

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

**SISTEMA MICROCOMPUTADORIZADO PARA A
ANÁLISE DE DESFIBRILADORES, CARDIOVERSORES E
ESFIGMOMANÔMETROS**

Dissertação submetida à
Universidade Federal de Santa Catarina
como parte dos requisitos para a
obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica

JORGE ROBERTO GUEDES

Florianópolis, março de 1999

SISTEMA MICROCOMPUTADORIZADO PARA A ANÁLISE DE DESFIBRILADORES, CARDIOVERSORES E ESFIGMOMANÔMETROS

JORGE ROBERTO GUEDES

'Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Elétrica, Área de concentração em Engenharia Biomédica, e aprovada em sua forma final pelo Curso de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.'



Prof. Raimes Moraes, Ph.D.

Orientador



Prof. Ildemar Cassana Decker, D.Sc.

Coordenador do Curso

Banca Examinadora:

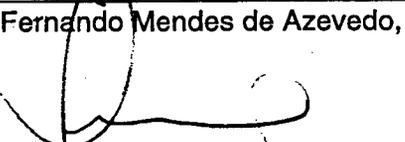


Prof. Raimes Moraes, Ph.D.

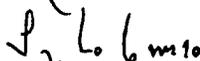
Presidente



Prof. Fernando Mendes de Azevedo, D.Sc.



Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.



Prof. Percy Nohama, Dr.

A DEUS, pela VIDA.

Aos meus pais Célio e Joceli, que sempre estiveram ao meu lado em todos os momentos e aos quais devo tudo o que sou hoje.

À minha noiva Caroline Lengert, meu carinho e gratidão por fazer parte de minha vida.

Dedico.

AGRADECIMENTOS

Ao professor Raimes Moraes, pela amizade e inúmeras orientações, proporcionando meu crescimento pessoal e profissional.

Ao professor Jefferson L. B. Marques, pela amizade, discussões e pelo auxílio dado ao trabalho.

Ao professor Fernando M. de Azevedo, pela amizade e seu trabalho como coordenador do GPEB.

Ao professor Renato Garcia Ojeda, pela amizade e discussões sobre o trabalho.

Ao amigo Marco A. B. Rodrigues, pela grandiosa ajuda no hardware e por ceder parte de seu software para a realização do trabalho.

Ao amigo Adriano L. Toazza e John O. Wisbeck, pela disposição em sempre ajudar a todos com seus valiosos conhecimentos.

Aos amigos Fábio Iaione, Nivaldo Schiefler e Bárbara Ogliari pela amizade e colegismo.

Às amigas Vânia Matozzo e Roberta Bolzani, pela amizade e dedicação em resolver os problemas burocráticos.

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

À CAPES, pelo suporte financeiro.

Resumo da Dissertação apresentada à UFSC como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

SISTEMA MICROCOMPUTADORIZADO PARA A ANÁLISE DE DESFIBRILADORES, CARDIOVERSORES E ESFIGMOMANÔMETROS

JORGE ROBERTO GUEDES

Março/1999

Orientador: Raimés Moraes

Área de concentração: Engenharia Biomédica

Palavras-chave: Desfibrilador, Cardioversor, Esfigmomanômetro, Analisador.

Número de Páginas: 02

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema para analisar o funcionamento de desfibriladores cardíacos, cardioversores e esfigmomanômetros. Este sistema é composto de três módulos de hardware, dois externos e um interno a um microcomputador compatível com IBM PC. O software escrito em linguagem *C* é responsável pelo gerenciamento do sistema. O primeiro módulo externo é composto por um banco resistivo para simular a impedância torácica e realizar a amostragem do pulso desfibrilatório. Possui também um amplificador isolador responsável pela proteção do

microcomputador. O segundo módulo é composto por um transdutor e um amplificador de instrumentação que realiza a aquisição de pressão. O módulo interno é responsável pela digitalização dos sinais, permitindo a interface dos módulos externos com o PC. O software é responsável pelo gerenciamento do sistema de aquisição, pela geração do sinal de ECG (usado em teste de sincronismo do cardioversor), pelo processamento das formas de onda digitalizadas e pela interface com o operador. A partir dos sinais adquiridos parâmetros como energia, pico de corrente, pico de tensão, duração do pulso e tempo de sincronismo são calculados para o desfibrilador/cardioversor. Para o esfigmomanômetro é calculado a pressão média, erro absoluto e dispersão da medida. Estes parâmetros são utilizados para caracterizar a performance dos equipamentos que estão sendo analisados.

Abstract of Dissertation presented to UFSC as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master in Electrical Engineering.

MICRO-COMPUTERISED SYSTEM TO ANALYSE DEFIBRILLATORS, CARDIOVERTERS AND SPHYGMOMANOMETERS

JORGE ROBERTO GUEDES

March/1999

Advisor: Raimes Moraes

Area of Concentration: Biomedical Engineering

Keywords: Defibrillator, Cardioverter, Sphygmomanometer, Analyser.

Number of Pages: 02

The aim of this work is the development of a low cost system to analyse the functionality of cardiac defibrillators, cardioverters and sphygmomanometers. The system is composed of three hardware modules, two externals and one inserted into a slot of a PC compatible microcomputer. Software written in C was developed to manage the system. A bank of resistors (to simulate the impedance of the thorax and to allow the sampling of the defibrillator pulse) and an isolation amplifier (to protect the microcomputer) composes the first external module. A transducer and an instrumentation amplifier compose the second module that is in charge of

sampling pressure. The internal module has the task of digitising the signals provided by the two external modules. The software manages the acquisition system, generates the ECG signal (used to synchronise of the cardioverter), processes the digitised signals and provides the interface with the user. From the acquired signals, parameters such as energy, peak current, peak voltage, pulse width and time delay are calculated for the defibrillator/cardioverter. For the sphygmomanometer it is calculated the mean pressure, relative error and deviation of the measure. These parameters are used to characterize the performance of the equipments that are being analyzed.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS _____	XIII
LISTA DE ILUSTRAÇÕES _____	XIV
LISTA DE TABELAS _____	XVII
INTRODUÇÃO _____	2
1.1 Preâmbulo _____	2
1.2 Objetivos _____	3
1.3 Justificativas _____	3
1.4 Estrutura do Trabalho _____	4
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA _____	7
2.1 Sistema Cardiovascular _____	7
2.2 Anatomia fisiológica do músculo cardíaco _____	8
2.3 Eletrofisiologia da constituição e transmissão do sinal excitatório _____	11
2.4 Relação do eletrocardiograma com o ciclo cardíaco _____	14
2.5 Período vulnerável do coração _____	18
2.6 Arritmias cardíacas _____	19
2.7 Fibrilação cardíaca _____	19
2.8 Desfibrilação _____	22
2.8.1 DESFIBRILAÇÃO QUÍMICA _____	22
2.8.2 DESFIBRILAÇÃO ELÉTRICA _____	23

2.9	Desfibriladores e Cardioversores	24
2.9.1	ASPECTOS TECNOLÓGICOS	24
2.9.2	TIPOS DE DESFIBRILADORES	28
2.9.2.1	Desfibriladores de descarga capacitiva e amortecida	28
2.9.2.2	Desfibriladores de corrente alternada	31
2.9.2.3	Desfibriladores de pulsos senoidais	32
2.9.2.4	Desfibriladores implantáveis	32
2.9.2.5	Desfibriladores de corrente	33
2.9.2.6	Eletrofulguração	34
2.10	Esfigmomanometria	34
3.	HARDWARE E SOFTWARE DO SISTEMA	38
3.1	Diagrama geral do sistema	38
3.2	Módulo de hardware para o desfibrilador e cardioversor	39
3.3	Módulo de hardware para o esfigmomanômetro	41
3.4	Módulo interno de hardware	42
3.4.1	BARRAMENTO DE I/O	43
3.4.2	ENDEREÇOS DO BARRAMENTO DE I/O	45
3.4.3	BUFFER E DIRECIONADOR DE DADOS/ BUFFER DE ENDEREÇOS	46
3.4.4	COMPARADOR E DECODIFICADOR	47
3.4.5	CONVERSOR A/D	48
3.4.6	CONVERSOR D/A	48
3.4.7	ATENUADOR E FILTRO	49
3.5	Software	49
3.5.1.1	Cálculo dos parâmetros de análise de desfibrilador	52
3.5.2	ROTINA PARA ANÁLISE DE CARDIOVERSORES	54
3.5.2.1	Cálculo dos parâmetros de análise do cardioversor	55
3.5.3	ROTINA PARA ANÁLISE DE ESFIGMOMANÔMETROS	56
3.5.3.1	Cálculo dos parâmetros para o esfigmomanômetro	58

4. TESTES E RESULTADOS	61
4.1 Testes para avaliar a performance do analisador de desfibriladores e cardioversores desenvolvido	61
4.2 Testes para avaliar a performance do analisador de esfigmomanômetros	65
4.3 Exemplos de análise de desfibrilador e cardioversor obtidas com o sistema	67
4.4 Exemplo de análise de um esfigmomanômetro obtida com o sistema	70
5. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES	72
ANEXO A - ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS	76
ANEXO B – PLANILHA DE CUSTOS	82
ANEXO C – ANÁLISE DAS COMPONENTES DE FREQUÊNCIA DO PULSO DESFIBRILATÓRIO	84
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	87

LISTA DE ABREVIATURAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ANSI	American National Standards Institute
A/D	Analógico para digital;
C.A.	Corrente Alternada
C.C.	Corrente Contínua
D/A	Digital para analógico
ECG	Eletrocardiograma
IBM	International Business Machine
INMETRO	Instituto Nacional de Metrologia
I/O	Entrada/Saída
PC	Personal Computer
PECES	Programa de Ensaio de Conformidade em Equipamento para a Saúde
PROEQUIPO	Programa de Equipamentos Odonto-medico-hospitalares

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 2.1 – Estrutura do coração e trajeto do fluxo sanguíneo pelas câmaras cardíacas (Hurst, 1991). _____ 7
- Figura 2.2 – Imagem histológica típica do músculo cardíaco (Hurst, 1981). _____ 9
- Figura 2.3 – Ilustração do coração onde podem ser visualizados o nódulo sinusal e o sistema de Purkinje, o nódulo átrio-ventricular, as vias internodais atriais e os ramos ventriculares (Guyton, 1996). _____ 10
- Figura 2.4 – Potenciais transmembrana de célula muscular. PR: potencial de repouso. PL: potencial limiar (Wenge, 1981). _____ 13
- Figura 2.5 – Potencial de ação variando conforme o tipo celular (Wenge, 1981). _____ 14
- Figura 2.6 - Forma de onda típica de um ECG obtido com a derivação II (Moraes, 1995). 15
- Figura 2.7 – Eventos do ciclo cardíaco mostrando alterações da pressão, volume e o eletrocardiograma (Hampton, 1994). _____ 17
- Figura 2.8 – Período vulnerável cardíaco (Domingos, 1997). _____ 18
- Figura 2.9 – Registro eletrocardiográfico da fibrilação atrial (Robert, 1981). _____ 20
- Figura 2.10 - Registro eletrocardiográfico da fibrilação ventricular (Robert, 1981). _____ 21
- Figura 2.11 - Fibrilação grossa (Guyton, 1996). _____ 21
- Figura 2.12 - Fibrilação fina (Guyton, 1996). _____ 22
- Figura 2.13 - Aplicação de eletrodos na desfibrilação transventricular e desfibrilação transtorácica (Guyton, 1989). _____ 23
- Figura 2.14 – Diagrama de blocos geral de um desfibrilador. FE: fonte de energia; G: gerador; MC: controle manual de disparo; S: sincronizador de disparo; M: Monitor cardíaco; R_i: resistência interna; SW1: chave de disparo; Z_L: impedância da carga (Valentinuzzi, 1986).25

Figura 2.15 – Curva da energia na descarga de um desfibrilador (Valentinuzzi, 1986).	27
Figura 2.16 – Curva de corrente e tensão na descarga de um desfibrilador (Valentinuzzi, 1986).	28
Figura 2.17 – Esquema básico do desfibrilador por descarga capacitiva. FTC: fonte de tensão contínua; CM: controle manual; CO: circuitos opcionais; BG: bloco gerador; SW1: chave de três posições (C:carga; E: espera; D: descarga); C: capacitor de armazenamento; R _I : resistência interna; L: indutância para descarga amortecida (Valentinuzzi, 1986).	29
Figura 2.18 – Curvas de carga e descarga de um desfibrilador capacitivo. linha cheia: tensão no capacitor; linha tracejada: corrente de carga e descarga capacitiva; linha traço-ponto: corrente de descarga amortecida (Valentinuzzi, 1986).	30
Figura 2.19 – Descarga de corrente alternada. (a) trem de pulsos senoidais, (b) semiciclo senoidal (Valentinuzzi, 1986).	31
Figura 2.20 – Esfigmomanometria ou método auscultatório (Spalding, 1996).	35
Figura 3.1 – Diagrama geral do sistema.	38
Figura 3.2 – Rede resistiva de atenuação do pulso desfibrilatório.	39
Figura 3.3 – Rede resistiva com as lâminas de metal para aplicação do pulso desfibrilatório.	40
Figura 3.4 – Módulo de hardware para análise de esfigmomanômetros.	42
Figura 3.5 – Diagrama de blocos da placa de aquisição e suas conexões com o barramento do microcomputador e os módulos externos.	43
Figura 3.6 - Pinos e funções do barramento de I/O do microcomputador (Moss, 1998).	44
Figura 3.7 – Fluxograma da rotina principal do software do analisador.	50
Figura 3.8 – Fluxograma da rotina para análise de desfibriladores.	51
Figura 3.9 - Fluxograma da rotina para análise de cardioversores.	54
Figura 3.10 - Fluxograma da rotina para análise de esfigmomanômetros.	56

Figura 3.11 – Tela apresentada durante a análise de um manômetro. _____	57
Figura 4.1 - Visualização do pulso desfibrilatório na tela do osciloscópio digital. O canal 1 mostra a forma do pulso no resistor de amostragem e o transitório, o canal 2 mostra o pulso após a passagem pelo amplificador isolador. _____	62
Figura 4.2 - Resultados obtidos na análise de um desfibrilador para uma descarga desfibrilatória de 160 Joules. _____	68
Figura 4.3 – Resultados obtidos na análise de um desfibrilador para uma descarga desfibrilatória de 240 Joules. _____	68
Figura 4.4 - Resultados obtidos na análise de um cardioversor para uma descarga desfibrilatória de 200 Joules. _____	69
Figura 4.5 - Resultados obtidos na análise de um cardioversor para uma descarga desfibrilatória de 300 Joules. _____	69
Figura 4.6 – Relatório de análise obtido para um esfigmomanômetro. PE: pressão indicada pelo manômetro. _____	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1 – Valores típicos de concentrações iônicas intracelular e extracelular em milimoles por litro para o músculo esquelético do homem. _____	11
Tabela 3.1 - Características do Kit DEVB173 da Motorola. _____	41
Tabela 3.2 - Mapeamento dos endereços do IBM PC e compatíveis (Norton, 1989). _____	46
Tabela 4.1– Valores de energia medidos pelo analisador da BIO-TEK e pelo analisador desenvolvido. _____	63
Tabela 4.2 - Valores médios de energia para cada analisador e erro relativo entre as médias das medidas. _____	64
Tabela 4.3 - Valores médios das medidas obtidas com o analisador da BIO-TEK. _____	64
Tabela 4.4 - Valores médios das medidas obtidas com o analisador desenvolvido. _____	65
Tabela 4.5 - Medidas de pressão obtidas com o analisador DPM III da BIO-TEK (medida A) e com o analisador desenvolvido (medida B). _____	67

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

1.1 Preâmbulo

O ministério da Saúde, a partir de 1990, implantou, o Programa de Equipamentos Odonto-Médico-Hospitalares – PROEQUIPO. Este, teve como objetivo contribuir para que o Sistema de Saúde dispusesse-se, em todos os níveis, de equipamentos odonto-médico-hospitalares com padrões técnicos e operacionais excelentes, melhorando a qualidade e produtividade da assistência a saúde prestada à população. Através do PROEQUIPO, o Ministério da Saúde desenvolveu uma política para o setor, executando ações de normalização e regulamentação para a área de equipamentos médico-hospitalares, fazendo cumprir as determinações legais estabelecidas pela Constituição Federal, Lei Orgânica da Saúde e Código de Defesa do Consumidor. Na área de metrologia, normalização e qualidade, o PROEQUIPO, em parceria com o INMETRO, ABNT e instituições de pesquisa e desenvolvimento tecnológico, iniciou a implementação do Programa de Ensaio de Conformidade em Equipamentos para a Saúde – PECES, cujo objetivo final era a implementação de um Sistema Brasileiro de Certificação de Qualidade de Materiais e Equipamentos Médico-Hospitalares.

Este programa inaugurou uma nova fase no setor de saúde do Brasil, uma vez que visava disciplinar a qualidade dos materiais e equipamentos

médico-hospitalares em uso no país. Assim, instrumentos para executar ensaios de equipamentos médicos de acordo com as exigências das Portarias do Ministério da Saúde tornam-se uma necessidade, tanto para os laboratórios de ensaios e manutenção, como para as empresas fabricantes destes equipamentos. Atualmente o Ministério da Saúde através da publicação intitulada "Boas Práticas de Aquisição de Equipamentos Médico-Hospitalares", prescreve procedimentos e diretrizes básicas que devem ser observadas na compra de equipamentos médico-hospitalares por processos licitatórios em instituições públicas.

1.2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema de baixo custo, composto por hardware e software para analisar o funcionamento de desfibriladores cardíacos, cardioversores e esfigmomanômetros

1.3 Justificativas

Os óbitos ocorridos devido a doenças cardíacas ocupam o primeiro lugar nas estatísticas, isto faz com que haja uma crescente preocupação com a qualidade dos equipamentos eletromédicos. Estes equipamentos fazem o suporte à vida, e devem funcionar da melhor maneira possível, pois qualquer falha que venha a ocorrer pode ocasionar a morte do paciente. Um exemplo que pode ser citado é o desfibrilador cardíaco, este equipamento é utilizado em situações de emergência onde o paciente apresenta morte aparente e portanto

nesta situação, ele deve funcionar corretamente, pois ocorra alguma falha ocasionará a morte do paciente.

A implantação de programas de controle da qualidade em equipamentos médico-hospitalares no Brasil é dificultada pelos custos elevados para aquisição de equipamentos de calibração, geralmente importados.

Com o objetivo de reduzir estes custos, desenvolveu-se um sistema utilizando um microcomputador IBM PC ou compatível que realiza o processamento do sinal e cálculo dos parâmetros como energia, pico de tensão, pico de corrente, duração do pulso desfibrilatório e tempo de sincronismo, isto faz com que seja empregado um número reduzido de componentes eletrônicos no hardware. Cabe salientar que, com o rápido avanço tecnológico da informática, computadores considerados potentes tornam-se obsoletos em pouco tempo e são abandonados. O aproveitamento destes computadores permite que o sistema descrito neste trabalho seja utilizado com um custo bem inferior aos atuais sistemas comerciais disponíveis no mercado. Espera-se que esta redução de custo contribua para uma prática mais freqüente de avaliação destes equipamentos de modo a permitir uma melhoria da prestação de serviços médicos à população.

1.4 Estrutura do Trabalho

Este trabalho é apresentado em cinco capítulos, sendo que o primeiro capítulo compreende esta introdução. O segundo capítulo traz os aspectos teóricos principais sobre o coração, desfibriladores cardíacos e

esfigmomanômetros. No terceiro capítulo, são abordados os aspectos construtivos do equipamento, onde o hardware é apresentado em diagrama de blocos e cada bloco é comentado separadamente; as principais características do software são também descritas. Na seqüência do trabalho, o quarto capítulo é reservado aos testes realizados com o equipamento, demonstrando os resultados obtidos na análise de desfibriladores cardíacos, cardioversores e esfigmomanômetros. Por fim, o quinto capítulo relata a discussão, conclusões e as propostas de trabalhos futuros.

Capítulo 2

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo descreve o sistema cardiovascular, a fibrilação, os desfibriladores e esfigmomanômetros com o objetivo de introduzir a nomenclatura e enfatizar a utilidade do sistema proposto.

