

RODRIGO NUNES ENDRES

**EQUIPAMENTO PARA ENSAIO DE
FUNCIONALIDADE DE DESFIBRILADORES**

**FLORIANÓPOLIS
2003**

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO
EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**EQUIPAMENTO PARA ENSAIO DE
FUNCIONALIDADE DE DESFIBRILADORES**

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

RODRIGO NUNES ENDRES

Florianópolis, Setembro de 2003

EQUIPAMENTO PARA ENSAIO DE FUNCIONALIDADE DE DESFIBRILADORES

RODRIGO NUNES ENDRES

'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 Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina.'

Prof. Raimes Moraes, Ph.D.
Orientador

Prof. Edson Roberto de Pieri, Dr.
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Banca Examinadora:

Prof. Raimes Moraes, Ph.D.
Presidente

Prof. Renato Garcia Ojeda, Dr.

Prof. Hari Bruno Mohr, D.Sc.

Prof. Fernando Mendes de Azevedo, D.Sc.

DEDICATÓRIA

Ao meu irmão Gil, em sua memória.

À minha filha Bruna, meu carinho e amor por fazer parte da minha vida.

AGRADECIMENTOS

À Deus pela vida, fé e ânimo.

Aos meus pais, Valter e Marta Endres, à minha esposa e filha pelo apoio, compreensão e carinho nos momentos difíceis.

Ao professor Raimes Moares, pela oportunidade e orientação dada.

Aos demais colegas que contribuíram, de alguma forma, para conclusão deste trabalho, em especial, João Baggio e Domingos Andreatta.

À equipe do LAT, pelas informações e acompanhamento técnico nos testes realizados.

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.

EQUIPAMENTO PARA ENSAIO DE FUNCIONALIDADE DE DESFIBRILADORES

RODRIGO NUNES ENDRES

Setembro/2003

Orientador: Raimés Moraes, Ph.D.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Palavras-Chave: Desfibrilador, Cardioversor, Analisador.

Número de Páginas: 02

O presente trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema para ensaiar a funcionalidade de desfibriladores cardíacos e cardioversores. Este sistema é composto por 3 módulos de hardware, todos externos ao computador, facilitando sua instalação. O primeiro módulo é composto por um banco resistivo para simular a impedância torácica e de um amplificador isolador responsável pela proteção dos demais módulos. O segundo módulo corresponde a um conversor digital analógico (DAC) para a geração de um sinal de ECG usado no ensaio de sincronismo do cardioversor. O terceiro módulo possui microcontrolador e conversor A/D para amostrar e digitalizar o pulso desfibrilatório atenuado. Este módulo é responsável ainda pela comunicação com o PC via barramento USB. O software, escrito em Delphi[®] e executado no PC, encarrega-se da recepção de dados provenientes do microcontrolador, apresenta as formas de onda digitalizadas, calcula os parâmetros requeridos pela norma, sendo estes energia, pico de corrente, pico

de tensão, duração do pulso e tempo de sincronismo. Os resultados obtidos no ensaio bem como dados de identificação do equipamento são armazenados em um banco de dados que permite o acompanhamento do equipamento ao longo de sua vida útil. Exemplos de ensaios realizados com o sistema desenvolvido são apresentados.

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

EQUIPAMENT TO ACCESS THE FUNCTIONALITY OF DEFIBRILLATORS

RODRIGO NUNES ENDRES

September/2003

Advisor: Raimes Moraes, Ph.D.
Area of Concentration: Biomedical Engineering.
Keywords: Defibrillator, Cardioverter, Analyzer.
Number of Pages: 02

This work brings the development of a system to access the functionality of cardiac defibrillators and cardioverters. This system is composed of three hardware modules, all external to a microcomputer making its installation easy. The first module is composed by a bank of resistors to simulate the impedance of the thorax and an isolation amplifier to protect the other modules. The second module is a Digital to Analog Converter (DAC) to generate an ECG signal (used to access the cardioverter synchronism). The third module has a microcontroller and an Analog to Digital converter (A/D) to digitalize the defibrillatory pulse. This module still sends the acquired signals to microcomputer by the Universal Serial Bus (USB). The software, coded in Delphi[®] is executed into PC, manages the reception of data that comes from microcontroller, shows the digitalized waveforms, calculates the requested parameters from them as energy, voltage peak, pulse width and synchronization time, and manages a database that allows to

accompany the equipment along its useful life. Examples of access with the developed system are shown.

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO:	2
1.1 - Preâmbulo:	2
1.2 - Objetivo:	3
1.3 - Justificativas:	3
1.4 - Estrutura do trabalho:	4
CAPÍTULO 2 - INTRODUÇÃO TEÓRICA:	5
2.1 - Funcionamento do coração.....	5
2.2 - Ritmos cardíacos	8
2.3 - Desfibriladores	10
2.4 - Cardioversão.....	11
2.5 - Aspectos técnicos e funcionais	12
2.6 - Formas de onda utilizadas em desfibriladores e cardioversores:	15
2.6.1 - Monofásica	16
2.6.2 - Bifásica	17
CAPÍTULO 3 - O ANALISADOR DESENVOLVIDO:	20
3.1 - Descrição geral do analisador:	20
3.2 - Hardware:	22
3.2.1 - Módulo atenuador:	22
3.2.2 - Módulo de controle:	24
3.2.3 - Módulo do D/A:	27
3.3 - O software:	28
3.3.1 - Software para o microcomputador:	28
3.3.2 - <i>Firmware</i> do hardware:	33
3.3.3 - Processamento do pulso desfibrilatório:	35
CAPÍTULO 4 - RESULTADOS:	37
4.1 - Hardware desenvolvido:	37
4.2 - Teste da performance do analisador:	39
4.2.1 - Resposta à energia aplicada:	39
4.2.2 - Resposta ao pico de corrente:	43
4.2.3 - Resposta ao pico de tensão:	46
4.2.4 - Resposta à largura de pulso:	49

4.2.5 - Resposta ao tempo de sincronismo:	50
4.3 - Exemplo de procedimento com o sistema desenvolvido:	52
CAPÍTULO 5 - DISCUSSÃO:	55
5.1 - Análise dos resultados:	55
5.2 - Comparação do sistema desenvolvido com os analisadores comerciais:	57
CAPÍTULO 6 - CONCLUSÕES:	60
6.1 - Conclusões:.....	60
6.2 - Recomendações para trabalhos futuros:	61
APÊNDICE 1 - DIAGRAMAS ESQUEMÁTICOS	63
Esquemático do módulo DAC	64
Esquemático do módulo isolador	65
Esquemático do módulo USB	66
Esquemático do módulo de controle (circuito do AD)	67
Esquemático do módulo de controle (Circuito do FTDI)	68
Esquemático do módulo de controle (Circuito do 89C52)	69
Detalhe do adaptador do ADS7864	70
Detalhe conector fêmea para USB TIPO B	70
APÊNDICE 2 – CÓDIGO DO PROGRAMA.....	71
Rotina de ensaios	72
Rotina de visualização dos dados no banco de dados	82
Rotina de cadastro de hospitais	86
Rotina de cadastro de equipamentos	88
Firmware.....	90
APÊNDICE 3 – ESPECIFICAÇÕES TÉCNICAS	92
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Funcionamento do coração: a) Na Diástole o coração enche de sangue. b) Na Sístole ocorre o bombeamento do sangue para o corpo.	5
Figura 2.2 - Anatomia do músculo cardíaco (Webster, 1995).	6
Figura 2.3 - ECG normal. (Aston, 1990) modificado.	7
Figura 2.4 - O coração cessa o seu batimento regular e começa a tremer em um movimento não coordenado. (a) nos átrios como fibrilação atrial. (b) nos ventrículos como fibrilação ventricular. (Webster, 1995)	9
Figura 2.5 - Arritmia atrial causando um rápido, porém regular, movimento circular na contração. (Webster, 1995)	9
Figura 2.6 - Pulso de desfibrilação típico (Webster, 1995)	11
Figura 2.7 - Circuito básico de um desfibrilador (Webster, 1995) modificado.	13
Figura 2.8 – Forma de onda monofásica (Takata et al., 2001)	17
Figura 2.9 – Circuito básico de desfibriladores bifásicos. Seu primeiro estágio é idêntico ao monofásico e emprega um circuito de controle no segundo estágio. (Sullivan et al., 2002) modificado.	18
Figura 2.10 – Forma de onda bifásica exponencial truncada (Takata et al., 2001).	18
Figura 2.11 – Forma de onda bifásica retilínea (Takata et al., 2001).	19
Figura 3.1- Fluxo de dados do sistema proposto.	20
Figura 3.2 - Diagrama de blocos do módulo do atenuador.	22
Figura 3.3 - Rede resistiva utilizada para atenuar o pulso desfibrilatório.	23
Figura 3.4 - Diagramas de blocos do módulo de controle.	24
Figura 3.5 - Palavra binária de 16 bits (2 bytes) resultante da conversão do A/D.	26
Figura 3.6 - Diagrama de blocos do módulo do conversor digital para analógico.	27
Figura 3.7 - Fluxograma do software desenvolvido.	29
Figura 3.8 - Tela do programa desenvolvido para cadastro de hospitais no banco de dados.	30
Figura 3.9 - Tela do programa desenvolvido para o cadastro dos equipamentos que serão ensaiados no banco de dados.	30
Figura 3.10 - Tela do programa desenvolvido para a visualização dos ensaios armazenados no banco de dados.	31
Figura 3.11 - Tela do programa desenvolvido para a realização dos ensaios dos equipamentos cadastrados no banco de dados.	32

Figura 3.12 - Fluxograma do firmware.	33
Figura 4.1 - Foto do módulo de controle. O circuito do conversor A/D está localizado no centro da placa. Na esquerda, encontram-se os circuitos do microcontrolador e da interface USB.	37
Figura 4.2 - Foto do circuito isolador que pertence ao módulo atenuador.	38
Figura 4.3 - Foto da rede resistiva do módulo atenuador.	38
Figura 4.4 - Foto do módulo do conversor D/A. O conversor D/A está montado no canto superior esquerdo e o circuito de filtro e atenuação no outro extremo.	38
Figura 4.5 - Gráfico das médias das energias.	42
Figura 4.6 - Gráfico das médias dos picos de corrente por nível de energia selecionado. ..	45
Figura 4.7 - Gráfico das médias dos picos de tensão por nível de energia selecionado.	48
Figura 4.8 - Gráfico das médias da largura de pulso por nível de energia selecionado.	50
Figura 4.9 - Sinal de um ECG gerado e amostrado pelo sistema desenvolvido.	51
Figura 4.10 - Visor do cardioversor ao ligar o cabo do paciente no módulo D/A.	51
Figura 4.11 - Telas com resultados após ensaio de (a) 10J e (b) 300J.	53
Figura 4.12 - Telas de visualização de resultados dos ensaios (a) 160J e (b) 360J, previamente armazenados no banco de dados.	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 - Tabela verdade para identificação de canais do conversor A/D	26
Tabela 4.1- Energia medida (joules) em função dos níveis selecionados para o sistema padrão.	39
Tabela 4.2- Energia medida (joules) em função dos níveis selecionados para o sistema desenvolvido.	40
Tabela 4.3- Valor médio de resposta dos sistemas por nível de energia (joules) selecionado e percentagem do erro relativo.	41
Tabela 4.4 – Desvio padrão das amostras da energia medida.	43
Tabela 4.5 – Medidas de pico de corrente em amperes por nível de energia selecionado para o sistema padrão.	43
Tabela 4.6 – Medidas de pico de corrente em amperes por nível de energia selecionado para o sistema desenvolvido.	44
Tabela 4.7 - Valores médios dos picos de corrente por nível de energia selecionado.	45
Tabela 4.8 – Desvio padrão das amostras dos picos de corrente por nível de energia selecionado	46
Tabela 4.9 - Picos de tensão (volts) por nível de energia selecionado para o sistema padrão.	46
Tabela 4.10- Picos de tensão em (volts) por nível de energia selecionado para o sistema desenvolvido.	47
Tabela 4.11 - Valores médios dos picos de tensão por nível de energia selecionado.	47
Tabela 4.12 – Desvio padrão das amostras do pico de tensão.	48
Tabela 4.13- Larguras de pulso em milissegundos por nível de energia selecionado.	49
Tabela 4.14 - Valores médios e desvios padrões das larguras de pulso por nível de energia selecionado.	50
Tabela 4.15 – Tempos de sincronismo obtidos em ambos os sistemas desenvolvidos.	52

Capítulo 1 - Introdução:

1.1 - *Preâmbulo:*

Os óbitos ocorridos devido a doenças cardíacas continuam a ocupar o primeiro lugar nas estatísticas (AHA,V2003). Os desfibriladores cardíacos e cardioversores são utilizados em situações de emergência para reverter arritmias cardíacas quando o paciente corre risco de morte. Portanto, estes equipamentos devem ter sua funcionalidade freqüentemente inspecionada, pois qualquer falha que venha a ocorrer pode impedir o salvamento do paciente.

A norma internacional IEC-60601-2-4 publicada em 1983 especifica os critérios para a avaliação desses equipamentos.

Um dos obstáculos para garantir o funcionamento adequado dos desfibriladores e cardioversores em serviço nos países em desenvolvimento é o custo dos equipamentos para realização dos ensaios de funcionalidade. Estes equipamentos são importados e sofrem uma elevada carga tributária.

Os impostos de importação têm como objetivo proteger a indústria nacional permitindo o seu desenvolvimento. No entanto, inibem a aquisição de equipamentos desenvolvidos em outros países, e por vezes, impedem a disseminação de determinadas tecnologias no setor de saúde.

Por outro lado, a ausência de fiscalização em relação ao cumprimento das normas por parte dos órgãos controladores dos serviços de saúde, implica

em baixa demanda por estes equipamentos. Portanto, a indústria nacional não tem interesse em produzi-los. Assim, atualmente, esta situação compromete a qualidade da prestação de serviços de saúde à população.

1.2 - Objetivo:

Este trabalho tem como objetivo o desenvolvimento de um sistema para ensaio de cardioversores e desfibriladores, utilizando as tecnologias mais atuais disponíveis. Este sistema deve integrar os resultados dos ensaios a um banco de dados para permitir o gerenciamento de desfibriladores e cardioversores.

1.3 - Justificativas:

A implantação de programas de controle da qualidade em equipamentos médico-assistenciais no Brasil é dificultada pelos custos para a aquisição de equipamentos de aferição e calibração, geralmente importados. Com este trabalho, espera-se desenvolver um equipamento para gerar tecnologia nacional na área, sendo este atualizado tecnologicamente.

O banco de dados que integra o sistema proposto é de grande relevância para o gerenciamento de tecnologia médica. Ele permite identificar equipamentos cuja frequência de falhas implica em custo superior ao da aquisição de um novo equipamento. Pode ainda subsidiar justificativas técnicas para determinar, ou não, a aquisição em processo de licitação. Em

suma, tal banco de dados pode se constituir em um importante instrumento de investigações para otimizar e propor novos modelos de gerenciamento da tecnologia médico-assistencial.

Espera-se que a implementação do projeto Hospitais Sentinelas, por parte da ANVISA, passe a exigir a implantação de programas de controle de qualidade, promovendo um aumento da demanda por equipamentos de avaliação de funcionalidade. As universidades podem suprir a indústria nacional com a tecnologia necessária para o desenvolvimento destes.

Este trabalho busca apresentar contribuições para este desejável cenário da saúde em nosso país.

1.4 - Estrutura do trabalho:

Este trabalho é apresentado em seis capítulos. O primeiro capítulo compreende esta introdução. O segundo capítulo traz os aspectos teóricos sobre desfibriladores e cardioversores. No terceiro capítulo, são abordados os aspectos construtivos do analisador desenvolvido, onde o hardware, software e sua interação são apresentados em detalhes. O quarto capítulo mostra os resultados obtidos e comparações com um analisador comercial.

No quinto capítulo, são apresentadas as discussões. No sexto capítulo, as conclusões e sugestões para futuros trabalhos. Nos apêndices, encontram-se complementos do trabalho como o código do programa e circuitos utilizados.

Capítulo 2 - Introdução teórica:

Para melhor compreensão do papel dos desfibriladores, este capítulo apresenta conceitos básicos sobre o funcionamento do coração e seus ritmos, bem como desfibriladores e os tipos de formas de onda de suas descargas.

2.1 - Funcionamento do coração

O coração é um órgão contrátil oco, cuja principal função é bombear o sangue, mantendo-o em circulação permanente por todo o corpo. Suas paredes são constituídas essencialmente por músculos, que formam quatro câmaras contráteis, duas superiores e duas inferiores. As superiores são chamadas de átrios. Sua função é auxiliar o preenchimento das câmaras inferiores, denominadas de ventrículos (Guyton, 2002).

O coração possui duas fases de funcionamento. Na primeira, Diástole, apresenta a musculatura relaxada e enche-se de sangue (Figura 2.1.a). Na fase seguinte, Sístole, contrai-se e injeta o sangue armazenado nos seus ventrículos para o sistema arterial, conforme mostrado na Figura 2.1.b.

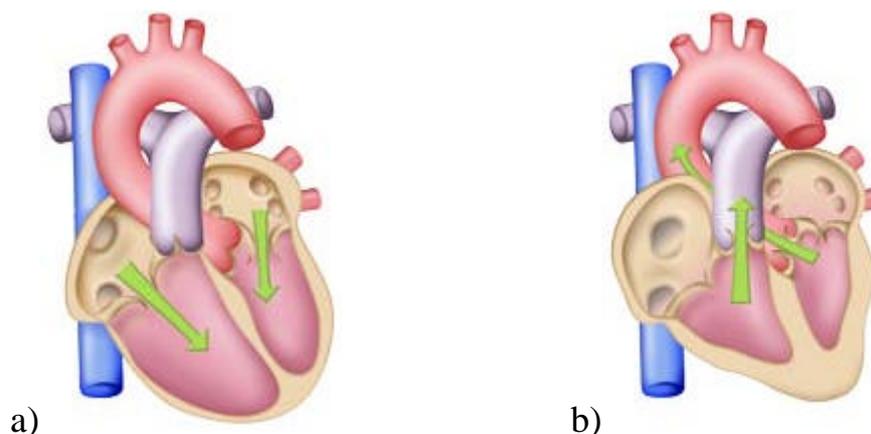


Figura 2.1 - Funcionamento do coração: a) Na Diástole o coração enche de sangue. b) Na Sístole ocorre o bombeamento do sangue para o corpo.

O batimento cardíaco é uma ação resultante da interação das células cardíacas. O sistema nervoso central é somente capaz de controlar a sua taxa de batimento, como por exemplo, em resposta à demanda de oxigênio do corpo.

As fibras musculares do coração são estimuladas por um grupo de células nervosas especializadas chamadas de nódulo sinoatrial (SA), localizadas na junção da veia cava com o átrio direito, conforme Figura 2.2 (Webster, 1995).

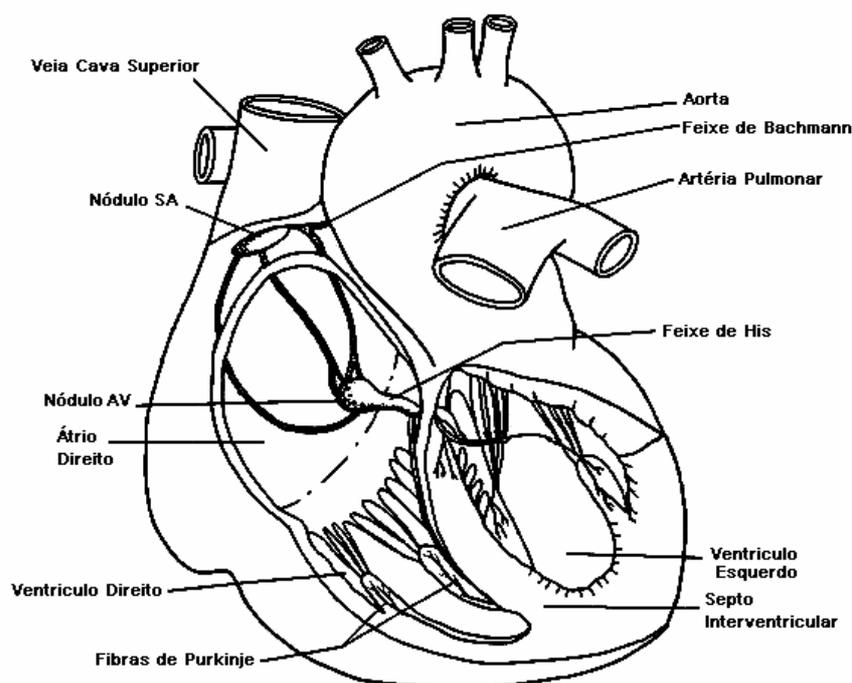


Figura 2.2 - Anatomia do músculo cardíaco (Webster, 1995).

O nódulo sinoatrial é o marca-passo natural do coração que gera espontaneamente potenciais de ação que são conduzidos através do átrio, causando sua contração. Em seguida, o estímulo elétrico é transmitido para o

nódulo atrioventricular (AV), (localizado no encontro do átrio direito com o septo intraventricular), e então para os ventrículos, estimulando a contração destes.

O registro gráfico dos potenciais elétricos produzidos pela atividade do coração é denominado de eletrocardiograma (ECG) (Figura 2.3). Ele pode ser captado na superfície do corpo em amplitudes da ordem de 1 a 5 milivolts (Hampton,1995).

