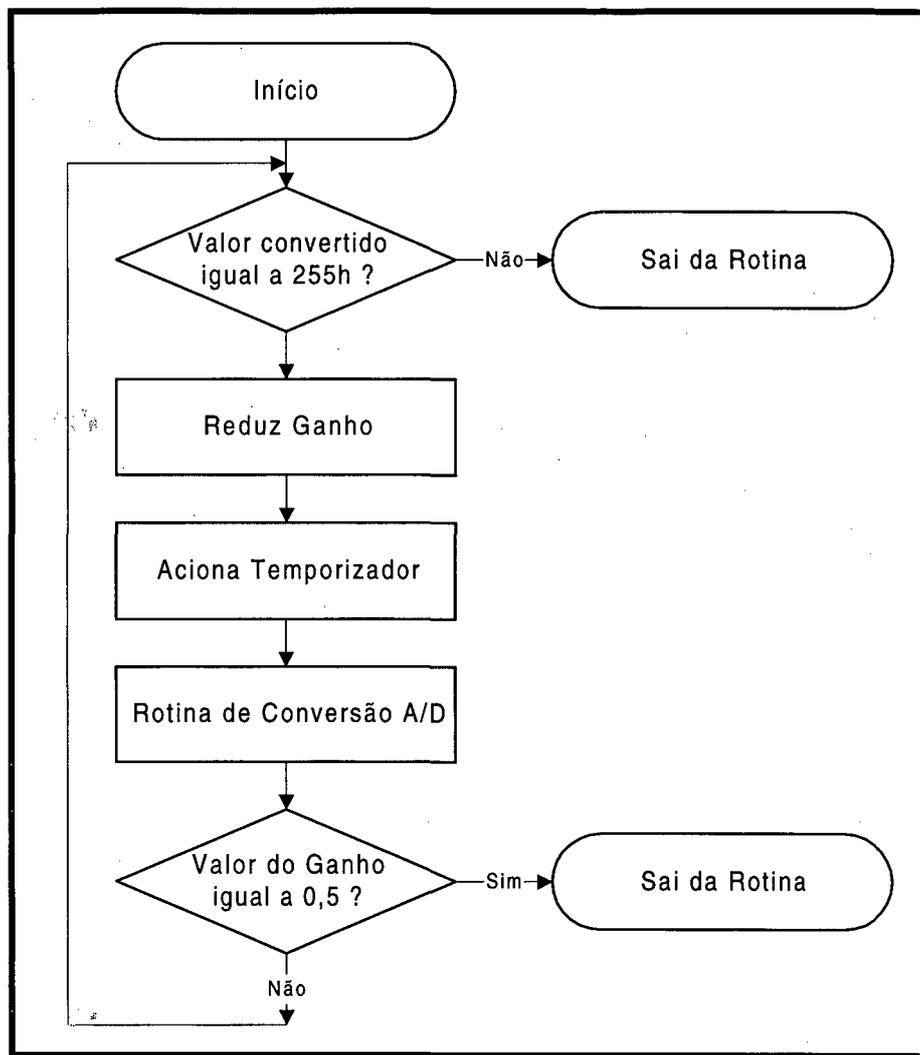


Figura 5.12 - Fluxograma da rotina de ajuste de ganho do AGP

5.2.6 Rotina de Transmissão Serial

Tendo encontrado o valor digital correspondente a tensão entre o par de eletrodos, a rotina da transmissão serial envia esta informação e o valor do ganho do AGP para o PC, novamente utilizando o canal serial. Este processo se repete até que os dados relativos ao último par de eletrodos sejam enviados ao PC. Para finalizar, o gerador de corrente alternada é desligado, um novo teste de corrente é feito e a rotina de leitura da serial é novamente acionada, aguardando outra solicitação de medição.

Capítulo 6

6. EXPERIMENTOS E RESULTADOS

A fim de comprovar a influência da impedância pele-eletrodo no registro de biopotenciais, realizou-se alguns testes, onde a impedância desta interface foi alterada e verificando se isto provocaria alterações significativas na amplitude do sinal registrado, neste caso, ECG.