2.1 Sistema Cardiovascular

O sistema cardiovascular é constituído por um órgão central, o coração, e uma rede de tubos de diferentes calibres denominados vasos sanguíneos. Este sistema, por intermédio do sangue, tem a finalidade de suprir os tecidos e órgãos do corpo com substâncias nutritivas que lhes são indispensáveis (Prives et al., 1985). O coração é um órgão oco e contrátil (Wenge, 1981), constituído por duas bombas distintas: bomba direita, que bombeia o sangue pelos pulmões, e a bomba esquerda que bombeia o sangue para os tecidos e órgãos periféricos (Figura 2.1).

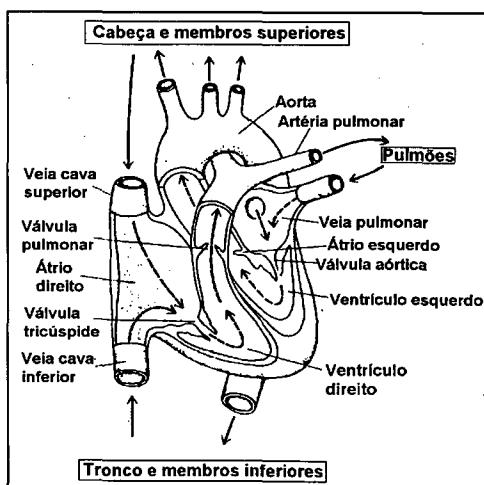


Figura 2.1 – Estrutura do coração e trajeto do fluxo sanguíneo pelas câmaras cardíacas (Hurst, 1991).

As paredes dos vasos sangüíneos são constituídas por três camadas: a íntima (camada mais interna), a média (camada intermediária) e a adventícia (camada mais externa). Os vasos sangüíneos que transportam sangue do coração para os órgãos são denominados artérias. As veias são os vasos sangüíneos que transportam sangue dos órgãos para o coração (Prives et al., 1985).

2.2 Anatomia fisiológica do músculo cardíaco

O coração é constituído por 2 tipos principais de células: contráteis e especializadas. As células contráteis compõem a musculatura atrial e ventricular. Estas contraem-se como o músculo esquelético, com a ressalva de que a duração de sua contração é muito maior.

A Figura 2.2 ilustra a imagem histológica típica do músculo cardíaco, mostrando as fibras musculares cardíacas dispostas em retículo, recombinação-se a seguir, e depois, dispersando-se novamente. Nota-se por essa figura que o músculo cardíaco é estriado, da mesma forma que o músculo esquelético. Além disso, o músculo cardíaco tem miofibrilas típicas, que contêm filamentos de actina e miosina quase idênticos aos encontrados no músculo esquelético, e esses filamentos interdigitam-se e deslizam uns sobre os outros durante o processo de contração, assim como nos músculos esqueléticos (Guyton, 1996).

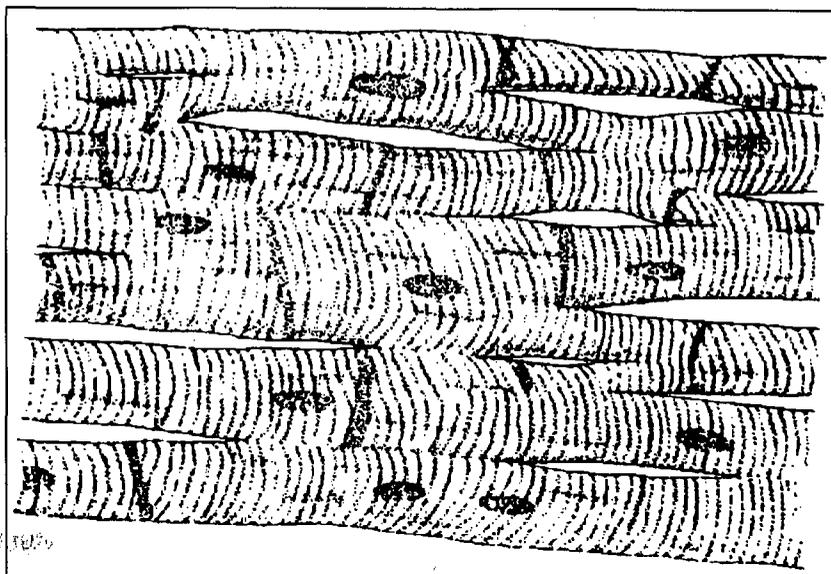


Figura 2.2 – Imagem histológica típica do músculo cardíaco (Hurst, 1981).

As células especializadas do coração contraem-se apenas fracamente, por conterem poucas fibrilas contráteis. Contudo, estas células têm a capacidade de gerar espontaneamente um estímulo elétrico que coordena a ritmicidade de batimento do coração. Estas células apresentam ainda velocidades variáveis de condução deste estímulo, proporcionando um sistema bastante eficiente para transmitir o sinal excitatório por todo o coração e coordenar sua contração (Hurst, 1981).

As células que possuem essa propriedade estão localizadas no nódulo sinusal, em certas áreas do átrios, em porções do nódulo átrioventricular e no feixe de His e fibras de Purkinjie. A característica fundamental das células musculares cardíacas do feixe de His e fibras de Purkijie (Figura 2.3) é o alto acoplamento elétrico, pela existência de conexões intercelulares. Este acoplamento elétrico facilita a propagação de impulsos elétricos através de todas as células da musculatura cardíaca.

O feixe de His, também chamado de feixe átrio-ventricular, localiza-se dentro do septo interventricular, ligando o nó sinoatrial às fibras de Purkinjie. O feixe de His bifurca-se em dois ramos: direito e esquerdo. O ramo esquerdo é responsável pela condução do estímulo elétrico ao ventrículo esquerdo e o ramo direito, ao ventrículo direito. O ramo esquerdo também bifurca-se em dois ramos, tendo por finalidade melhor distribuir-se no ventrículo esquerdo, já que este possui maior massa que o ventrículo direito, e conseqüentemente, maior número de células musculares. As fibras de Purkinjie são a continuação do feixe de His dentro dos ventrículos, sendo responsável pela transmissão do estímulo diretamente às células musculares.

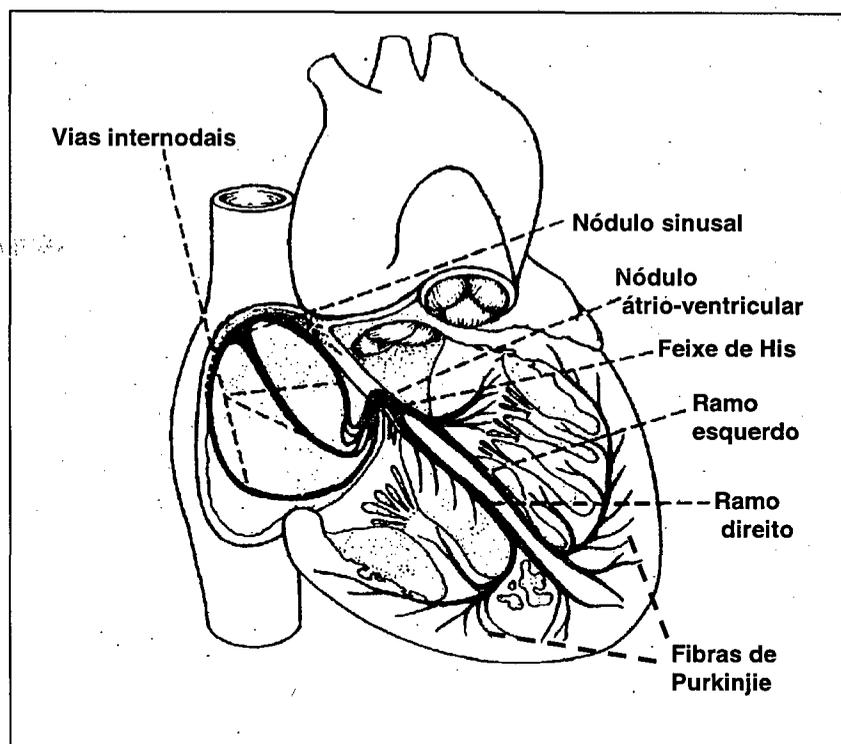


Figura 2.3 – Ilustração do coração onde podem ser visualizados o nóculo sinusal e o sistema de Purkinjie, o nóculo átrio-ventricular, as vias internodais atriais e os ramos ventriculares (Guyton, 1996).

2.3 Eletrofisiologia da constituição e transmissão do sinal excitatório

Para melhor compreender os eventos que originam a contração da musculatura cardíaca, é necessário discutir a geração, ao nível celular, do estímulo elétrico do coração.

Cada célula do coração, assim como cada célula do corpo, está banhada em eletrólitos tais como os íons sódio, potássio e cloro que se encontram em quantidades diferentes dentro e fora da célula. A Tabela 2.1 ilustra esta diferença de concentração iônica intracelular e extracelular para o músculo esquelético do homem.

Tabela 2.1 – Valores típicos de concentrações iônicas intracelular e extracelular em milimoles por litro para o músculo esquelético do homem.

Tipo de íons	Concentração Intracelular	Concentração extracelular
Na ⁺	12	145
K ⁺	155	4
Cl ⁻	4	120

Devido às cargas elétricas destes íons, existe uma diferença de potencial entre o meio intracelular e o extracelular que se encontra próximo de -90 mV (Robert, 1993). Para este potencial, denominado de potencial de repouso da membrana, diz-se que a célula encontra-se polarizada. O potencial de repouso estabelece-se devido à permeabilidade iônica seletiva da membrana celular que mantém as diferenças de concentrações iônicas apresentadas.

Em repouso, existe um predomínio de cargas positivas externamente e de cargas negativas internamente, pois o íon potássio difunde-se passivamente do interior para o exterior da célula. Isto torna o potencial no interior da célula negativo em relação ao meio extracelular (Surawicz, 1995).

Quando a célula cardíaca é estimulada elétrica ou mecanicamente, há um aumento da permeabilidade da membrana celular ao sódio que, literalmente, inunda a célula num espaço de tempo muito reduzido (de 1 a 5 milissegundos). Esta entrada abrupta de sódio para o interior da célula provoca uma mudança na diferença de potencial que existe entre o meio intracelular e extracelular, atingindo o valor de +30 mV. Este evento é denominado de potencial de ação transmembrana.

Ao atingir 30 mV, as características da membrana celular alteram-se de modo a reduzir a permeabilidade ao sódio e aumentar gradativamente a permeabilidade ao potássio. Esta redução na condutância ao sódio diminui o potencial que decresce para 0 mV, iniciando a repolarização da célula.

A fase seguinte do potencial de ação, conhecida como platô por manter-se próxima de zero mV durante cerca de 100 ms, é devida ao retorno da membrana às condições iniciais de permeabilidade e ao potencial de repouso.

Existem ainda processos de transporte ativo de íons, executados por estruturas especializadas da membrana, que fazem com que as concentrações iônicas retornem aos níveis da Tabela 2.1. A Figura 2.4 apresenta o registro do potencial no interior da célula em relação ao potencial externo (potencial de ação). A Figura 2.4 ilustra também o limiar mínimo (PL) de

estimulação elétrica necessário para desencadear os procedimentos relacionados à geração do potencial de ação.

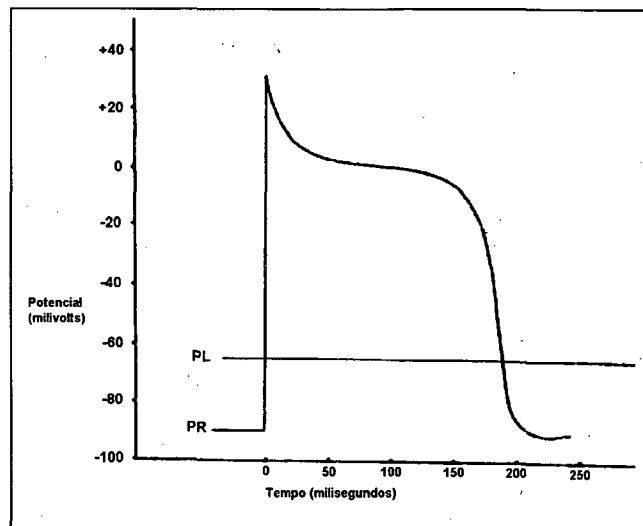


Figura 2.4 – Potenciais transmembrana de célula muscular. PR: potencial de repouso. PL: potencial limiar (Wenge, 1981).

O coração tem células altamente especializadas que geram potenciais de ação de maneira espontânea. Estas encontram-se no nódulo sinoatrial, localizado na parede do átrio direito na sua junção com a veia cava superior, constituindo o marcapasso fisiológico do coração. É uma estrutura alongada, que recebe seu suprimento sanguíneo de uma artéria que corre longitudinalmente a sua estrutura. A frequência de geração destes impulsos pode ser influenciada por vários processos fisiológicos, farmacológicos e patológicos. As demais células do coração têm a capacidade de gerar potenciais de ação ao longo de suas membranas celulares quando estimuladas, sendo que este potencial varia de acordo com o tipo celular (Figura 2.5).

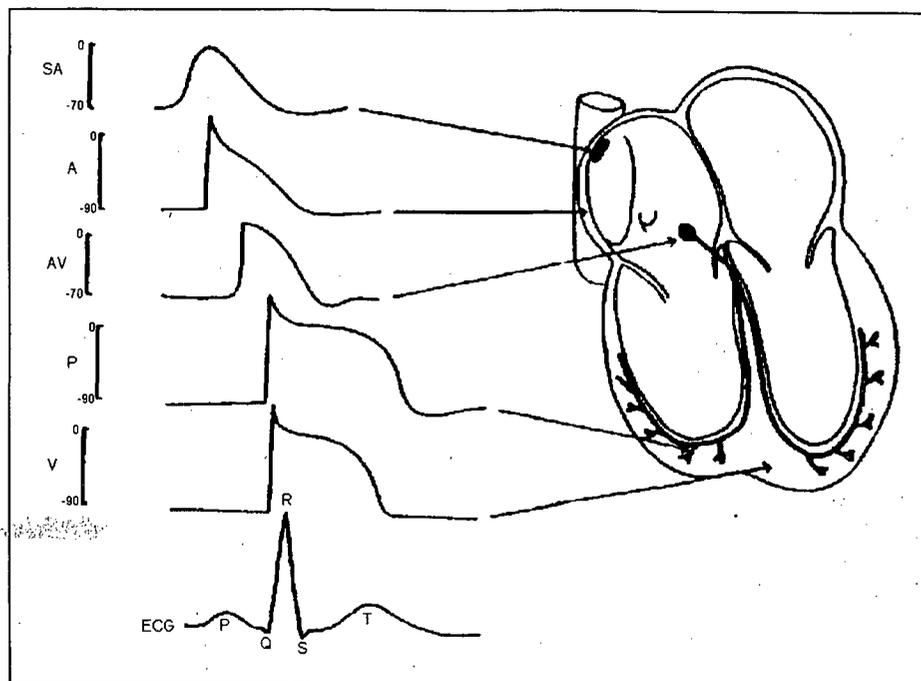


Figura 2.5 – Potencial de ação variando conforme o tipo celular (Wenge, 1981).

2.4 Relação do eletrocardiograma com o ciclo cardíaco

O potencial de ação se propaga dos átrios para os ventrículos através das células especializadas, proporcionando a contração dos átrios (que contribui para o enchimento dos ventrículos) e a posterior contração dos ventrículos, sendo que estes se contraem do ápice (extremidade inferior) para a base. Este padrão de contração de um coração sadio é bastante eficiente para ejetar o sangue para o restante da circulação.

A atividade elétrica do coração produz potenciais que podem ser detectados na superfície do corpo com amplitudes variando de 0.5 mV até 4 mV (Olson, 1978). Estes potenciais são detectados através de eletrodos colocados sobre o corpo, sendo então, medida a diferença de tensão entre eles. Este sinal se chama eletrocardiograma (ECG).

A forma da onda do ECG depende da posição dos eletrodos no corpo. A Figura 2.6 mostra um ECG normal obtido com eletrodos localizados sobre a perna esquerda e braço direito. Um terceiro eletrodo colocado sobre a perna direita é usado como referência (derivação II). A primeira onda é chamada de P e é associada com a estimulação da musculatura atrial. A segunda, o complexo QRS, é relacionada à ativação dos ventrículos, a terceira, a onda T, corresponde ao retorno das células ventriculares para seu estado de repouso. Devido a esta relação entre as atividades muscular e elétrica, o ECG é utilizado como uma ferramenta para avaliar as funções cardíacas. Por exemplo, isquemia da musculatura cardíaca modifica a onda T e as diferentes morfologias que esta assume, são relacionadas com a localização da área afetada no coração (Orlov, 1988).

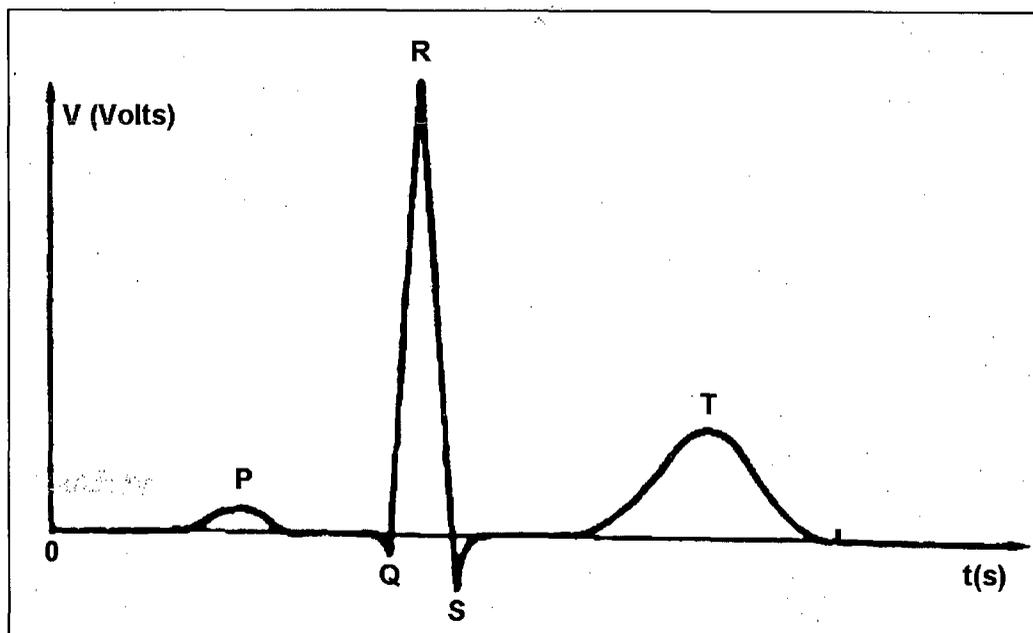


Figura 2.6 - Forma de onda típica de um ECG obtido com a derivação II (Moraes, 1995).

O ECG contém frequências entre 0.01 e 250Hz, mas dispositivos para diagnósticos gerais trabalham com a faixa de 0.05 à 100Hz e equipamentos

de monitoração, de 0.5 até 90Hz. O complexo QRS, que é utilizado para detectar o início da sístole, tem freqüências entre 10 a 20Hz (Webster, 1997).

O coração tem a função de bombear sangue através dos vasos sangüíneos. Os ventrículos são os principais responsáveis por este bombeamento, apresentando válvulas de admissão e de escoamento que alternam sua abertura de forma a possibilitar a realização desta tarefa. O procedimento de bombeamento do sangue pelos ventrículos pode ser dividido em quatro fases: enchimento, contração isovolumétrica, ejeção do sangue e relaxamento isovolumétrico. Estas fases são definidas em função da abertura e fechamento das válvulas de admissão (mitral no ventrículo esquerdo e tricúspede no direito) e de escoamento (aórtica no ventrículo esquerdo e pulmonar no direito) controladas por diferença de pressão entre os canais comunicantes (Burton, 1977). Na Figura 2.7, tem-se a sucessão das fases de bombeamento sangüíneo pelo ventrículo esquerdo e como estas se encontram relacionadas com a pressão ventricular e a pressão na raiz da artéria aorta. Após o enchimento do ventrículo esquerdo, tem-se a fase de contração da musculatura dos ventrículos, elevando a pressão do sangue contido em seu interior. Quando esta pressão torna-se superior à presente na aorta, abre-se a válvula de escoamento e inicia-se a fase de ejeção.