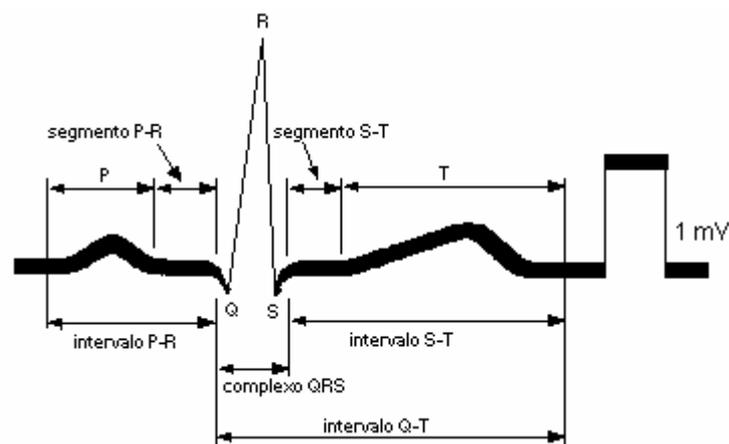


Figura 2.3 - ECG normal. (Aston, 1990) modificado.

O ECG é resultante da propagação dos potenciais de ação no coração. É possível associar o ECG, geralmente, a eventos mecânicos do coração.

A onda P (Figura 2.3) corresponde ao instante de despolarização dos átrios, que produz a contração de sua musculatura. O complexo QRS corresponde à despolarização dos ventrículos (início da contração ventricular), e a onda T corresponde a repolarização dos mesmos (final da contração ventricular).

2.2 - Ritmos cardíacos

Há várias condições que comprometem a habilidade de bombeamento do coração. Algumas, como a fibrilação ventricular e a taquicardia ventricular, podem ser revertidas com um eletro-choque (seção 2.3) (ECRI,2001).

Uma das mais graves arritmias é a fibrilação. Nela, ocorre uma desordem total na condução do potencial de ação na massa muscular. Esses potenciais percorrem o coração em várias direções reestimulando aleatoriamente a massa muscular e nunca cessando (Guyton, 2002).

Quando isso ocorre nos ventrículos, o coração não é capaz de bombear o sangue e, conseqüentemente, em alguns minutos a pessoa vêem a óbito caso não seja tratada a tempo. Múltiplos fatores podem desencadear uma fibrilação, como por exemplo, um choque elétrico súbito ou uma isquemia no músculo cardíaco.

Quando a fribração restringe-se aos átrios (fibrilação atrial), o coração, mesmo com redução de eficiência, consegue efetuar seu papel. Isso se deve porque “exceto pela conexão por meio do feixe AV (Figura 2.2), a massa muscular atrial é separada da massa muscular ventricular, sendo elas isoladas entre si por um tecido fibroso”(Guyton, 2002). Assim, uma fibrilação atrial não afeta os ventrículos.

A Figura 2.4 mostra a representação do ECG de uma fibrilação atrial (a) e uma fibrilação ventricular (b).

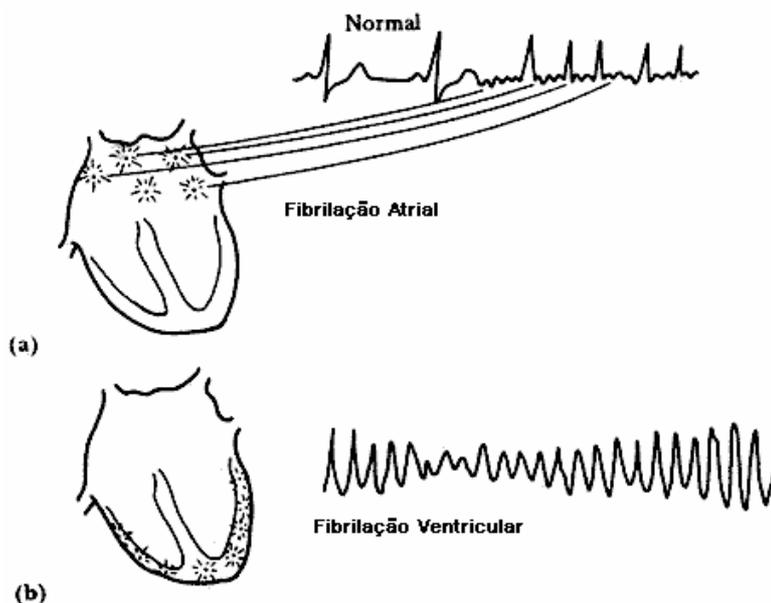


Figura 2.4 - O coração cessa o seu batimento regular e começa a tremer em um movimento não coordenado. (a) nos átrios como fibrilação atrial. (b) nos ventrículos como fibrilação ventricular. (Webster, 1995)

O *flutter* atrial gera um sinal elétrico ordenado que é transmitido sempre em uma só direção, repetitivamente, pela massa muscular atrial. Conforme pode ser observado na Figura 2.5, há uma constante repetição da onda P no ECG.

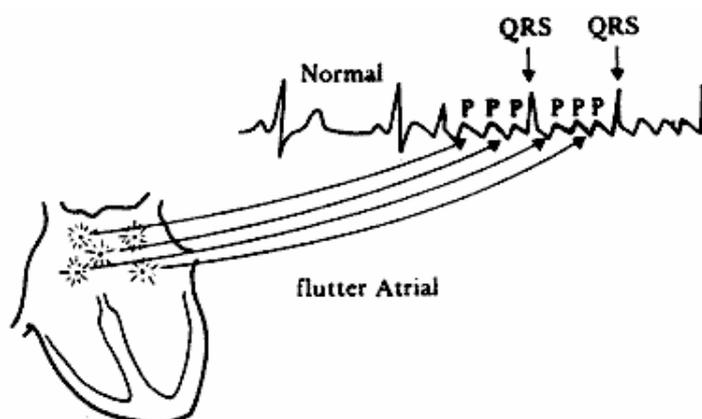


Figura 2.5 - Arritmia atrial causando um rápido, porém regular, movimento circular na contração. (Webster, 1995)

Devido ao período refratário mais longo do nóculo AV em relação ao nóculo SA, esse sinal elétrico não chega a gerar um ritmo anormal nos ventrículos. Assim, no eletrocardiograma, pode-se observar de dois a três contrações dos átrios para cada contração dos ventrículos (Guyton, 2002).

A parada cardíaca é a cessação total de todos os impulsos cardíacos. Não existe nenhum ritmo espontâneo do coração em uma parada cardíaca. (Guyton, 2002).

“A parada cardíaca tem maior probabilidade de ocorrer durante anestesia profunda, quando muitos pacientes desenvolvem hipóxia grave devido à respiração inadequada. A hipóxia impede que as fibras musculares e condutoras mantenham as diferenças normais das concentrações eletrolíticas através das membranas, e sua excitabilidade pode ficar tão afetada que a ritmicidade do automatismo desaparece ”(Guyton, 2002).

2.3 - Desfibriladores

A cardioversão e a desfibrilação elétrica são procedimentos terapêuticos que visam à reversão das arritmias cardíacas pela aplicação de um pulso de corrente elétrica de grande amplitude num curto período de tempo. Ao atravessar o coração, esta corrente realiza a estimulação simultânea de todas as fibras cardíacas, possibilitando ao nóculo SA restabelecer o ritmo cardíaco normal (Webster,1995).

Desfibrilador é o equipamento utilizado para reverter arritmias cardíacas por meio de descarga elétrica, denominada de contra-choque. Consiste-se em um sistema eletrônico que, partindo de uma fonte de corrente elétrica alternada ou contínua, carrega um capacitor com alta voltagem, descarregando-o sobre o tórax ou sobre o miocárdio, de forma não-sincronizada com o ritmo cardíaco (Webster, 1995).

A Figura 2.6 mostra a forma de onda de uma descarga de desfibrilador.

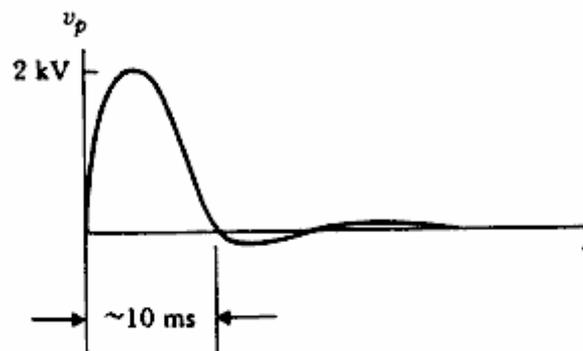


Figura 2.6 - Pulso de desfibrilação típico (Webster, 1995)

2.4 - Cardioversão

Um desfibrilador equipado com o circuito sincronizador é chamado de cardioversor. Nesses equipamentos, existe uma chave que seleciona o modo de funcionamento: Desfibrilação ou cardioversão síncrona (Carr, 1998).

A cardioversão síncrona ocorre quando o desfibrilador, por meio da monitoração do ECG, realiza uma descarga para corrigir certas arritmias cardíacas que não necessitam de um estímulo simultâneo de todo o coração, tais como a fibrilação atrial ou o *flutter* atrial. Para tal, identifica a ocorrência

da onda R do complexo QRS e efetua o disparo antes da ocorrência da onda T do ECG (ECRI,2001).

A onda T é denominada período vulnerável do coração, pois coincide com a repolarização (relaxamento) do ventrículo. Estudos em animais mostraram que se uma descarga elétrica é aplicada durante esse período poderá ocasionar fibrilação ventricular (Guyton,2002).

2.5 - Aspectos técnicos e funcionais

O princípio de funcionamento básico dos desfibriladores pode ser exemplificado pelo circuito mostrado na Figura 2.7. O contra-choque é realizado por meio de um capacitor e um indutor. Ao efetuar o comando de carga, esse capacitor é carregado com o valor de energia desejado conforme Equação 2.1. Ao ser realizado o comando de disparo, a chave S vai para a posição 2 e essa energia é descarregada sobre um indutor interno e sobre o tórax do paciente, sendo este modelado por uma impedância resistiva (Webster, 1995).

$$E = \frac{C V^2}{2} \quad [\text{J}] \quad \text{Equação 2.1 (Webster, 1995)}$$

onde:

E = Energia armazenada;

V = Tensão sobre o capacitor;

C = Capacitância do capacitor.

Para o modo de cardioversão síncrona, é adicionado um circuito sincronizador antes do de disparo da chave S. Este constitui-se basicamente de um filtro passa-faixa (centrado em 17 Hz e com banda passante entre 11 e 23 Hz), um detector de pico, e um circuito de atraso de 30 ms. O sinal de entrada desse sincronizador seria provido de um monitor cardíaco interno ou externo ao aparelho (Webster, 1995).

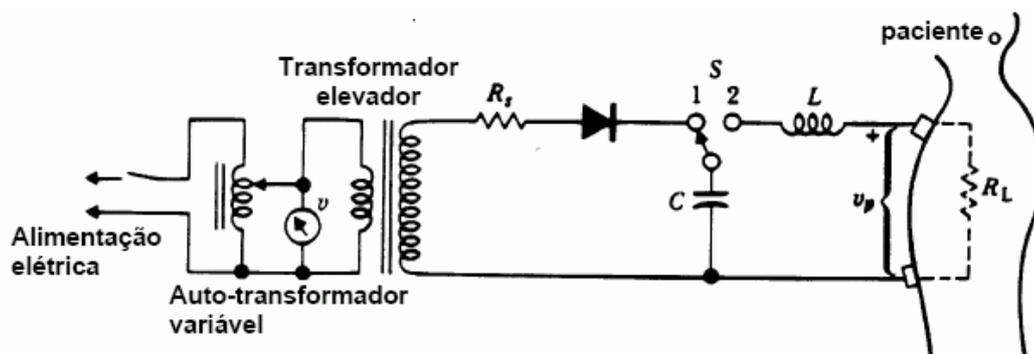


Figura 2.7 - Circuito básico de um desfibrilador (Webster, 1995) modificado.

Esses equipamentos podem ser divididos em 2 tipos principais: internos (implantáveis) e externos. Estes últimos podem ser subdivididos em automáticos, semi-automáticos e manuais. Os totalmente automáticos requerem somente que o operador conecte os eletrodos no paciente e ative a unidade. O equipamento analisa o ritmo cardíaco e determina quando a descarga é necessária. Caso a descarga não seja necessária, o dispositivo somente descarrega-se internamente (ECRI,2001).

Os desfibriladores semi-automáticos analisam o ECG do paciente e notificam ao operador quando a desfibrilação é indicada. O operador precisa ativar manualmente o disparo do contra-choque. Este tipo ainda pode ser

subdividido em 3 categorias principais: as unidades que mostram a forma de onda do ECG num visor, as unidades que não mostram a forma de onda do ECG e os cardioversores com a capacidade de um desfibrilador automático referenciados, às vezes, como desfibriladores consultivos (ECRI,2001).

Nos desfibriladores manuais, o operador é quem precisa decidir se deve ou não aplicar o contra-choque e efetuar o disparo do mesmo manualmente.

Além das operações realizadas pelos desfibriladores manuais ou semi-automáticos, os cardioversores permitem a aplicação do contra-choque sincronizado com a onda R do ECG. Geralmente, estão associados com um monitor de ECG que apresenta o traçado em uma tela ou display. Muitos modelos incorporam uma pequena impressora para registrar a seqüência de eventos em papel.

A norma internacional IEC 60601-2-4 de 1983 estabelece uma série de requisitos a serem observados nos desfibriladores. Dentre estes, pode-se destacar os seguintes requisitos quantitativos:

- A energia entregue sobre uma impedância de 50 Ω não pode diferenciar da energia selecionada em mais que $\pm 4J$ ou $\pm 15\%$, o que for maior em qualquer nível de energia;

- A tensão máxima permitida para o contra-choque numa impedância de 100 Ω é de 5 kV.

- Sobre a taxa de perda de energia, o desfibrilador deve ser capaz de entregar um pulso com não menos que 85% da sua energia inicial imediatamente antes do desarme automático;

- O tempo para dissipar internamente a energia armazenada não deve exceder 10s;

- Na descrição técnica, o manual do fabricante deve apresentar todos os detalhes das formas de onda das descargas do desfibrilador conectado à resistências de 25 Ω , 50 Ω e 100 Ω e na maior energia selecionável disponível.

Na cardioversão síncrona, é recomendável que o tempo de sincronismo não exceda 60 ms após a onda R do ECG. (ANSI, 1996).

2.6 - Formas de onda utilizadas em desfibriladores e cardioversores:

Uma desfibrilação correta requer que a corrente entregue ao músculo cardíaco seja apenas a suficientemente necessária. Um pico de corrente excessivo pode danificar o músculo cardíaco causando mais complicações (Guyton, 2002).

A impedância torácica varia entre os indivíduos. Se a impedância é alta, o coração pode não receber corrente suficiente para uma desfibrilação completa, e é necessário aumentar a energia selecionada no desfibrilador (Schneider et al., 2000).

Estudos clínicos têm demonstrado que formas de onda bifásicas de menor energia obtêm o mesmo efeito que as formas de onda monofásicas. Isso se deve ao coração responder de forma distinta a formas de ondas diferentes (Takata et al., 2001).

O mundo ocidental havia adotado, há pelo menos 30 anos atrás, a forma de onda monofásica nos desfibriladores externos comerciais, tendo sido exclusivamente usada até recentemente. Em 31 de Março de 2001, o *Resuscitation Council (UK)* considerou que todos os desfibriladores com formas de onda bifásica apresentavam níveis de energia aceitáveis, e disponibilizou licenciamento para o seu uso clínico (EBME,2002).

2.6.1 - Monofásica

Por décadas, os desfibriladores têm usado forma de onda monofásica (onde a corrente flui numa única direção), objetivando estimular toda a massa cardíaca para permitir que este reinicie um batimento normal. A Figura 2.8 abaixo mostra uma forma de onda monofásica típica.

Até a década passada, havia somente um tipo de desfibrilação transtorácica em que o padrão era uma forma de onda senoidal amortecida (Faddy et al., 2003).

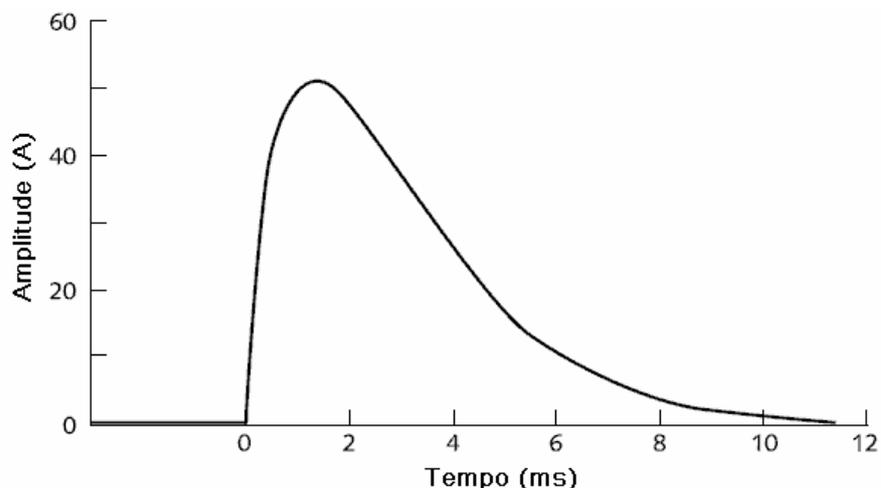


Figura 2.8 – Forma de onda monofásica (Takata et al., 2001)

Depois de anos de estudo, os médicos passaram a adotar um procedimento de 3 choques consecutivos, aumentando a energia de 200J, 300J, até atingir um máximo de 360J. Estudos posteriores mostraram que essa prática causa uma deflexão no intervalo ST, do ECG dos pacientes que sobreviviam, durante vários meses (Faddy et al., 2003; ECRI, 2001).

2.6.2 - Bifásica

Os desfibriladores bifásicos aplicam uma onda bifásica exponencial truncada (Figura 2.10) ou uma onda bifásica retilínea (Figura 2.11) (Takata et al., 2001).

Seu princípio de funcionamento se baseia em dois estágios, onde o primeiro estágio é o mesmo dos desfibriladores monofásicos e o segundo possui um circuito de controle para as chaves de potência (Figura 2.9) (Sullivan et al., 2002).

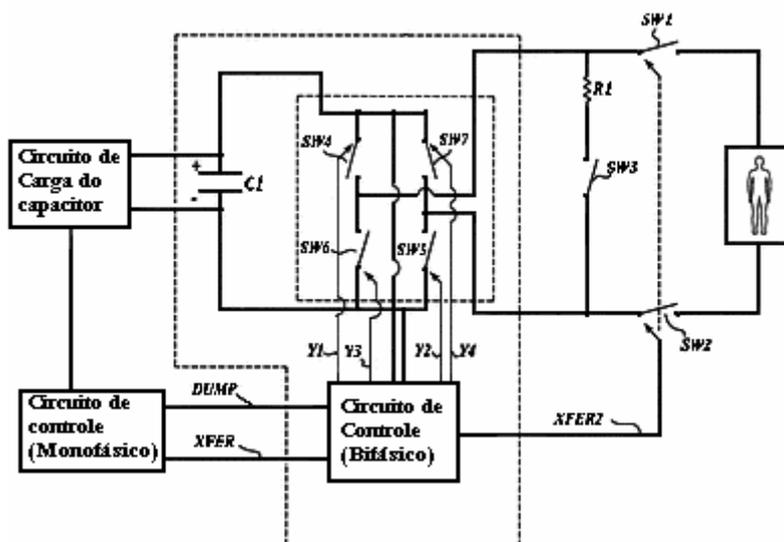


Figura 2.9 – Circuito básico de desfibriladores bifásicos. Seu primeiro estágio é idêntico ao monofásico e emprega um circuito de controle no segundo estágio. (Sullivan et al., 2002) modificado.

Esses dois tipos de formas de ondas bifásicas foram aprovados para uso em desfibriladores externos não automáticos. A exponencial truncada foi originalmente desenvolvida para baixa impedância, em aplicações de cardioversão interna (Faddy et al., 2003).

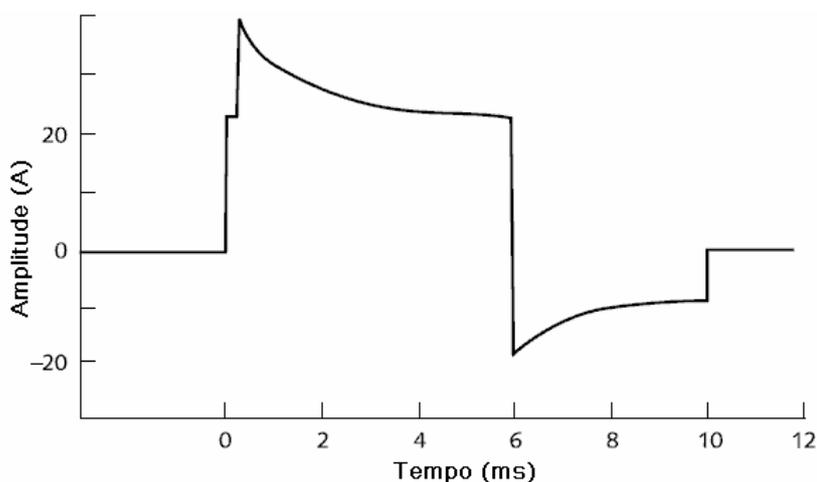


Figura 2.10 – Forma de onda bifásica exponencial truncada (Takata et al., 2001).

Formas de ondas bifásicas com exponenciais truncadas foram usadas em marca-passos internos por 10 anos. Com isso, foi possível observar as taxas de sucesso de um único choque para a reversão de taquicardia

ventricular ou fibrilação ventricular. A energia necessária para reverter tais eventos foi significativamente menor (115-130J contra 200J da monofásica) (Faddy et al., 2003; Takata et al., 2001; Schneider et al., 2000).