6.1 Condições Gerais de Teste

Os experimentos, num total de quatro, foram realizados nas dependências do GPEB dentro do Hospital Universitário da Universidade Federal de Santa Catarina, em temperatura ambiente (20 °C) e com um indivíduo sadio. Para a aquisição do sinal de ECG utilizou-se o SAASBIO II (Rodrigues, 1997) configurado para amplificar os potenciais elétricos do coração em 2000 vezes. Os sinais adquiridos foram visualizados na tela do Osciloscópio Digital Tektronix modelo TDS 210 (Tektronix, 1997).

Os eletrodos superficiais descartáveis para monitorização, modelo 4350 fabricado pela 3M do Brasil, foram colocados no peito do indivíduo, conforme a disposição apresentada na Figura 6.1. Os eletrodos ativos foram postos na região denominada hipocondro esquerdo da cavidade abdominal, nos pontos conhecidos como LA (Left Arm / braço esquerdo) e V (Pecórdio). O eletrodo de referência foi colocado sobre a região lateral direita da cavidade

abdominal, no ponto conhecido como RL (Right Leg / perna direita) (Cunningham, 1976).

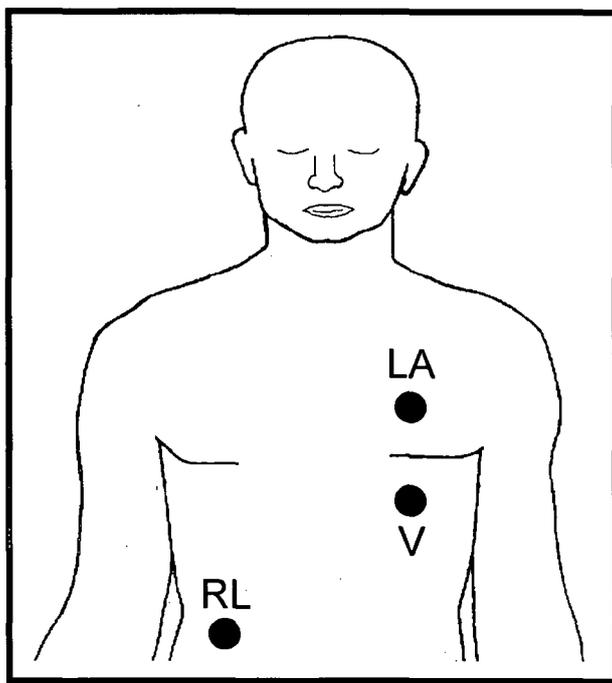


Figura 6.1 - Posição dos eletrodos durante os experimentos

6.2 Experimento N^o 1

Além das condições gerais de teste relatadas no item anterior, neste experimento utilizaram-se eletrodos novos e a pele foi preparada através de limpeza com água, sabão, álcool e uma escarificação superficial.

Depois que os eletrodos foram colocados, esperou-se um tempo de 15 minutos para que a pasta eletrolítica do eletrodo interagisse melhor com a pele, proporcionando um valor de impedância menor, conforme sugerido no item 3.1. Após a medição da impedância e obtendo-se um valor de 9 k Ω , o ECG foi visualizado no osciloscópio, como mostra a Figura 6.2.