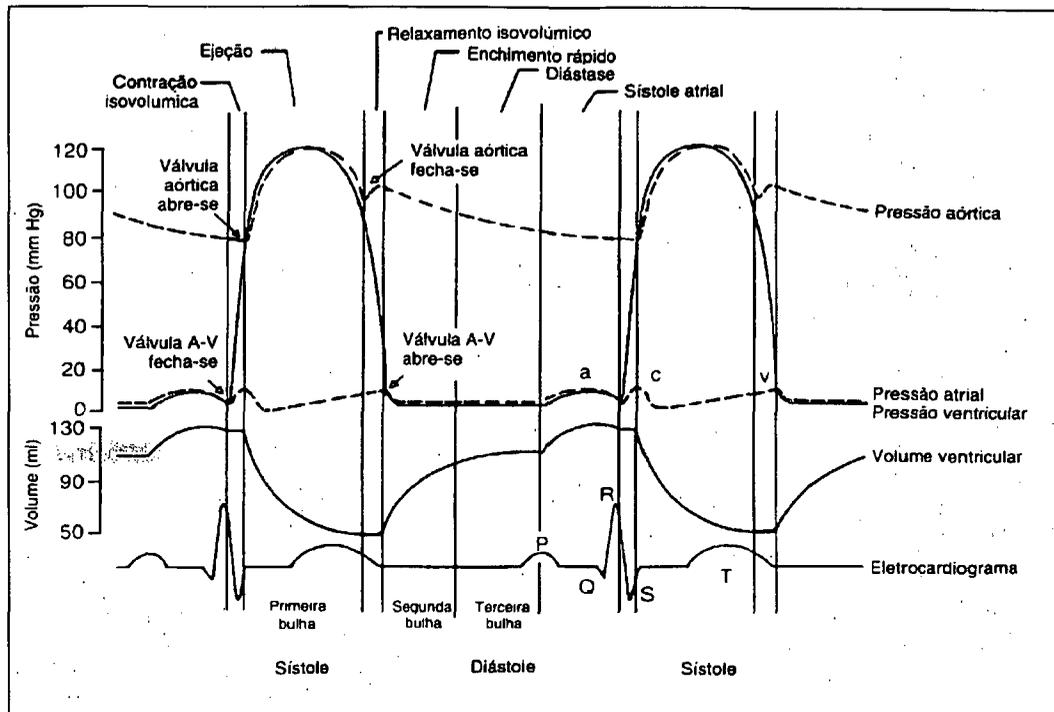


Figura 2.7 – Eventos do ciclo cardíaco mostrando alterações da pressão, volume e o eletrocardiograma (Hampton, 1994).

O sangue é, então, ejetado na aorta mais rapidamente do que é capaz de escoar através da circulação periférica produzindo, assim, uma elevação de pressão na aorta e a distensão de suas paredes.

Ainda durante a fase de ejeção, a musculatura do ventrículo alcança sua máxima contração e começa a relaxar, enquanto o sangue escoar da aorta para o restante do sistema arterial, resultando numa redução da pressão aórtica. Devido ao relaxamento da musculatura do ventrículo, a pressão em seu interior cai abaixo da pressão aórtica, proporcionando o fechamento da válvula de escoamento. Há então, um recuo elástico da aorta, ocasionando uma elevação da pressão aórtica já na fase de relaxamento isovolumétrico. Em função da continuidade do escoamento do sangue para o restante da circulação, segue-se um decaimento da pressão aórtica. A pressão no interior do ventrículo prossegue caindo em função do relaxamento da musculatura do ventrículo.

Quando esta encontra-se abaixo da pressão presente no átrio, ocorre a reabertura da válvula de admissão, iniciando-se nova fase de enchimento (Burton, 1977). A Figura 2.7 enfatiza também a relação entre o ECG e o mecanismo cardíaco, conforme descrito anteriormente.

2.5 Período vulnerável do coração

Após as contrações dos átrios, ou seja, após a ocorrência da onda P, as fibras musculares dos ventrículos estão polarizadas. Quando recebem o impulso elétrico proveniente do nódulo sinoatrial, as fibras ventriculares contraem-se rapidamente em função de sua despolarização. A partir deste momento, começa o processo de repolarização das fibras musculares (onda T). Durante o processo de repolarização, há uma maior probabilidade de ocorrer fibrilação (seção 2.6), sendo assim, este período denominado de vulnerável (Figura 2.8). Ao final deste período, as células estão repolarizadas (Kindermann, 1995).

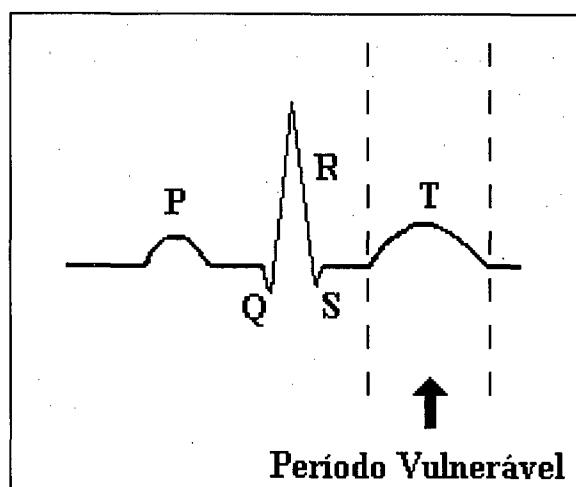


Figura 2.8 – Período vulnerável cardíaco (Domingos, 1997).

2.6 Arritmias cardíacas

A taxa de batimento cardíaco normal em um ser humano é aproximadamente 70 batimentos por minuto. Esta taxa pode ser reduzida (braquicardia) durante o sono ou acelerada (taquicardia) pela emoção, exercícios físicos ou outros tipos de estimulações. O termo arritmia cardíaca refere-se a um ritmo cardíaco diferente de um ritmo sinusal regular de frequência normal.

Muitas arritmias estão associadas a anormalidades na condução transventricular, que é a condução anormal do impulso elétrico do átrio para os ventrículos. Na ocorrência de isquemia ou morte celular no tecido entre os átrios e ventrículos, o estímulo elétrico não irá alcançar os ventrículos. Nesta situação, qualquer região do tecido cardíaco pode tornar-se o marcapasso cardíaco dominante. Por exemplo, esta anormalidade pode causar um padrão no ECG (e portanto, no padrão de contração cardíaca) diferente do normal, sendo denominado de arritmia. As arritmias cardíacas mais comuns são: ritmo sinusal anormal, ritmos anormais consequentes do bloqueio do tecido especializado de condução, foco ectópico, taquicardia paroxística e fibrilação (Lown, 1962). Este trabalho aborda mais detalhadamente o mecanismo de fibrilação, que será discutido na próxima seção. Informações detalhadas sobre outros tipos de arritmias podem ser obtidas em Hurst (1981).

2.7 Fibrilação cardíaca

Fibrilação cardíaca consiste na perda da seqüência de despolarização e repolarização sincronizada das células musculares cardíacas.

Cabe salientar que a fibrilação não é caracterizada pela falta de atividade elétrica no músculo cardíaco, mas pela desordem desta atividade, ou seja, a atividade muscular que segue a atividade elétrica (despolarização e repolarização) não é eficiente, apesar de existir. As células cardíacas não seguem mais o ritmo estipulado pelo nódulo sinoatrial, não se contraindo de maneira ordenada e, portanto, não bombeando sangue para o corpo.

A fibrilação cardíaca pode ser classificada em fibrilação atrial e fibrilação ventricular.

A fibrilação atrial (Figura 2.9) tem como consequência uma menor eficiência na contração dos átrios reduzindo o enchimento ventricular. Guyton (1996) afirma que a contração atrial é responsável por 20 a 30% do enchimento normal dos ventrículos. Um indivíduo pode viver com fibrilação atrial, pois esta não impede que o sangue continue circulando através do corpo pela contração dos ventrículos.

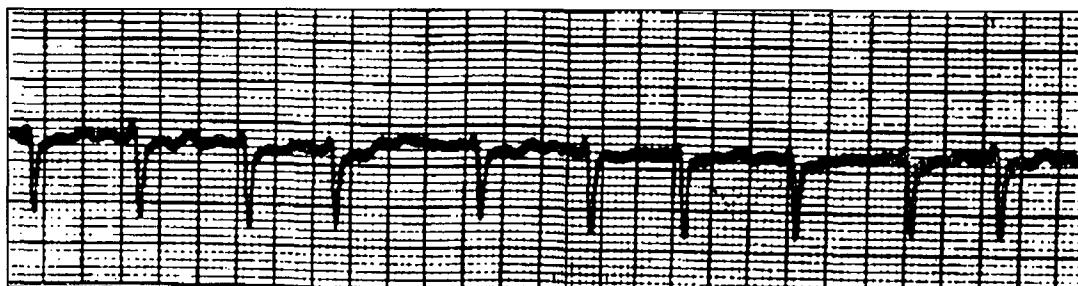


Figura 2.9 –Registro eletrocardiográfico da fibrilação atrial (Robert, 1981).

A fibrilação ventricular (Figura 2.10) não é compatível com a vida, pois sem a contração efetiva dos ventrículos, o coração não ejeta sangue e, conseqüentemente, não proporciona a circulação. A fibrilação ventricular exige tratamento urgente, pois leva o indivíduo à morte. Existem dois tipos de fibrilação ventricular: a fibrilação grossa ou tipo I e a fibrilação fina ou tipo II.

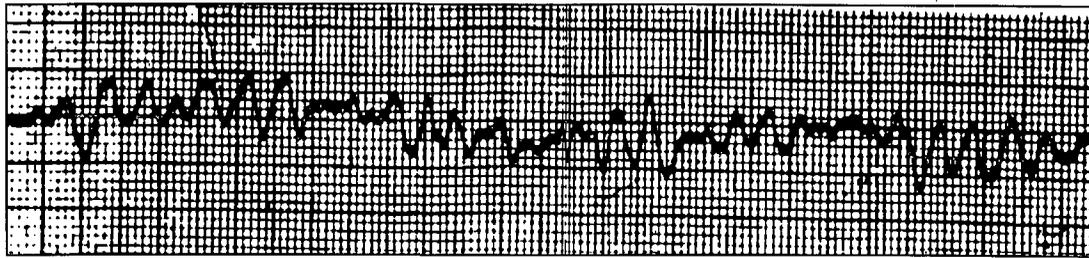


Figura 2.10 - Registro eletrocardiográfico da fibrilação ventricular (Robert, 1981).

A fibrilação grossa é caracterizada pelo registro eletrocardiográfico com grande amplitude e componentes de alta frequência (Figura 2.11). O não tratamento deste tipo de fibrilação acarreta no aparecimento de fibrilação fina.

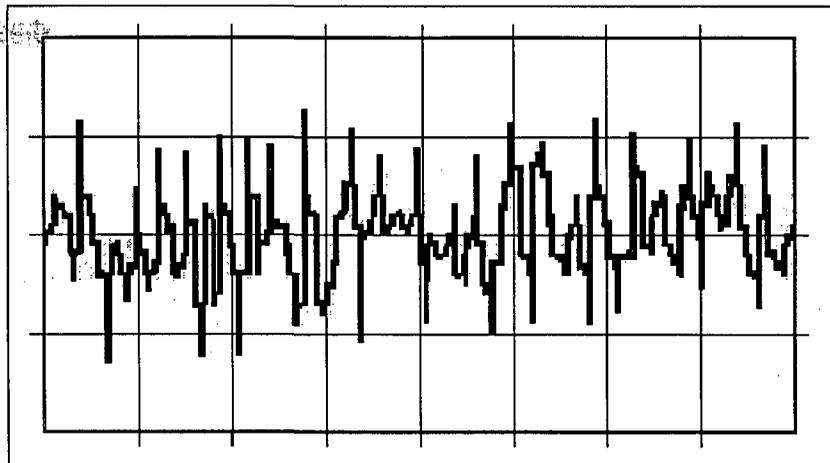


Figura 2.11 - Fibrilação grossa (Guyton, 1996).

A fibrilação fina apresenta-se no registro eletrocardiográfico com baixa amplitude e com componentes de baixa frequência (Figura 2.12). O não tratamento da fibrilação fina acarreta em parada cardíaca.

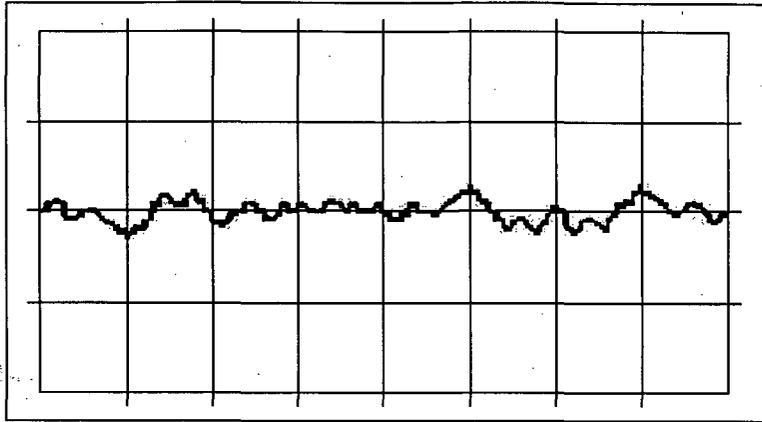


Figura 2.12 - Fibrilação fina (Guyton, 1996).

2.8 Desfibrilação

Quando a fibrilação ventricular se inicia, deve ser suspensa através da despolarização de todas as fibras cardíacas. A estimulação de todas as células faz com que estas retornem ao estado de repouso. As células do nódulo sinoatrial têm maior ritmicidade inerente que as outras células cardíacas. Assim, estas células tendem a fazer com que o coração reestabeleça o padrão normal de estimulação e conseqüentemente, de contração. Este processo chama-se desfibrilação. A desfibrilação é utilizada quando os complexos QRS e a onda T são de difícil caracterização, denotando falência da atividade do órgão.

Existem 2 modos para reverter a fibrilação a serem discutidos nas próximas seções: desfibrilação química e desfibrilação elétrica.

2.8.1 Desfibrilação química

O potencial de membrana em repouso se deve a uma concentração de íons de potássio dentro das células, enquanto que o meio extracelular tem uma baixa concentração. Adicionando-se íons de potássio ao

meio extracelular, o potencial de transmembrana é reduzido (despolarização) ou desaparece, fazendo com que a célula modifique de forma importante sua excitabilidade. Esta forma de despolarização brusca, através de injeção de potássio é denominada desfibrilação química.

2.8.2 Desfibrilação elétrica

A desfibrilação elétrica baseia-se na aplicação momentânea de uma certa intensidade de corrente através do coração, de modo a produzir despolarização das membranas celulares miocárdicas, fazendo-as voltar a despolarizar e repolarizar em sincronismo. A corrente desfibrilatória pode ser aplicada diretamente no coração nos casos de cirurgia de peito aberto (desfibrilação transventricular ou direta) ou, indiretamente no tórax, com auxílio de eletrodos externos (desfibrilação transtorácica ou indireta) (Figura 2.13). A energia total necessária não depende apenas da corrente elétrica utilizada, mas também das impedâncias do coração, caixa torácica e da interface eletrodo-pele (Kindermann, 1995).

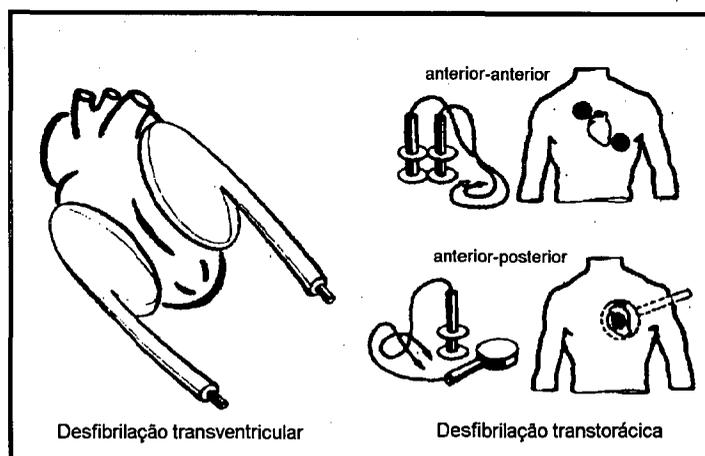


Figura 2.13 - Aplicação de eletrodos na desfibrilação transventricular e desfibrilação transtorácica (Guyton, 1989).

2.9 Desfibriladores e Cardioversores

O desfibrilador elétrico é um equipamento eletro-médico projetado para aplicar uma descarga elétrica capaz de reverter um estado de fibrilação ventricular, fazendo com que o coração volte a bombear o sangue. Um desfibrilador pode ser utilizado para reverter várias arritmias. No entanto, se a descarga for aplicada aleatoriamente, poderá cair dentro do período vulnerável e, em vez de reverter a arritmia, pode ocasionar a morte do paciente. Para evitar que isto ocorra, a descarga deverá ser aplicada através de uma sincronização com a onda R do ECG, ou seja a descarga é realizada até no máximo 60 ms após a detecção da onda R. Esta descarga sincronizada é chamada de cardioversão. Quando o QRS não é facilmente caracterizado, o paciente é tratado como apresentando fibrilação ventricular (Nohama, 1992).

2.9.1 Aspectos tecnológicos

Um desfibrilador típico é formado por um conjunto de blocos funcionais (Figura 2.14): uma fonte de energia (FE) que pode ser bateria ou a rede elétrica, um gerador (G), um circuito de descarga formado por um resistência (R_1), uma chave (SW1) e um controle manual de disparo (MC). Como opcional, pode possuir um monitor (M) e um circuito de sincronismo de disparo (S) para cardioversão.

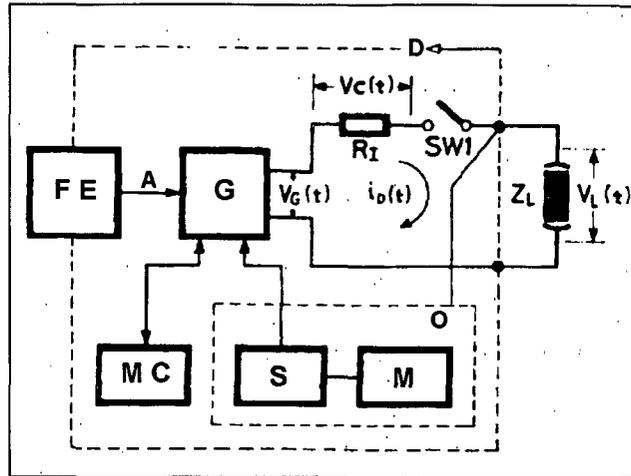


Figura 2.14 – Diagrama de blocos geral de um desfibrilador. FE: fonte de energia; G: gerador; MC: controle manual de disparo; S: sincronizador de disparo; M: Monitor cardíaco; R_i : resistência interna; SW1: chave de disparo; Z_L : impedância da carga (Valentinuzzi, 1986).

O gerador pode ser de C.A. ou C.C. (como os usados atualmente).

O tipo de gerador determina a forma de onda usada na desfibrilação.

Considerando que o objetivo de um desfibrilador como instrumento terapêutico é produzir uma descarga de corrente de intensidade conhecida ($i_D(t)$), durante um tempo determinado (T_D), as condições de funcionamento serão:

- Intensidade de corrente e tempo de descarga fixos ou dosados pelo operador através do painel;
- Ambas as variáveis independentes dos parâmetros externos ao equipamento.

O gerador (G) apresenta uma tensão $V_G(t)$ quando a chave SW₁ está aberta. Ao fechar a chave, estabelece-se uma queda de tensão na carga igual a:

$$V_L(t) = I_D(t) \times Z_L \quad [\text{V/s}]$$

Equação 2.1

onde: $V_L(t)$ = tensão na carga em função do tempo (V/s);

$I_D(t)$ = corrente na carga em função do tempo (A/s);

Z_L = impedância da carga (Ω).

Z_L representa a impedância total entre os eletrodos quando estes são aplicados ao paciente, sendo dependente de variáveis químicas e físicas entre as quais está a resistência do tecido biológico.