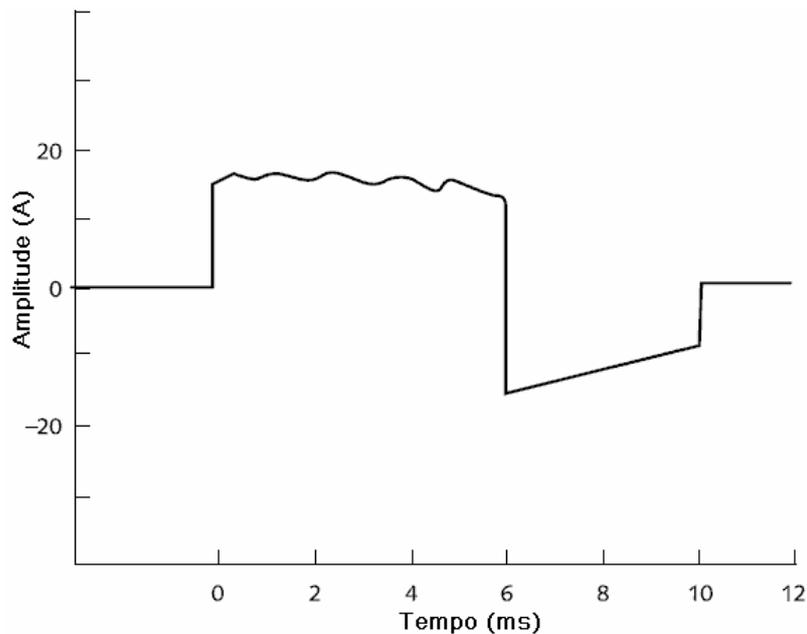


Figura 2.11 – Forma de onda bifásica retilínea (Takata et al., 2001).

A forma de onda bifásica retilínea foi desenvolvida especificamente para desfibrilações externas e leva em consideração a variação da impedância torácica dos pacientes. Nela, a forma de onda é mantida idêntica em resposta á uma variação da impedância e sua corrente é controlada durante a fase positiva reduzindo potenciais picos de correntes danosos para o coração (Faddy et al., 2003; Takata et al., 2001; Schneider et al., 2000).

Capítulo 3 - O analisador desenvolvido:

Neste capítulo, todos os aspectos construtivos e funcionais do analisador desenvolvido são apresentados.

3.1 - Descrição geral do analisador:

A Figura 3.1 apresenta o diagrama do sistema proposto neste trabalho.

O analisador desenvolvido utiliza um microcomputador para efetuar o processamento e armazenar os dados gerados, contando para tal com software desenvolvido para o sistema operacional MS-WINDOWS™. O hardware é composto por três módulos: Módulo Atenuador, Módulo de controle e Módulo Digital/Analógico (D/A).

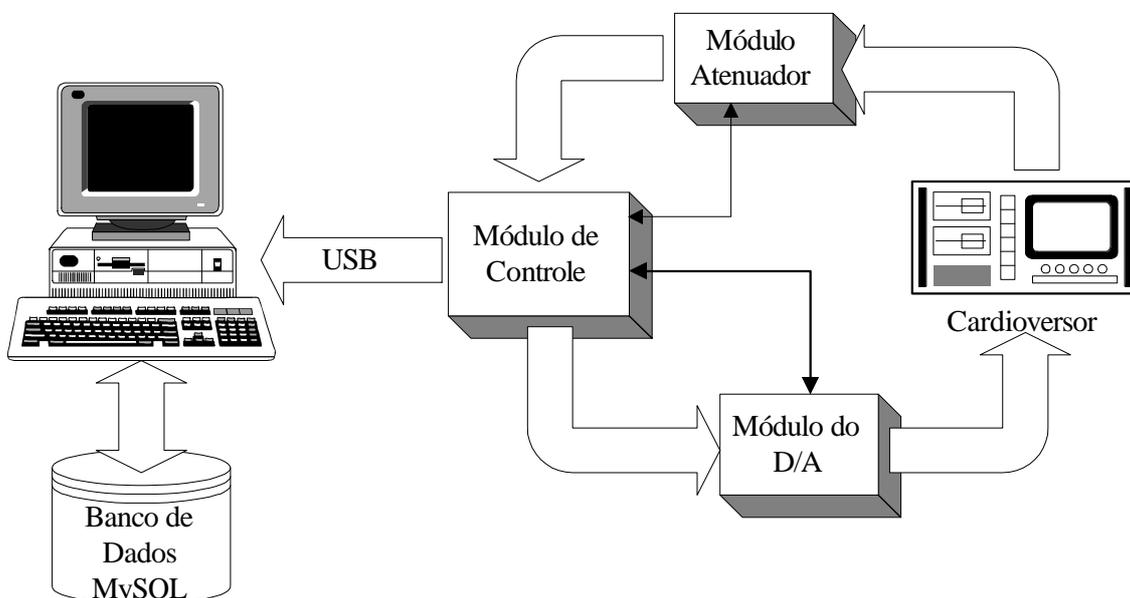


Figura 3.1- Fluxo de dados do sistema proposto.

Ao se efetuar o disparo do pulso desfibrilatório sobre as pás de metal do módulo atenuador, este sinal tem sua amplitude reduzida para, no máximo, uma dezena de volts. O módulo atenuador tem ainda a tarefa de isolar

eletricamente o desfibrilador do módulo de controle para evitar que tensões acidentais possam danificar os módulos de hardware subsequentes.

No módulo de controle, o sinal do pulso desfibrilatório, já atenuado, é digitalizado por um conversor analógico para digital (A/D). O dado digital é enviado pela USB para o microcomputador executando o software desenvolvido.

Para se aferir o tempo de sincronismo do cardioversor (Seção 2.6), o módulo de controle envia um sinal de eletrocardiograma digitalizado, previamente armazenado em sua memória, para o módulo do conversor digital para analógico (D/A).

Este por sua vez, envia o sinal de ECG para o cabo de monitoramento do cardioversor. Ao mesmo tempo, supre este sinal ao módulo de controle onde será amostrado.

O software, que está sendo executado no microcomputador, recebe os sinais amostrados pelo barramento USB, realiza os cálculos dos parâmetros e apresenta os resultados obtidos ao usuário.

Os parâmetros calculados são os exigidos pela norma internacional IEC 60601-2-4 (1983): Energia, Pico de tensão e Duração do pulso. No caso do cardioversor, o sinal de ECG é utilizado para medir o tempo de sincronismo também exigido pela norma (Seção 2.6).

Após todos os dados serem apresentados ao usuário, este pode optar por repetir o ensaio ou gravá-los no banco de dados gerenciado pelo software desenvolvido.

3.2 - Hardware:

Nesta seção, os módulos de hardware, seus componentes e suas funções são descritos. Todo o hardware desenvolvido é externo ao computador.

3.2.1 - Módulo atenuador:

O módulo atenuador é composto por uma rede resistiva e um amplificador isolador (Figura 3.2). A rede resistiva de $50,25\Omega$ emula a resistência torácica do corpo humano (Aston,1990). As resistências R1,R2 e R3 são do tipo não indutivas (Eletron SA, São Paulo -SP) para não distorcer o sinal e com capacidade de dissipar a energia suprida pelo desfibrilador (Figura 3.3).

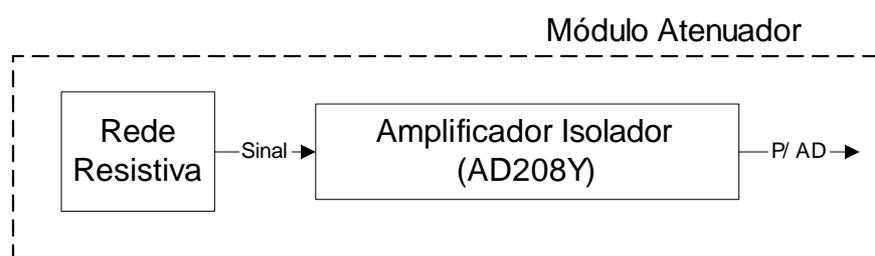


Figura 3.2 - Diagrama de blocos do módulo do atenuador.

Como a tensão no resistor R2 ainda é muito alta para ser amostrada por um conversor A/D (aproximadamente 50 Volts para um pulso de 5kV), adicionou-se uma segunda malha resistiva, para atenuar este sinal (R4, R5, R6 e R7). Nesta configuração, a amostragem é realizada sobre o resistor R7. A

atenuação final do sinal amostrado em R7 é de 1000 vezes; ou seja, para um pulso desfibrilatório de 5 kV aplicado a este módulo, obtém-se uma tensão máxima de 5 V sobre o resistor R7.

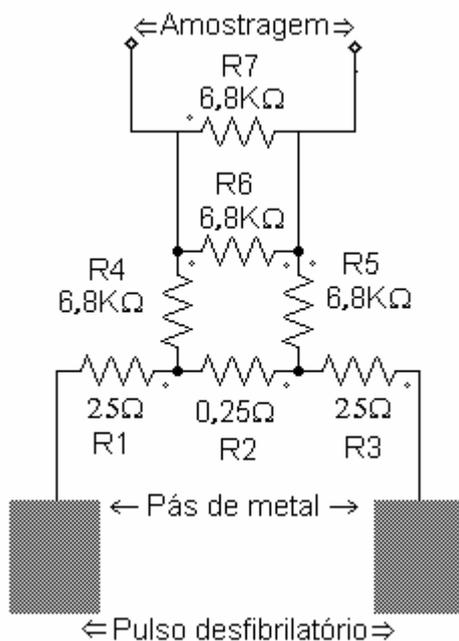


Figura 3.3 - Rede resistiva utilizada para atenuar o pulso desfibrilatório.

O estágio seguinte contém um amplificador isolador AD208Y (Analog Devices Inc.) para evitar que possíveis sobretensões, originadas por alguma falha na rede resistiva, atinjam os outros módulos ou o microcomputador.

O amplificador isolador limita a tensão de saída entre ± 5 Volts e suporta sobretensões até 1,5kVrms. Possui erro de linearidade de $\pm 2,5\%$ com uma impedância de entrada de 15M Ω e rejeição de modo comum de 100 dB (Analog Devices, 1996). Esse amplificador isolador atenua frequências acima de 4kHz á uma taxa de 30 dB por década (Guedes, 2001; Analog Devices, 1998).

O circuito deste estágio é apresentado no Apêndice 1.

3.2.2 - Módulo de controle:

O diagrama de blocos do módulo de controle está apresentado na Figura 3.4.

O módulo de controle contém o microcontrolador AT89C52 (ATMEL,1999). Esse microcontrolador possui as seguintes características: 8kBytes de memória flash, frequência de operação de 24 MHz, 3 timers/contadores de 16-bits, 32 pinos I/O programáveis e é compatível com os produtos MCS-51™.

O microcontrolador é responsável pelo controle da aquisição dos sinais e do envio desses dados pela interface com o USB.

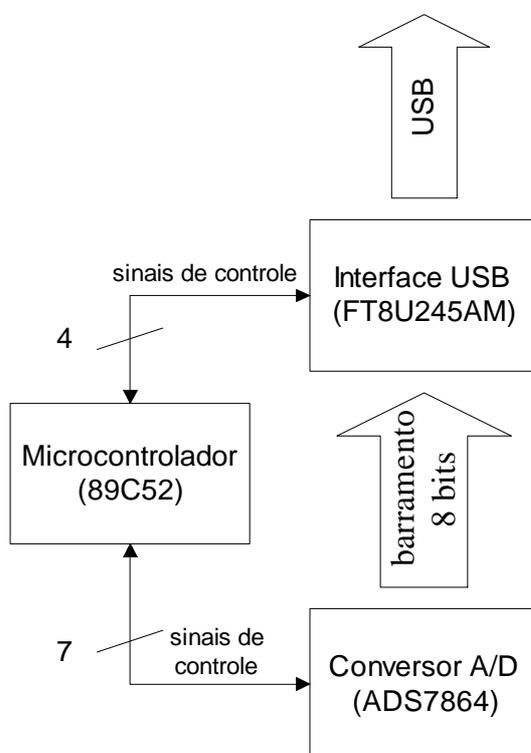


Figura 3.4 - Diagramas de blocos do módulo de controle.

Para interface com o USB, utilizou-se o circuito integrado FT8U245AM (Future Technology). Este componente pode transmitir a uma taxa de até 1MByte/s em modo *Bulk* no USB (Axelson,1999), possuindo apenas 4 pinos de controle gerenciados pelo microcontrolador. Sua alimentação é exclusivamente feita pelo USB.

O conversor analógico-digital (A/D) utilizado foi o ADS7864 (Texas Instruments). Esse conversor possui 6 canais de amostragem simultânea, resolução de 12 bits, máxima frequência de amostragem de 500kHz e entradas diferenciais.

No sistema desenvolvido, o conversor A/D realiza a amostragem simultânea de dois canais a uma taxa de 15kHz. Um canal amostra o pulso desfibrilatório; o outro, o sinal de um eletrocardiograma gerado pelo módulo do conversor digital para analógico (Seção 3.4). O sinal de eletrocardiograma é amostrado para o cálculo do tempo de sincronismo do cardioversor, sendo ignorado pelo software no caso de ensaio de desfibrilador. Esta abordagem é necessária, uma vez que o sinal de ECG é gerado de forma independente pelo microcontrolador.

Devido a interface com o USB utilizar um barramento de 8 bits (Figura 3.4), utilizou-se o modo *BYTE* do conversor A/D. Neste modo de operação, a palavra binária de 12 bits (resultante da conversão de um dos canais) é transmitida em dois bytes. Os 4 bits mais significativos do primeiro byte

constituem-se em um cabeçalho informando, respectivamente, se o resultado da conversão é válido, e a qual canal a amostra pertence (Figura 3.5).

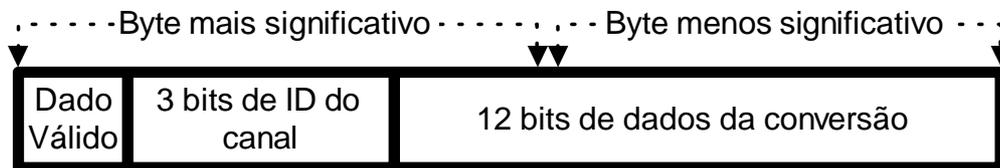


Figura 3.5 - Palavra binária de 16 bits (2 bytes) resultante da conversão do A/D.

Caso o bit mais significativo seja igual a 1, a amostra é considerada válida; caso contrário, ocorreu algum erro na conversão. Para identificar o canal a qual a amostra pertence, é utilizada a Tabela 3.1 mostrada abaixo.

Tabela 3.1 - Tabela verdade para identificação de canais do conversor A/D

Canal	Bit 14	Bit 13	Bit 12
A0	0	0	0
A1	0	0	1
B0	0	1	0
B1	0	1	1
C0	1	0	0
C1	1	0	1

Ao receber o comando de leitura do resultado da conversão pelo microcontrolador, o conversor A/D disponibiliza o byte menos significativo no barramento; no segundo comando de leitura, envia o byte mais significativo contendo o cabeçalho.

O envio de dados, conforme pode ser observado na Figura 3.4, é feita diretamente do conversor A/D para a interface com o USB sem ser manipulado pelo microcontrolador. Com isso, obtém-se uma maior taxa de

aquisição com o emprego destes componentes. No entanto, os sinais de controle para escrita e envio de dados do A/D para o USB são supridos pelo microcontrolador.

O circuito detalhado deste módulo é apresentado no Apêndice 1.

3.2.3 - Módulo do D/A:

Este módulo é responsável pela geração do sinal de eletrocardiograma para o ensaio de cardioversão síncrona. O microcontrolador pertencente ao módulo de controle contém amostras de sinal de um eletrocardiograma normal em sua memória de programa. Estas amostras são enviadas ao conversor digital para analógico (D/A) numa taxa de 100 amostras por segundo (Figura 3.6).

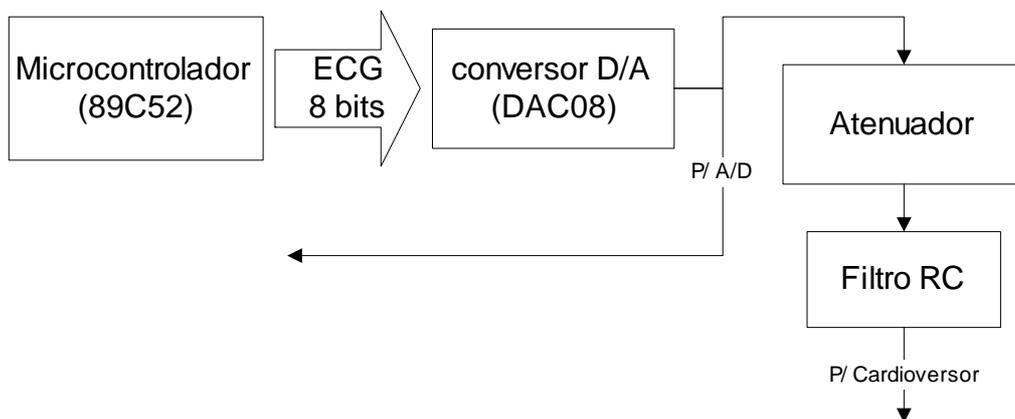


Figura 3.6 - Diagrama de blocos do módulo do conversor digital para analógico.

O conversor utilizado foi o DAC08 (Analog Devices,1998) que possui entrada digital paralela (8 bits), tempo de conversão de 85ns e erro máximo de ± 1 LSB. Sua saída analógica possui 2 mA na escala máxima (FFH).

Conforme pode ser observado na Figura 3.6, este sinal analógico de ECG é suprido a dois outros circuitos. Um deles é o módulo de controle que o amostra simultaneamente com o pulso desfibrilatório. O outro é um atenuador composto pelo amplificador operacional TL072 (Texas Instruments) com configuração de ganho 1/1000. O sinal atenuado é utilizado no ensaio de cardioversão síncrona que necessita de sinais com amplitudes na ordem de miliVolts. Esse sinal é previamente filtrado por um passa-baixa RC com frequência de corte em 50Hz de modo a recuperar o espectro do sinal original.

O circuito completo deste módulo é apresentado no Apêndice 1.

3.3 - O software:

O software está dividido em 2 módulos: O aplicativo que roda no microcomputador e o *firmware* gravado no microcontrolador que controla o hardware.

3.3.1 - Software para o microcomputador:

O software para o microcomputador faz o gerenciamento e análise dos dados amostrados pelo módulo externo através do buffer do USB. O resultado do processamento é armazenado em um banco de dados remoto, alocado no servidor do Instituto de Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina.

Foi desenvolvido na linguagem Borland Delphi® para MS-WINDOWS™. Oferece uma interface amigável para o usuário e possui

acesso nativo ao banco de dados (Leão,2001). Seu fluxograma está representado na Figura 3.7. O banco de dados utilizado foi o MYSQL[®].

Na sua inicialização, a comunicação com o banco de dados (alocado em um servidor na Internet) é estabelecida e as variáveis são inicializadas. Caso ocorra um erro na conexão com o banco de dados, o software emitirá um aviso de erro e será encerrado.

Ao inicializar, o usuário deve optar por alguma função: Cadastro de hospitais, cadastro de equipamentos, visualizar ensaio já realizado ou realizar novo ensaio.

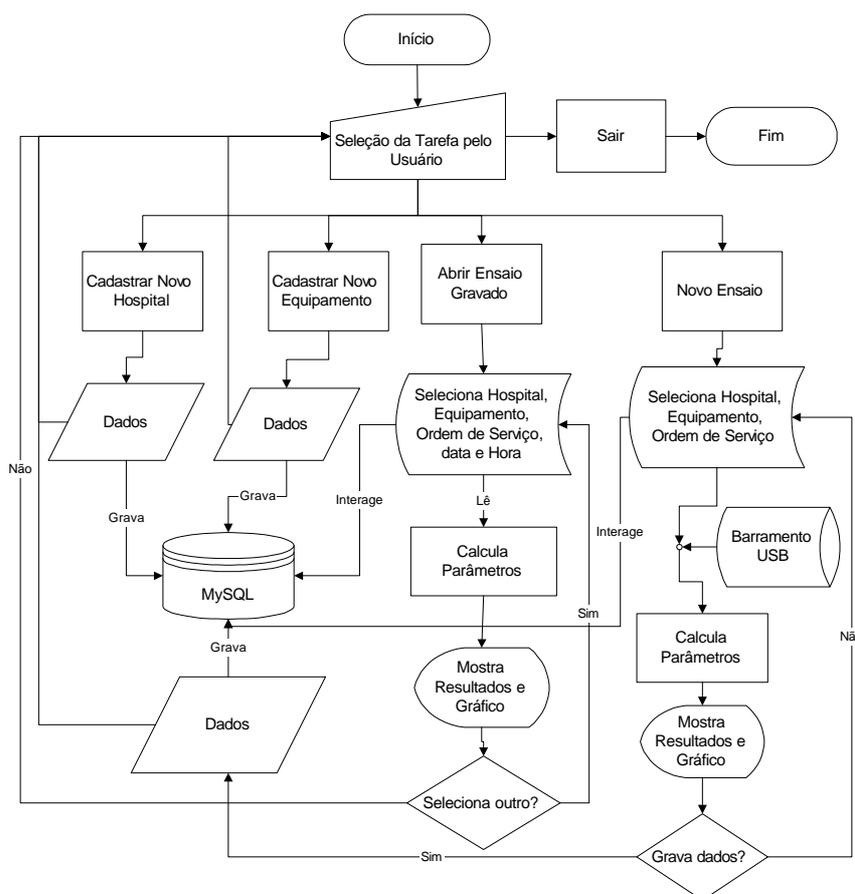


Figura 3.7 - Fluxograma do software desenvolvido.

Primeiramente, o usuário deve cadastrar, no banco de dados, o hospital ao qual pertence o aparelho que será avaliado. Depois, deve cadastrar o próprio equipamento. Só então, o sistema estará apto a realizar os ensaios. Caso esses cadastros já tenham sido realizados, não há necessidade de repeti-los. As Figuras 3.8 e 3.9 apresentam telas do programa que realizam o cadastro dos hospitais e equipamentos, respectivamente.

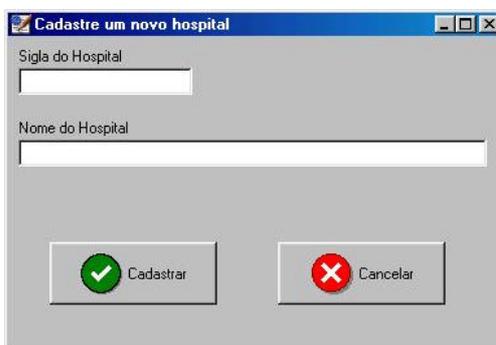


Figura 3.8 - Tela do programa desenvolvido para cadastro de hospitais no banco de dados.