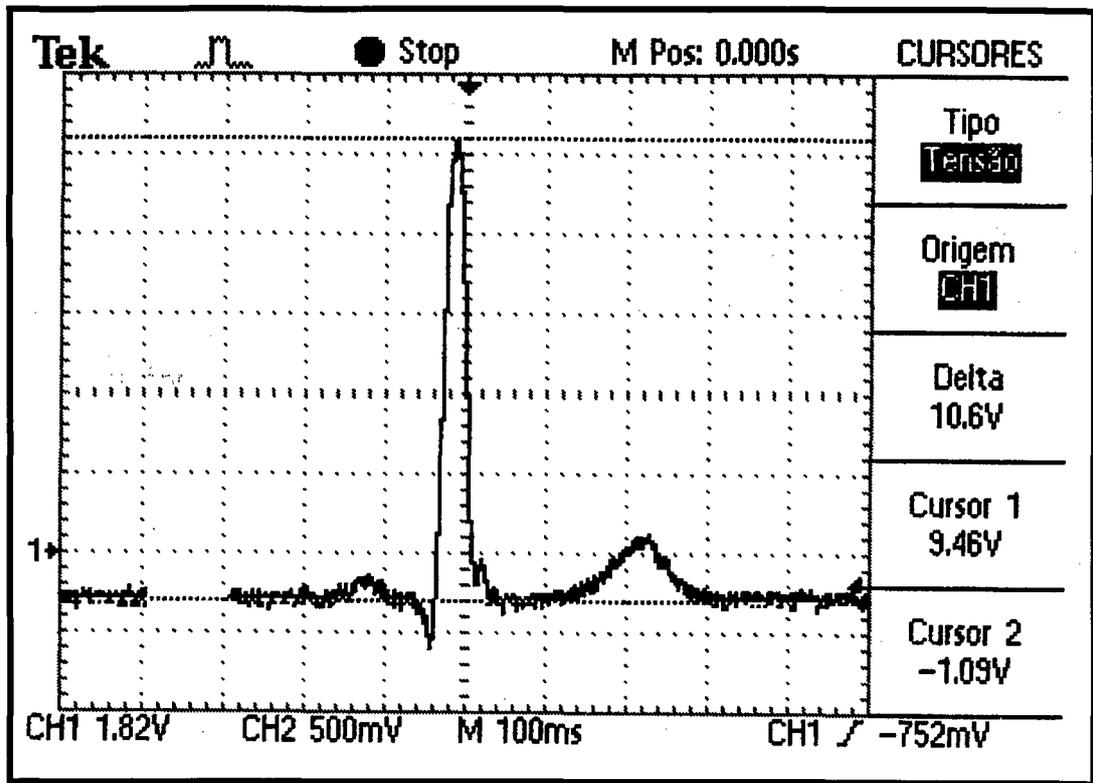


Figura 6.2 - Registro de ECG para impedância pele-eletrodo de 9 k Ω

A amplitude da onda R do ECG entre o pico e a linha de base mostrada na Figura 6.2 apresentou um valor de 10,6 V.

6.3 Experimento N^o 2

Neste experimento, relata-se a forma de onda encontrada quando o valor da impedância pele-eletrodo marcou 20 k Ω . Os procedimentos realizados para determinar tal valor, foram: limpeza da pele com água, sabão e álcool, além da colocação de eletrodos novos. Para a realização deste experimento, a pele não foi escarificada e a impedância foi medida imediatamente após a colocação dos eletrodos.

Nas condições já descritas, o ECG registrado no osciloscópio é apresentado na Figura 6.3.