Considera-se geralmente, que a carga representada pelo corpo é puramente resistiva, fato que não é absolutamente correto, mas que para a aplicação discutida é considerada uma aproximação razoável. A impedância Z_L depende também da colocação e da pressão dos eletrodos, do tipo de gel condutor usado e do tamanho do eletrodo. Em desfibrilação transtorácica, estes fatores são particularmente importantes.

O valor da corrente que passa pelo corpo, pode ser obtida através do equacionamento da Figura 2.14:

$$V_C(t) = V_G(t) - V_L(t) \quad [\text{V/s}] \quad \text{Equação 2.2}$$

onde: $V_C(t)$ = tensão no resistor interno em função do tempo (V/s);

$V_G(t)$ = tensão do gerador em função do tempo (V/s);

$$i_D(t) = \frac{V_G(t)}{R_I + Z_L} \quad [\text{A/s}] \quad \text{Equação 2.3}$$

A energia entregue pela fonte é definida como o produto dos valores instantâneos de corrente e tensão em função do tempo que produz a descarga, e pode ser representada por:

$$E_G = \int_0^{T_D} V_G \times i_D(t) dt \quad [\text{J}] \quad \text{Equação 2.4}$$

E a energia sobre a carga Z_L é dada por:

$$E_L = \int_0^{T_D} V_L \times i_D(t) dt \quad [\text{J}] \quad \text{Equação 2.5}$$

da qual somente uma parte é dissipada na resistência biológica, ou seja, o tórax e o coração.

A Figura 2.15 ilustra a energia entregue à carga por um desfibrilador comercial e a Figura 2.16 mostra as formas de onda de corrente e tensão fornecidas à carga.

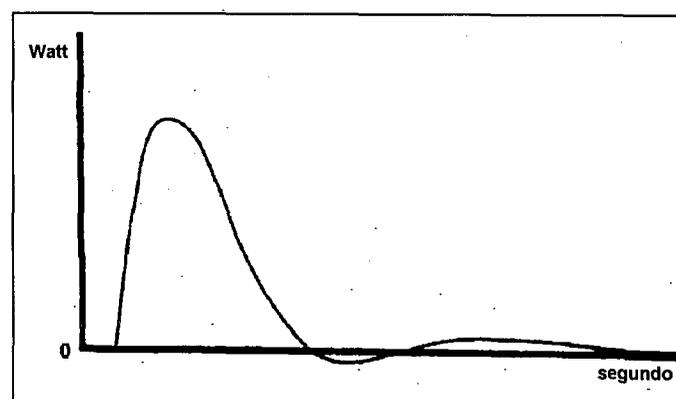


Figura 2.15 – Curva da energia na descarga de um desfibrilador (Valentinuzzi, 1986).

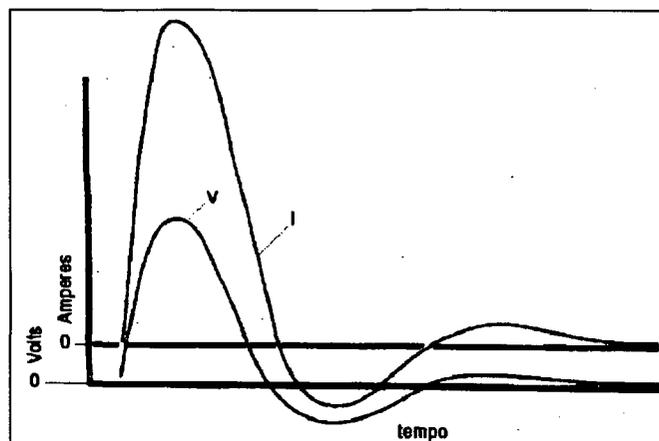


Figura 2.16 – Curva de corrente e tensão na descarga de um desfibrilador (Valentinuzzi, 1986).

2.9.2 Tipos de desfibriladores

Diferentes tipos de desfibriladores foram desenvolvidos até hoje. Nesta seção será apresentado um breve resumo dos mais investigados, sendo que maiores informações sobre este assunto podem ser encontradas em Nohama (1992) e Valentinuzzi (1986).

2.9.2.1 Desfibriladores de descarga capacitiva e amortecida

É o tipo de desfibrilador mais difundido tanto para uso hospitalar quanto em unidades móveis. O esquema básico pode ser observado na Figura 2.17. O gerador consiste em uma fonte C.C., cuja tensão V_G pode ser ajustada pelo operador através do painel. A fonte carrega um capacitor C através da chave $SW1$ e de R_G . Na maioria dos equipamentos comerciais, uma indutância L é utilizada após o circuito de descarga, com a finalidade de amortecer o pico de corrente que acontece no momento da comutação, evitando o risco de bloqueios atrioventricular depois da desfibrilação.

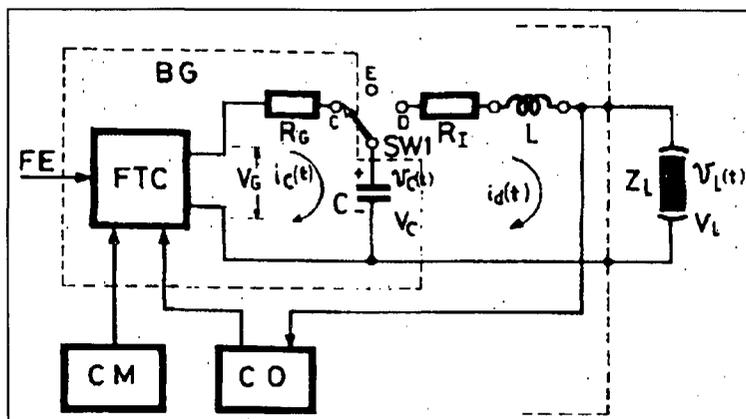


Figura 2.17 – Esquema básico do desfibrilador por descarga capacitiva. FTC: fonte de tensão contínua; CM: controle manual; CO: circuitos opcionais; BG: bloco gerador; SW1: chave de três posições (C: carga; E: espera; D: descarga); C: capacitor de armazenamento; R_i : resistência interna; L: indutância para descarga amortecida (Valentinuzzi, 1986).

A relação que vincula os parâmetros internos do circuito e as variáveis elétricas é:

$$Q = C \times V \quad [C] \quad \text{Equação 2.6}$$

O capacitor pode manter sua carga por um grande intervalo de tempo (30 minutos a 1 hora). O circuito descarregador é constituído apenas pelo capacitor quando a chave é comutada para a posição D. Neste caso, se a indutância estiver curto circuitada (caso de descarga capacitiva simples), a tensão $V_C(t)$ em C e a corrente $i_D(t)$, através de Z_L , irão variar em função do tempo, segundo:

$$V_C(t) = V_0 \times e^{-t/(R_i + R_L)C} \quad [V/s] \quad \text{Equação 2.7}$$

onde: V_0 = Tensão final do capacitor.

$$i_D(t) = \frac{V_0}{R_i + Z_L} \times e^{-t/(R_i + R_L)C} \quad [V/s] \quad \text{Equação 2.8}$$

O tempo total para descarga será:

$$T_D \cong 4 \times (R_I + R_L) \times C \text{ [s]} \quad \text{Equação 2.9}$$

Analisando as Equações 2.6, 2.7, 2.8 e 2.9, observa-se que tanto a corrente como o tempo de descarga não são dependentes apenas dos parâmetros internos do equipamento, mas também da carga Z_L . Portanto, não é possível fixar com exatidão o valor de corrente necessária em cada uma das circunstâncias em que o desfibrilador é utilizado.

A Figura 2.18 mostra as curvas típicas de carga e descarga de um desfibrilador capacitivo. A linha cheia representa a tensão no capacitor, a linha tracejada mostra a corrente de carga e descarga capacitiva e a linha traço-ponto a corrente de descarga amortecida. Além disso, é necessário enfatizar que a impedância Z_L é essencialmente resistiva, ou seja $Z_L \cong R_L$.

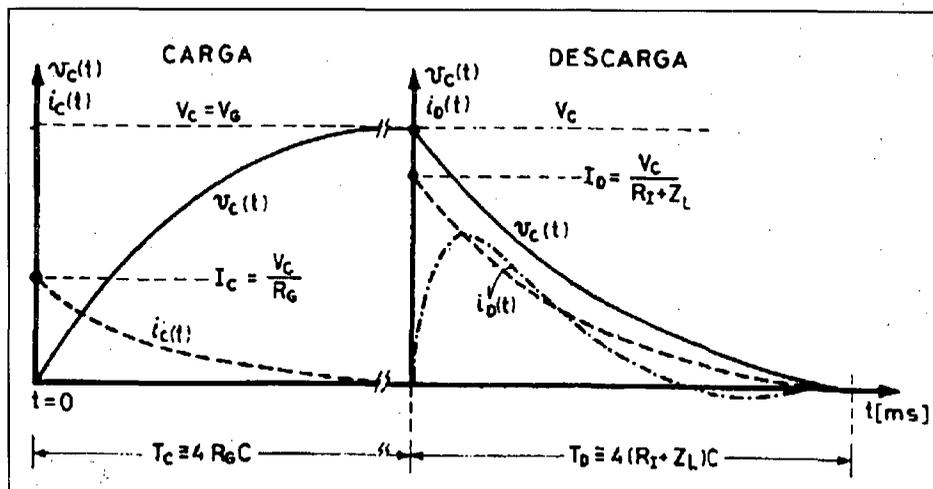


Figura 2.18 – Curvas de carga e descarga de um desfibrilador capacitivo. linha cheia: tensão no capacitor; linha tracejada: corrente de carga e descarga capacitiva; linha traço-ponto: corrente de descarga amortecida (Valentinuzzi, 1986).

Quanto à segurança, o funcionamento deste tipo de desfibrilador é ótimo, já que o circuito de descarga fica totalmente isolado quando o capacitor é

comutado, evitando possíveis perdas através da conexão de aterramento ou do operador. Atualmente, a construção de capacitores de alta tensão e a incorporação de semicondutores de potência que substituem os comutadores mecânicos, têm melhorado a sensibilidade, rendimento e confiabilidade destes equipamentos.

2.9.2.2 Desfibriladores de corrente alternada

O desfibrilador de corrente alternada utiliza como alimentação a rede elétrica 110/220V. O circuito de entrada é um transformador elevador para se conseguir os níveis de tensão e corrente adequados. A descarga consiste em um trem de pulsos senoidais de 60 Hz (Figura 2.19). Recomendava-se o uso de 300 a 1000 Volts durante 16.7 ms, o que equivale a um ciclo completo. Até 16 ciclos de corrente alternada foram usados em animais e seres humanos e sua eficiência foi muito boa. Porém, os efeitos secundários, como a fibrilação atrial impediram o desenvolvimento comercial deste tipo de aparelho.

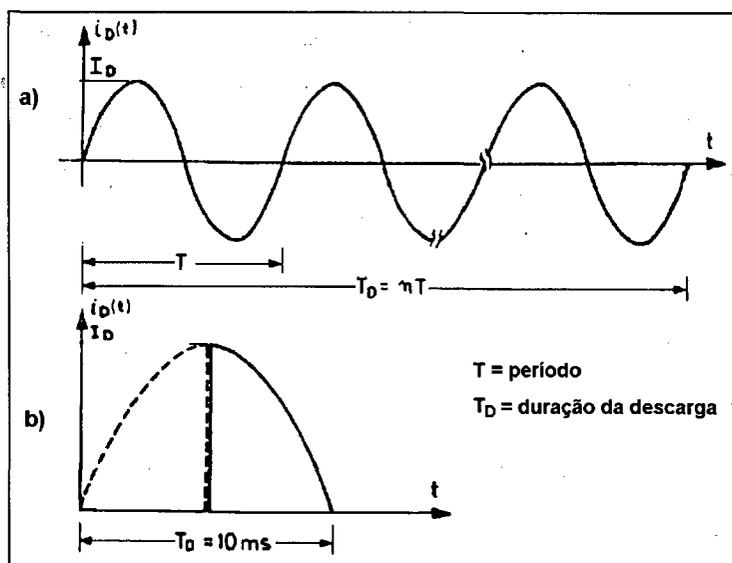


Figura 2.19 – Descarga de corrente alternada. (a) trem de pulsos senoidais, (b) semiciclo senoidal (Valentinuzzi, 1986).

2.9.2.3 Desfibriladores de pulsos senoidais

O desfibrilador de pulsos senoidais é derivado do desfibrilador de corrente alternada. Este tipo de desfibrilador apresenta em sua saída semiciclos ou quartos de ciclo de 60 Hz de amplitude variável. Experiências em laboratório mostram que a descarga de 1/4 de ciclo é efetiva no processo de desfibrilação com menos probabilidade de danos ao paciente, quando comparada com a descarga de meio ciclo. Suas vantagens podem ser resumidas em: forma de onda e duração independente da carga, tempo mínimo de descarga limitado pela frequência da rede e pela velocidade do operador, disponibilidade de energia essencialmente ilimitada.

Suas limitações devem-se à dependência da corrente com o valor da carga e o grande volume e peso do transformador, sendo que este último pode ser melhorado com o uso de tecnologia adequada. É importante salientar que, tendo-se um único pulso com variação não abrupta na saída, não são produzidos efeitos secundários, tais como fibrilação atrial ou bloqueios atrioventricular, característicos dos desfibriladores de corrente alternada e de descarga capacitiva simples.

2.9.2.4 Desfibriladores implantáveis

Provavelmente, o desfibrilador automático implantável, inicialmente desenvolvido por Mironsky & Cia, em 1970, representa o avanço mais importante no aspecto instrumental registrado no tratamento da fibrilação e arritmias cardíacas (Nohama, 1992).

Este dispositivo foi projetado para monitorar a atividade elétrica cardíaca, reconhecer um estado de fibrilação ventricular ou taquiarritmia e entregar uma descarga desfibrilatória. Seu tamanho é o de um marcapasso comum (7,1 x 11,1 x 2,5 cm), alimentado com baterias de lítio, com uma autonomia calculada de 3 anos e aproximadamente, 100 descargas.

Um eletrodo é colocado sobre a veia cava inferior na união com a aurícula direita e o outro, em forma de cálice, é suturado no pericárdio. Detectada uma arritmia, o dispositivo fornece um pulso de corrente de forma trapezoidal (Nohama, 1992) de 25 Joules, em um intervalo de 3 a 8 ms. Se a descarga não causar efeito, tenta-se outras três vezes, aumentando a carga para 30 Joules.

O principal objetivo do desfibrilador implantável é proteger o paciente do risco de morte súbita, fora ou dentro do hospital, produzidas por arritmias letais devido ao tratamento médico. O desfibrilador implantável não representa um tratamento definitivo para arritmias recorrentes, mas é uma maneira eficiente de tratamento para pacientes de alto risco.

2.9.2.5 Desfibriladores de corrente

O desfibrilador de corrente é um dispositivo eletrônico que pode entregar uma descarga de corrente, cujo valor de pico não depende de parâmetros externos, a não ser os pré-fixados pelo operador antes da operação. Atualmente, encontra-se em desenvolvimento um protótipo de alta potência para uso transventricular ou transtorácico em cães, para ratificar as conclusões sobre

as vantagens e limitações já observadas em experiências com cães (Webster, 1988).

2.9.2.6 Eletrofulguração

Método que utiliza um cateter transvenoso através do qual se fornece uma descarga elétrica de energia elevada (100 - 300 Joules) entre o extremo do cateter, colocado na zona que se deseja interromper a arritmia, e uma placa firmemente posicionada na lateral esquerda do tórax. Estas descargas são fornecidas por cardioversores convencionais, sincronizados com a onda R do ECG.

Estes desfibriladores têm, no aspecto clínico, o inconveniente de ainda não se conhecer os resultados a longo prazo (como por exemplo, possíveis complicações posteriores) devido à sua baixa aplicação, pois até o momento foram tratados um número reduzido de pacientes. Também existe o inconveniente de que ainda não se definiu o valor de energia mais apropriado para a descarga.

2.10 Esfigmomanometria

Juntamente com a frequência cardíaca, a pressão arterial é um dos parâmetros clinicamente mais acessados para avaliar as condições físicas de um paciente. Os esfigmomanômetros são equipamentos médicos destinados a medir, de modo não invasivo, a pressão sanguínea arterial sistólica e diastólica do ser humano. Pressão sistólica é o máximo valor do ciclo de pressão cardíaca, resultado da ação bombeadora do coração. A pressão diastólica é o valor

mínimo. O método que utiliza este equipamento é denominado esfigmomanometria ou método auscultatório. A Figura 2.20 ilustra o procedimento, que é iniciado ao se inflar a câmara pneumática da braçadeira (denominada de manguito) por meio de um injetor de ar, até que a pressão sobre a artéria braquial do paciente seja tal que impeça o fluxo de sangue, normalmente acima de 200 mmHg. Atingido este nível, o ar é retirado gradualmente da câmara através de uma válvula unidirecional da bomba de ar. Simultaneamente, o médico ausculta, com o auxílio do estetoscópio, os sons produzidos pela interação do sangue com a parede da artéria (Spalding, 1996).

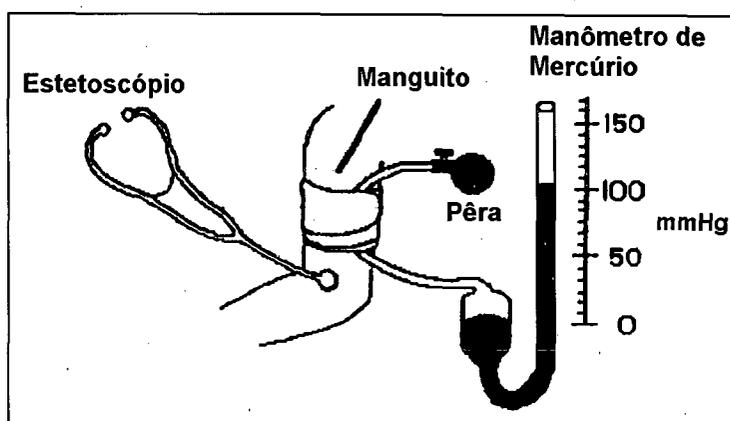


Figura 2.20 – Esfigmomanometria ou método auscultatório (Spalding, 1996).

No procedimento, o médico utiliza-se do estetoscópio para perceber o momento em que ocorre um som correspondente ao reinício da circulação do sangue na artéria braquial (sons de Korotkoff). Neste instante, a pressão provocada pelo manguito é vencida pela pressão do sangue no interior da artéria. Esta é a pressão sistólica indicada por um manômetro ligado ao manguito (na Figura 2.20, um manômetro de coluna de mercúrio é representado). Para obter a pressão diastólica, basta continuar retirando o ar do manguito pela válvula unidirecional e auscultar, com o estetoscópio, o momento

em que cessam os sons correspondentes às pulsações provocadas pelo sangue ao forçar a passagem pela área obstruída da artéria. Neste momento, a pressão do ar no interior do manguito não oferece mais resistência à circulação normal do sangue. Esta é a pressão diastólica. O método prevê ainda, que para cada paciente sejam realizadas três medidas, fazendo-se uma média delas .

Em um jovem normal, as pressões sistólica e diastólica são de 120 mmHg e de 80 mmHg, respectivamente; em pessoas idosas, tendem a aumentar por causa de fatores como o enrijecimento das artérias, podendo causar pressões de pulso (diferença entre sístole e diástole) da ordem de 100 mmHg. A diferença normal é da ordem de 40 mmHg. Doenças como por exemplo, insuficiência aórtica (destruição parcial da válvula aórtica), podem provocar pressões diastólicas próximas de zero, sendo diagnosticadas imediatamente pelo simples uso do método auscultatório. O operador deve estar preparado para operar este equipamento, pois um erro de medida da ordem de 20mmHg pode determinar um diagnóstico incorreto, acarretando, por sua vez, a utilização de uma terapia inadequada (Webster, 1988).

Existem também, sistemas eletrônicos para a medição de pressão. Estes sistemas possuem sensores de pressão eletro-eletrônicos, podendo ser semicondutor, piezelétricos ou *strain-gages*, além de injetarem a pressão automaticamente. Eles podem ser automáticos, quando não necessitam do auxílio do estetoscópio, porque o circuito eletrônico detecta a sístole e diástole. Existem os semi-automáticos, que necessitam de um estetoscópio para detectar os sons cardíacos. Nos esfigmomanômetros eletrônicos, os resultados das pressões são apresentados em um display de cristal líquido (Webster, 1997).