Figura 3.9 - Tela do programa desenvolvido para o cadastro dos equipamentos que serão ensaiados no banco de dados.

A terceira opção é o processo de visualização de ensaios já armazenados no banco de dados (Figura 3.10). Nesta opção, o software, com auxílio das opções selecionadas pelo usuário, filtra as informações no banco

de dados com comandos SQL e lista os registros disponíveis para visualização. A rotina é finalizada quando o usuário escolhe a opção de fechar a tela.

A quarta opção é a de realizar um novo ensaio (Figura 3.11). Essa rotina necessita intervenção do usuário para selecionar o equipamento que será ensaiado. Nesta tela, deve-se selecionar o hospital, o equipamento a ser ensaiado e entrar com uma ordem de serviço. Todas as informações requeridas devem ser preenchidas para que a opção “iniciar” seja habilitada.

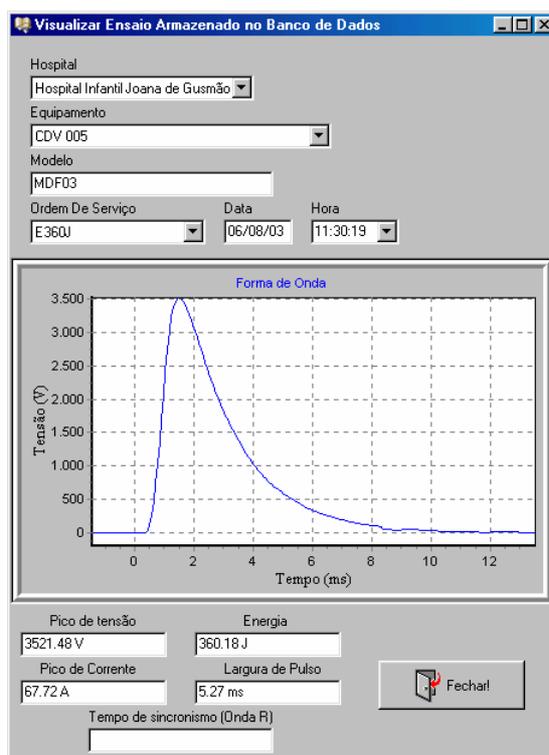


Figura 3.10 - Tela do programa desenvolvido para a visualização dos ensaios armazenados no banco de dados.

Ao pressionar o botão *iniciar*, estabelece-se a comunicação via USB com o módulo de hardware externo. O software obtém os dados amostrados e os armazena em um arquivo temporário no mesmo diretório.

Uma vez finalizado este procedimento, o software inicia o processamento dos dados obtidos, identificando a qual canal amostrado pertence o dado e reconstruindo a palavra binária de 12bits. Em seguida realiza os cálculos necessários (Seção 3.3.3) e mostra resultados e a forma de onda da descarga ao usuário (Figura 3.11). Caso o usuário opte por reiniciar o processo, esses dados são armazenados no banco de dados e o processo reiniciado. No caso de optar por encerrar o processo, os dados são salvos, a comunicação com o USB finalizada e há o retorno para a tela principal do software.

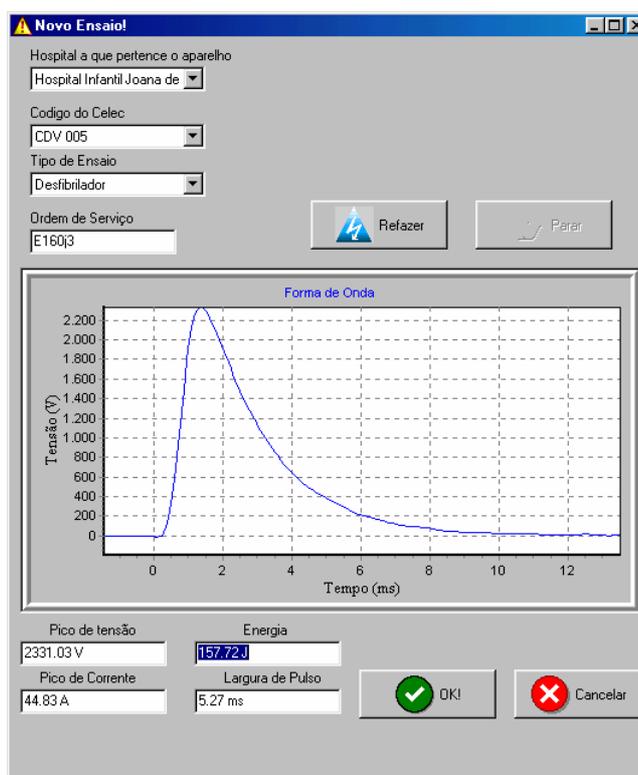


Figura 3.11 - Tela do programa desenvolvido para a realização dos ensaios dos equipamentos cadastrados no banco de dados.

No Apêndice 2, o código fonte do programa é apresentado. Nele, pode-se observar que ajustes em constantes podem ser facilmente executados. Caso o módulo de atenuação seja substituído.

3.3.2 - *Firmware* do hardware:

A Figura 3.12 apresenta o fluxograma do *firmware* desenvolvido para o microcontrolador. Este programa utiliza dois dos *timers* disponíveis no microcontrolador (Timer0 e Timer1) para garantir intervalos de tempos regulares na aquisição dos sinais e no envio do sinal de ECG para o módulo D/A.

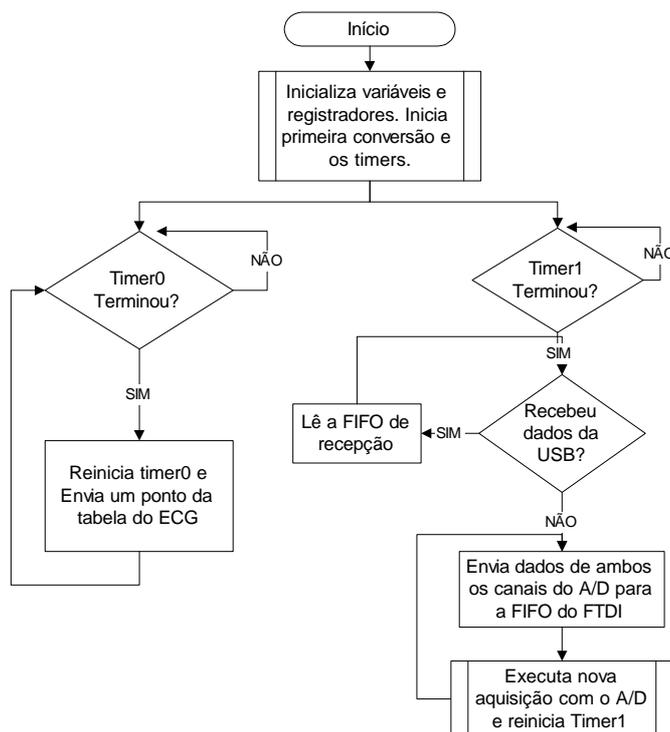


Figura 3.12 - Fluxograma do firmware.

Um *timer* é um dispositivo interno ao microcontrolador que conta o número de ciclos de instruções deste microcontrolador (ou de um oscilador externo) gerando uma interrupção ao atingir um valor previamente

determinado. Uma vez gerada a interrupção, o processamento das instruções principais é interrompido até todo o bloco de instruções, contidas dentro de um local de memória reservada á essa interrupção, ser totalmente executado.

O Timer0 estabelece o intervalo de tempo para o envio de amostras do sinal de ECG. O Timer1 determina o instante de aquisição de dados pelo AD, possuindo prioridade sobre o Timer0.

Ao terminar a inicialização das variáveis e dos *timers*, o microcontrolador solicita a primeira conversão ao A/D e aguarda o fim da contagem dos timers.

O bloco de instruções executado quando ocorre a interrupção gerada pelo Timer1 realiza a leitura e endereçamento do canal do A/D e instruções para envio desses dados para o USB.

O bloco de instruções executado para a interrupção gerada pelo Timer0 incrementa o ponteiro da tabela de dados que contém amostras do sinal de ECG e envia esse dado para o módulo D/A.

Como a interrupção do Timer1 possui prioridade mais alta, mesmo que o bloco de instruções do Timer0 esteja sendo executado, este será interrompido para o processo do bloco de instruções do Timer1. Este procedimento é adotado para evitar que amostras do pulso desfibrilatório sejam sobrescritas no A/D.

3.3.3 - Processamento do pulso desfibrilatório:

As fórmulas usadas pelo software para realizar os cálculos dos parâmetros são descritas nesta seção. A Equação 3.1 calcula a energia entregue por um desfibrilador no domínio do tempo (Nohama, 1992).

$$E_L = K^2 \times \int_{t_1}^{t_2} \frac{(V_a(t))^2}{R} \quad [J] \quad \text{Equação 3.1 (Nohama, 1992)}$$

Onde:

E_L = Energia liberada [J];

V_a = Tensão aplicada medida pelo A/D [V];

K = Constante de atenuação do módulo Atenuador;

R = Resistência resultante do módulo atenuador [Ω];

t_1-t_2 = Duração do Pulso [s].

No domínio de tempo discreto, obtém-se a Equação 3.2:

$$E_L = \frac{K^2}{2R} \times \left(\frac{(V_a(N1))^2}{2R} + \left(\sum_{n=N1+1}^{N2-1} \frac{(V_a(n))^2}{R} \right) + \frac{(V_a(N2))^2}{2R} \right) [J] \quad \text{Equação 3.2}$$

Onde:

T_a = Taxa de amostragem que está sendo usada no conversor A/D [Hz].

$N1$ = Número da primeira amostra com amplitude superior a 10% do pico de tensão;

$N2$ = Número da última amostra com amplitude superior a 10% do pico de tensão;

Através da Equação 3.2, realiza-se o cálculo da energia liberada (E_L).

Para determinar o pico de tensão, o software detecta o maior valor de tensão e

multiplica pelo fator de atenuação K. A largura do pulso (L_p) é calculada utilizando-se o início do pulso e fim do pulso à 10% do valor de pico (ANSI/AAMI DF2). Dessa forma, tem-se:

$$L_p = (N_2 - N_1) / T_a \quad [\text{ms}] \quad \text{Equação 3.3}$$

Onde:

L_p = Largura do Pulso [ms];

N_1 = Número da primeira amostra com amplitude superior a 10% do pico de tensão;

N_2 = Número da última amostra com amplitude superior a 10% do pico de tensão;

T_a = Taxa de amostragem que está sendo usada no conversor A/D [kHz].

Para determinar o pico de corrente, divide-se o valor do pico de tensão por R (50,25 Ω). Para determinar o tempo de sincronismo do cardioversor (S_i), detecta-se o pico de tensão (Onda R do Complexo QRS) do canal do A/D na qual está sendo amostrado o sinal de ECG enviado ao cardioversor. Assim:

$$S_i = (N_R - N_1) / T_a \quad [\text{ms}] \quad \text{Equação 3.4}$$

Onde:

S_i = Tempo de Sincronismo [ms];

N_R = Número da amostra da onda R;

N_1 = Número da primeira amostra com amplitude de 10% do pico de tensão;

T_a = Taxa de amostragem usada no A/D [kHz].

Capítulo 4 - Resultados:

Este capítulo apresenta os módulos de hardware desenvolvidos, são também apresentados os resultados dos testes realizados com o sistema proposto, comparando-os aos resultados de um aparelho comercial.

4.1 - Hardware desenvolvido:

A Figura 4.1 apresenta o circuito do módulo de controle (Capítulo 3).

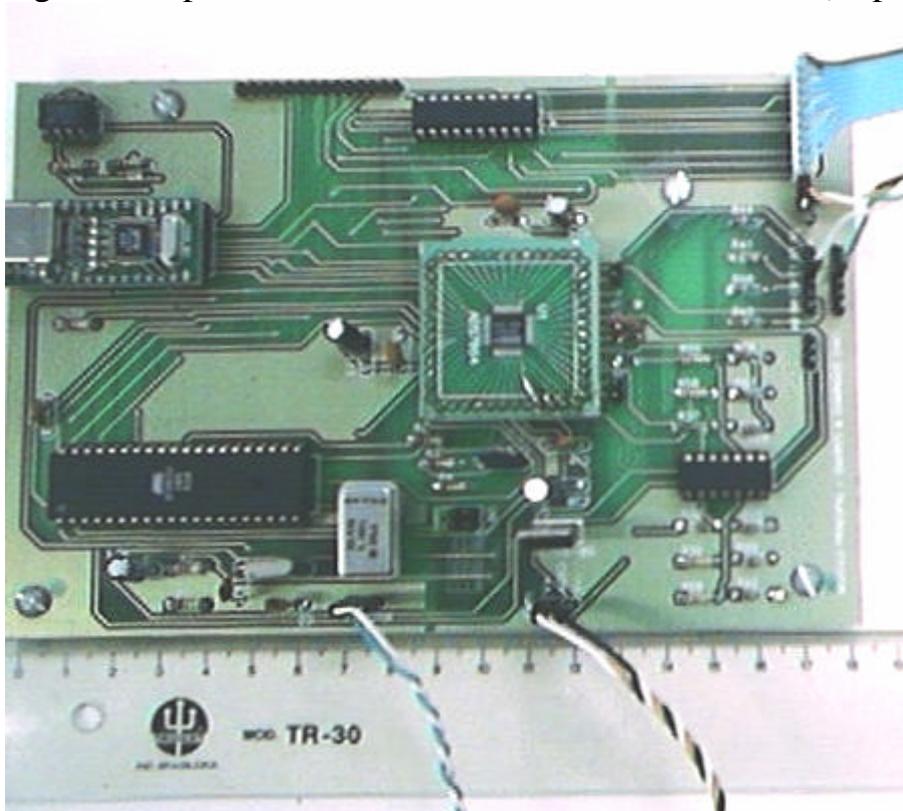


Figura 4.1 - Foto do módulo de controle. O circuito do conversor A/D está localizado no centro da placa. Na esquerda, encontram-se os circuitos do microcontrolador e da interface USB.

Nas Figuras 4.2 e 4.3, pode-se observar, respectivamente, o circuito do isolador e a rede resistiva que compõe o módulo do atenuador (Seção 3.2.1).

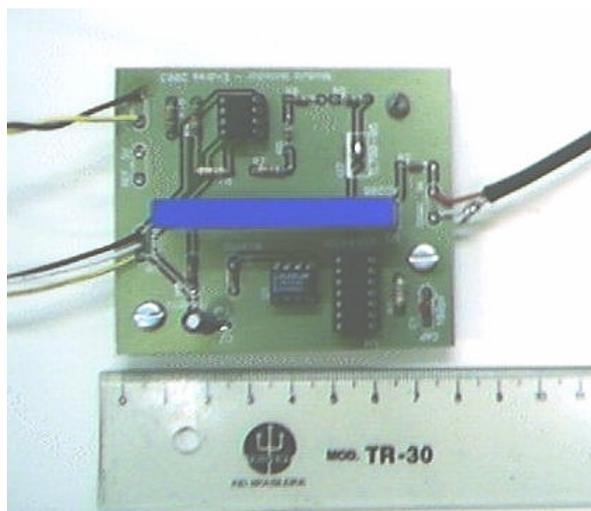


Figura 4.2 - Foto do circuito isolador que pertence ao módulo atenuador.

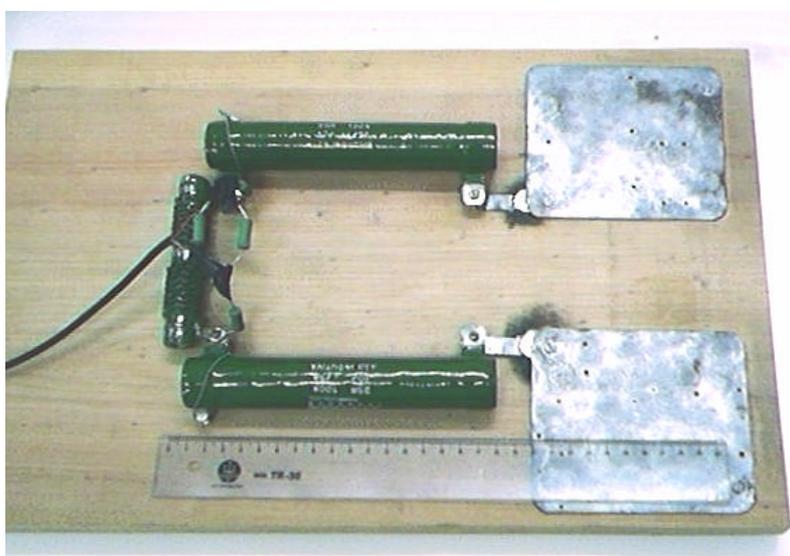


Figura 4.3 - Foto da rede resistiva do módulo atenuador.

A Figura 4.4 apresenta o circuito do módulo D/A (Seção 3.2.3).

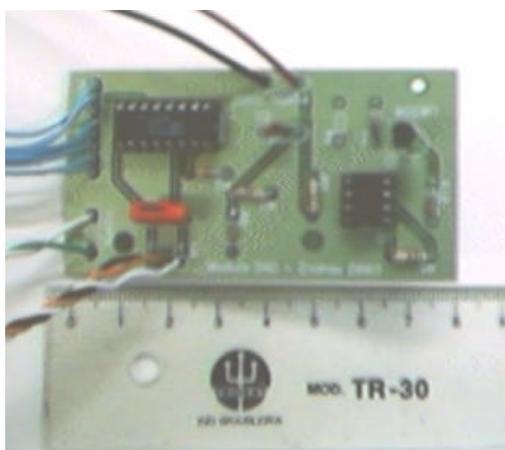


Figura 4.4 - Foto do módulo do conversor D/A. O conversor D/A está montado no canto superior esquerdo e o circuito de filtro e atenuação no outro extremo.

4.2 - Teste da performance do analisador:

Nesta seção, são apresentadas estatísticas dos resultados obtidos em teste comparativo entre o sistema desenvolvido e um sistema comercial. O analisador comercial utilizado foi o modelo QED-6 da BIO-TEK. Os resultados desse aparelho comercial são identificados como **sistema padrão** nas tabelas.

O desfibrilador utilizado para os testes foi o modelo MDF 03 da ECAFIX. O cardioversor utilizado para o teste de sincronismo foi o modelo Cardioserv da Hellige Marquette.

Os testes comparativos foram realizados aplicando-se uma descarga ao sistema padrão e outra, em seguida, no sistema desenvolvido. Repetindo-se três vezes este procedimento para cada nível de energia selecionado.

4.2.1 - Resposta à energia aplicada:

As Tabelas 4.1 e 4.2 apresentam os resultados dos testes comparativos entre os dois sistemas para a energia entregue, em todos os níveis de energia disponíveis.

Tabela 4.1- Energia medida (joules) em função dos níveis selecionados para o sistema padrão.

Energia Selecionada (J)	Ensaio	Sistema Padrão (J)
10	1	10,1
	3	10,2
	5	10,3
20	1	20,9
	3	20,7
	5	20,3

40	1	42,0
	3	41,8
	5	41,6
80	1	81,4
	3	80,8
	5	81,1
160	1	164,9
	3	164,4
	5	164,3
240	1	246,6
	3	247,5
	5	247,3
300	1	311,1
	3	312,5
	5	314,4
360	1	371,2
	3	371,3
	5	372,2

Tabela 4.2- Energia medida (joules) em função dos níveis selecionados para o sistema desenvolvido.

Energia Selecionada (J)	Ensaio	Sistema Desenvolvido (J)
10	2	9,5
	4	9,6
	6	9,9
20	2	20,6
	4	20,4
	6	20,4
40	2	40,7
	4	41,8
	6	41,8
80	2	81,4
	4	81,5
	6	80,9
160	2	161,9
	4	163,5
	6	163,1
240	2	247,4
	4	247,2
	6	245,5
300	2	309,2
	4	308,3
	6	307,8
360	2	371,3
	4	367,6
	6	368,2

Para melhor visualizar os dados obtidos em cada nível de energia, foi realizada uma análise estatística, calculando-se a média e o desvio padrão das amostras entre o sistema desenvolvido e o sistema padrão.

A Tabela 4.3 apresenta as médias aritméticas das amostras de cada sistema, por nível de energia selecionado, com o erro relativo ao sistema padrão.

O erro do sistema desenvolvido relativo ao sistema padrão é calculada pela Equação 4.1:

$$E(\%) = \left| \frac{\bar{X} - \bar{Y}}{\bar{X}} \right| \times 100 \quad \text{Equação 4.1}$$

Onde:

$E(\%)$ = Percentual do erro relativo ao sistema padrão;

\bar{X} = Média aritmética das amostras do sistema padrão;

\bar{Y} = Média aritmética das amostras do sistema desenvolvido.

Para melhor visualização dos resultados, a Figura 4.5 apresenta o gráfico comparativo das médias obtidas para cada sistema em cada nível de energia selecionado.

Tabela 4.3- Valor médio de resposta dos sistemas por nível de energia (joules) selecionado e percentagem do erro relativo.