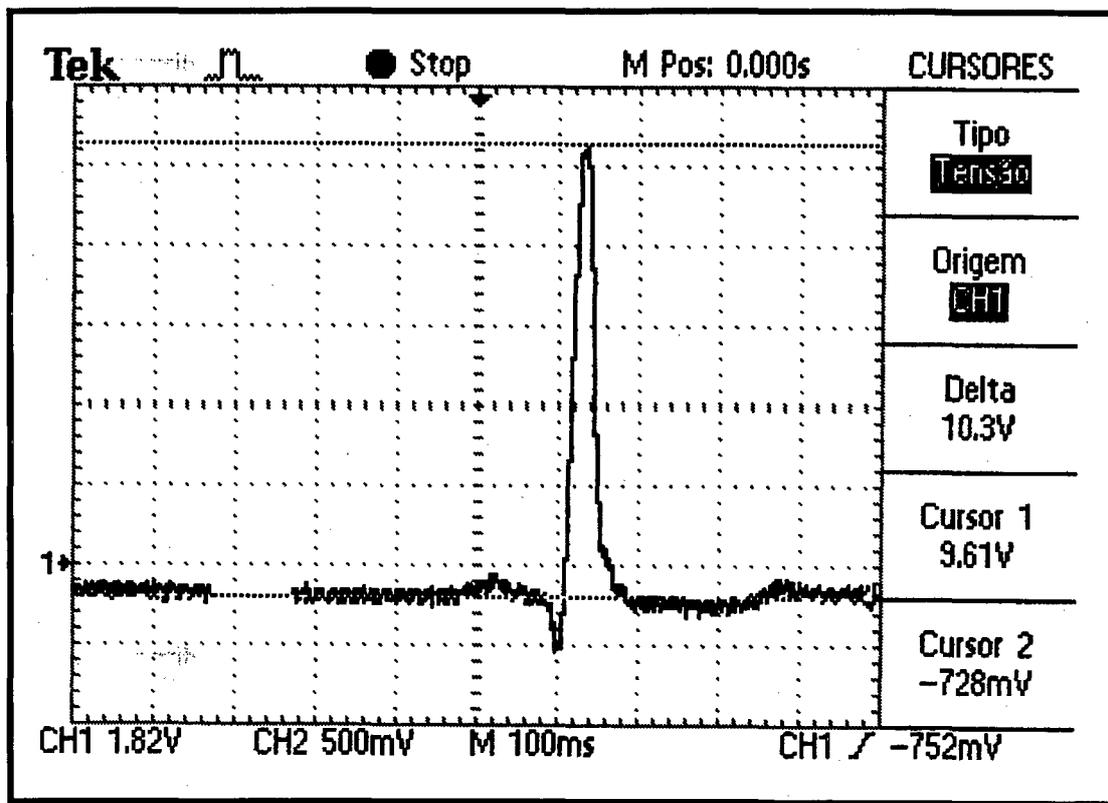


Figura 6.3 - Registro de ECG para impedância pele-eletrodo de 20 k Ω

É importante observar que a amplitude do sinal reduziu, tanto que o valor de pico da onda R do ECG apresentou um valor de 10,3 V.

6.4 Experimento N^o 3

Este terceiro experimento, registra um sinal de ECG quando a impedância pele-eletrodo apontou o valor de 80 k Ω , sendo medida no instante após a colocação de novos eletrodos sobre a superfície da pele. Neste teste, a pele não recebeu qualquer tipo de preparação.

A amplitude do sinal reduziu mais ainda, tanto que a amplitude de pico da onda R apontou um valor de 8,15 V, como ilustrado na Figura 6.4.

