

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

AMDC

**Analizador Microcontrolado de Desfibriladores e
Cardioversores**

Uilson Ruas Pennafiel

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

Dissertação apresentada como exigência parcial para a obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA, na área de concentração AUTOMAÇÃO, à comissão julgadora da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas.

Campinas

1998

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

AMDC

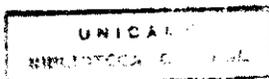
Analizador Microcontrolado de Desfibriladores e
Cardioversores

Este exemplar contém a redação final da tese defendida por <u>Wilson Ruas Pennafiel</u> e aprovada pela Comissão Juulgada em <u>10 / 12 / 1998</u> <u>Sergio Santos M</u> Orientador

Autor: Uilson Ruas Pennafiel

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

Campinas, Dezembro de 1998



9912298

UNIDADE	700	
Nº CHAMADA:	LUTYICAMP	
	P381a	
V.	EX.	
TOMBO BCI	37918	
PROC.		
C	<input type="checkbox"/>	D <input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	R\$ 11,00	
DATA	12/06/99	
Nº CPO		

CM-00124090-9

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

P381 a Pennafiel, Uilson Ruas
AMDC analisador microcontrolado de
desfibriladores e cardioversores / Uilson Ruas
Pennafiel.--Campinas, SP: [s.n.], 1998.

Orientadores: Sérgio Santos Mühlen.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação.

1. Cardioversão elétrica. 2. Eletroterapia. 3.
Medidores elétricos. 4. Medicina - Aparelhos e
instrumentos. I. Mühlen, Sérgio Santos. II.
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.

À minha mãe, a meu pai e à Kátia.

Agradecimentos

Agradeço às pessoas que contribuíram para a minha formação e que colaboraram na realização deste trabalho, em especial:

Ao Professor Sérgio Santos Mühlen pela sugestão do tema, amizade e empenho em oferecer-me as melhores condições da realização deste trabalho.

Ao Professor Percy Nohama pelas inúmeras sugestões na confecção deste trabalho.

Ao Amigo Joaquim Miguel Maia pela amizade, paciência e constante ajuda prestada durante toda realização do trabalho.

Aos Professores Luis Carlos Origa de Oliveira e José Wilson Magalhães Bassani por terem aceitado em participar da comissão julgadora.

Aos Colegas da Pós Graduação com quem compartilhei alegrias e tristezas.

Aos Colegas do Centro de Engenharia Biomédica que sempre estiveram dispostos para a ajuda e solução dos problemas enfrentados

Aos funcionários da secretaria de Pós Graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da UNICAMP.

Ao CEB/UNICAMP e à agência CNPq pelo apoio financeiro.

a Deus, princípio e fim de todas as coisas.

Índice

Índice	7
Resumo	9
Abstract	10
Capítulo 1 — Motivação	11
Capítulo 2 — Revisão bibliográfica	14
2.1 O sistema de condução	14
2.2 A fibrilação	15
2.3 A desfibrilação	15
2.3.1 Cardioversão	17
Capítulo 3 — Desfibrilação por eletrochoque	18
3.1 A evolução dos desfibriladores	18
3.2 Circuitos de descarga do pulso desfibrilatório	20
3.2.1 Descarga senoidal amortecida (DSW)	20
3.2.2 Descarga exponencial truncada (TEW)	23
3.3 Tendências futuras	24
Capítulo 4 — Analisadores de desfibriladores/cardioversores	26
4.1 Medição de energia	26
4.2 Medição e teste de sincronismo	27
4.3 Analisadores comerciais	28
Capítulo 5 — Materiais e métodos	31
5.1 Unidade de atenuação e isolamento	33
5.1.1 Circuito de atenuação	33
5.2 Unidade de controle	34
5.2.1 Circuito de isolamento e processamento do pulso desfibrilatório	35
5.2.2 Circuito de entrada de sincronismo	36
5.2.3 Circuito de saída de sincronismo	37
5.2.4 <i>Display</i>	38
5.2.5 Teclado	38
5.2.6 Microcontrolador MC68HC11-A1	40
5.2.7 Lógica de apoio e controle	43
5.2.8 Memórias RAM e EPROM	45
5.2.9 Interface serial e paralela	45
5.3 Fontes de alimentação	48
5.4 Software de controle	49
5.5 Aspectos construtivos do AMDC	58

Capítulo 6 — Testes e resultados.....	60
6.1 Testes da chave de seleção da impedância transtorácica.....	60
6.2 Testes dos resistores de atenuação	63
6.3 Testes de atraso de sincronismo	64
6.4 Testes com descargas de desfibriladores.....	66
Capítulo 7 — Discussão e conclusões.....	76
7.1 Discussão	76
7.2 Conclusões.....	79
7.3 Sugestões para trabalhos futuros.....	80
Capítulo 8 — Referências bibliográficas.....	81