Energia Selecionada (J)	Sistema Padrão (J)	Sistema Desenvolvido (J)	Erro Relativo (%)
10	10,20	9,68	5,07
20	20,73	20,47	0,76

40	41,80	41,41	0,94
80	81,10	81,27	0,21
160	164,53	162,83	1,03
240	247,13	246,70	0,18
300	312,66	308,43	1,35
360	371,56	369,03	0,68

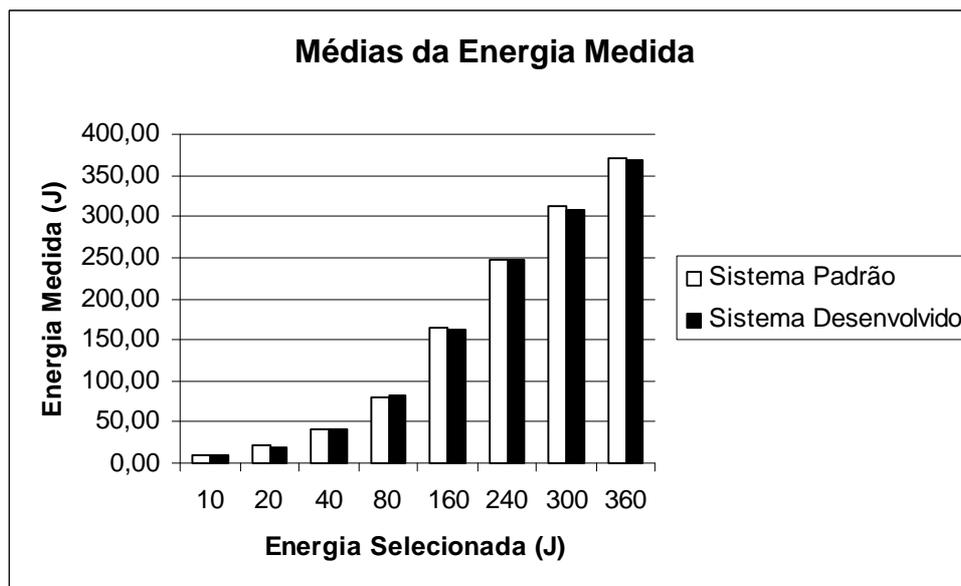


Figura 4.5 - Gráfico das médias das energias.

O desvio padrão das amostras é calculado pela Equação 4.2:

$$S_x = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{X})^2}{n - 1}} \quad \text{Equação 4.2}$$

Onde:

S_x = Desvio padrão das amostras;

x_i = Amostra;

\bar{X} = Média aritmética das amostras;

n = Número de amostras.

A Tabela 4.4 apresenta os desvios padrões calculados para ambos os sistemas em cada nível de energia selecionado.

Tabela 4.4 – Desvio padrão das amostras da energia medida.

Energia Selecionada (J)	Desvio Padrão (Sistema Padrão)	Desvio Padrão (Sistema Desenvolvido)
10	0,1000	0,2084
20	0,3164	0,1044
40	0,2000	0,6293
80	0,3000	0,3215
160	0,3214	0,8327
240	0,4725	1,0440
300	1,6563	0,7095
360	0,5507	1,9858

4.2.2 - Resposta ao pico de corrente:

Foi necessário efetuar três descargas adicionais, para cada nível de energia, sobre o sistema padrão para a medição do pico de tensão e pico de corrente. Devido ao sistema padrão não possibilitar a visualização de todos os parâmetros ao mesmo tempo.

Os resultados dos testes para medição do pico de corrente encontram-se nas Tabelas 4.5 e 4.6.

Tabela 4.5 – Medidas de pico de corrente em amperes por nível de energia selecionado para o sistema padrão.

Energia Selecionada (J)	Ensaio	Sistema Padrão (A)
10	1	11
	3	11
	5	11
20	1	16
	3	16
	5	16
40	1	23
	3	23
	5	23
80	1	33
	3	32
	5	32

160	1	46
	3	46
	5	46
240	1	57
	3	57
	5	57
300	1	64
	3	64
	5	64
360	1	70
	3	70
	5	70

Tabela 4.6 – Medidas de pico de corrente em amperes por nível de energia selecionado para o sistema desenvolvido.

Energia Selecionada (J)	Ensaio	Sistema Desenvolvido (A)
10	2	10,72
	4	10,81
	6	10,76
20	2	15,53
	4	15,64
	6	15,71
40	2	23,50
	4	23,22
	6	23,37
80	2	31,88
	4	31,90
	6	32,10
160	2	47,31
	4	46,35
	6	47,10
240	2	57,39
	4	57,71
	6	57,26
300	2	64,13
	4	63,97
	6	64,11
360	2	70,17
	4	69,95
	6	69,93

A Tabela 4.7 apresenta as médias aritméticas dos valores das Tabelas 4.5 e 4.6, com o percentual do erro relativo entre o sistema desenvolvido e o sistema padrão em cada nível de energia selecionado.

Tabela 4.7 - Valores médios dos picos de corrente por nível de energia selecionado.

Energia Selecionada (J)	Sistema Padrão (A)	Sistema Desenvolvido (A)	Erro Relativo (%)
10	11,00	10,76	2,15
20	16,00	15,63	2,33
40	23,00	23,36	1,58
80	32,33	31,96	1,15
160	46,00	46,92	2,00
240	57,00	57,45	0,80
300	64,00	64,07	0,11
360	70,00	70,02	0,02

A Figura 4.6 apresenta, para melhor visualização dos valores da Tabela 4.7, o gráfico dos valores das médias aritméticas das Tabelas 4.5 e 4.6 para cada sistema em cada nível de energia selecionado.

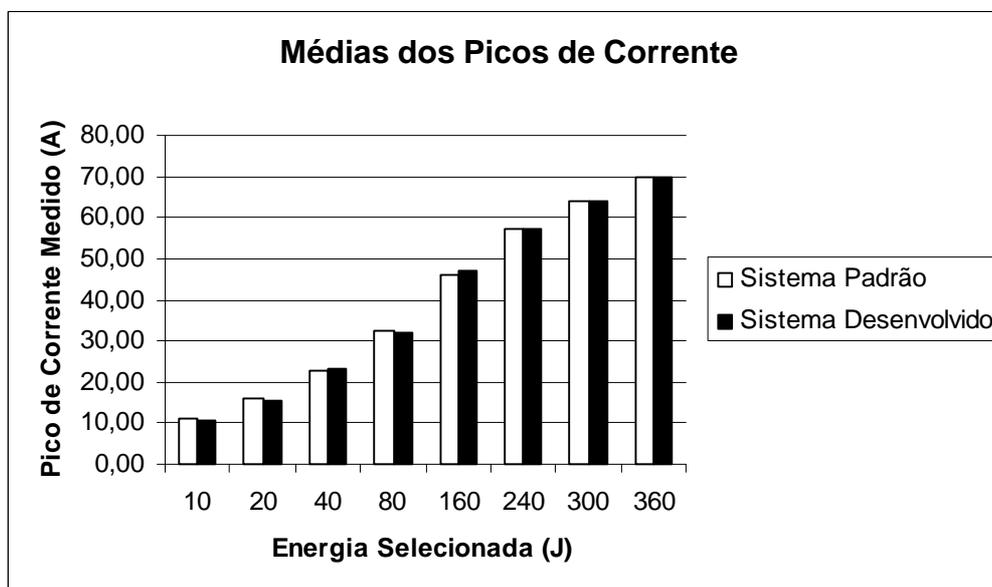


Figura 4.6 - Gráfico das médias dos picos de corrente por nível de energia selecionado.

A Tabela 4.8 apresenta os desvios padrões dos valores da Tabela 4.7 para cada sistema e em cada nível de energia selecionado.

Tabela 4.8 – Desvio padrão das amostras dos picos de corrente por nível de energia selecionado

Energia Selecionada (J)	Desvio Padrão (Sistema Padrão)	Desvio Padrão (Sistema Desenvolvido)
10	0,0000	0,0451
20	0,0000	0,0907
40	0,0000	0,1401
80	0,5773	0,1217
160	0,0000	0,5047
240	0,0000	0,2316
300	0,0000	0,0872
360	0,0000	0,1332

4.2.3 - Resposta ao pico de tensão:

Os resultados para pico de tensão para diferentes níveis de energia estão apresentados nas Tabelas 4.9 e 4.10 para o sistema padrão e para o sistema desenvolvido, respectivamente.

Tabela 4.9 - Picos de tensão (volts) por nível de energia selecionado para o sistema padrão.

Energia Selecionada (J)	Ensaio	Sistema Padrão (V)
10	1	570
	3	570
	5	578
20	1	818
	3	828
	5	827
40	1	1174
	3	1174
	5	1168
80	1	1651
	3	1642
	5	1636
160	1	2349
	3	2340
	5	2340
240	1	2875
	3	2863
	5	2878
300	1	3219
	3	3222
	5	3229

360	1	3509
	3	3525
	5	3516

Tabela 4.10- Picos de tensão em (volts) por nível de energia selecionado para o sistema desenvolvido.

Energia Selecionada (J)	Ensaio	Sistema Desenvolvido (V)
10	2	559
	4	562
	6	560
20	2	808
	4	814
	6	817
40	2	1175
	4	1173
	6	1176
80	2	1652
	4	1642
	6	1641
160	2	2333
	4	2337
	6	2350
240	2	2884
	4	2868
	6	2877
300	2	3222
	4	3228
	6	3229
360	2	3526
	4	3535
	6	3530

Comparativamente, a Tabela 4.11 apresenta as médias das amostras e o percentual de erro relativo do sistema desenvolvido ao sistema padrão para o teste de picos de tensão em cada nível de energia selecionado.

Tabela 4.11 - Valores médios dos picos de tensão por nível de energia selecionado.

Energia Selecionada (J)	Sistema Padrão (V)	Sistema Desenvolvido (V)	Erro Relativo (%)
10	572,67	560,33	2,15
20	824,33	813,00	1,37
40	1172,00	1174,43	0,21
80	1643,00	1645,07	0,13
160	2343,00	2340,00	0,13

240	2872,00	2876,33	0,15
300	3223,33	3226,07	0,08
360	3516,67	3530,13	0,38

Para melhor visualizar os resultados, a Figura 4.7 apresenta um gráfico comparativo das médias obtidas da Tabela 4.11 para cada sistema, em cada nível de energia selecionado.

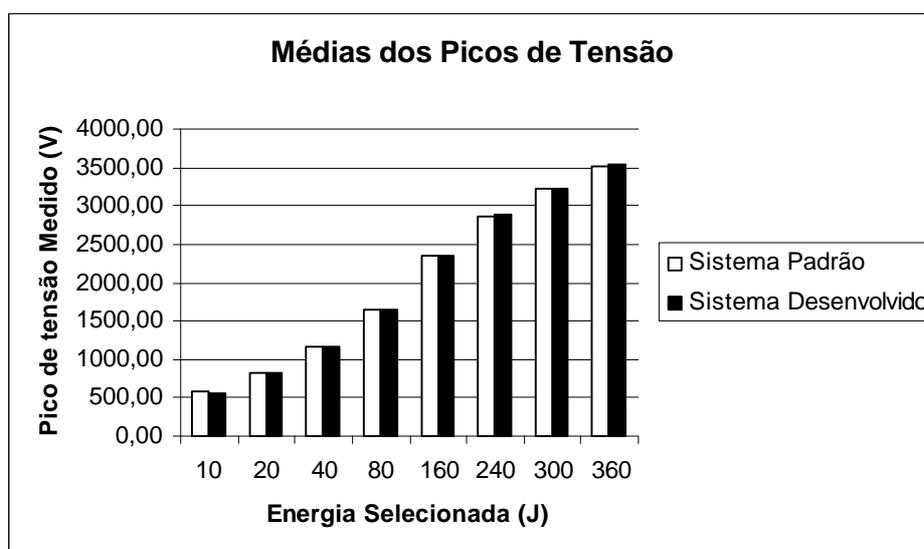


Figura 4.7 - Gráfico das médias dos picos de tensão por nível de energia selecionado.

Na Tabela 4.12, podem ser visualizados os desvios padrões das amostras das Tabelas 4.9 e 4.10 para cada nível de energia selecionado.

Tabela 4.12 – Desvio padrão das amostras do pico de tensão.

Energia Selecionada (J)	Desvio Padrão (Sistema Padrão)	Desvio Padrão (Sistema Desenvolvido)
10	4,6188	1,5275
20	5,5075	4,5826
40	3,4641	1,9009
80	7,5498	6,3791
160	5,1961	8,8882
240	7,9372	7,8945
300	5,1316	3,9804
360	8,0208	4,1669

4.2.4 - Resposta à largura de pulso:

A Tabela 4.13 apresenta os resultados obtidos para a medida da largura de pulso obtida com o sistema desenvolvido em cada nível de energia selecionado. Não foi possível fazer comparações com o sistema padrão, pois o mesmo não calcula este parâmetro.

Tabela 4.13- Larguras de pulso em milisegundos por nível de energia selecionado.

Energia Selecionada (J)	Ensaio	Sistema Desenvolvido (ms)
10	2	5,80
	4	5,75
	6	6,07
20	2	6,00
	4	5,80
	6	5,87
40	2	5,53
	4	5,47
	6	5,67
80	2	5,47
	4	5,40
	6	5,47
160	2	5,40
	4	5,33
	6	5,36
240	2	5,00
	4	5,33
	6	5,00
300	2	5,00
	4	4,93
	6	5,07
360	2	5,13
	4	5,07
	6	5,00

A Tabela 4.14 apresenta os valores médios e o desvio padrão das amostras da Tabela 4.13 para cada nível de energia selecionado.

Tabela 4.14 - Valores médios e desvios padrões das larguras de pulso por nível de energia selecionado.

Energia Selecionada (J)	Médias das larguras de pulso (ms)	Desvio Padrão (Sistema Desenvolvido)
10	5,87	0,1721
20	5,89	0,1015
40	5,56	0,1026
80	5,45	0,0404
160	5,36	0,0351
240	5,11	0,1905
300	5,00	0,0700
360	5,07	0,0651

Na Figura 4.8, pode-se observar o gráfico das médias obtidas da tabela 4.14 em cada nível de energia selecionado.

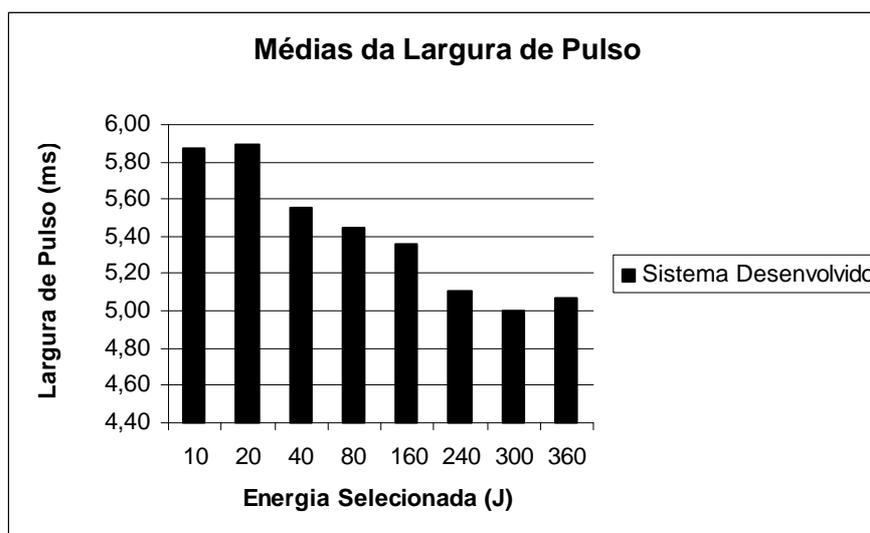


Figura 4.8 - Gráfico das médias da largura de pulso por nível de energia selecionado .

4.2.5 - Resposta ao tempo de sincronismo:

A Figura 4.9 apresenta o sinal de ECG gerado pelo módulo DAC (seção 3.2.3) e amostrado por um dos canais do conversor A/D no módulo de controle.

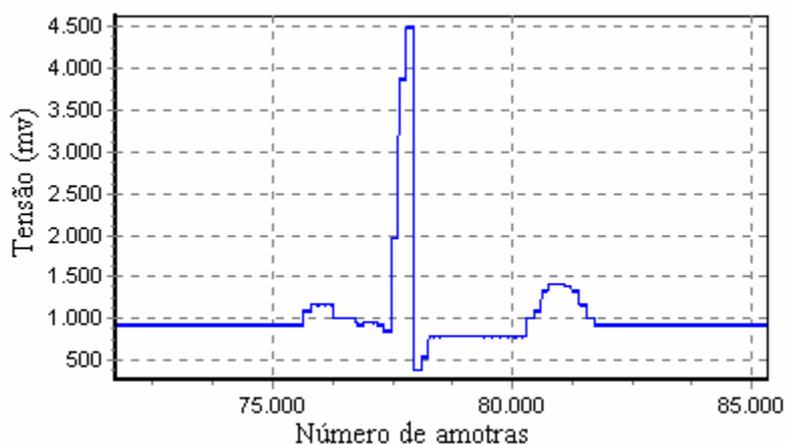


Figura 4.9 - Sinal de um ECG gerado e amostrado pelo sistema desenvolvido.

A Figura 4.10 apresenta o visor do cardioversor utilizado nos testes após a conexão do seu cabo do paciente ao módulo D/A do sistema desenvolvido.



Figura 4.10 - Visor do cardioversor ao ligar o cabo do paciente no módulo D/A.

Testes comparativos do tempo de sincronismo não puderam ser realizados com o cardioversor do modelo MDF-03, pois o mesmo somente realiza o sincronismo através dos seus eletrodos.

Para realizar o teste de sincronismo utilizou-se o modelo Cardioserv GMBH do fabricante Hellige Marquette. Foram realizados cinco disparos de

50J com o sincronismo ativado. A Tabela 4.15 apresenta os resultados obtidos para o tempo de sincronismo em ambos os sistemas.

Tabela 4.15 – Tempos de sincronismo obtidos em ambos os sistemas desenvolvidos.

Sistema Padrão		Sistema Desenvolvido	
Tempo de sincronismo (ms)	Energia (J)	Tempo de sincronismo (ms)	Energia (J)
17,1	50,4	10,3	50,0
13,3	50,3	16,0	49,0
17,9	50,3	14,6	51,9
10,9	50,4	10,1	50,5
10,1	50,1	9,7	50,8

O sistema padrão obteve, para o tempo de sincronismo, uma média de 13,9 ms com um desvio padrão de 3,5 ms. O sistema desenvolvido obteve uma média de 12,1 ms com desvio padrão de 3 ms. O erro relativo entre os dois sistemas foi de 12,95%.

Para a energia selecionada de 50J, o sistema padrão obteve média de 50,3J com um desvio padrão de 0,1J. O sistema desenvolvido obteve uma média de 50,4J com um desvio padrão de 1,1 J.

4.3 - Exemplo de procedimento com o sistema desenvolvido:

Após aplicar a descarga sobre as pás, o software sendo executado no microcomputador apresenta ao usuário a forma de onda do pulso desfibrilatório e todos os parâmetros calculados.

A Figura 4.11.a, mostra a tela do software após o ensaio para uma descarga de 10J. A Figura 4.11.b apresenta os resultados para o ensaio de uma descarga de 300J.

Em ambos os ensaios a energia entregue medida esteve restrita aos limites máximos de $\pm 15\%$ da energia selecionada. O tempo de duração do pulso não ultrapassou 10ms, indicando que o desfibrilador aferido neste ensaio está dentro dos padrões estabelecidos pela norma internacional IEC-60601-2-4 e recomendações da ANSI/AAMI DF2 (1996).

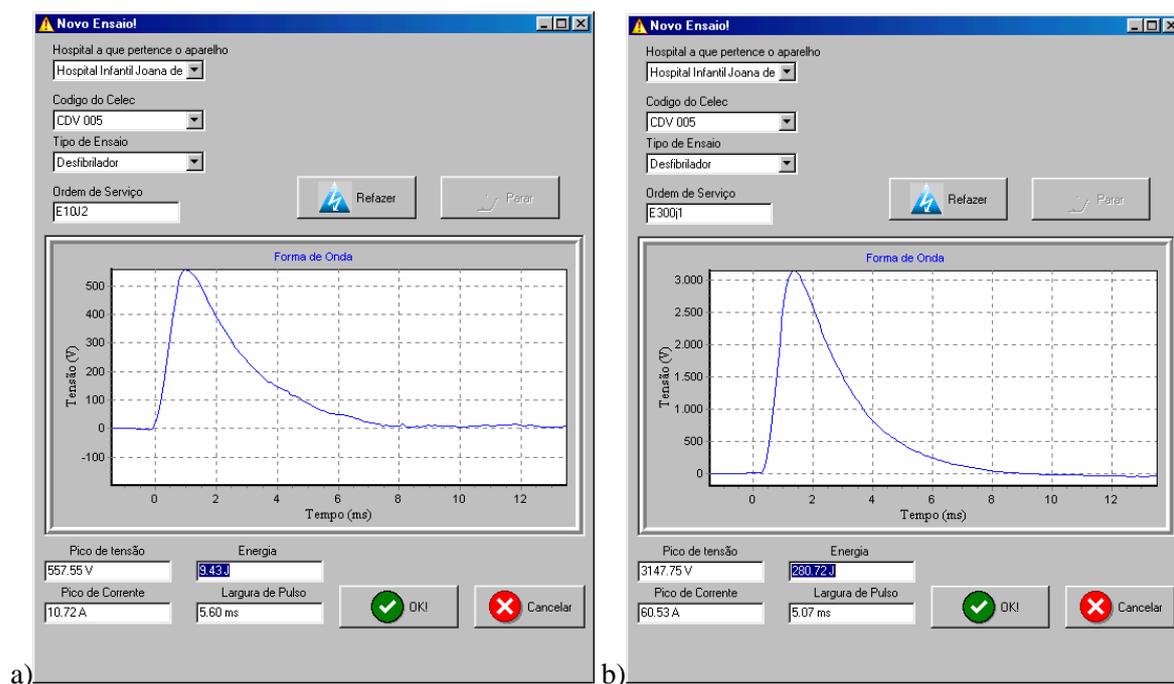


Figura 4.11 - Telas com resultados após ensaio de (a) 10J e (b) 300J.

As Figuras 4.12.a e 4.12.b apresentam as telas do software na opção de visualização de ensaios. Os ensaios para as energias de 160J e 360J de um mesmo desfibrilador e armazenados no banco de dados. Novamente os valores obtidos atestam que o desfibrilador está dentro dos padrões estabelecidos pela norma internacional e os recomendados pela ANSI/AAMI DF2 (1996).