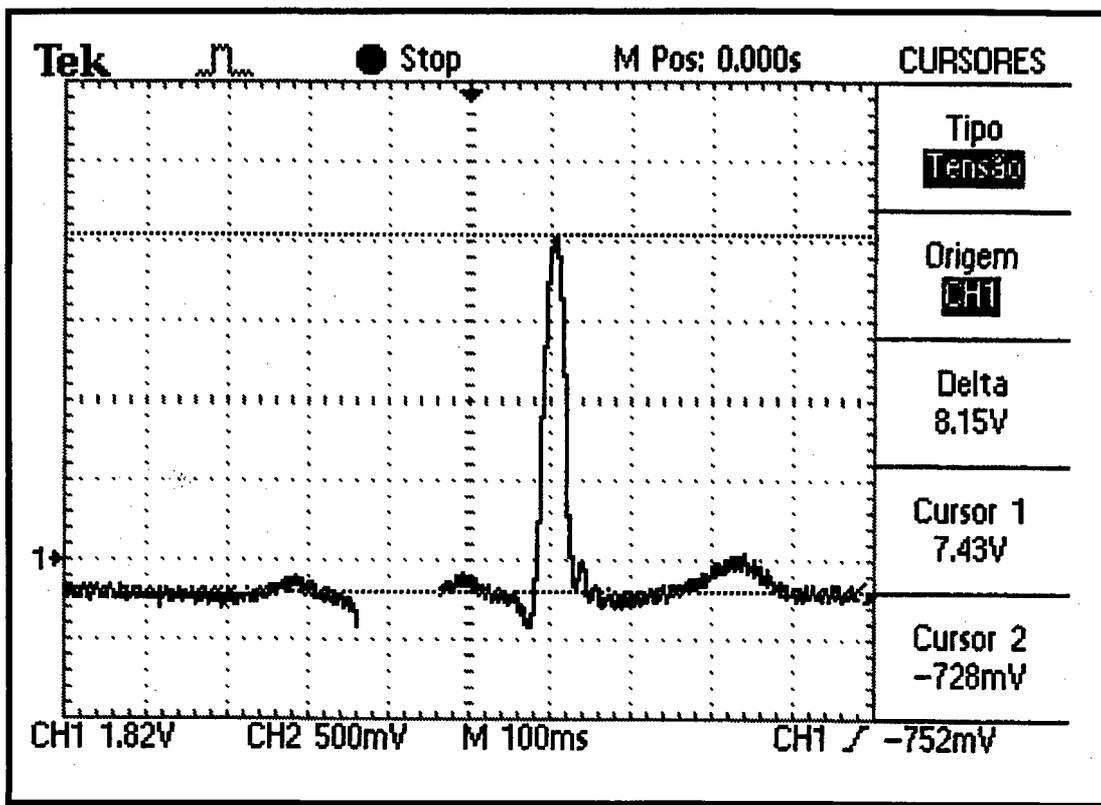


Figura 6.4 - Registro de ECG para impedância pele-eletrodo de 80 k Ω

6.5 Experimento N^o 4

Para este teste, eletrodos que já haviam sido utilizados em outras experiências foram postos na pele do indivíduo, sem que esta tenha recebido qualquer preparação. Nestas condições, o sistema medidor de impedância registrou, logo após a colocação dos eletrodos, um valor de 200 k Ω . O sinal adquirido foi visualizado no osciloscópio da maneira como se apresenta na Figura 6.5.

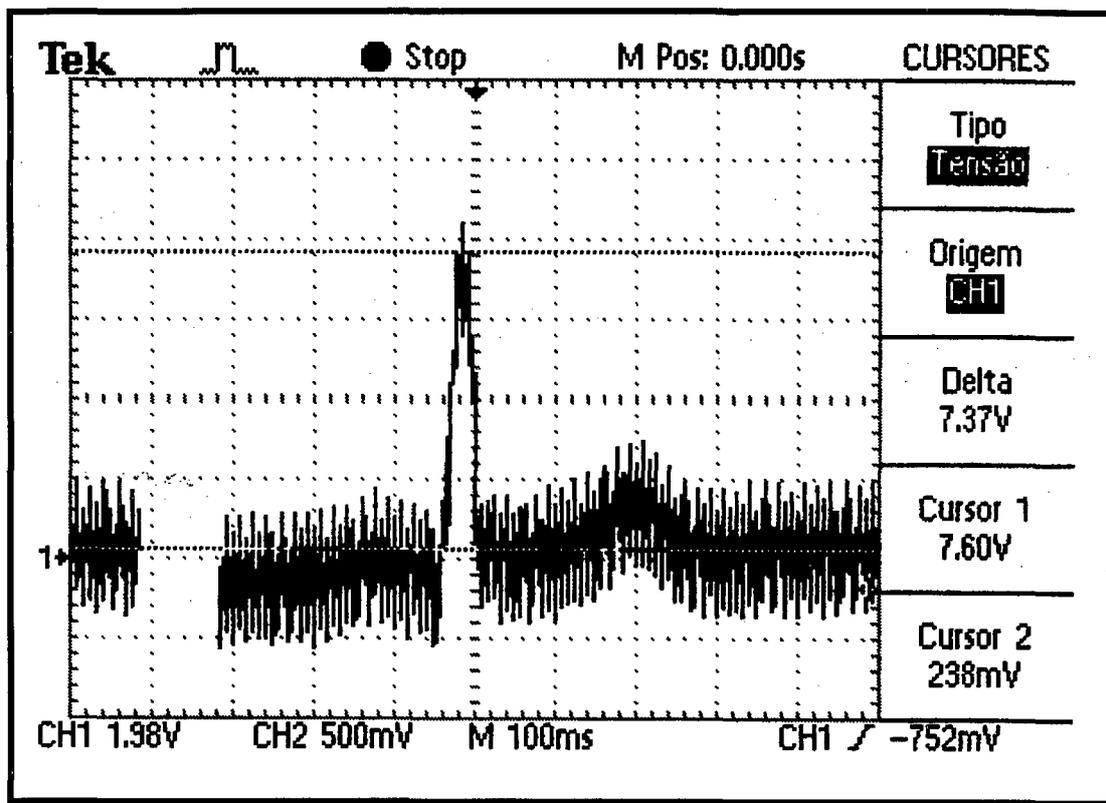


Figura 6.5 - Registro de ECG para impedância pele-eletrodo de 200 k Ω

É imperativo observar que, com impedância tão elevada, o sinal sofreu uma atenuação considerável, demonstrando na prática a importância de manter a impedância pele-eletrodo em níveis aceitáveis, sugerindo a utilização de equipamentos medidores antes de se fazer quaisquer registros de biopotenciais.