Capítulo 3

3. HARDWARE E SOFTWARE DO SISTEMA

Este capítulo apresenta o hardware e software desenvolvidos para implementar o sistema proposto.

3.1 Diagrama geral do sistema

O sistema é composto por três módulos de hardware (dois externos e um interno ao microcomputador) e um software responsável pelo gerenciamento do sistema (Figura 3.1). Os módulos externos realizam a captação e condicionamento do sinal gerado pelo equipamento em teste. Cada equipamento necessita de um módulo de hardware externo. Este sistema possui um módulo para desfibrilador e cardioversor e um módulo para o esfigmomanômetro. O módulo interno realiza a aquisição dos sinais condicionados pelo módulo externo para o microcomputador. O software realiza a análise e processamento dos sinais, assim como apresenta os resultados obtidos na tela do computador.

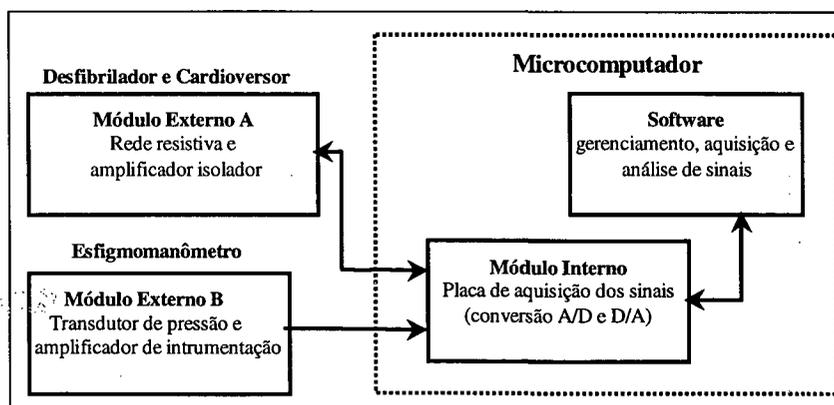


Figura 3.1 – Diagrama geral do sistema.

3.2 Módulo de hardware para o desfibrilador e cardioversor

O pulso desfibrilatório dos equipamentos existentes atualmente no mercado pode atingir uma amplitude de até aproximadamente 6kV. Com o objetivo de atenuar este sinal para realizar sua amostragem, utilizou-se um divisor resistivo de 50.25 Ω . A escolha deste valor deve-se também ao fato da impedância transtorácica ser aproximadamente igual a 50 Ω (Machin, 1978). Após a montagem desta rede resistiva, verificou-se que a amplitude do pulso desfibrilatório a ser amostrado ainda estava com o valor elevado para ser adquirido pela placa de aquisição. Assim, utilizou-se mais um divisor resistivo em paralelo com o resistor no qual estava sendo realizada a amostragem (Figura 3.2). No resistor R5, a tensão será igual a 8 volts quando for aplicado um pulso com amplitude de 6kV.

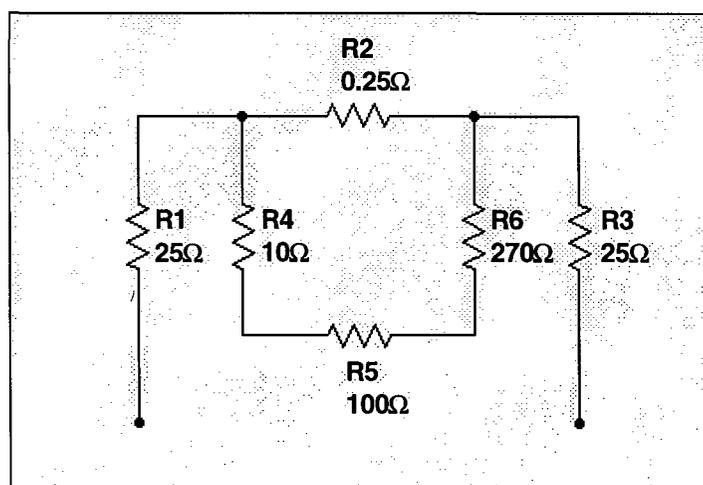


Figura 3.2 – Rede resistiva de atenuação do pulso desfibrilatório.

A rede resistiva principal é formada pelos resistores R1, R2, e R3 que são do tipo não indutivo para garantir que não haja distorção no pulso

desfibrilatório. Devido à grande amplitude de corrente e tensão, deve-se utilizar resistores de potência. Para a escolha destes resistores utilizou-se a tabela do fabricante, usando como parâmetros a tensão e corrente. Para a rede principal (R1, R2 e R3), utilizou-se resistores de 100 Watts; para a rede secundária (R4, R5 e R6), utilizou-se resistores de 10 Watts. O pulso desfibrilatório é aplicado em placas de metal conectadas ao resistor R1 e R3. A amostragem do sinal é realizada no resistor R5 (Figura 3.3).

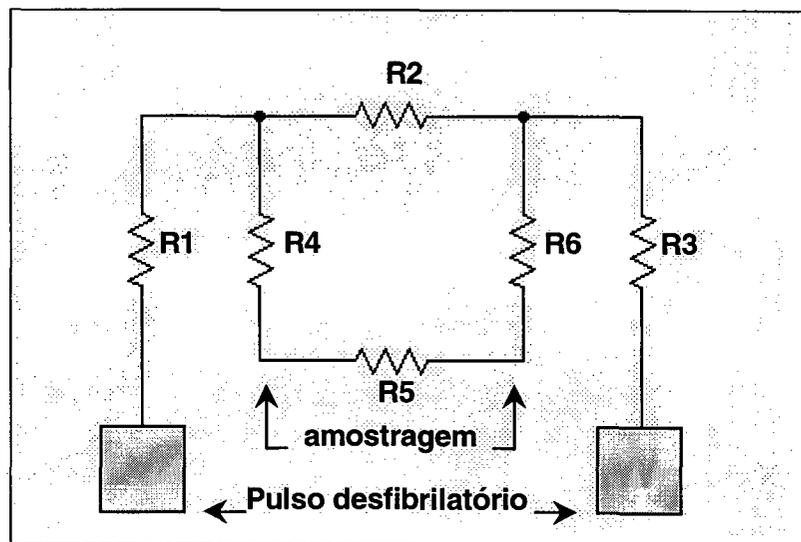


Figura 3.3 – Rede resistiva com as lâminas de metal para aplicação do pulso desfibrilatório.

Caso ocorra alguma falha nas conexões do banco resistivo, a tensão no resistor de amostragem R5 pode ser da ordem de kV. Com o objetivo de evitar que isto ocorra, foi utilizado o amplificador isolador AD208 (ANALOG DEVICES, 1996) entre o resistor R5 e a entrada do conversor A/D, para proteger a placa de aquisição e o microcomputador de uma tensão com amplitude elevada. Este componente bloqueia qualquer tensão acima de 10 volts e mantém o isolamento até 2000 volts de pico.

3.3 Módulo de hardware para o esfigmomanômetro

Para realizar a leitura de um determinado valor de pressão e transformar este em uma grandeza elétrica, torna-se necessário a utilização de um transdutor de pressão. No mercado, existem atualmente diversos tipos de transdutores com as mais variadas características. Para realizar a escolha do transdutor adequado, levou-se em consideração a sensibilidade, condicionamento do sinal de saída e a capacidade de ajuste. O sensor que melhor adaptou-se a estas necessidades foi o modelo MPX2100 da Motorola. Este sensor é constituído por um diafragma de silício tendo um *strain-gauge* integrado. O diafragma sofre deformação de acordo com a pressão aplicada. Esta deformação é transmitida ao *strain-gauge* que converte o sinal de pressão em um sinal elétrico. Este sensor também pode ser encontrado no KIT DEVB173 da Motorola cujas características técnicas podem ser observadas na Tabela 3.1. Neste KIT, o sensor vem acompanhado de um amplificador de instrumentação com saída condicionada de 0.5 V à 4.5 V.

Tabela 3.1 - Características do Kit DEVB173 da Motorola.

Característica	Mínima	Típica	Máxima	Unidade
Pressão	0	----	750	mmHg
Alimentação	10	----	30	V
Sensibilidade	----	0.5	----	mmHg
Tempo de resposta	----	1.0	----	ms
Temperatura de operação	0	----	85	°C
Fundo escala	----	4.5	----	V
Offset	----	0.5	----	V

O módulo de hardware do esfigmomanômetro é composto pelo Kit DEVB173 da Motorola e por um êmbolo com rosca para aplicar a pressão necessária e pelo manômetro que deve ser analisado (Figura 3.4).

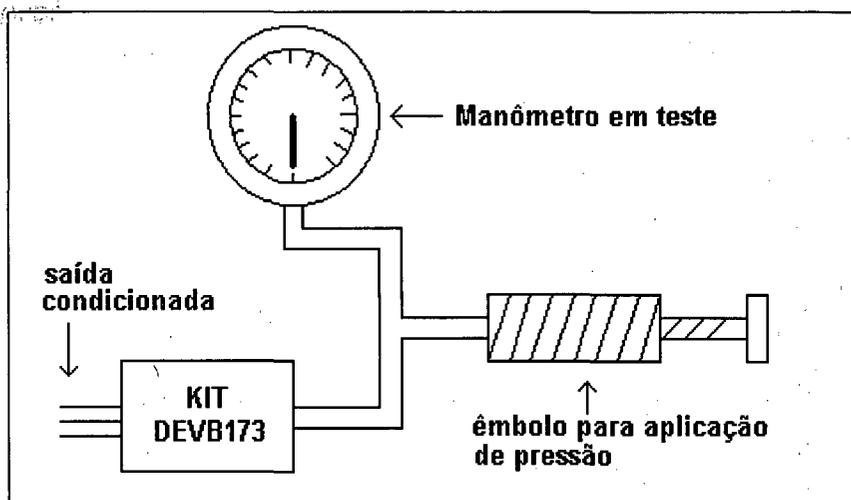


Figura 3.4 – Módulo de hardware para análise de esfigmomanômetros.

Para permitir a aplicação de uma pressão com maior precisão, utilizou-se um êmbolo com rosca, uma vez que para verificar a funcionamento do manômetro devem ser aplicadas pressões com variação de 20 mmHg.

3.4 Módulo interno de hardware

Com o objetivo de reduzir o número de componentes eletrônicos empregados pelos analisadores implementados, foi projetada uma placa de aquisição compartilhada pelos dois módulos externos para ser inserida no barramento de I/O do PC. Esta placa tem o objetivo de realizar a aquisição dos sinais provenientes dos módulos externos para o microcomputador, permitindo a análise e processamento destes.

A placa de aquisição contém a lógica de endereçamento e comunicação com o PC, decodificadores, conversores D/A e A/D, lógica de acionamento dos conversores, amplificadores operacionais e componentes passivos necessários para montar a configuração dos circuitos. Um diagrama de bloco dos principais componentes da placa pode ser visualizado na Figura 3.5, sendo cada um dos blocos descrito em seguida.

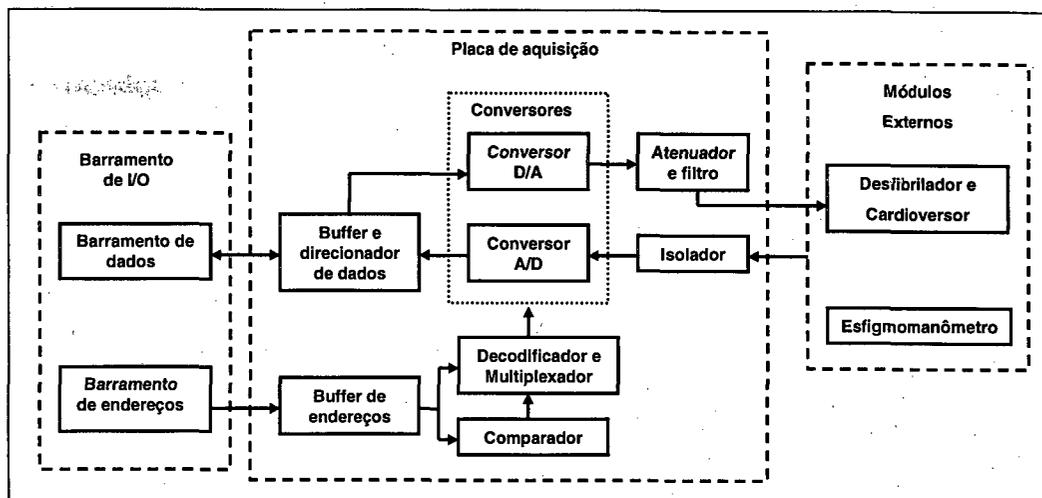


Figura 3.5 – Diagrama de blocos da placa de aquisição e suas conexões com o barramento do microcomputador e os módulos externos.

3.4.1 Barramento de I/O

Os microcomputadores permitem seu interfaceamento com circuitos eletrônicos adicionais com o objetivo de aumentar sua capacidade de processamento. Para isto, microcomputadores compatíveis com o IBM PC possuem *slots* para a inserção destes circuitos adicionais. Nestes *slots*, todos os sinais necessários para o interfaceamento encontram-se disponíveis.

O *slot* do computador é composto por 62 pinos (Figura 3.6), sendo estes, pinos de dados, endereços, alimentação, interrupções e indicadores de

processamento (Willis, 1992; Moss, 1998). Neste trabalho serão descritos apenas os pinos utilizados pela placa de aquisição.

Os pinos B1 à B31 estão localizados na parte superior do slot e os pinos A1 à A31 na parte inferior. O barramento de dados é multiplexado e constituído dos pinos A2 à A9, sendo que A2 é bit mais significativo. Estes pinos foram utilizados para leitura do resultado da conversão A/D e para escrita de valor para gerar o sinal de ECG no conversor D/A. O barramento de endereços é constituído dos pinos A12 à A31, sendo o pino A12 o bit mais significativo. Estes pinos foram utilizados para endereçar o C.I. de interesse para a leitura e escrita de dados na placa de aquisição.

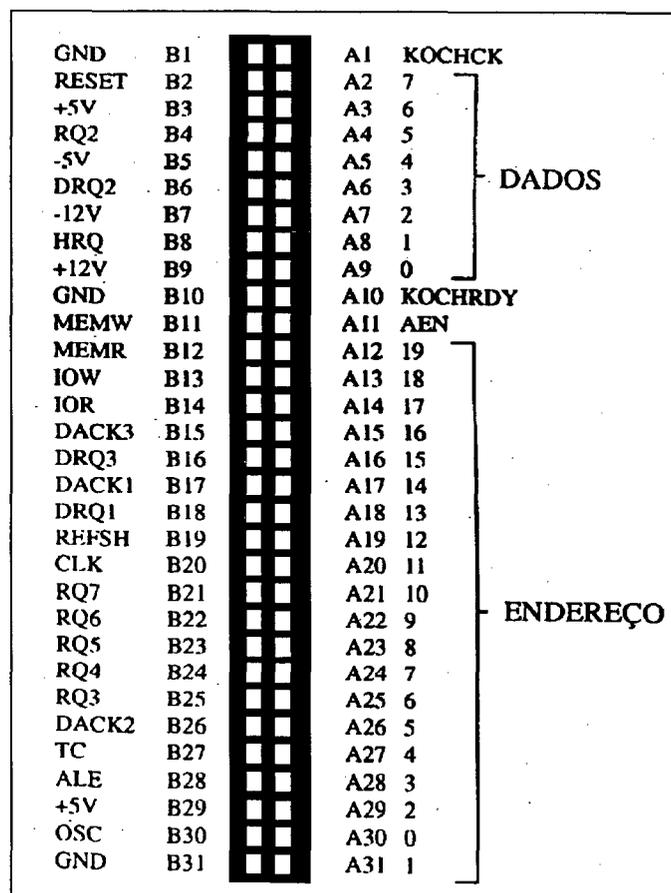


Figura 3.6 - Pinos e funções do barramento de I/O do microcomputador (Moss, 1998).

O pino B14 indica a execução de uma instrução de leitura no barramento de I/O, assumindo o nível lógico zero. O B13 indica a execução de uma instrução de escrita, assumindo também o nível lógico zero. Estes pinos foram utilizados para acionar os conversores A/D e D/A.

Os pinos B1, B3, B5, B7 e B9 foram utilizados para a alimentação dos componentes eletrônicos da placa de aquisição; o valor de tensão C.C. fornecido por eles pode ser observado na Figura 3.6.

O pino A11 indica que está sendo realizada uma operação de leitura ou escrita no barramento de I/O, assumindo o nível lógico zero. Este pino foi utilizado pelo comparador para indicar quando a placa de aquisição deve ser acionada.

A descrição de outros sinais disponíveis no barramento e que não foram utilizados neste trabalho, podem ser encontrados em Willis (1992).

3.4.2 Endereços do Barramento de I/O

Com o objetivo de evitar conflito de endereços com os demais periféricos do microcomputador, ao se selecionar a placa de aquisição é necessário ter conhecimento dos endereços já utilizados pelo PC. A Tabela 3.2 mostra que o endereço reservado para protótipos vai do 0300H até o 031FH. A placa de aquisição utiliza-se do endereço de 0300H ao 0310H para início de conversão A/D, ler resultado da conversão e iniciar uma conversão D/A.

Tabela 3.2 - Mapeamento dos endereços do IBM PC e compatíveis (Norton, 1989).

Endereços	Utilização
000 - 00F	DMA chip 8237A-5
020 - 021	Interrupção 8259A
040 - 043	Timer 8253-5
060 - 063	PPI 8255A-5
080 - 083	Registrador de página DMA
0Ax	Registro de máscara NMI
0Cx - 0Ex	Reservado
100 - 1FF	Não utilizado
200 - 20	Controladora de jogos
210 - 217	Unidade de expansão
220 - 2F7	Reservado
2F8 - 2FF	Comunicação assíncrona
300 - 31F	Protótipos
320 - 32F	HD
378 - 37F	Impressora
380 - 38C	Comunicação SDLC
380 - 3A9	Comunicação síncrona binária
380 - 3BF	Impressora e monitor monocromático
3C0 - 3CF	Reservado
3D0 - 3DF	Adaptador gráfico colorido
3E0 - 3F7	Reservado
3F0 - 3F7	Discos flexíveis
3F8 - 3FF	Comunicação assíncrona

3.4.3 Buffer e direcionador de dados/ Buffer de endereços

O microcomputador normalmente executa um conjunto de rotinas (interrupções) com o objetivo de verificar o funcionamento de seu hardware. Quando estas interrupções estão sendo executadas, a placa de aquisição não pode transmitir dados ao barramento, pois estes entrariam em conflito com os dados da interrupção, causando danos ao microcomputador (Norton, 1989). Com objetivo de evitar este tipo de conflito, foi utilizado o componente

74HC245A (Motorola, 1997) que é um buffer e direcionador de dados ou endereços e pode operar de três maneiras diferentes: permite transmitir os dados da placa para o PC, do PC para a placa ou mantém a placa isolada do PC. Assim, este componente garante que a placa somente realize a leitura ou escrita de dados quando for solicitado pelo software.

Quando um sinal digital é aplicado à entrada de uma porta, deve ser capaz de estabelecer naquela entrada a tensão correspondente ao nível lógico. Em qualquer um dos níveis, a fonte deve satisfazer os requisitos de corrente da porta acionada. Como a saída de uma porta é utilizada como fonte para a entrada de outra porta, é necessário que este sinal tenha capacidade de fornecer corrente suficiente para realizar o acionamento de uma porta. Caso esta corrente não seja suficiente, o sinal pode ser interpretado de maneira incorreta, prejudicando o funcionamento dos demais circuitos (Taub, 1992). O buffer 74HC245A também foi utilizado, para garantir que os sinais provenientes do barramento cheguem a entrada das portas da placa de aquisição com o nível lógico correto.

3.4.4 Comparador e Decodificador

Esta parte do circuito tem como tarefa identificar, a partir do endereço presente no barramento, se algum dos CI's da placa foi acionado. Neste caso, uma saída em nível lógico 0 (zero) habilita o CI correspondente ao endereço. Assim, através do endereço, pode-se determinar se uma operação de escrita, realizada pelo processador, referencia por exemplo, o conversor D/A ou A/D.