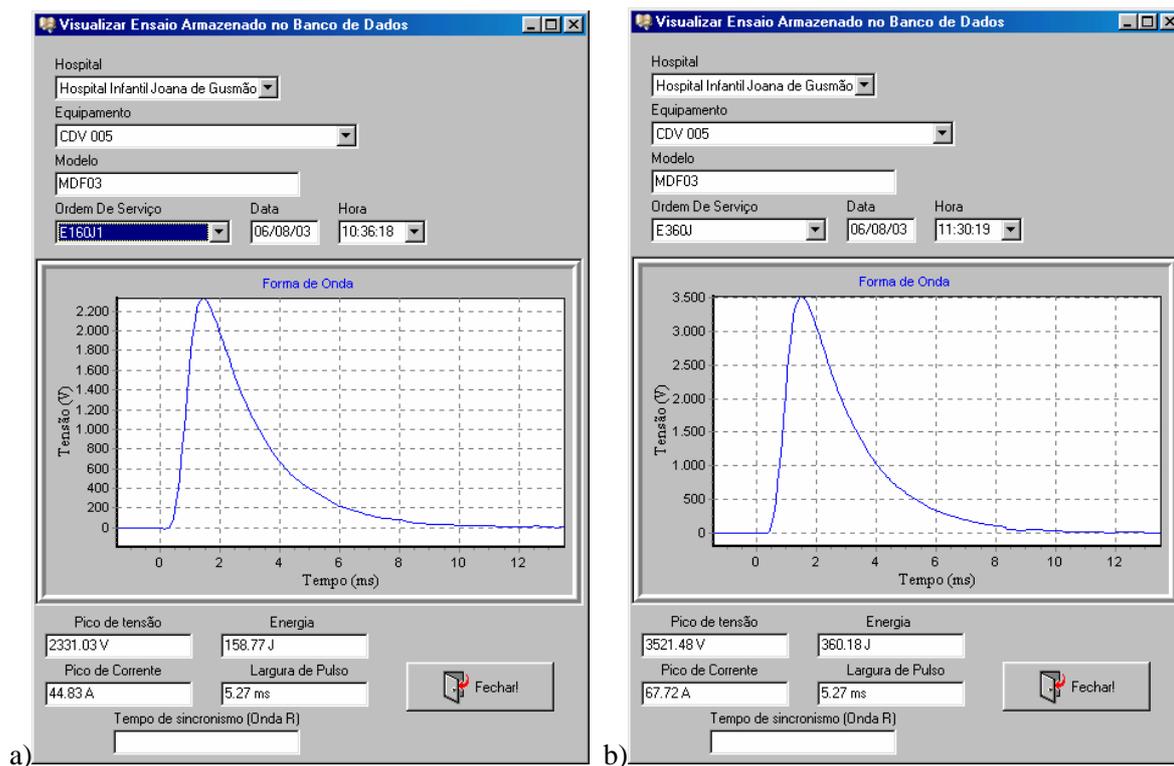


Figura 4.12 - Telas de visualização de resultados dos ensaios (a) 160J e (b) 360J, previamente armazenados no banco de dados.

Capítulo 5 - Discussão:

Este capítulo discute os resultados obtidos pelo sistema desenvolvido e realiza a comparação de suas características com as de analisadores comerciais.

5.1 - Análise dos resultados:

O erro relativo das medições para a energia entregue, realizadas com o sistema desenvolvido em relação ao sistema padrão variou de 0,18 a 5,07% conforme o nível de energia selecionado.

O fabricante Bio-Tek (sistema padrão) cita em seu manual que sua exatidão é de $\pm 2\%$, para a energia medida, na escala de energia utilizada (0-1000J). A ECRI (*Emergency Care Research Institution*) classifica as exatidões de $\pm 2\%$ como ótimo, $\pm 4\%$ como boa, $\pm 10\%$ como razoável (Nohama,1992).

A avaliação dos picos de tensão em cada um dos níveis de energia selecionados demonstrou erros percentuais do sistema desenvolvido em relação ao sistema padrão entre 0,08 e 2,15%.

Na avaliação dos picos de corrente, os erros relativos variaram entre 0,02% e 2,33%. O sistema padrão possui uma exatidão de $\pm 1A$ para as medidas de pico de corrente. Esta deve ser a razão para o desvio padrão nulo para picos de corrente apresentado pelo sistema padrão.

Para se verificar as fontes de erro, aplicou-se um pulso quadrado de área conhecida, por meio de um gerador de função, e verificou-se a diferença do resultado para a energia calculada com o sistema e com o resultado esperado. Tal diferença ficou inferior a 1% em todas as áreas testadas. Isso não leva em consideração a rede resistiva utilizada, visto que o sinal foi aplicado na entrada do módulo isolador.

Dentro da classificação da ECRI, o sistema desenvolvido obteve um desempenho bom na faixa de energia de 10J e ótima nas demais energias selecionadas. Essa faixa de 10J está mais sujeita à ruído no cálculo da energia devido a baixa amplitude da tensão (aproximadamente 300 mV) na entrada do conversor A/D.

Para os picos de tensão e de corrente, bem como para o tempo de sincronismo, o sistema desenvolvido obteve resultados dentro da faixa de incerteza do sistema padrão.

O sistema padrão não possuía capacidade de medição da largura do pulso desfibrilatório, enquanto o sistema desenvolvido apresenta essa medida em conjunto com os outros parâmetros e a forma de onda do pulso desfibrilatório.

A análise da forma de onda é importante pelo fato de que o tipo da forma de onda utilizada influir diretamente na eficiência da estimulação do

músculo cardíaco (Faddy et al., 2003; Takata et al., 2001; Schneider et al., 2000).

Os desfibriladores ensaiados seriam aprovados para uso, em todos os níveis de energia, em ambos os sistemas. Apesar de ambos os sistemas terem capacidade de aferir desfibriladores bifásicos, não havia tal tipo de desfibrilador disponível para se realizar os testes.

5.2 - Comparação do sistema desenvolvido com os analisadores comerciais:

Esta seção apresenta uma comparação de características disponíveis no sistema desenvolvido com aquelas presentes nos modelos comerciais.

Para tal, foram utilizados catálogos e manuais dos analisadores de desfibriladores e cardioversores comerciais dos seguintes modelos: Impulse 4000 (Dni Nevada), QED 6 (Bio-Tek Instruments) e o QA-45 (Metron). Destes, somente o QED 6 encontrava-se disponível para ter suas medições comparadas com o analisador desenvolvido no testes realizados (Capítulo 4).

O modelo QA-45 utiliza interface RS 232 para se comunicar com o microcomputador que mostra a forma de onda em sua tela (somente monofásica). Porém, o software não permite que os dados dos ensaios sejam armazenados em arquivos. Possui capacidade de aferir desfibriladores bifásicos.

O modelo QED 6 possuía software, vendido separadamente, que se comunica com o aparelho por meio da interface RS 232. Esse software foi

descontinuado segundo o distribuidor autorizado no Brasil. Esse modelo, segundo manual do fabricante, possui capacidade de aferir desfibriladores bifásicos.

O modelo Impulse 4000 não possui software adicional. Somente afere desfibriladores monofásicos.

Todos os modelos comerciais mencionados possuem interface com osciloscópio para visualização da forma de onda da descarga.

O sistema desenvolvido neste trabalho utiliza barramento USB para comunicação com o microcomputador, apresenta a forma de onda do pulso desfibrilatório e todos os parâmetros requeridos. O software armazena todos os dados obtidos em um banco de dados remoto para posterior acompanhamento do desfibrilador.

No módulo de controle do sistema desenvolvido, o conversor A/D tem capacidade de realizar amostras simultâneas de seis canais de amostragem diferentes. Apenas dois, o do pulso desfibrilatório e sinal de ECG, estão sendo atualmente utilizados.

O módulo de controle pode ser utilizado para testes de outros equipamentos eletromédicos e reduzir seu custo de produção em relação aos benefícios trazidos. Para cada tipo de equipamento eletromédico, seria necessário o desenvolvimento de módulo transdutor da grandeza física em

questão para um nível de tensão compatível com as entradas do conversor A/D, no módulo de controle.

Outra característica que o sistema desenvolvido possui é o de armazenar todos os dados obtidos em um banco de dados remoto. Essas informações são de extrema utilidade para equipes de engenharia clínica que podem, por exemplo, estabelecer melhores critérios nas licitações desses equipamentos baseado nas informações armazenadas.

Capítulo 6 - Conclusões:

De acordo com o que foi proposto, desenvolveu-se um analisador de desfibrilador e cardioversor envolvendo hardware e software.

Este capítulo apresenta as conclusões e sugestões para trabalhos futuros.

6.1 - Conclusões:

Uma característica inovadora no equipamento desenvolvido é a sua integração a um banco dados que irá conter o histórico de cada equipamento. A ferramenta de software desenvolvido permite a conexão remota do sistema a um banco de dados alocado em um servidor ou no próprio computador.

Tal banco de dados é de grande relevância para o gerenciamento de tecnologia médica, uma vez que permite identificar equipamentos cuja frequência de falhas gera custos superiores aos da aquisição de um novo equipamento.

O sistema desenvolvido possui uma boa relação custo/benefício porque sua estrutura permite a utilização do módulo de controle para analisar outros equipamentos médico-assistenciais tais como, esfignomanômetros, e ventiladores pulmonares. Seria necessário, contudo, desenvolver outros módulos de condicionamento para disponibilizar sinais em níveis adequados ao conversor A/D além de realizar um levantamento do custo total.

O software foi desenvolvido para ter uma interface gráfica amigável e interagir com o hardware por meio do USB. Alguns equipamentos comerciais

realizam os mesmos testes de ensaios que o sistema desenvolvido, porém, apresentam como desvantagem a necessidade de se realizar mais de dois ensaios para obter os mesmos resultados que podem ser obtidos por este sistema com um único ensaio.

Não houve calibração e ajuste deste analisador. Sugere-se que o equipamento apresentado, quando em uso corrente, seja calibrado e ajustado em laboratório credenciado antes de ser utilizado na emissão de pareceres.

6.2 - Recomendações para trabalhos futuros:

O sistema desenvolvido apresenta possibilidade de expansão e, considerando-se as novas tecnologias disponíveis, algumas sugestões para trabalhos futuros são apresentadas:

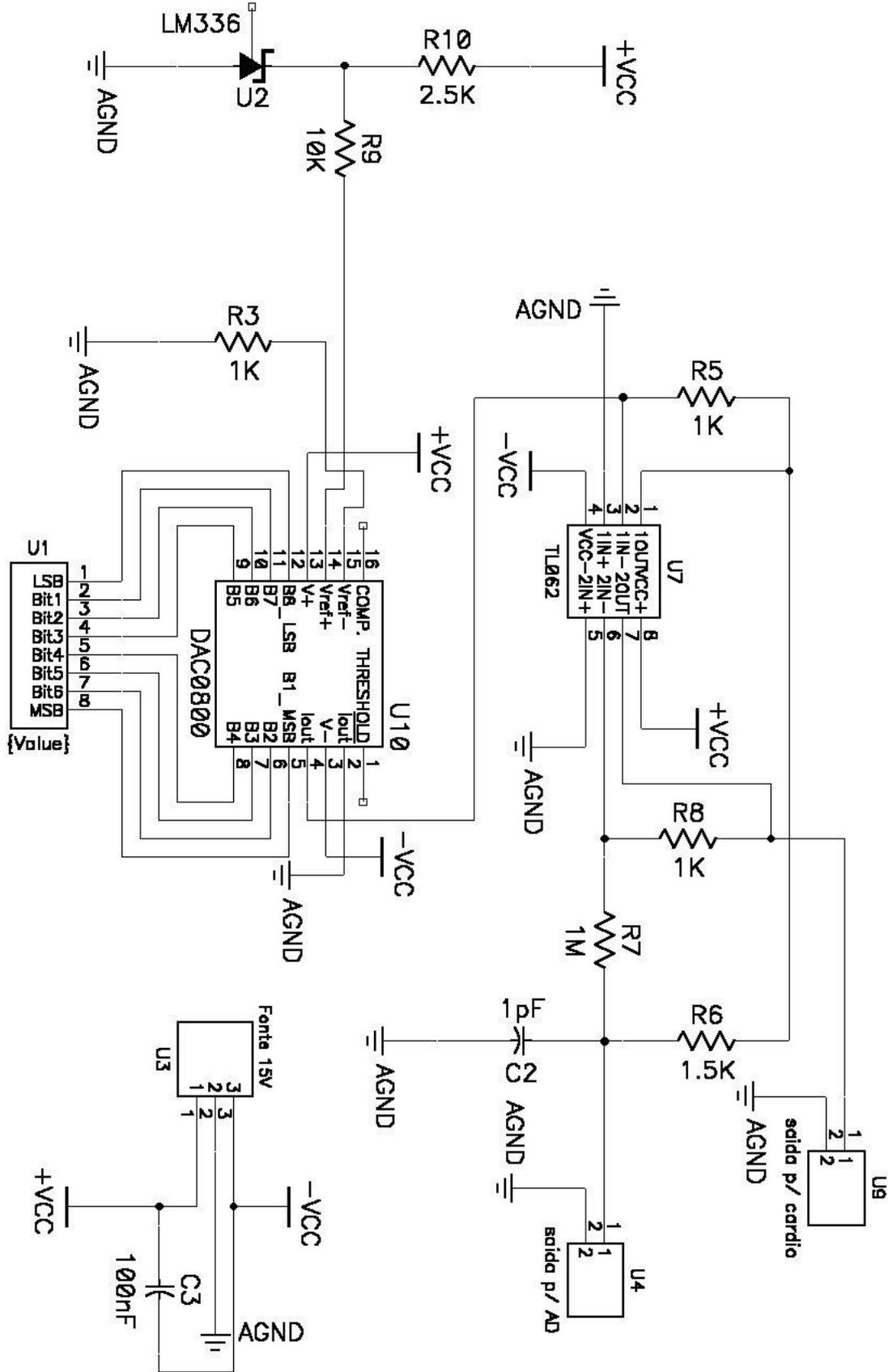
1. O sistema operacional MS-WINDOWS™ oferece alguns obstáculos na programação de softwares que operam em tempo real, além de onerar o sistema desenvolvido com seu custo de licença de uso. Assim, para minimizar mais esse custo, sugere-se migrar o software desenvolvido para o sistema operacional Linux, que possui licença de software livre, por meio do ambiente de programação Borland Kylix®.
2. Sugere-se o desenvolvimento de novos módulos para ensaios de outros equipamentos médico-assistenciais.

3. Realizar a migração do sistema de USB 1.1 para USB 2.0, de modo a aumentar a capacidade de comunicação com o hardware e o microcomputador.

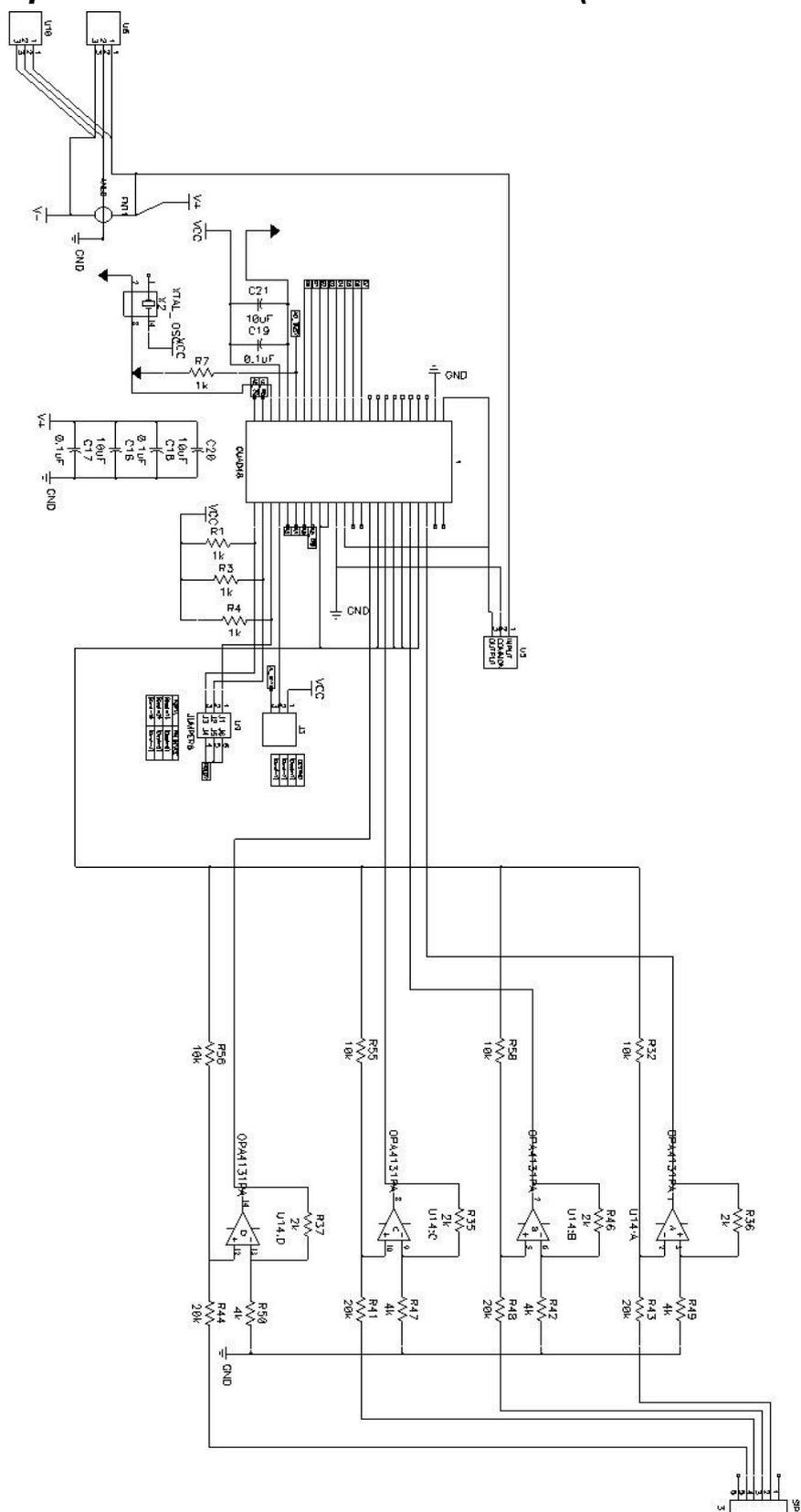
4. Como a maioria dos cardioversores atuais efetua seu sincronismo por meio de seus eletrodos, sugere-se a adição de um supressor de transientes ao módulo D/A para viabilizar o teste de sincronismo neste caso específico.