A presença do ruído de 60 Hz da rede elétrica, demonstrado na Figura 6.5, fez com que fosse praticamente impossível registrar-se ECG com impedâncias acima de 200 k Ω , limitando a quantidade de testes preliminares nestes quatro supra apresentados.

Capítulo 7

7. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

De acordo com os objetivos iniciais deste trabalho, desenvolveu-se um sistema medidor de impedância pele-eletrodo, composto de um módulo de *hardware* e um módulo de *software*.

Procurou-se projetar um equipamento compacto, modular e que utilizasse componentes comerciais de baixo custo.

Procurou-se desenvolver um *software* que proporcionasse uma interface amigável, tornando-o muito simples de ser usado. Para fazê-lo funcionar, o operador só precisa escolher o número de pares de eletrodos nos quais deseja medir a impedância e a forma que esta deve ser apresentada, ou seja, em valor de pares adjacentes ou individualmente. Este programa é compatível com o *software* do SAASBIO III, sendo projetado para a plataforma Windows 95, seguindo as tendências mundiais de produção de *softwares*.

Além da parte prática relativa ao desenvolvimento do protótipo e do *software* de controle, procurou-se durante a realização do trabalho reunir os principais aspectos teóricos e investigativos sobre impedância, de maneira geral, e mais especificamente sobre a impedância biológica.

Também, agregou-se a este trabalho informações sobre as características dos eletrodos, em especial, dos eletrodos de superfície mais usados em registros de biopotenciais, características da pele e dos compostos

eletrolíticos comerciais. Objetivou-se com isso dar um suporte teórico a este projeto e servir como referência para futuros projetos que utilizem a medida da impedância de maneira direta, ou indireta, como na área de impedanciometria.

Do ponto de vista experimental, os testes preliminares apontaram a utilidade deste equipamento no sentido de medir o valor da impedância da interface pele-eletrodo e indicar a qualidade do sinal bioelétrico registrado. Uma informação importante a respeito do valor da impedância é que, para valores em torno de 20 k Ω , a amplitude do sinal testado reduziu em aproximadamente 3%. Mesmo assim, recomenda-se aceitar os sinais registrados apenas quando a impedância pele-eletrodo estiver abaixo de 10 k Ω .

Ficou claro, através da observação dos experimentos relatados no Capítulo 6, se a impedância pele-eletrodo for ainda maior que 20 k Ω , ocorrerão reduções mais significativas na amplitude dos sinais.

Como propostas de trabalhos futuros, sugere-se a criação um protótipo onde o sinal de corrente a ser aplicado ao paciente possa ter a frequência ajustável, de acordo com o tipo de sinal bioelétrico que se quer registrar. Isto viria a reduzir o tempo gasto no processo de medição, já que neste trabalho utilizou-se uma frequência fixa de 10 Hz e o tempo gasto para a verificação da impedância nos 22 eletrodos situa-se entre 5 e 10 segundos.

Outra sugestão é a criação de um protótipo mais preciso, através da utilização de um conversor A/D de no mínimo 12 bits para que se possa estudar a impedância dos tecidos corporais em diversas localizações e suas relações com outras variáveis, tais como a temperatura, suor, idade, sexo, além

de se poder estudar e quantificar a porcentagem de água e gordura nestas partes.

Ainda, sugere-se a utilização deste sistema em conjunto com outros equipamentos desenvolvidos pelo GPEB, como por exemplo, o UCONDEC (Uruflexômetro Computadorizado com Detector de Esforço Abdominal) (Egoávil, 1998), o qual faz o registro dos potenciais elétricos dos músculos do abdome.