3.4.5 Conversor A/D

O conversor A/D, foi utilizado com o objetivo de realizar a conversão dos sinais analógicos dos módulos externos em sinal digital, com a finalidade de permitir o seu processamento pelo microcomputador. Foi utilizado o conversor ADS774 (Burr-Brown, 1995), que possui como principais características: tempo de conversão de 6 μ s para resolução de 8 bits e 8 μ s para 12 bits. Para realizar a conversão do pulso desfibrilatório, utiliza-se a configuração para 8 bits, com o sinal de entrada podendo variar entre -10V e +10V. O sensor de pressão varia 5.32 mV para cada mmHg. Para conseguir realizar a leitura deste valor, tornou-se necessário utilizar a resolução de 12 bits para o conversor, sendo que com esta configuração, a sensibilidade do A/D é 4.88 mV, deixando o sistema de leitura com precisão de aproximadamente 1 mmHg. O conversor é acionado pelo decodificador que recebe um endereço do PC, e indica ao conversor qual tarefa deve ser realizada. Toda a temporização é controlada através de rotinas de temporização do PC (denominadas interrupções) disponíveis ao usuário.

3.4.6 Conversor D/A

Este conversor foi utilizado com a finalidade de gerar o sinal de ECG utilizado para verificar o sincronismo do cardioversor. O componente empregado foi o conversor D/A MX7628 (Maxim, 1998), que tem como principais características resolução de 8 bits, tempo de conversão de 160 ns, sinal de saída com amplitude de até 5 volts. O acionamento deste conversor é realizado pelo decodificador a partir de um endereço presente no barramento do PC,

habilitando o conversor D/A. Os valores digitais a serem convertidos são enviados através do software para o barramento de I/O do PC. Estes dados foram obtidos através da digitalização de um sinal de ECG à taxa de 100Hz, pela própria placa de aquisição. O sinal foi previamente filtrado por um passa-baixa em 50Hz para evitar *Aliasing*.

3.4.7 Atenuador e filtro

O sinal de ECG gerado pelo conversor D/A tem uma amplitude de 1V, e por isso, deve ser atenuado para que seja detectado pelo monitor cardíaco do cardioversor. Este equipamento necessita de sinais com amplitudes na ordem de mV. Para atenuar este sinal, utilizou-se o amplificador operacional TL072 (TEXAS, 1996) com uma configuração de ganho 1/1000, fazendo com que o sinal de ECG seja atenuado para 1mV. Com o objetivo de eliminar a repetição do espectro do sinal analógico existente em sinais digitalizados (Oppehein & Schlafer, 1975), utilizou-se um filtro RC passa-baixa de 50Hz na saída do amplificador.

3.5 Software

O software para gerenciamento, análise e processamento dos sinais foi projetado em linguagem "C" para MSDOS (Cris, 1990; Ezzell, 1991; Mizrahi, 1990; Mizrahi, 1993, Rodrigues, 1997). A escolha deste ambiente deve-se ao fato de que tal programa pode rodar em qualquer tipo de microcomputador IBM PC (ou compatível), desde o PC AT (considerado obsoleto) até o atual PENTIUM II.

O software foi projetado em ambiente gráfico para permitir uma melhor visualização de ícones (utilizados na interface do sistema com o usuário) e sinais amostrados. O programa, ao ser executado, apresenta uma tela com as opções **Analisar desfibriladores**, **Analisar cardioversores**, **Analisar esfigmomanômetros** e **Sair**. Após a escolha de uma destas opções, o programa entra na rotina específica para cada equipamento. Um fluxograma da rotina principal pode ser observado na Figura 3.7.

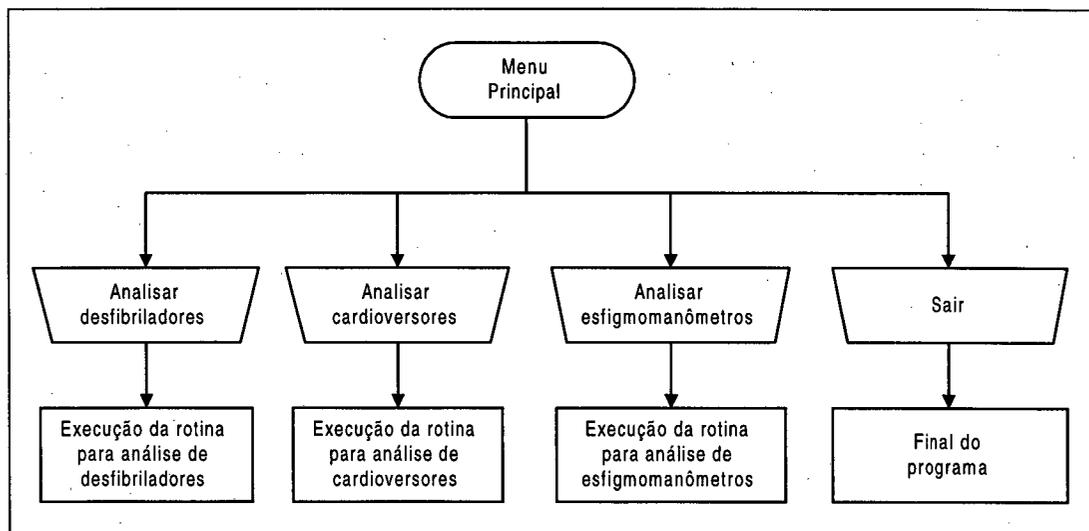


Figura 3.7 – Fluxograma da rotina principal do software do analisador.

Rotina para análise de desfibriladores

A opção **Analisar desfibriladores** inicia a rotina cujo fluxograma pode ser observado na Figura 3.8.

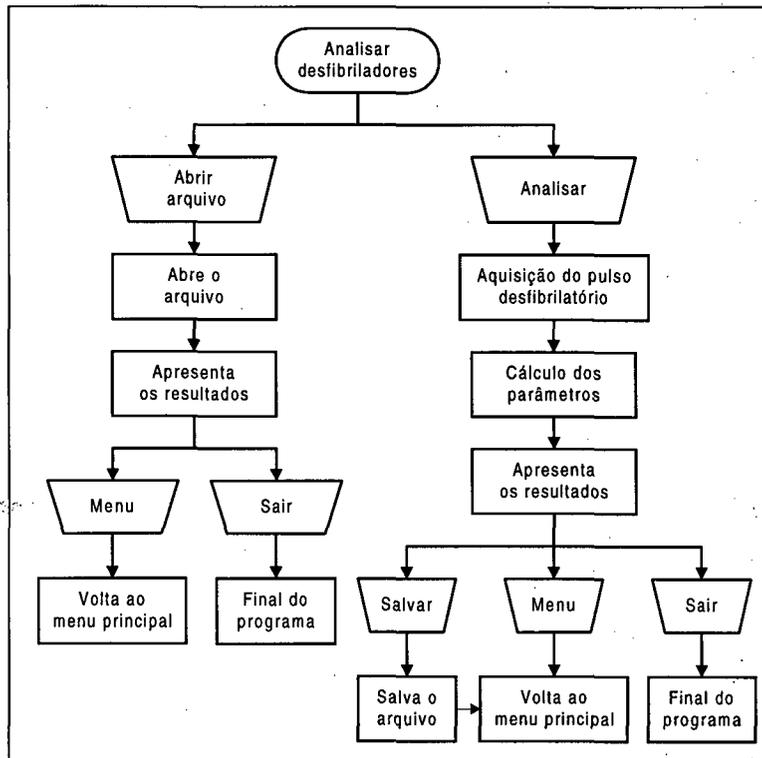


Figura 3.8 – Fluxograma da rotina para análise de desfibriladores.

Dentro desta rotina, o usuário tem as opções de realizar uma análise ou consultar dados de uma análise já realizada anteriormente.

Quando é escolhida a opção **Analisar**, a placa de aquisição é acionada através de interrupções e está pronta para receber o pulso desfibrilatório. A análise de pulsos desfibrilatórios gerados por diferentes sistemas comerciais, mostrou que estes não contêm frequências superiores a 600 Hz (Anexo C). Neste trabalho, a frequência de amostragem utilizada foi igual a 40 kHz, para se obter uma maior precisão no cálculo dos parâmetros que

serão discutidos a seguir. O usuário seleciona, então, a energia desejada no equipamento de desfibrilação, espera a carga, e efetua a descarga do pulso nas lâminas de metal do módulo externo. Após a descarga, o microcomputador apresenta automaticamente na sua tela, um gráfico com o formato do pulso desfibrilatório, o valor da energia liberada, o valor do pico da tensão, o valor de pico da corrente e duração do pulso desfibrilatório. Após visualizar estas informações, o usuário pode salvar as mesmas em um arquivo para consultas posteriores, voltar ao menu principal com o objetivo de realizar uma nova análise ou sair do programa.

A opção **Abrir arquivo** solicita ao usuário o nome do arquivo que deve ser lido. Após digitar o nome e teclar “enter”, uma barra de progressão indica a realização da leitura do arquivo. Logo em seguida, é apresentado, na tela, um relatório contendo o gráfico com o formato do pulso desfibrilatório, o valor da energia liberada, pico de tensão, pico de corrente e duração do pulso desfibrilatório. Isto permite ao usuário realizar a consulta sobre um equipamento já analisado, com a finalidade de emitir um novo parecer sobre o equipamento ou mesmo elaborar estatísticas de análises efetuadas em equipamentos durante um certo período. Na seqüência do programa, o usuário tem as opções de retornar ao menu principal para continuar a análise ou consultar dados, ou ainda, terminar a execução do programa.

3.5.1.1 Cálculo dos parâmetros de análise de desfibrilador

A energia liberada pelo desfibrilador pode ser calculada através da seguinte fórmula:

$$E_L = \int_{T_2}^{T_1} \frac{(V_i(t))^2}{R} dt \quad [\text{J}] \quad \text{Equação 3.1 (Nohama, 1992)}$$

onde: E_L = Energia liberada [J]

V_i = Tensão aplicada entre os eletrodos [V]

R = Resistência do analisador [Ω]

T_0 - T_1 = Duração do pulso [s]

Devido ao divisor de tensão atenuar o sinal, a tensão no resistor de amostragem será uma parcela da tensão aplicada entre os eletrodos, que pode ser considerada como tensão de amostragem, V_a , assim:

$$V_a = \frac{V_i}{F} \quad [\text{V}] \quad \text{Equação 3.2 (Nohama, 1992)}$$

onde F = Fator de atenuação

V_a = Tensão no resistor de amostragem [V]

Substituindo a Equação 3.1 na Equação 3.2 chega-se a seguinte equação:

$$E_L = F^2 \times \int_{T_2}^{T_1} \frac{(V_a(t))^2}{R} dt \quad [\text{J}] \quad \text{Equação 3.3 (Nohama, 1992)}$$

Através da Equação 3.3, é realizado o cálculo da energia liberada pelo desfibrilador. Para realizar o cálculo do pico de tensão, o software identifica qual o maior ponto do pulso desfibrilatório e multiplica o valor deste ponto pelo fator de atenuação, obtendo assim o valor do pico de tensão. Conhecendo-se o

valor do pico de tensão, basta dividir este valor pelo valor da rede primária de atenuação (50.25Ω) para obter o pico de corrente. Para obter o tempo de duração do pulso, o software verifica nos pontos adquiridos, quais valores são diferentes de zero (valor igual a 127 para o conversor de 8 bits) e multiplica o número de pontos pelo tempo de aquisição do sinal ($25\mu s$).

3.5.2 Rotina para análise de cardioversores

A opção **Analisar cardioversores** inicia a rotina descrita pelo fluxograma da Figura 3.9. Dentro desta rotina, o usuário tem as opções de analisar ou consultar dados de uma análise já realizada anteriormente.

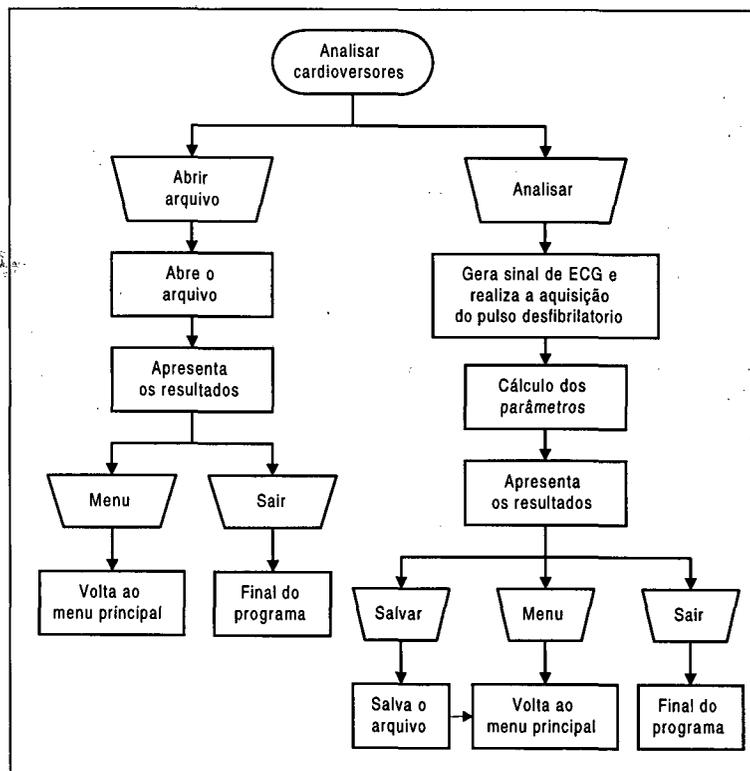


Figura 3.9 - Fluxograma da rotina para análise de cardioversores.

Antes de escolher a opção **Analisar**, é necessário que o usuário conecte o cabo do sinal de ECG do módulo analisador no cardioversor, porque

este equipamento só realiza o disparo caso detecte este sinal. Após este procedimento, o usuário poderá escolher a opção **Analisar** e assim, através da utilização de interrupções, a placa de aquisição fica habilitada em uma frequência de 40kHz para a aquisição do pulso. Neste momento, começa também a gerar um sinal de ECG a uma frequência de 100 Hz. Deve-se observar no monitor cardíaco do cardioversor se o sinal de ECG está sendo detectado. Sendo visualizado o sinal de ECG, deve-se acionar no painel do cardioversor o botão sincronismo e selecionar a energia desejada. Após o disparo do cardioversor, o analisador mostra automaticamente na tela do microcomputador o gráfico com o formato do pulso desfibrilatório, o valor da energia liberada, pico de tensão, pico de corrente, duração do pulso desfibrilatório e o tempo de sincronismo (tempo entre o disparo e a onda R do ECG). O usuário poderá, então, salvar estes dados em um arquivo para consultas posteriores, voltar ao menu principal com o objetivo de realizar uma nova análise ou sair do programa. A opção **Abrir arquivo** segue a mesma seqüência descrita para o software de análise de desfibriladores.

3.5.2.1 Cálculo dos parâmetros de análise do cardioversor

A energia liberada, a tensão e o pico de corrente e a duração do pulso são calculados do mesmo modo que para os desfibriladores. Para calcular o tempo de sincronismo, o software verifica o número de pontos que foram adquiridos após gerar a onda R do sinal de ECG e multiplica este valor pelo tempo de aquisição para cada ponto (25 μ s).

3.5.3 Rotina para análise de esfigmomanômetros

A opção **Analisar esfigmomanômetros** inicia a rotina que segue o fluxograma da Figura 3.10. Dentro desta rotina, o usuário tem as opções de analisar ou consultar dados de uma análise já realizada anteriormente.

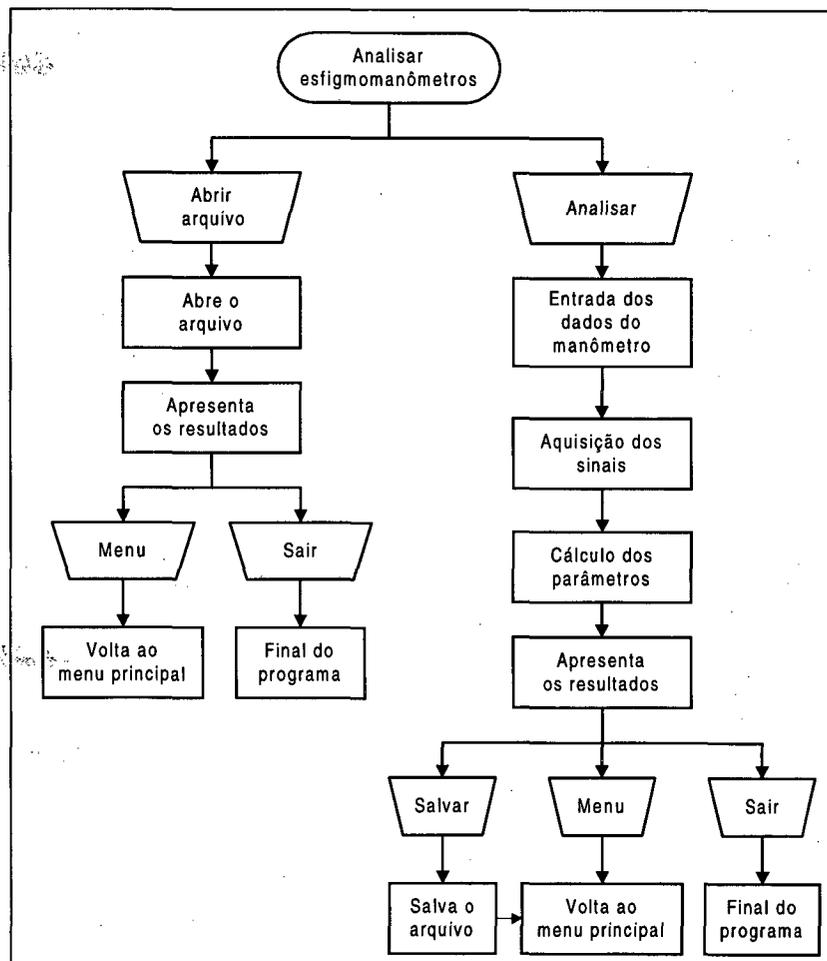


Figura 3.10 - Fluxograma da rotina para análise de esfigmomanômetros.

Para iniciar a análise, o sistema deve estar conectado a um sistema injetor de pressão compartilhado pelo manômetro a ser analisado (Figura 3.4). A opção **Analisar** solicita ao usuário o preenchimento dos dados relativos ao esfigmomanômetro, como nome e endereço do proprietário, fabricante e modelo do equipamento. Logo em seguida, é solicitada a aplicação

de uma pressão até que o manômetro apresente o valor indicado na tela do software. Após visualizar este valor no manômetro, o usuário tecla “enter” para realizar a leitura do valor obtido pelo sensor para a pressão aplicada. Este valor é apresentado na tela e o cursor é posicionado na próxima posição a ser preenchida indicando qual o novo valor de pressão a ser aplicado.

A Figura 3.11 mostra a tela apresentada ao usuário durante a análise de um manômetro, onde já foram realizadas quatro medidas. No cabeçalho pode ser vista a mensagem indicando a pressão que deve ser aplicada e no formulário, além de serem mostrados os valores de pressão já lidos, uma seta indica a próxima posição que será preenchida quando o usuário teclar “enter”.

GPEB-UFSC-BR *** RELATORIO DO ESFIGMOMANOMETRO ***						
Proprietario: Jorge Guedes						
Endereço: Campus Universitario, 675						
Fabricante: PRESSTOOL			Modelo: B-03			
-----> Aplicar pressão até o manômetro indicar 100 mmHg						
PE	Valores medidos			Valor medio	Erro absoluto	Dispersao
300						
280						
260						
240						
220						
200						
180						
160						
140						
120						
100	->					
80	81					
60	61					
40	42					
20	21					

Figura 3.11 – Tela apresentada durante a análise de um manômetro.

Após a leitura do último valor de pressão do manômetro, o usuário deve então retirar a tensão aplicada e repetir o procedimento por mais duas vezes. Após o preenchimento de todos os campos necessários, o software automaticamente apresenta na tela o relatório completo contendo todas as

medidas efetuadas, o valor médio, o erro absoluto e a dispersão da medida. Cabe salientar que são realizadas três medidas para cada valor de pressão indicada no manômetro porque a norma ANSI (ANSI, 1985) determina que são necessários três pontos para poder realizar os cálculos dos erros. Após visualizar este relatório, o usuário tem as opções de salvar o relatório, voltar ao menu principal ou ainda sair do programa. A opção abrir arquivo segue a mesma seqüência descrita para o software de análise de desfibriladores.