Apêndice 1 - Diagramas esquemáticos

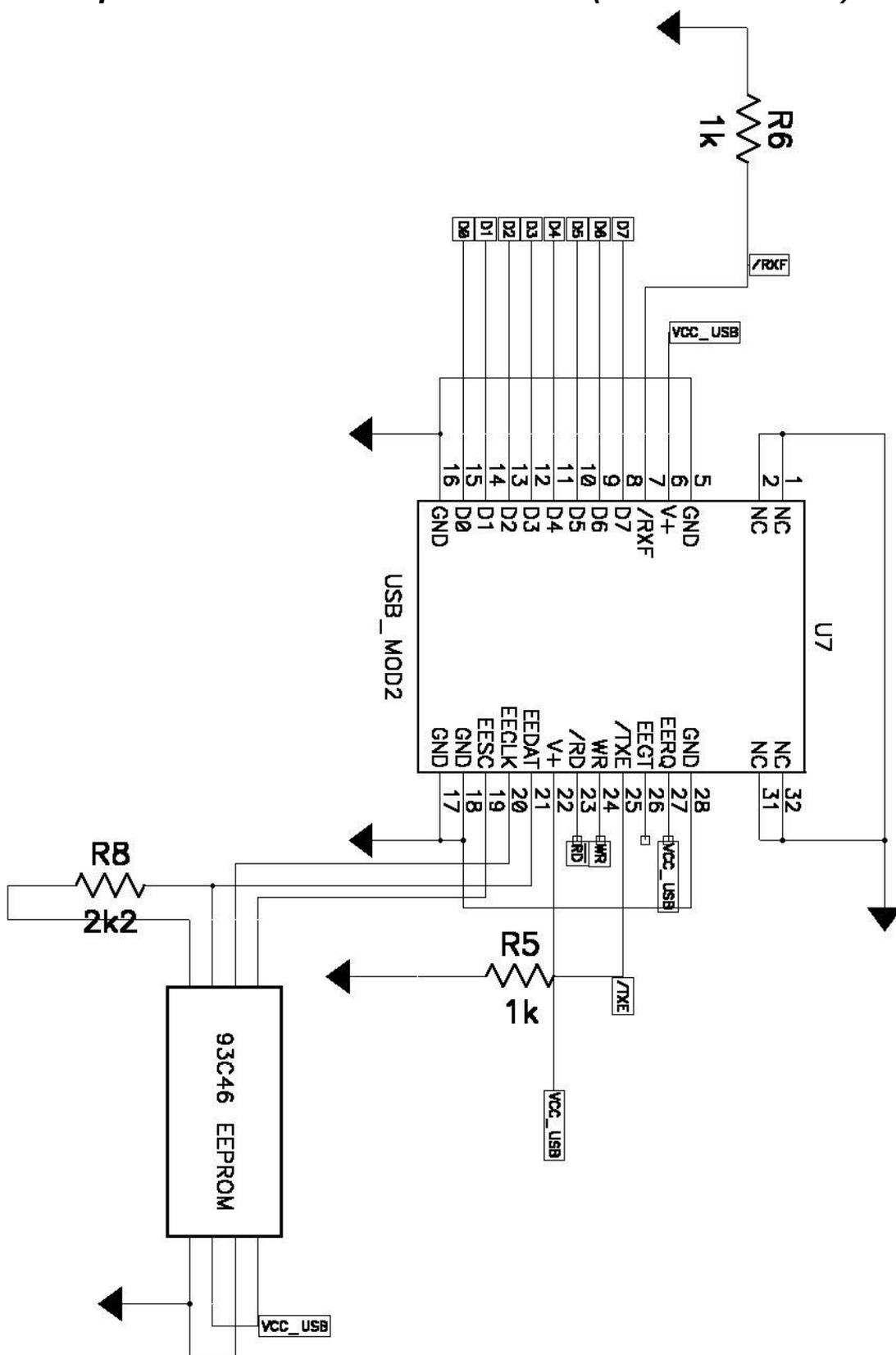
Esquemático do módulo DAC



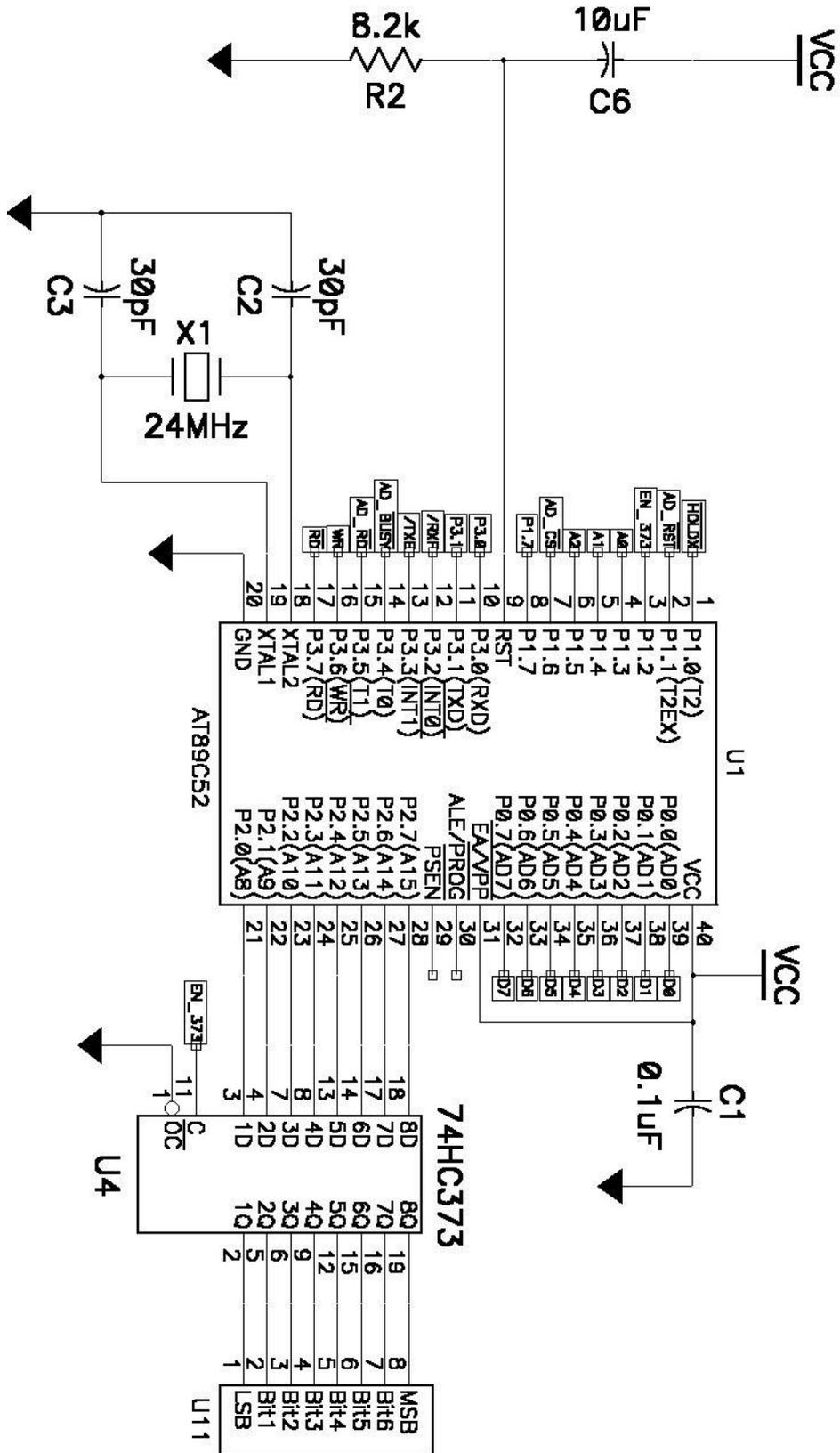
Esquemático do módulo de controle (circuito do AD)



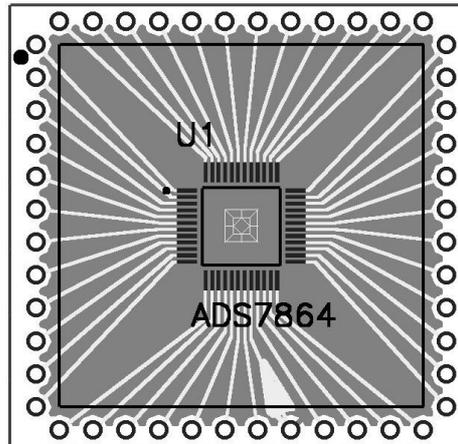
Esquemático do módulo de controle (Circuito do FTDI)



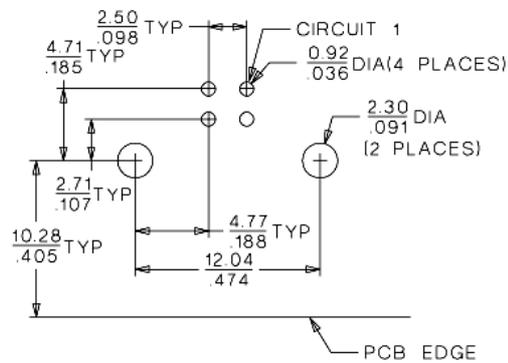
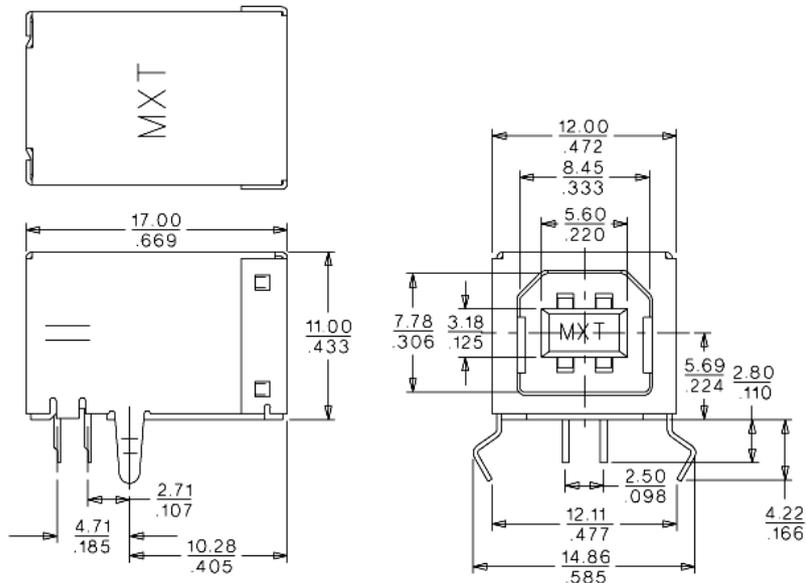
Esquemático do módulo de controle (Circuito do 89C52)



Detalhe do adaptador do ADS7864



Detalhe conector fêmea para USB TIPO B



PCB LAYOUT: COMPONENT SIDE
 RECOMMENDED PCB THICKNESS: $\frac{1.60}{.063}$

Apêndice 2 – Código do programa

Rotina de ensaios

```

unit Ensaio;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls,
  Forms,
  Dialogs, StdCtrls, Buttons, TeEngine, Series, ExtCtrls, TeeProcs,
  Chart,
  SerialNG, Math, DBCtrls, DB, Mask, FMTBcd, SqlExpr;

type
  TFormEnsaio = class(TForm)
    Label1: TLabel;
    Label2: TLabel;
    Label3: TLabel;
    Label4: TLabel;
    Chart1: TChart;
    Series1: TFastLineSeries;
    Edit2: TEdit;
    Edit3: TEdit;
    Edit4: TEdit;
    Edit5: TEdit;
    BTNOK: TBitBtn;
    BTNCL: TBitBtn;
    BTNPara: TBitBtn;
    BTNINC: TBitBtn;
    USB: TSerialPortNG;
    Label5: TLabel;
    DataSourceHosp: TDataSource;
    Label6: TLabel;
    DataSourceEnsaio: TDataSource;
    Label7: TLabel;
    DBMemor1: TDBMemo;
    Label10: TLabel;
    DBEdit5: TDBEdit;
    Label11: TLabel;
    DBEdit6: TDBEdit;
    Label13: TLabel;
    DBEdit8: TDBEdit;
    Label14: TLabel;
    Label12: TLabel;
    DBEdit1: TDBEdit;
    DataSourceEquip: TDataSource;
    DBEdit7: TDBEdit;
    Label15: TLabel;
    DBLookupComboBox1: TDBLookupComboBox;
    DBEdit3: TDBEdit;
    DBLookupComboBox2: TDBLookupComboBox;
    DataSourceServico: TDataSource;
    Label8: TLabel;
    DBEdit2: TDBEdit;
    Label9: TLabel;
    ComboBoxtipo: TComboBox;
    Label16: TLabel;
    Label17: TLabel;
    DBEdit4: TDBEdit;
  end;

```

```

Label18: TLabel;
DBEdit9: TDBEdit;
DBEdit10: TDBEdit;
procedure FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);
procedure BTNCLClick(Sender: TObject);
procedure FormShow(Sender: TObject);
procedure USBRxClusterEvent(Sender: TObject);
procedure BTNINCClick(Sender: TObject);
procedure BTNParaClick(Sender: TObject);
procedure DBLookupComboBox1CloseUp(Sender: TObject);
procedure BTNOKClick(Sender: TObject);
procedure DBLookupComboBox2CloseUp(Sender: TObject);
procedure ComboBoxTipocloseUp(Sender: TObject);
procedure DBEdit2KeyPress(Sender: TObject; var Key: Char);
private
  { Private declarations }
public
  { Public declarations }
end;

var
  FormEnsaio: TFormEnsaio;
  AddS, HexS, CopyS : String;
  id,S : String;
  taxa,SLen : Integer;
  chave : boolean;
  A,B: array[1..4098] of integer;
  cabeca: smallint;
  buffertemp2,buffertemp3: String;
  onda:array [1..600] of real;
  valor:array [1..10] of double;
  parar:boolean;
  C,V,SIN: Textfile; //C tem os valores da USB misturados, V os do pulso
sincronizado, e S o do ECG sincronizado.

implementation

uses Banco,Principal, espera;

{$R *.dfm}

procedure updatebuffer; //Só armazena o buffer da USB em um arquivo texto
var
  buffertemp:string;
begin
  if FormEnsaio.USB.NextClusterSize >= 0 then
    begin
      buffertemp:=FormEnsaio.USB.ReadNextClusterAsString;
      WriteLN(C,buffertemp);
    end;
end;

procedure plota; //plota o gráfico e calcula os valores
var
  buffertemp:string;
  largura,Pulsoi,Pulsof,PicoV,PicoA,media:double;
  taxa,cont,i,l,k:int eger;
  atual,temp,energia,sec:extended;
begin
  formensaio.series1.Clear;

```

```

    taxa:=16; //taxa de amostragem em kHz
    for cont:=1 to 10 do // Inicializa todas as variáveis para
evitar resíduos
        valor[cont]:=0;
    for cont:=1 to 60 0 do
        onda[cont]:=0;
    cont:=1;
    i:=0;
    k:=0;
    PicoA:=0;
    PicoV:=0;
    Pulsoi:=0;
    Pulsof:=0;
    largura:=0;
    temp:=0;
    atual:=0;
    l:=1;
    energia:=0;
    sec:= -taxa*1.5; //recuo da onda para inciar em 0 segundos
    repeat
        buffertemp:=formensaio.DBmemol.Lines.Strings[k];
        k:=k+1;
        if (buffertemp<>'') then //pode acontecer que haver algo
vazio, tem de ser evitado.
            begin
                va lor[cont]:=strtoint(buffertemp);
                media:=mean(valor)*1.018; //calcula média
móvel
                if media > PicoV then //detecta pico
de tensão
                    picov:=media;
                    if (cont = (10)) then
                        cont:=0;
                    inc(cont);
                    if ((media>400) or (i>= 1)) then //detecta
quando inicia a onda
                        begin
                            sec:=(i -taxa*1.5)/taxa;
//calcula o tempo em ms
                            formensaio.series1.AddXY(sec,media); //plota
                            onda[i]:=media; //armazena a
onda para calcular largura de pulso
                            inc(i);
                            if i=1 then //se achou a
onda no primeiro laço...
                                begin
                                    k:=k -33; //recua 30
pontos (~2 ms)
                                    formensaio.series1.C lear; //limpa o
gráfico de eventual resíduo
                                    for cont:=1 to (10) do //limpa
variáveis de resíduo
                                        valor[cont]:=0;
                                        for cont:=1 to 600 do
                                            onda[cont]:=0;
                                        cont:=1;
//
                                        energia:=0; //zera o
calcula da energia
                                end;
                            end;
            end;

```

```

        end;
until (( i = 241) or (k = 60000)); //termina quando plotar 15ms
temp:=round(PicoV*(10/100)/taxa); //valor de 10% do pico da onda
energia:=0;
for i:=1 to 128 do
    begin
        atual:=round(onda[i]/taxa);
        if (atual >= temp) t hen //detecta início e fim do pulso
(10% e 90%)
            begin
                energia:=energia+(sqr(onda[i])/53.75);
                if pulsoi=0 then
                    pulsoi:=(i -taxa*1.5)/taxa
                else
                    pulsof:=(i -taxa*1.5)/taxa;
            end;
        end;
Str(PicoV:3:1, buffertemp);
FormEnsaio.edit3.Text:=buffertemp+ ' V';
PicoA:=PicoV/53.75; //calcula pico de corrente
Str(PicoA:3:2, buffertemp);
FormEnsaio.e dit4.Text:=buffertemp+ ' A';
largura:=pulsof -pulsoi; //calcula largura do pulso
Str(largura:3:2, buffertemp);
FormEnsaio.edit5.Text:=buffertemp+ ' ms';
energia:=energia/(16129); //energia dividida pela taxa de
aquisição em Hz
Str(energia:3:1, buffertemp);
FormEnsaio.edit2.Text:=buffertemp+ ' J';
end;

procedure TFormEnsaio.FormClose(Sender: TObject; var Action:
TCloseAction);
begin
    BTNINC.Caption:=' INICIAR';
    form1.Show;
end;

procedure TFormEnsaio.BTN CLClick(Sender: TObject);
begin
    If DBmemo1.Text='' then
        DBmemo1.Lines.Add('0');
    if DBEdit5.Text='' then
        DBEdit5.Text:='0';
    If DBEdit3.Text='' then
        DBEdit3.Text:='0';
    If DBEdit2.Text='' then
        DBEdit2.Text:='0';
    If DBEdit4.Text='' then
        DBEdit4.Text:='0';
    If DBEdit9.Text='' then
        DBEdit9.Text:='0';
    banco.DataModule1.Ensaio.Delete;
    if BTNINC.Caption=' INICIAR' then
        Begin
            Banco.DataModule1.Servico.Delete;
        end
    else
        begin
            banco.DataModule1.Servico.open;

```

```

        banco.DataModule1.Servico.Last;
        banco.DataModule1.Servico.Delete;
        banco.DataModule1.Servico.Post;
    end;
    FormEnsaio.Close;
end;

procedure TFormEnsaio.FormShow(Sender: TObject);
var temp:integer;
begin
    parar:= true;
    if BTNINC.Caption='INICIAR' then
        Begin
            Id:='';
            Banco.DataModule1.HospitalSet.Active:=true;
            Banco.DataModule1.HospitalSet.Open;
            Banco.DataModule1.Equipamento.Active:=true;
            Banco.DataModule1.Equipamento.Open;
            Banco.DataModule1.Ensaio.Active:=true;
            Banco.DataModule1.Servico.Active:=true;
            Banco.DataModule1.Servico.Open;
            Banco.DataModule1.Servico.Last;
            if Banco.DataModule1.ServicoID_Ensaio.Text = '' then
                temp:=1
            else

temp:=strtoint(Banco.DataModule1.ServicoID_Ensaio.Text)+1;
            Banco.DataModule1.Servico.Append;
            DBEdit9.Text:=inttostr(temp);
            id:=inttostr(temp);
        End;
    end;

procedure TFormEnsaio.USB RxClusterEvent(Sender: TObject);
begin
    if not parar then updatebuffer;
end;

procedure Sincroniza; //Realiza o sincronismo e detecta a onda
var
    temp,y,yant,ECG,ECGant: smallint;
    i:integer;
begin
    y:=0;
    yant:=0;
    ECG:=0;
    ECGant:=0;
    Reset(C);
    repeat
        Readln(C,S);
        Slen:= length(S);
        chave:=true;
        while Length(S) > 0 do
            begin
                AddS := Copy(S,1,SlLen);
                HexS := '';
                Delete(S,1,SlLen);
                for i := 1 to SlLen do
                    begin
                        CopyS := Copy(AddS,i,1);

```



```

exato:=buffertemp3;
valor[cont]:=exato;           //armazena para fazer média móvel
onda[w]:=exato;              //armazena os últimos 500 pontos
media:=mean(valor);         //faz a média
  Readln(Sin,ECGtemp);
exato:=ECGtemp;
ECGV[cont]:=exato;
ECGmedia:=mean(ECGV);
if (ECGmedia>=600) AND bogus then //Se achar pico do ecg
  begin
    Ui:=u/16; //atualiza tempo de início.
  end;
if (cont=(10)) then cont:=0;
inc(cont);
if w=51 then w:=0;
inc(w);
if not bogus then //se está detectada a onda...
  begin
    FormEnsaio.DBmemol.lines.Add(BufferTemp3);
    inc(j);
  end;
if (media>=500) AND bogus then //se achar a onda
  begin
    for cont:=w to 51 do //preenche os últimos 75
valores primeiro
      begin
        buffertemp3:=floattostr(onda[cont]);
        Formensaio.DBmemol.lines.Add(BufferTemp3);
      end;
    for cont:=1 to w -1 do
      begin
        buffertemp3:=floattostr(onda[cont]);
        formEnsaio.DBmemol.lines.Add(BufferTemp3);
      end;
    cont:=1;
    bogus:=false; //avisa que achou a onda
    Uf:=(u -50)/16;
  end;
  u:=u+1;
Until EOF(V) or (j=561); //repete até o arquivo terminar ou a onda
tiver 525 pontos (~35ms)
If (formEnsaio.DBEdit8.Text = 'Cardioversor') then
  begin
    u:=0;
    u:=(Uf -Ui);
    Str(u:3:2,ECGtemp);
    FormEnsaio.DBEdit10.Text:=ECGtemp;
  end;
CloseFile(V);
CloseFile(Sin);
CloseFile(C);
end;
procedure TFormEnsaio.BTNINCClick(Sender: TObject);
begin
  AssignFile(C,'D: \temp. $$$');
  Rewrite(C);
  Append(C);
  BTNpara.Enabled:= true;
  BTNINC.Enabled:= false;
  BTNCL.Enabled:= false;

```

```

    parar:= false;
    if BTNINC.Caption='INICIAR' then
        Begin
            Banco.DataModule1.Servico.ApplyUpdates(0);
        end;
    USB.Active := True;
end;

procedure TFormEnsaio.BTNParaClick(Sender: TObject);
var
    temp: integer;
begin
    FormEnsaio.USB.Active := False;
    USB.Active := false;
    parar:=false;
    Banco.DataModule1.Ensaio.Active:=true;
    Banco.DataModule1.Ensaio.Open;
    Banco.DataModule1.Ensaio.Last;
    if Banco.DataModule1.EnsaioID_Dados.Text = '' then
        temp:=1
    else
        temp:=strtoint(Banco.DataModule1.EnsaioID_Dados.Text)+1;
    Banco.DataModule1.Ensaio.O.Append;
    FormEnsaio.DBEdit6.text:=inttostr(temp);
    DBEdit4.Text:=id;
    BTNpara.Enabled:= false;
    BTNINC.Enabled:= true;
    BTNOK.Enabled:= True;
    BTNCL.Enabled:= true;
    BTNINC.Caption:='Refazer';
    Assignfile(V,'D:\valores.$$$');
    Rewrite(V);
    Append(V);
    Assignfile(Sin,'D:\ECG.$$$');
    Rewrite(Sin);
    Append(Sin);
    formWait.show;
    application.ProcessMessages;
    Flush(C);
    sincroniza; //procedure que reconstroi os dados
    localiza; //localiza e armazena somente a onda
    plota; //plota e calcula os resultados
    Banco.DataModule1.EnsaioData.AsDateTime:=Date;
    DBEdit3.Text:=Timetostr(Time);
    DBEdit5.Text:=DBEdit1.Text;
    Banco.DataModule1.Ensaio.ApplyUpdates(0);
    FormWait.close;
end;

procedure TFormEnsaio.DBLookupComboBox1CloseUp(Sender: TObject);
begin
    Banco.DataModule1.Equipamento.Active:=false;
    Banco.DataModule1.Equipamento.CommandText:='';
    Banco.DataModule1.Equipamento.CommandText:='Select * from Aparelho
WHERE ID_hosp = ''+DBEdit7.Text+''';
    Banco.DataModule1.Equipamento.Active:=true;
    DBLookupComboBox2.Enabled:=true;
end;

procedure TFormEnsaio.BTNOKClick(Sender: TObject);

```

```

begin
    FormEnsaio.Close;
end;

procedure TFormEnsaio.DBLookupComboBox2CloseUp(Sender: TObject);
begin
    If (DBEdit8.Text = 'Desfibrilador') then
        begin
            Comboboxtipo.Clear;
            Comboboxtipo.Items .Add('Desfibrilador');
            DBedit10.Visible:=false;
            label8.Visible:=false;
        end
    else
        begin
            Comboboxtipo.Clear;
            Comboboxtipo.Items.Add('Cardioversor');
            Comboboxtipo.Items.Add('Desfibrilador');
            DBedit10.Visible:=true;
            label8.Visible:=true;
        end;
    Comboboxtipo.Enabled:=true;
end;

procedure TFormEnsaio.ComboBoxtipoCloseUp(Sender: TObject);
begin
    DBEdit2.Enabled:=true;
    if (Comboboxtipo.Text = 'Desfibrilador') then
        begin
            DBedit10.Visible:=false;
            label8.Visible:=false;
        end;
end;

procedure TFormEnsaio.DBEdit2KeyPress(Sender: TObject; var Key: Char);
begin
    BTNINC.Enabled:=True;
end;

end.