Anexo •

ANEXO A - ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS

A.1 - Especificações Gerais

Tensão de Alimentação	110 / 220 V
Consumo	50 mA
Faixa de Impedância	100 Ω a 960 k Ω
Tensões Utilizadas	+12 V, -12 V e +5 V
Nº Eletrodos	22
Sinais de Aplicação	ECG, EEG, EMG e EOG
Interface Serial	Padrão RS 232C
Interface Gráfica	Windows 95

A.2 - Especificações do Gerador de Sinal

Tipo de estímulo	Corrente alternada senoidal
Amplitude	10 μ A RMS
Frequência	10 Hz
Método	Corrente / tensão
Configuração	Bipolar

A.3 - Especificações do AGP

Ganhos Possíveis	100; 10; 1; 0,5
Operacional	TL 084
Chave Analógica	ADG 201

A.4 - Especificações do Circuito Seleccionador

Bits de endereço	5
Nº de saídas	24
Nº máximo de conexões	22 eletrodos
AMUX	ADG 528
Contador	4024
Inversor	74HC14

A.5 - Especificações do Microcontrolador

Fabricante	ATMEL
Modelo	AT89C2051
Tensão de Alimentação	2,7 a 6 V
Memória EEPROM	Flash de 2 kbytes
Memória RAM	128 bytes
Nº de linhas E / S	15
Frequência de Operação	0 a 24 MHz
Canal Serial	UART Full Duplex

A.6 - Especificações do Conversor A/D

Nº de bits	8
Níveis de quantização	256
V_{FS}	4,8 V
Resolução	18,75 mV/bit

A.7 - Especificações do Retificador de Precisão

Tipo	Onda completa
Atenuação	$2/\pi$
Operacional	TL 084

A.8 - Especificações do Filtro

Tipo	Passa-baixas
Aproximação	Butterworth
Frequência de Corte	3,288 Hz
Ganho	1,586
Ordem	2ª ordem
Operacional	TL 084

GLOSSÁRIO

Bauds:	Taxa de transmissão e recepção de dados binários em bits por segundo (bits/s);
Built-in:	Acoplado, conectado a outro sistema;
Digitalização:	Processo utilizado para fazer a representação de um sinal analógico em uma palavra digital;
Escarificação:	Produção de pequenas incisões simultâneas e superficiais na pele, processo de raspagem;
Fibrilação:	Contrações excessivamente rápidas, desordenadas e irregulares das fibras musculares;
In-situ:	No próprio local especificado;
Iterativo:	Repetido, reiterado, repetitivo;
On-line:	Simultâneo ao acontecimento do evento, em tempo real;
Plotar:	Locar, marcar num diagrama ou gráfico um ponto de coordenadas conhecidas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ACKMANN, James J. **Complex Bioelectric Impedance Measurement System for the Frequency Range from 5 Hz to 1 MHz**, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol 21, 1993, pp. 135-146.

ASTON, Richard **Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement**, Merrill Publishing Co., Columbus, 1990.

ATMEL CORPORATION. **Microcontroller Data Book**, October 1995, 4-33.

BAKER, L. E. **Principles of the Impedance Technique**, *Engineering in Medicine and Biology*, Vol 8:11-15, 1989.

BERLIM, Howard M. **Projetos com Amplificadores Operacionais com Experiências**, Editora Técnica Eletrônica Ltda, São Paulo, 1977.

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

BRONZINO, Joseph D. **Biomedical Engineering and Instrumentation: Basic Concepts and Applications**, PWS, Boston, 1986.

CABRAL, Fernando. **A linguagem C e o PC-Bios**, Editora Campus, 1989.

COIMBRA, Alexandre J. F. **Análise Computadorizada de Sinais Bioelétricos**, Florianópolis, 1994. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

CUNNINGHAM, Daniel **Manual de Anatomia Prática**, 13 ed., Atheneu Editora, São Paulo, 1976.

DOBKIN, R. C. **Easily Tuned Sine Wave Generators**, Linear Brief, Santa Clara, California, 1971.

DUNSEATH, W. J. R. **A Low Cost Precision Electrode Impedance Meter**, *Psychophysiology*, Vol 19, nº 1, January 1982, pp. 117-119.