3.5.3.1 Cálculo dos parâmetros para o esfigmomanômetro

Quando a pressão é aplicada e o usuário aperta a tecla “enter”, o software realiza a leitura no sensor de pressão e armazena o valor em um vetor além de exibi-lo na tela. Ao final das três medidas efetuadas para cada valor de pressão, é calculado o valor médio dos valores armazenados, o erro absoluto e a dispersão da medida. Para realizar o cálculo do valor médio utiliza-se a Equação 3.4.

$$V_m = \frac{v_{med1} + v_{med2} + v_{med3}}{3} \quad [\text{mmHg}] \quad \text{Equação 3.4}$$

onde: V_{med} é o valor de pressão medido pelo analisador [mmHg]

O erro absoluto é calculado com a seguinte fórmula:

$$\text{Erro absoluto} = V_e - V_m \quad [\text{mmHg}] \quad \text{Equação 3.5}$$

Onde: V_e = Valor indicado pelo manômetro [mmHg]

V_m = Valor médio das medidas do analisador [mmHg]

A dispersão da medida é calculada utilizando a Equação 3.6.

$$Disp = \frac{\sqrt{(Ve - Vmed1)^2 (Ve - Vmed2)^2 (Ve - Vmed3)^2}}{3} \quad [\text{mmHg}] \quad \text{Equação 3.6}$$

Após a realização dos cálculos, o software apresenta na tela todos os resultados obtidos, permitindo ao usuário verificar os erros existentes em cada valor de pressão indicado pelo manômetro.

Capítulo 4

4. TESTES E RESULTADOS

Este capítulo apresentará os testes realizados e os resultados obtidos para o sistema de análise de desfibriladores, cardioversores e esfigmomanômetros.

4.1 Testes para avaliar a performance do analisador de desfibriladores e cardioversores desenvolvido

O primeiro procedimento realizado foi verificar se os resistores de atenuação não causavam distorções na forma de onda do pulso desfibrilatório. Utilizando-se um desfibrilador da marca MEDSYSTEMS, efetuou-se um disparo de 5 J (tensão com amplitude de aproximadamente 180 V) no divisor resistivo e a forma do pulso desfibrilatório foi observada com um osciloscópio digital da marca Tektronix, sendo que com um canal, monitorou-se o sinal das pás desfibrilatórias e com o outro canal, o sinal no resistor R5 (Figura 3.2). Como resultado observou-se no resistor R5, um pulso desfibrilatório com a mesma forma que a obtida para as pás desfibrilatórias porém com a atenuação causada pelo divisor de tensão.

O segundo procedimento foi verificar se a forma de onda do pulso desfibrilatório não sofria distorções por parte do amplificador isolador. Para esta análise, utilizou-se um canal do osciloscópio para observar o sinal no resistor R5

e o outro canal para observar o sinal após o amplificador isolador. Nos testes realizados com os desfibriladores constatou-se que, em alguns casos, ocorre o aparecimento de um transitório devido a comutação dos relés do desfibrilador; este transitório foi eliminado pelo amplificador isolador (Figura 4.1). Isto deve-se ao fato de que o amplificador isolador atenua frequências acima de 4 kHz com uma atenuação de 30 dB por década. Através dos resultados obtidos neste teste, obteve-se a comprovação de que o pulso desfibrilatório não sofria nenhum tipo de alteração após passar pelo amplificador isolador salvo o já mencionado, podendo então, ser utilizado como um circuito de isolamento.

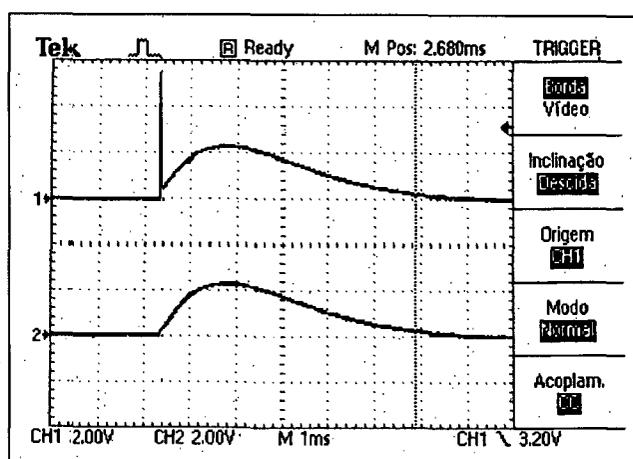


Figura 4.1 - Visualização do pulso desfibrilatório na tela do osciloscópio digital. O canal 1 mostra a forma do pulso no resistor de amostragem e o transitório, o canal 2 mostra o pulso após a passagem pelo amplificador isolador.

O próximo procedimento realizado foi efetuar descargas desfibrilatórias no módulo analisador desenvolvido e no analisador de desfibrilador QED-6 da marca BIO-TEK, a fim de realizar a comparação entre as medidas fornecidas pelos dois analisadores. Esta comparação foi realizada para diferentes modelos de desfibriladores. A Tabela 4.1 apresenta um exemplo dos ensaios realizados para um desfibrilador da marca TEB modelo D-10. Neste

ensaio foram efetuadas três descargas desfibrilatórias para cada valor de energia e em cada sistema.

Tabela 4.1– Valores de energia medidos pelo analisador da BIO-TEK e pelo analisador desenvolvido.

Energia selecionada no desfibrilador (J)	Energia medida pelo QED-6 da BIO-TEK (J)			Energia medida pelo analisador desenvolvido (J)		
10	11.3	9.8	11.7	11.4	9.8	11.8
50	54.2	55.1	54.6	54.6	55.6	55.1
100	111.2	111.2	110.4	112.4	112.4	112.1
150	157.8	159.2	156.3	160.7	157.8	159.3
200	220.3	220.5	220.3	222.1	222.1	222.1
250	251.4	251.1	251.4	253.7	253.2	252.3
300	311.6	313.8	311.1	315.3	314.3	312.7

Após a obtenção dos valores de energia, calculou-se a média das três medidas para cada analisador e, logo a seguir, o erro relativo da medida do analisador desenvolvido em relação ao analisador da BIO-TEK, utilizando a Equação 4.1 onde: V_{m1} é o valor médio das energias medidas pelo analisador da BIO-TEK e V_{m2} , o Valor médio das energias medidas pelo analisador desenvolvido.

$$\text{Erro relativo} = \frac{|V_{m1} - V_{m2}|}{V_{m1}} \times 100 \quad \text{Equação 4.1}$$

Como pode ser observado na Tabela 4.2, o maior erro relativo entre as médias das medidas dos dois analisadores, foi de aproximadamente 0.94%. Isto demonstra que o analisador desenvolvido fornece medidas satisfatórias, uma vez que seu erro não passou de 1%, quando comparado com as medidas do analisador da BIO-TEK que estava devidamente calibrado.

Tabela 4.2 - Valores médios de energia para cada analisador e erro relativo entre as médias das medidas.

Energia (J)	Valor médio (J) BIO-TEK	Valor médio (J) Analisador desenvolvido	Erro relativo (%)
10	10.93	11	0.63
50	54.63	55.1	0.55
100	111.68	112.3	0.76
150	157.76	159.26	0.94
200	220.36	222.10	0.78
250	251.3	253.06	0.70
300	312.16	314.10	0.61

Estes testes também foram efetuados com o valor do pico de tensão, pico de corrente e o tempo de duração do pulso. Na Tabela 4.3 e Tabela 4.4 podem ser observados os resultados obtidos para um desfibrilador da marca ECAFIX, modelo DF-01.

Tabela 4.3 - Valores médios das medidas obtidas com o analisador da BIO-TEK.

Energia selecionada no desfibrilador	Energia (J)	Pico de tensão (V)	Pico de corrente (A)	Duração do pulso (ms)
10	11.69	559.27	11.18	4.97
50	57.16	1313.91	26.02	5.05
100	108.23	1928.20	38.55	5.16
150	158.41	2357.62	46.82	5.64
200	212.19	2717.97	54.03	5.63
250	259.57	3325.58	66.34	5.69
300	317.65	3466.17	69.04	8.86

Tabela 4.4 - Valores médios das medidas obtidas com o analisador desenvolvido.

Energia selecionada no desfibrilador	Energia (J)	Pico de tensão (V)	Pico de corrente (A)	Duração do pulso (ms)
10	11.72	560.95	11.16	5.01
50	57.31	1319.04	26.24	5.07
100	108.61	1937.07	38.54	5.18
150	159.08	2368.23	47.12	5.67
200	213.32	2732.11	54.37	5.71
250	261.18	3354.18	66.74	5.67
300	320.36	3488.01	69.41	5.91

Todos os valores médios apresentados nas tabelas foram calculados a partir de três valores obtidos na análise do desfibrilador. O erro relativo encontrado entre as médias das medidas do analisador da BIO-TEK e do analisador desenvolvido foi sempre inferior a 1%.

4.2 Testes para avaliar a performance do analisador de esfigmomanômetros

Com o objetivo de verificar o erro na medida da pressão realizada pelo analisador, foram efetuados ensaios para comparar a medida apresentada pelo sistema construído com a medida do analisador de esfigmomanômetro da marca BIO-TEK modelo DPM III. Para a aplicação da pressão com maior precisão utilizou-se um embolo com rosca. Uma mangueira em formato de “y” conectou os analisadores a este êmbolo, permitindo a aplicação do mesmo valor de pressão aos dois equipamentos (Figura 4.5).

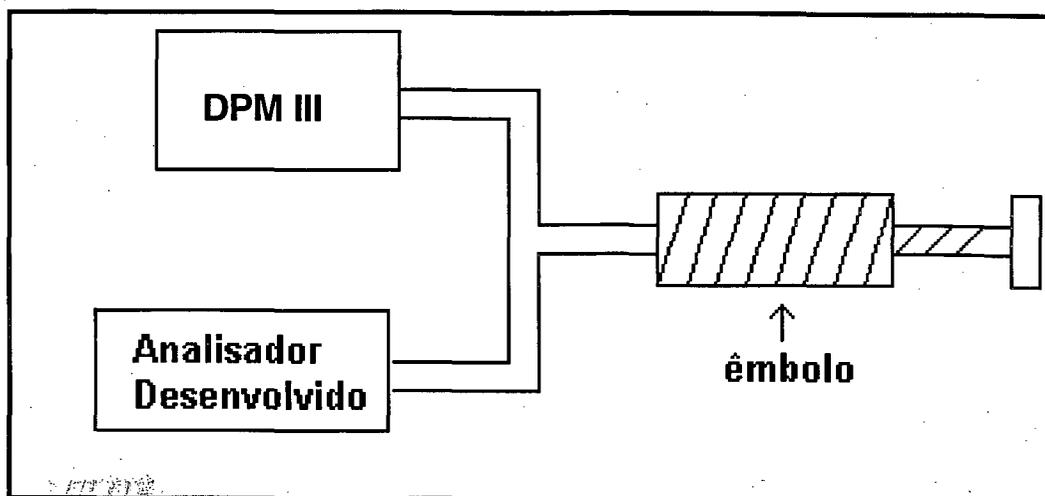


Figura 4.5 – Sistema utilizado para análise comparativa de resultados dos analisadores de esfigmomanômetros.

Durante a realização dos testes, o ambiente estava condicionado a uma temperatura de 20.5°C e com umidade relativa de 58% conforme indicado pelas normas da ANSI (1985). Inicialmente, realizou-se as medidas com a aplicação de uma pressão de 10 mmHg. Posteriormente, repetiu-se o procedimento para incrementos de pressão de 10 mmHg até atingir a pressão de 300 mmHg. O analisador DPM III, mostra em seu visor os valores inteiros, baseado nisso, o analisador desenvolvido realiza o arredondamento dos valores medidos para obter um valor inteiro. A Tabela 4.6 mostra os valores obtidos pelo analisador da BIO-TEK e o analisador desenvolvido para uma mesma pressão aplicada. O manual do analisador DPM III, considera que as medidas efetuadas por seu equipamento podem ter um erro de ± 1 mmHg. Baseado neste fato, e através da análise dos resultados obtidos, considerou-se satisfatória as medidas realizadas pelo analisador desenvolvido.

Tabela 4.5 – Medidas de pressão obtidas com o analisador DPM III da BIO-TEK (medida A) e com o analisador desenvolvido (medidas B).

Medidas A (mmHg)	Medidas B (mmHg)	Medidas A (mmHg)	Medidas B (mmHg)	Medidas A (mmHg)	Medidas B (mmHg)
10	10	110	110	210	210
20	20	120	120	220	221
30	30	130	131	230	231
40	40	140	140	240	241
50	50	150	150	250	250
60	61	160	160	260	260
70	70	170	170	270	271
80	80	180	181	280	280
90	90	190	191	290	290
100	101	200	200	300	300

4.3 Exemplos de análise de desfibrilador e cardioversor obtidas com o sistema

Após a descarga do desfibrilador, o analisador desenvolvido apresenta ao usuário uma tela com as seguintes informações: forma do pulso desfibrilatório, energia entregue, pico de tensão, pico de corrente e tempo de duração do pulso. Os resultados obtidos para uma descarga desfibrilatória de 160 e 240 Joules de um desfibrilador/cardioversor da marca ECAFIX modelo DF-1 podem ser visualizados na Figura 4.2 e Figura 4.3. Este desfibrilador foi considerado em condições normais de uso porque a energia entregue não foi

superior a $\pm 15\%$ da energia selecionada e o tempo de duração do pulso não foi superior a 10 ms, conforme recomendações da (ANSI/AAMI DF2, 1996).

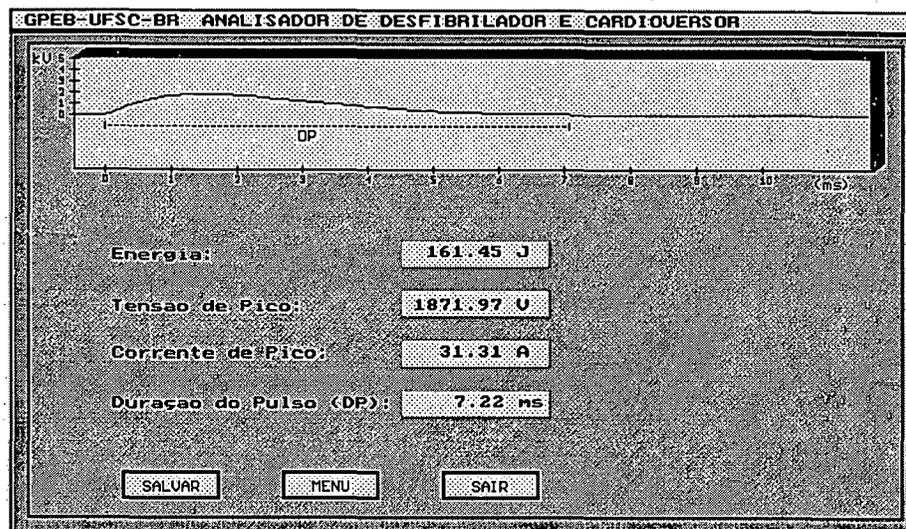


Figura 4.2 - Resultados obtidos na análise de um desfibrilador para uma descarga desfibrilatória de 160 Joules.

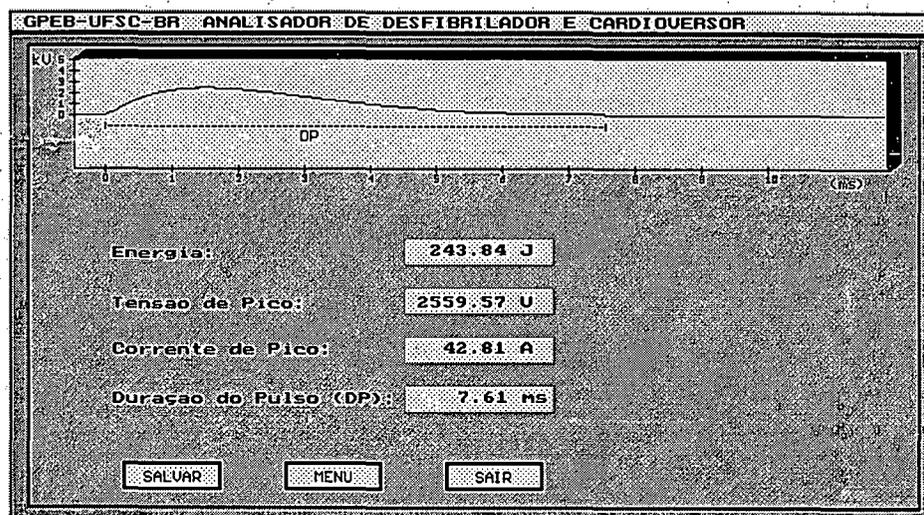


Figura 4.3 – Resultados obtidos na análise de um desfibrilador para uma descarga desfibrilatória de 240 Joules.

A tela de análise do cardioversor, além de apresentar as mesmas informações da tela do desfibrilador, tem como informação adicional o tempo de sincronismo, ou seja, o intervalo de tempo entre a onda R do sinal de ECG e o início do pulso desfibrilatório. A Figura 4.4 e a Figura 4.5 apresentam as telas

correspondentes a dois testes efetuados com um desfibrilador/cardioversor da marca TEB modelo D-10, para 200 e 300 Joules. O cardioversor também foi considerado em condições normais de uso porque o tempo de sincronismo ficou abaixo dos 40 ms recomendados pela (ANSI/AAMI DF2, 1996).

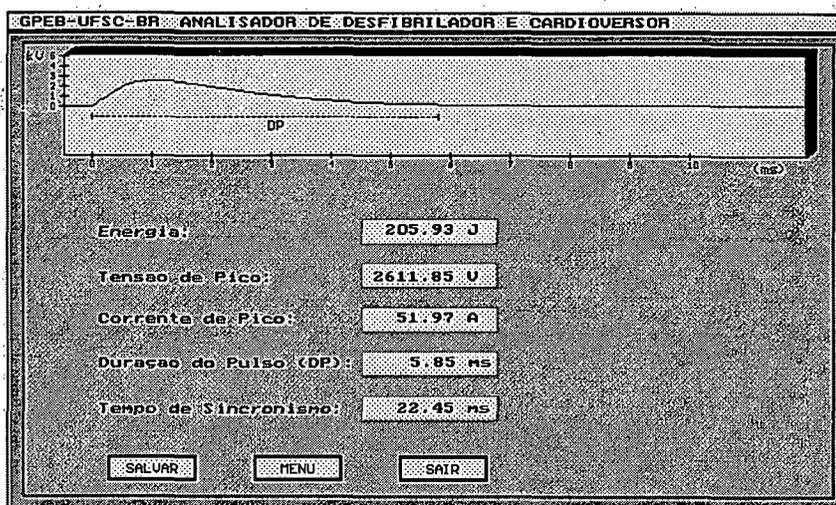


Figura 4.4 - Resultados obtidos na análise de um cardioversor para uma descarga desfibrilatória de 200 Joules.

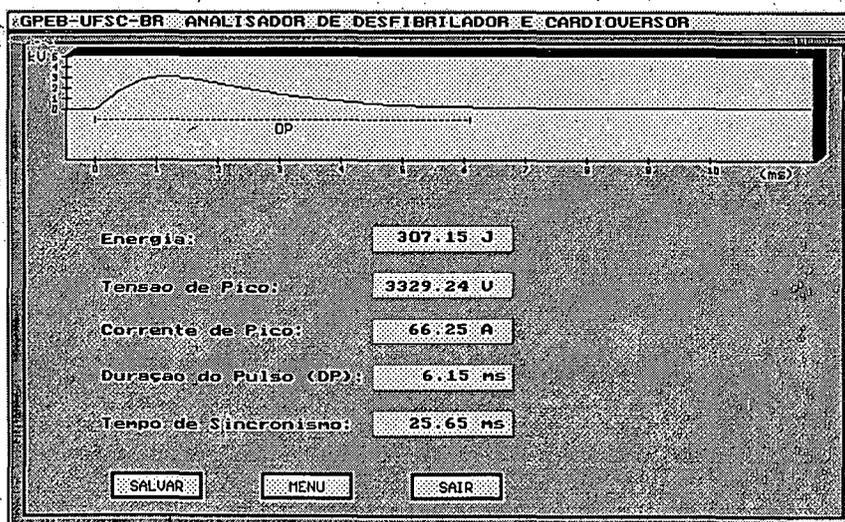


Figura 4.5 - Resultados obtidos na análise de um cardioversor para uma descarga desfibrilatória de 300 Joules.