```

Rotina de visualização dos dados no banco de dados

```

unit Visualiza;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls,
  Forms,
  Dialogs, StdCtrls, Buttons, TeEngine, Series, ExtCtrls, TeeProcs,
  Chart,
  DBCtrls, DB, Mask, MATH;

type
  TFormVisualiza = class(TForm)
    BTNOK: TBitBtn;
    Label1: TLabel;
    Label2: TLabel;
    Label4: TLabel;
    Chart1: TChart;
    Series1: TFastLineSeries;
    Edit2: TEdit;
    Edit3: TEdit;
    Edit5: TEdit;
    Label5: TLabel;
    DBEdit1: TDBEdit;
    DataSourceHosp: TDataSource;
    Label6: TLabel;
    DBEdit2: TDBEdit;
    DataSourceEquip: TDataSource;
    Label7: TLabel;
    DBEdit3: TDBEdit;
    DataSourceEnsaio: TDataSource;
    DBLComboHosp: TDBLookupComboBox;
    DBLComboEquip: TDBLookupComboBox;
    Label8: TLabel;
    Label9: TLabel;
    DBComboHora: TDBComboBox;
    Label10: TLabel;
    Label11: TLabel;
    DBEdit4: TDBEdit;
    Label12: TLabel;
    Label13: TLabel;
    DBEdit5: TDBEdit;
    DataSourceservico: TDataSource;
    Label3: TLabel;
    Edit4: TEdit;
    Label14: TLabel;
    DBLookupComboBox1: TDBLookupComboBox;
    DBMemo1: TDBMemo;
    DBEdit6: TDBEdit;
    Button1: TButton;
    DBEdit7: TDBEdit;
    procedure FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);
    procedure BTNOKClick(Sender: TObject);
    procedure FormShow(Sender: TObject);
    procedure DBLComboHospCloseUp(Sender: TObject);
    procedure DBLComboEquipCloseUp(Sender: TObject);
    procedure DBLookupComboBox1CloseUp(Sender: TObject);
  end;

```

```

    procedure Button1Click(Sender: TObject);
private
    { Private declarations }
public
    { Public declarations }
end;

var
    FormVisualiza: TFormVisualiza;

implementation

{$R *.dfm}
uses Banco, Principal, Ensaio;

procedure TFormVisualiza.FormClose(Sender: TObject;
    var Action: TCloseAction);
begin
    Banco.DataModule1.Equipamento.Close;
    Banco.DataModule1.HospitalSet.Close;
    Banco.DataModule1.Ensaio.Close;
    Banco.DataModule1.Servico.Close;
    Form1.Show;
end;

procedure TFormVisualiza.BTNOKClick(Sender: TObject);
begin
    FormVisualiza.Close;
end;

procedure TFormVisualiza.FormShow(Sender: TObject);
begin
    Banco.DataModule1.HospitalSet.Open;
    Banco.DataModule1.Equipamento.Open;
    Banco.DataModule1.Ensaio.Open;
    Banco.DataModule1.Servico.Open;
end;

procedure TFormVisualiza.DBLComboHospCloseUp(Sender: TObject);
begin
    Banco.DataModule1.Equipamento.Active:=false;
    Banco.DataModule1.Equipamento.CommandText:='';
    Banco.DataModule1.Equipamento.CommandText:='Select * from Aparelho
WHERE ID_hosp = ''+DBEdit1.Text+''';
    Banco.DataModule1.Equipamento.Active:=true;
    DBLComboEquip.Enabled:=true;
end;

procedure TFormVisualiza.DBLComboEquipCloseUp(Sender: TObject);
begin
    Banco.DataModule1.Servico.Active:=false;
    Banco.DataModule1.Servico.CommandText:='';
    Banco.DataModule1.Servico.CommandText:='Select * from Ensaio WHERE
ID_NSERIE = ''+DBEdit2.Text+''';
    Banco.DataModule1.Servico.Active:=true;
    dbmemol.Clear;
end;

procedure TFormVisualiza.DBLookupComboBox1CloseUp(Sender: TObject);
begin

```

```

        Banco.DataModule1.Ensaio.Active:=false;
        Banco.DataModule1.Ensaio.CommandText:='';
        Banco.DataModule1 .Ensaio.CommandText:='Select * from Dados WHERE
ID_Ensaio = ''+DBEdit6.Text+''';
        Banco.DataModule1.Ensaio.Active:=true;
end;

procedure plotar; //plota o gráfico e calcula os valores
var
    buffertemp:string;
    largura,Pulsoi,Pulsof,PicoV,PicoA,media:double;
    taxa,cont,i,l,k:integer;
    atual,temp,energia,sec:extended;
    onda:array [1..600] of real;
    valor:array [1..10] of double; //~1.5 x valor da taxa de aquisição
begin
    formvisualiza.series1.Clear;
    taxa:=15; //taxa de amostragem e m KHZ
    for cont:=1 to 10 do // Inicializa todas as variáveis para
evitar resíduos
        valor[cont]:=0;
    for cont:=1 to 600 do
        onda[cont]:=0;
    cont:=1;
    i:=0;
    k:=0;
    PicoA:=0;
    PicoV:=0;
    Pulsoi:=0;
    Pulsof:=0;
    largura:=0;
    temp:=0;
    atual:=0;
    l:=1;
    energia:=0;
    sec:= -taxa*1.5; //recuo da onda para inciar em 0 segundos
    repeat
        buffertemp:=formvisualiza.DBmemor1.Lines.Strings[k];
        k:=k+1;
        if (buffertemp<>'') then //pode acontecer que haver algo
vazio, tem de ser evitado.
            begin
                valor[cont]:=strtoint(buffertemp);
                media:=mean(valor)*1.047; //calcula
média mó vel
                if media > PicoV then //detecta pico
de tensão
                    picov:=media;
                    if (cont = (10)) then
                        cont:=0;
                    inc(cont);
                    i f ((media>200) or (i>= 1)) then //detecta
quando inicia a onda
                        begin
                            sec:=(i -taxa*1.5)/taxa;
//calcula o tempo em ms
                            formvisualiza.series1.AddXY(sec,media);
//plot a
                            onda[i]:=media; //armazena a
onda para calcular largura de pulso

```

```

        inc(i);
        energia:=energia+(sqr(valor[cont])/51.73);
        if i=1 then //se achou a
onda no primeiro laço...
        begin
            k:=k -31; //recua 30
pontos (~2 ms)
            formvisualiza.series1.Clear; //limpa o
gráfico de event ual resíduo
            for cont:=1 to (10) do //limpa
variáveis de resíduo
                valor[cont]:=0;
            for cont:=1 to 600 do
                onda[cont]:=0;
            cont:=1;
            energia:=0; //zera o
calcula da energia
        end;
        end;
        end;
        until ((i = 226) or (k = 6000)); //termina quando plotar 15ms
        temp:=round(PicoV*(10/100)/taxa); //valor de 10% do pico da onda
        for i:=1 to 600 do
        begin
            atual:=round(onda[i]/taxa);
            if (atual >= temp) then //detecta início e fim do pulso
(10% e 90%)
            begin
                if pulsoi=0 then
                    pulsoi:=(i -taxa*1.5)/taxa
                else
                    pulsof:=(i -taxa*1.5)/taxa;
            end;
        end;
        Str(PicoV:3:2, buffertemp);
        formvisualiza.edit3.Text:=buffertemp+ ' V';
        PicoA:=PicoV/51.08; //calcula pico de corrente
        Str(PicoA:3:2, buffertemp);
        formvisualiza.edit4.Text:=buffertemp+' A';
        largura:=pulsof -pulsoi; //calcula largura do pulso
        Str(largura:3:2, buffertemp);
        formvisualiza.edit5.Text:=buffertemp+' ms';
        energia:=energia/(15000);
        Str(energia:3:2, buffertemp);
        formvisualiza.edit2.Text:=buffertemp+' J';
    end;

procedure TFormVisualiza.Button1Click(Sender: TObject);
begin
    plotar;
end;

end.

```

Rotina de cadastro de hospitais

```

unit Hospital;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls,
  Forms,
  Dialogs, StdCtrls, Mask, DBCtrls, Buttons, DB, ExtCtrls;

type
  TFormhospital = class(TForm)
    Label1: TLabel;
    DBEdit3: TDBEdit;
    DataSource1: TDataSource;
    Label2: TLabel;
    DBEdit4: TDBEdit;
    BTNCL: TBitBtn;
    BTNOK: TBitBtn;
    Label3: TLabel;
    DBEdit1: TDBEdit;
    procedure FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);
    procedure BTNOKClick(Sender: TObject);
    procedure BTNCLClick(Sender: TObject);
    procedure FormShow(Sender: TObject);
  private
    { Private declarations }
  public
    { Public declarations }
  end;

var
  Formhospital: TFormhospital;

implementation

uses Banco, Principal;

{$R *.dfm}

procedure TFormhospital.FormClose(Sender: TObject;
  var Action: TCloseAction);
begin
  Banco.DataModule1.HospitalSet.Delete;
  Banco.DataModule1.HospitalSet.ApplyUpdate  s(0);
  Banco.DataModule1.HospitalSet.Close;
  Form1.Show;
end;

procedure TFormhospital.BTNOKClick(Sender: TObject);
begin
  Banco.DataModule1.HospitalSet.Post;
  Banco.DataModule1.HospitalSet.Append;
  Formhospital.Close;
end;

procedure TFormhospital.BTNCLClick(Sender: TObject);
begin

```

```
        Formhospital.Close;
end;

procedure TFormhospital.FormShow(Sender: TObject);
var temp:integer;
begin
    Banco.DataModule1.HospitalSet.Open;
    Banco.DataModule1.HospitalSet.Last;
    if Banco.DataModule1.HospitalSetID_hosp.Text = '' then
        temp:=1
    else
        temp:=strtoint(Banco.DataModule1.HospitalSetID_hosp.Text)+1;
    Banco.DataModule1.HospitalSet.Append;
    DBedit1.text:=inttostr(temp);
    DBedit3.setfocus;
end;

end.
```

Rotina de cadastro de equipamentos

```

unit Equip;

interface

uses
  Windows, Messages, SysUtils, Variants, Classes, Graphics, Controls,
  Forms,
  Dialogs, StdCtrls, Buttons, DB, Mask, DBCtrls, ExtCtrls;

type
  TFormEquip = class(TForm)
    BTNCL: TBitBtn;
    BTNOK: TBitBtn;
    Label1: TLabel;
    DBEdit1: TDBEdit;
    DataSourceEquip: TDataSource;
    Label2: TLabel;
    DBEdit2: TDBEdit;
    Label3: TLabel;
    DBEdit3: TDBEdit;
    Label4: TLabel;
    DBEdit4: TDBEdit;
    Label5: TLabel;
    DBEdit5: TDBEdit;
    Label6: TLabel;
    Label7: TLabel;
    DBEdit7: TDBEdit;
    Label8: TLabel;
    DBEdit8: TDBEdit;
    Label9: TLabel;
    DBEdit9: TDBEdit;
    DataSourceHosp: TDataSource;
    DBLookupComboBox1: TDBLookupComboBox;
    Label10: TLabel;
    DBComboBox1: TDBComboBox;
    procedure FormClose(Sender: TObject; var Action: TCloseAction);
    procedure BTNOKClick(Sender: TObject);
    procedure BTNCLClick(Sender: TObject);
    procedure FormShow(Sender: TObject);
  private
    { Private declarations }
  public
    { Public declarations }
  end;

var
  FormEquip: TFormEquip;

implementation

{$R *.dfm}
uses Banco, Principal;

procedure TFormEquip.FormClose(Sender: TObject; var Action:
TCloseAction);
begin
  Banco.DataModule1.Equipamento.Delete;

```

```

        Banco.DataModule1.Equipamento.ApplyUpdates(0);
        Banco.DataModule1.Equipamento.Close;
        Banco.DataModule1.HospitalSet.Close;
        Form1.show;
end;

procedure TFormEquip.BTNOKClick(Sender: TObject);
begin
    Banco.DataModule1.Equipamento.Post;
    Banco.DataModule1.Equipamento.Append;
    FormEquip.Close;
end;

procedure TFormEquip.BTNCLClick(Sender: TObject);
begin
    FormEquip.Close;
end;

procedure TFormEquip.FormShow(Sender: TObject);
var temp:integer;
begin
    temp:=0;
    Banco.DataModule1.HospitalSet.Open;
    Banco.DataModule1.Equipamento.Open;
    Banco.DataModule1.Equipamento.Last;
    if Banco.DataModule1.EquipamentoID_NSerie.Text = '' then
        temp:=1
    else
        temp:=strtoint(Banco.DataModule1.EquipamentoID_NSerie.Text)+1;
    Banco.DataModule1.Equipamento.Append;
    DBedit8.text:=inttostr(temp);
    DBlookupCombobox1.SetFocus;
end;

end.

```

Firmware

```

//programa para comunicação serial do 8051 com o PC

#include <stdio.h>
#include <AT89X52.H>
#include "testetabl.c"

void inicializa(void); // inicializa sistema e timer
void tratatimer1(void); // trata timer 1

sbit hold = P1^0; // Hold do AD
sbit ADrst = P1^1; // Reset do AD
sbit EN_373 = P1^2; // Enable do 74373
sbit AD_cs = P1^6; // Chip Select do AD
sbit FT_RXF = P3^2; // RXF/ do FTDI
sbit FT_TXE = P3^3; // TXE/ do FTDI
sbit busy = P3^4; // Busy do AD
sbit ADread = P3^5; // Read/ do AD
sbit FT_wr = P3^6; // Write do FTDI
sbit FT_rd = P3^7; // READ/ do FTDI
sfr Rale = 0x8E; // Desabilita ALE
unsigned char chave,cont; // DAC
unsigned int pos; // DAC

void main()
{
    inicializa(); // Iinicia Timmer
    while(1)
    {
        if (TF0==1)
        {
            TH0 = 0xB1; // valor alto do timer0 */
            TL0 = 0xE0; // valor baixo do timer0 */
            TF0 = 0;
            if (cont==tamanho)
                cont = 0; // quando apontador > tamanho
            P2 = tab[pos+cont];
            EN_373 = 1;
            EN_373 = 0;
            cont ++;
        }
        if (FT_RXF == 0)
        {
            TR1=0;
            TH1 = 0xFF; // valor alto do timer1 */
            AD_cs = 1;
            FT_rd = 0;
            TL1 = 0xA8; // valor baixo do timer1 */
            FT_rd = 1;
            TR1=1;
        }
    }
}

void timer1(void) interrupt 3 // timer sem auto reload */
{
    tratatimer1();
}

```

```

/*----- */
void tratatimer1(void)
{
    TH1 = 0xFF;          /* valor alto do timer1 */
    TL1 = 0xA8;          /* valor baixo do timer1 */
    P1=0x23; // 0010 -0011 b7..b0
    FT_wr=1;
    ADread=0; // Lê primeiro byte (LOW) C0
    FT_wr=0;
    ADread=1;
    FT_wr=1;
    ADread=0; // Lê segundo byte (HIGH) C0
    FT_wr=0;
    ADread=1;
    P1=0x2B; // 0010 -1011 b7..b0
    FT_wr=1;
    ADread=0; // Lê primeiro byte (LOW) C1
    FT_wr=0;
    ADread=1;
    FT_wr=1;
    ADread=0; // Lê segundo byte (HIGH) C1
    FT_wr=0;
    ADread=1;
    P1=0x22; //novo hold
    P1=0x63;
}

void inicializa(void)
{
    IE = 0x88;          //habilita interrup do timer 0, timer1 e seta
EA
    IP = 0x08;          // timer 1 com prioridade
    TH0 = 0xB1;          /* valor alto do timer0 */
    TL0 = 0xE0;          /* valor baixo do timer0 */
    TH1 = 0xFF;          /* valor alto do timer1 */
    TL1 = 0xCF;          /* valor baixo do timer1 */
    P3=0xff;           // Inicializa portas
    FT_wr=0;           //
    P2=0xff;           //
    P1=0x03;           // 0000 -0011 b7..b0
    P0=0xff;           //
    ADrst=0;           // realiza RESET no AD
    pos = 0;
    ADrst=1;           //
    chave = 0;
    if (chave>(canais -1))
        chave = (canais -1);
    tamanho = tamanho_canal[chave]; /* Seleciona o tamanho
do canal */
    pos = comeco[chave]; //
apontador da memoria
    hold=0;           // Primeiro Hold
    Rale=0x01;
    hold=1;           //
    AD_cs=1;
    TMOD = 0x11; // modo de operação 1 dos timers (16bits sem recarga
automática)
    TCON |= 0x50; // inicia contagem dos timers
}

```

Apêndice 3 – Especificações Técnicas

Especificações gerais:

Impedância de carga: 50 ohms \pm 10%

Energia máxima: 750J

Resolução: 0,1 J

Tensão máxima: \pm 5000 volts

Corrente máxima: 100 amperes

Largura de pulso: 1-100 ms

Precisão: \pm 5% da leitura

Medição do sincronismo:

Faixa: 0-700 ms

Medição: do pico da onda R até 10% do valor de pico do pulso desfibrilatório.

Precisão: \pm 0,5ms

Sinal de ECG: Normal á 80 \pm 1 BPM (Derivação II)

Comunicação com o microcomputador:

USB 1.1 (full speed);

Alimentação:

+5V digital (100 mA)

\pm 15V Analógico (200 mA)

GND comum somente na fonte.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

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

AMERICAN HEART ASSOCIATION; 2003. *Heart and stroke statistical update*, USA.

ASTON, Richard; 1990. *Principles of Biomedical instrumentation and Measurement*. New York: Macmillan Publishing Company.

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

AXELSON, J.; 1999. *USB Complete: Everything you need to develop custom USB peripherals*. 1 ed. Madison: Lakeview Research.

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

CARR, Joseph J.; BROWN, John M.; 1998. *Introduction to Biomedical Equipment Technology*. 3 ed. New Jersey: Prentice-hall.

DOMINGOS, Jean Claudi S.; 1997. *Eletrocardiografos, desfibriladores e cardioversores: funcionalidade e segurança*. Florianópolis. Dissertação

(Mestrado em Engenharia Elétrica) - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTION; 2001. *Healthcare Product Comparison System (HPCS)*, USA.

ELECTRICAL AND BIO-MEDICAL ENGINEERING; 2002. *Biphasic Defibrillation*, <http://www.ebme.co.uk>.

FADDY, Steven C.; POWELL, Jane; CRAIG, Jonathan C.; 2003. *Biphasic and monofasic shocks for transthoracic defibrillation: a meta analysis of randomized controlled trials*. ELSEVIER/ Resuscitation 2003, p.01-08.

GUEDES, Jorge Roberto; MORAES, R; 2001. Sistema microcomputadorizado para a análise de desfibriladores, cardioversores e esfigmomanômetros. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*. v.17, n.1 (Jan./Abr.), p. 03-12.

GUEDES, Jorge Roberto; 1999. *Sistema microcomputadorizado para a análise de desfibriladores, cardioversores e esfigmomanômetros*.

Florianópolis. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

GUYTON, Arthur C.; HALL, John E; 2002. *Tratado de fisiologia médica*. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.

International Eletrotechnical Comission; 1983. *Medical Electrical Equipament - Part 2: Particular Requirements for the Safety of Cardiac Defibrillators and Cardiac Defibrillator-monitors*, IEC 60601-2-4. Swiss.

LEÃO, M.; 2001. *Borland Delphi 6 & Kylix Curso Completo*. 1 ed. Rio de Janeiro : Axel Books do Brasil.

NOHAMA, p.; 1992. *Analizador de desfibrilador/cardioversores*. Campinas. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Departamento de Engenharia Biomédica, Universidade Estadual de Campinas-UNICAMP.

SCHNEIDER, Thomas; MARTENS, Patrick R.; PASCHEN, Hans; KUISMA, Markku; WOLCKE, Benno; GLINER, Bradford; RUSSELL, James K.; WEAVER, W. Douglas; BOSSAERT, Leo; CHAMBERLAIN, Douglas; 2000. *Multicenter, Randomized, controlled Trial of 150-J*

Biphasic Shocks Compared With 200-J to 360-J Monophasic Shocks in the Resuscitation of Out-of-Hospital Cardiac Arrest Victims. Circulation 2000, V.102: p. 1780-1787.

SILVA, Humberto Pereira da.; 2001. *Sistema Microcomputadorizado para Análise de Funcionalidade de Ventiladores Pulmonares.* Florianópolis. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina.

SULLIVAN, Joseph L.; BORSCHOWA, Lawrence A.; Nova, Richard C.: 2002. *Method and apparatus for converting a monophasic defibrillator to a biphasic defibrillator.* United States Patent: 6,487,448.

TAKATA, Theodore S.; PAGE, Richard L.; JOGLAR Jose A.; 2001. *Automated External Defibrillators: Technical Considerations and Clinical Promise.* Annals of Internal Medicine. 2001;V.135, n. 11, p.990-998.

Universal Serial Bus Organization; 2000. *Universal Serial Bus Specification - Revision. 2.0.* <http://www.usb.org>.

WEBSTER, John G.; 1998. *Medical Instrumentation: Application and design*.

3 ed. New York: John Wiley & Sons.