EGOÁVIL, Ciro J. **Urofluxômetro Computadorizado com Detector de Esforço Abdominal**, Florianópolis, 1998. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

FRANKLIN 8051, **Standard Utilities User's Guide**, USA, 1993.

FRANKLIN A51, **8051 Macro Assembler**, USA, 1993. V. 4.6.

FRANKLIN C51, **8051 Optimizing C Cross Compiler**, USA, 1993, V.3.4.

GARRETT, Patrick H. **Analog I/O Design Acquisition: Conversion and Recovery**, Reston Publishing Company Inc., Virginia, 1981.

GARRETT, Patrick H. **Advanced Instrumentation and Computer I/O Design: Real Time System Computer Interface Engineering**, IEEE Press, New York, 1994.

GEDDES, Leslie A., BAKER, L. E. **The Specific Resistance of Biological Materials: A compendium of data for the biomedical engineer and physiologist**, Med & Biol Eng, 5:271-293, 1967.

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

GEDDES, Leslie A. **Electrodes and the Measurement of Bioelectric Events**, Wiley, New York, 1972.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E. **Textbook of Medical Physiology**. 9th ed. W.B. Saunders Company, USA, 1996.

HARY, D., BEKEY, G. A. **Circuit Models and Simulation Analysis of Electromyographic Signal Sources - I: The Impedance of EMG Electrodes**, IEEE Trans. on Biom. Eng., Vol BME-34, n° 2, February 1987, pp. 91-97.

HOLZNER, Steven. **Borland C++ Programação for Windows**, 3rd ed. Markron Books, São Paulo, 1995.

HOLZNER, Steven. **Linguagem Assembly Avançada para o IBM PC**, Mcgraw-Hill, 1988.

JACOBSON, B., WEBSTER, John. G. **Medicine and Clinical Engineering**, Prentice-Hall Inc., New Jersey, 1977.

MISCHEL, J., DUNTEMANN, J. **Borland C++ Builder Programming Explorer**, The Coriolis Group Inc, USA, 1997.

MIZRAHI, V. V. **Treinamento em Linguagem C: Curso Completo**, McGraw-Hill do Brasil, São Paulo, 1990.

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

MONTENEGRO, F.; PACHECO, R. **Orientação a Objetos em C++**, Editora Ciência Moderna Ltda., Rio de Janeiro, 1994.

NIEDERMEYER, E.; SILVA, F. L. **Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields**, 3rd ed., Williams & Wilkins, Maryland, USA, 1993.

PLONSEY, R. **Bioelectric Phenomena**, McGraw-Hill, New York, 1968.

RODRIGUES, M. A. B. **Desenvolvimento de um Instrumento Virtual para Aquisição e Análise de Sinais Bioelétricos**, Florianópolis, 1997. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

SEABA, P.; REILLY, E. L.; PETERS, J. F. **Patient Discomfort Related to Measurement of Electrode Resistance**, Am. J. EEG Technol. 13:7-12, 1973.

SEABA, P. **The Importance of Electrode Impedance**, The Oxford Observer, Clearwater, Oxford Medilog Inc., 1985.

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

SILVA JR, Sílvio M. **Sistema Microcontrolado de Estimulação e Análise de Potenciais Evocados para Utilização com Eletroencefalografia Computadorizada**, Florianópolis, 1998. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

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

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

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

TIPPENS, P. E. **Applied Physics**, McGraw-Hill, New York, 1973.

TYNER, Fay S.; KNOTT, John R.; MAYER Jr., W. Brem. **Fundamental of EEG Technology: Basic Concepts and Methods**, Raven Press, New York, 1989.

VALENTINUZZI, Max E. **Curso de Impedanciometria em Biologia e Medicina: Notas de Aula**, Florianópolis, Março 1992.

WEBSTER, John G. **Medical Instrumentation Application e Design**. 2 ed., Houghton Mifflin, Boston, 1992.

WOO, E. J. et al. **Skin Impedance Measurement Using Simple and Compound Electrodes**, Med. & Biol. Eng. & Comput., 30, January 1992, pp. 97-102.