4.4 Exemplo de análise de um esfigmomanômetro obtida com o sistema

Para a análise dos esfigmomanômetros, foram realizadas três medições para valores de pressão em uma faixa de 20 a 300 mmHg em incrementos de 20 mmHg. A primeira coluna da Figura 4.6 apresenta todos os valores de pressão utilizados. Após este procedimento o software calculou a média, o erro absoluto e a dispersão da medida. A tela apresentada ao usuário no final da análise pode ser visualizada na Figura 4.6. O manômetro utilizado nesta análise deve ser enviado para ajuste, porque as normas da ANSI (1985) determinam que o erro absoluto não pode ser superior a ± 4 mmHg e a dispersão da medida não pode ser superior a ± 6 mmHg. Neste caso, as duas condições não foram satisfeitas.

GPEB-UFSC-BR *** RELATORIO DO ESFIGMOMANOMETRO ***						
Proprietario: Jorge Guedes						
Endereco: Campus Universitario, 675						
Fabricante: TKS			Modelo: NF-12			
PE	Valores medidos			Valor medio	Erro absoluto	Dispersao
300	279	276	280	278	22	7
280	264	161	164	263	17	6
260	245	245	250	247	13	10
240	229	229	225	228	12	8
220	212	211	209	211	9	5
200	193	194	195	194	6	3
180	176	176	177	176	4	2
160	158	157	158	158	2	2
140	138	137	138	138	2	2
120	119	118	118	118	2	2
100	102	102	100	101	1	4
80	81	81	81	81	1	1
60	64	63	63	63	3	2
40	43	48	45	45	5	8
20	26	29	27	27	7	5

Obs: Todos os valores estão em mmHg

Figura 4.6 – Relatório de análise obtido para um esfigmomanômetro. PE: pressão indicada pelo manômetro.

Capítulo 5

5. DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

De acordo com os objetivos iniciais deste trabalho, desenvolveu-se um analisador de desfibrilador, cardioversor e esfigmomanômetro de baixo custo, composto de hardware e software.

O sistema desenvolvido possui um baixo custo devido a utilização de um módulo comum de aquisição de dados e um microcomputador (IBM PC ou compatível) para realizar as tarefas de processamento. Assim, o número de componentes foi bastante reduzido quando comparado a um equipamento dedicado. Ainda, este sistema pode ser utilizado em computadores considerados obsoletos, possivelmente em desuso.

Este sistema de análise pode ser estendido para outros equipamentos através do desenvolvimento de um módulo externo, o qual deve condicionar o sinal de acordo com o tipo de equipamento desejado. Sugere-se, por exemplo, a criação de um módulo de simulação de ECG, a ser utilizado para ensaios no laboratório do GPEB.

O software desenvolvido, além de possuir uma interface gráfica amigável, pode ser executado em qualquer tipo de microcomputador da linha IBM PC ou compatível. O relatório apresentado pelo sistema pode ser facilmente modificado para adequar-se às necessidades de cada laboratório de ensaio,

possibilitando, ainda, o armazenamento das informações de cada análise em um arquivo com tamanho máximo de 3 kbytes.

Através dos testes realizados com os desfibriladores, cardioversores e esfigmomanômetros, verificou-se a necessidade de uma rotina de manutenção preventiva. Alguns equipamentos avaliados aparentemente estavam funcionando de maneira correta, mas ao serem analisados não apresentavam seus parâmetros de acordo com as especificações da norma ANSI.

Alguns equipamentos comerciais realizam os testes efetuados pelo sistema desenvolvido, porém, além do custo elevado, apresentam como desvantagem a necessidade de se realizar dois ou três ensaios para obter os parâmetros apresentados por este sistema em apenas um ensaio.

Para calibrar este analisador utilizou-se o método indireto de calibração por análise comparativa. Sugere-se que este equipamento seja calibrado pelo método direto, em um local credenciado.

O analisador pode ser melhorado em dois aspectos: utilização de um supressor de transiente de tensão (Transient Voltage Suppressor) antes do amplificador isolador. Este componente protege o sistema de tensões acima de 7 kV e corrente acima de 70 A. A utilização de um amplificador de ganho programável na entrada do A/D poderá melhorar a precisão da medida, porque nem sempre a entrada é utilizada em sua escala máxima (+10 V).

Outra sugestão seria a criação de uma versão para Windows 95 do programa existente, com o objetivo de dar uma opção de ambiente de trabalho.

Sugere-se ainda, o estudo de viabilidade da produção deste analisador pelo GPEB, uma vez que demonstrou ser um sistema eficiente e de baixo custo.

Anexos •

ANEXO A - ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS

A.1 - Especificações do Analisador de Desfibrilador e Cardioversor

Tensão de alimentação	$\pm 5 \text{ V}$ e $\pm 12 \text{ V}$
Resolução	0.1 J
Frequência de aquisição	40kHz
Resistência simulada	50 Ω
Máxima energia	350 J
Máxima tensão	6 kV
Máxima corrente	120 A
ECG simulado	60 BMP, derivação II
Máxima duração do pulso	20 ms
Máximo tempo de sincronismo	100 ms

A.2 - Especificações do Analisador de Esfigmomanômetro

Tensão de alimentação	$\pm 5 \text{ V}$ e $\pm 12 \text{ V}$
Resolução	0.5 mmHg
Pressão máxima	720 mmHg
Temperatura de operação	0 a 70°C

A.3 - Especificações Técnicas do Conversor A/D

Resolução	8 ou 12 bits
Tensão entrada	± 10 V
Tempo conversão	6 μ s a 8 μ s
Erro linearidade	$\frac{1}{2}$ LSB
Tensão de alimentação	+5 V
Potência dissipada	120 mW
Temperatura de operação	0 a 70°C

A.4 - Especificações Técnicas do Conversor D/A

Resolução	8 bits
Erro de ganho	$\frac{1}{2}$ LSB
Tensão de alimentação	5 V
Potência dissipada	450 mW
Tensão saída	2.4 V
Tempo conversão	350 ns
Potência dissipada	450 mW
Temperatura de operação	0 a 75°C

A.5 - Especificações Técnicas do Amplificador Isolador

Ganho	1-1000 V/V
Erro linearidade	$\pm 2.5\%$
Temperatura operação	0 à 85°C
Impedância de entrada	15M Ω
Isolação	2000 Vp
Rejeição de modo comum	100 dB
Tensão de corte	± 10 V
Temperatura de operação	-40 a +85°C

A.6 - Especificações Técnicas do Sensor MPX2100

Pressão máxima	100 kPa
Tensão alimentação	10 V
Sensibilidade	4 V/Pa
Tempo de resposta	1.0 ms
Impedância saída	3 k Ω
Temperatura de operação	-40 a +125°C
Potência dissipada	60 mW

A.7 - Especificações Técnicas do Comparador

Alimentação	4.5V a 5.5 V
Tempo para mudança de estado	12 ns
Resolução	8 bits
Tensão entrada	0 a 5V
Tensão saída	0 a 5 V
Temperatura de operação	0 a +70°C
Potência dissipada	150 mW

A.8 - Especificações Técnicas do Buffer e direcionador de dados

Alimentação	5 V
Tempo para mudança de estado	15 ns
Tensão máxima de entrada	5 V
Corrente de entrada	20 mA
Direções de dados	A para B, B para A, A e B isolados
Temperatura de operação	-20 a +125°C
Potência dissipada	500 mW

A.9 - Especificações Técnicas do Decodificador e Multiplexador

Tensão de Alimentação	5 V
Corrente entrada	400 μ A
Resolução	8 bits
Tensão saída	0 a 5 V
Temperatura operação	0 à 70°C
Potência dissipada	130 mW

ANEXO B – PLANILHA DE CUSTOS

B1 – Custo dos equipamentos importados

Analisador de desfibrilador/cardioversor QED-6 (BIO-TEK)	U\$ 2,807.00
Analisador de esfigmomanômetro DPM-III (BIO-TEK).....	U\$ 1.486,00
Valor Total.....	U\$ 4.293,00

Observação: Os valores apresentados referem-se ao custo final dos equipamentos na cidade de Florianópolis-SC, informações mais detalhadas sobre estes custos podem ser obtidas em Barbosa (1999).

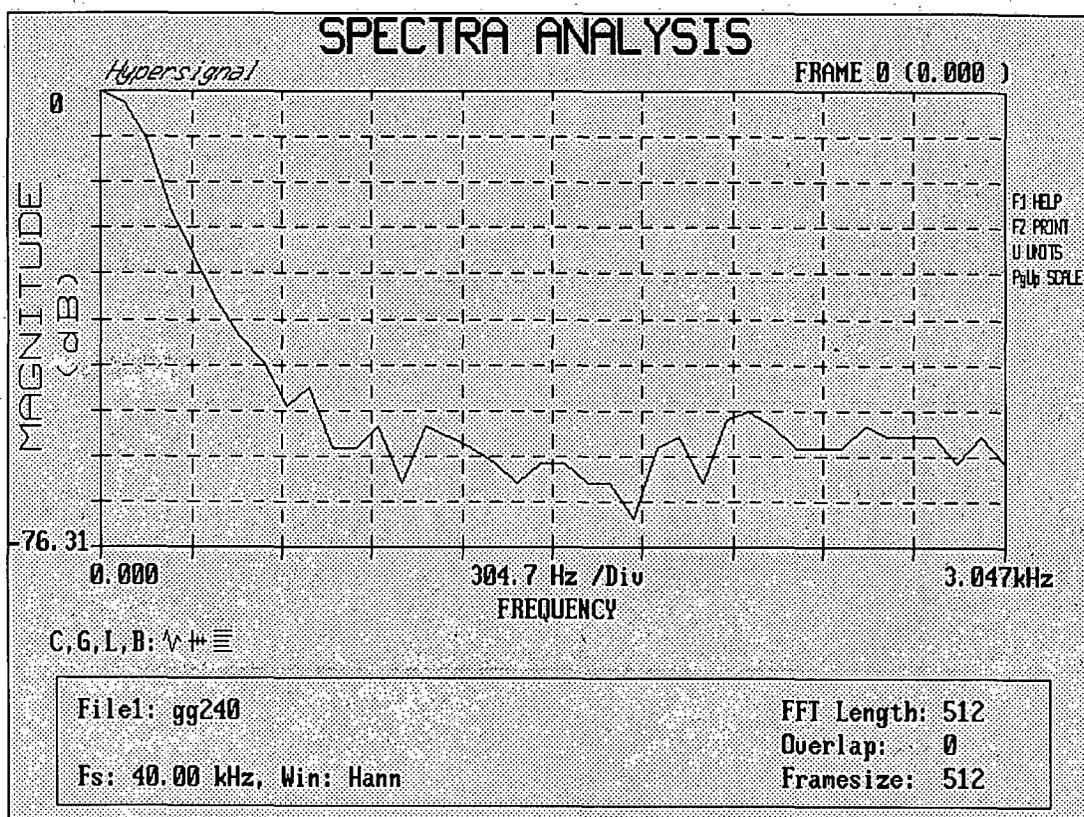
B2 – Custo do equipamento desenvolvido

Placa de aquisição.....	U\$ 239.00
Módulo externo para desfibrilador/cardioversor.....	U\$ 52.00
Módulo externo para esfigmomanômetro... ..	U\$ 30.00
Valor Total.....	U\$ 321.00

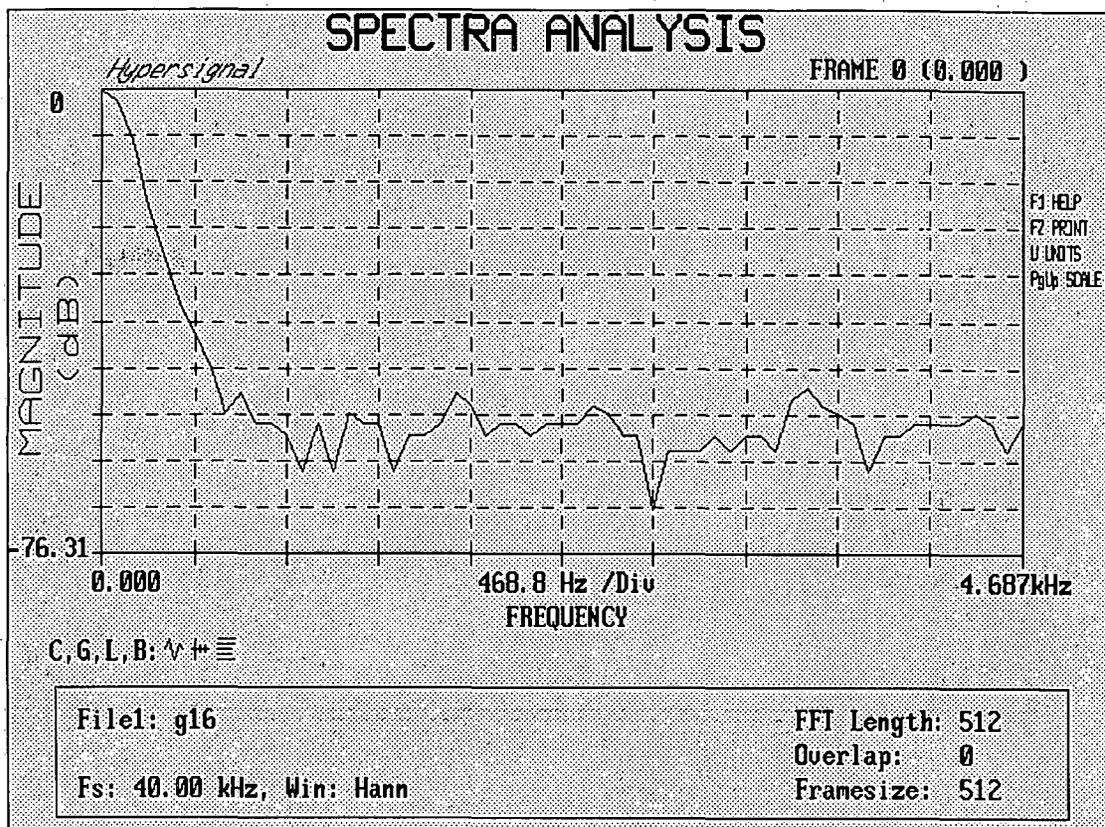
**ANEXO C – ANÁLISE DAS COMPONENTES DE
FREQUÊNCIA DO PULSO DESFIBRILATÓRIO**

A análise foi realizada a partir de formas de onda digitalizadas e armazenadas pelo sistema desenvolvido. Utilizou-se um software comercial para realizar a análise espectral dos pulsos desfibrilatórios. Considerou-se apenas componentes com atenuação inferior a 40 dB para estabelecer a máxima freqüência do sinal.

C1 – Análise do pulso desfibrilatório (240 Joules) de um desfibrilador ECAFIX modelo DF-1



C2 – Análise do pulso desfibrilatório (240 Joules) de um desfibrilador TEB modelo D-10



REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN HEART ASSOCIATION. **Electrical therapy. In: standards and guidelines for cardiopulmonary resuscitation (CPR) and emergency cardiac care (ECC).** USA, 1986.

BARBOSA, Andréa T. R., **Estudo de custo para implementar centros de engenharia clínica em unidades hospitalares sinal.** Florianópolis, 1999. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Santa Catarina.

ANSI/AAMI DF2, **Cardiac defibrillator devices,** USA, 1996.

ANSI B40-1, **Gauges-pressure: indicating dial type-elastic element.** USA, 1985.

ANSI B40-2, **Gauges and indicators: pressure and vacuum indicating digital type.** USA, 1985.

ANALOG DEVICES, **Interface databooks.** Arlington, 1996.

BURR-BROWN., **Data Conversion Products.** Data Book, New York, 1995

BURTON, A.C., **Fisiologia e biofísica da circulação**. Guanabara-Koogan: Rio de Janeiro, 1977.

CRIS, C.H., **Turbo C++ completo e total**. McGraw-Hill do Brasil: São Paulo, 1990.

DOMINGOS, Jean C. S., **Eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores: funcionalidade e segurança**. Florianópolis, 1997.
Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Santa Catarina.

EZZELL, B., **Programação gráfica em C++**. Ciência Moderna: Rio de Janeiro, 1991.

GUYTON, Arthur C. **Tratado de fisiologia médica**. 7.ed. Guanabara: Rio de Janeiro, 1989.

GUYTON, Arthur C. , Hall, John E. **Textbook of medical physiology**. 9.ed. W.B. Saunders Company: Philadelphia, 1996.

HAMPTON, John R. **Descomplicando o eletrocardiograma: O ECG fácil**. 4.ed. Artes Médicas: Porto Alegre, 1994.

HURST, J. W. (Ed.). **O coração: artérias e veias**. 4.ed. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 1981.

KINDERMANN, G., **Choque elétrico**. Sagra: Porto Alegre, 1995.

LOWN, Bernerd. , AMARASINGHAM, Raghavan. NEUMAN, Jose. **"New method for terminating cardiac arrhythmias. Use of synchronized capacitor discharge"**. JAMA, 182(5): 548-555, 1962.

MACHIN, J. W., **Thoracic impedance of human subjects, instrumentation**. Medical & Biological Engineering & Computing, vol 16, 1978.

MAXIM, **Catalog of produts**, Data Book, New York, 1998.

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.

MORAES, R. **Doppler catheter measurements of blood flow velocity in coronary arteries**. Division of medical physics, Faculty of medicine, University of Leicester, England, 1995.

MOSS, J., **Manutenção, reparos e atualização de IBM PC e compatíveis**. Makron Books: São Paulo, 1998.

MOTOROLA, **Catalog of produts**, Data Book, New York, 1997.

NOHAMA, P., Analisador de desfibrilador/cardioversores. Campinas, 1992.

Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas- UNICAMP.

NORTON, P. Guia do programador para IBM PC. Campus: Rio de Janeiro, 1989.

OLSON, W.H., Basic concepts of instrumentation. Houghton Mifflin Company: Boston, 1978.

OPPENHEIN, H., SCHOFFER, J. Digital signal processing. Prentice Hall International: New Jersey, 1975.

ORLOV, V.N., Eletrocardiography for the practicing physician. Mir Publishers: Moscou, 1988.

PRIVES, M.; LISENKOV, N.; BUSHKOVICH, V. Anatomia humana – III. Mir: Moscou, 1985.

ROBERT, Berne. , MATTEHEW, Levy. Medical physiology. 3. ed. Mosby Year Book: Virginia, 1993.

RODRIGUES, Marco A. B., Desenvolvimento de um instrumento virtual para aquisição e análise de sinais bioelétricos. Florianópolis, 1997. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Pós-graduação em Engenharia Elétrica,

Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Santa Catarina.

SPALDING, L. E. S., **Sistema integrado de instrumentos e procedimentos para a realização da calibração de esfigmomanômetros**. Florianópolis, 1996. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Pós-graduação em Engenharia Elétrica, Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica, Universidade Federal de Santa Catarina.

SURAWICZ, B., **Electrophysiologic basis of eeg and cardiac arrhythmias**. Williams & Wilkins: Malvern, 1995.

TAUB, H., **Circuitos digitais e microprocessadores**. McGraw-Hill do Brasil: São Paulo, 1992.

TEXAS., **Linear circuits, amplifiers, comparators and special functions**. Data Book, Ontario, 1996.

VALENTINUZZI, Maximo E. , Arredondo, Maria T. , Monzon, Jorge E **Fibrilación - defibrilación cardíaca**. Inter-Médica: Buenos Aires, 1986.

WENGE, Burton. , CHISLOW, Merry. **Eletrophysiologic**. Raven Press: New York, 1981.

WEBSTER, J.G., Encyclopedia of medical devices and instrumentation.

John Wiley & Sons: New York, 1988.

WILLIS, J.T., Interfacing sensors to the IBM PC. Prentice Hall: New Jersey,

1992.