Resumo

O funcionamento eficaz e seguro de equipamentos médicos, tais como desfibriladores e cardioversores, requer manutenção preventiva e corretiva que, em muitos casos, precisa ser realizada próximo à unidade hospitalar onde os equipamentos são utilizados. Este trabalho descreve o desenvolvimento de um analisador microcontrolado de desfibriladores e cardioversores, que atende aos requisitos de versatilidade de um instrumento de calibração, a um custo relativamente baixo. O analisador é portátil e auto-suficiente (pode ser alimentado e carrega automaticamente suas baterias) e mede os seguintes parâmetros do pulso desfibrilatório: 1) energia direta e reversa (em 4 escalas, variando de 2 a 1.000 J); 2) amplitude máxima de tensão e corrente das parcelas positiva e negativa (até 6 kV); 3) taxas de subida t_R , t_{50} e t_{10} da norma ANSI/AAMI-DF2 (de 100 μ s até 200 ms); e 4) duração (de 100 μ s até 200 ms).

A forma de onda do pulso desfibrilatório é apresentada num *display* tipo LCD de 256×64 pixels e todos os parâmetros aferidos podem ser impressos ou transmitidos a um dispositivo de registro. Uma carga resistiva de entrada (de 25, 50, 75, 100 ou 125 Ω), selecionada pelo usuário-operador, simula a impedância transtorácica do corpo humano. Para testar cardioversores, o analisador simula o complexo QRS ou aguarda um sinal de sincronismo externo para medir o tempo de resposta (atraso entre o sinal de sincronismo e a cardioversão). Ensaios em laboratório com instrumentos calibrados (osciloscópio e geradores) e com desfibriladores/cardioversores demonstraram um bom desempenho do protótipo.

Abstract

The effectiveness and safety of medical devices, such as defibrillators and cardioverters, require preventive maintenance and repair, which should be carried out in many instances near the hospital unit where the devices are being used. This work describes the development of a microcontrolled analyzer, which fulfills the requirements of a calibrating equipment, at a relatively low cost. The analyzer is powered by batteries, is self-sufficient and measures the following defibrillator output pulse parameters: 1) direct and reverse energy (four ranges, from 2 to 1,000 J); 2) direct and reverse peak voltage and current (up to 6 kV); 3) ANSI/AAMI-DF2 t_R , t_{50} and t_{10} rise rate (from 100 μ s to 200 ms); and 4) pulse width (from 100 μ s to 200 ms).

The defibrillating pulse waveform is shown on a 256 \times 64-pixel LCD display. All measured parameters can be printed or transmitted to a record device. An internal resistive load (of 25, 50, 75, 100 or 125 Ω) simulates the transthoracic impedance of the human body. To test cardioverters, the analyzer simulates the QRS complex and measures the response time (delay between synchronous and cardioverter pulses). Laboratory tests performed with calibrated instruments (oscilloscope and generators) and field tests with different types of defibrillators have shown good performance of the prototype.

Capítulo 1 — Motivação

Muitos equipamentos eletro-médicos (EEMs) têm sua eficiência prejudicada ou encontram-se frequentemente indisponíveis em decorrência de manutenção deficiente (há casos em que a vida útil fica reduzida a menos de 20% do período normal — Pinto, 1982). Diversos fatores contribuem para que, apesar das consideráveis quantias investidas em equipamentos e instalações de saúde, os resultados almejados sejam comprometidos, tanto do ponto de vista da melhoria no atendimento à saúde da população, quanto da racionalidade nos gastos com tecnologia nesta atividade (Nohama, 1991). Dentre estes, pode-se citar:

1. Operadores despreparados, que além de não conseguirem desempenho ótimo dos EEMs, podem muitas vezes danificá-los (Crockett, 1991);
2. Equipamentos com especificações inadequadas, provenientes de aquisições onde não foram adotados critérios racionais de seleção, ou porque são fruto de doações ou linhas de crédito específicas;
3. Falta de padronização dos equipamentos, o que dificulta a elaboração de programas de manutenção (Crockett, 1991);
4. Baixa qualidade de alguns equipamentos favorecida pela inexistência de legislação compulsória específica sobre fabricação, uso e manutenção de EEMs.;
5. Representantes de equipamentos que sonegam manuais, esquemas, informações e treinamento básico aos usuários e aos responsáveis pela manutenção;
6. Equipamentos obsoletos ou cuja vida útil já foi vencida.

Focalizando especialmente os problemas relacionados à manutenção dos EEMs, podem ser citados :

1. A baixa qualidade dos serviços, o prolongado tempo para atendimento e os custos elevados, principalmente quando a manutenção é realizada por terceiros;
 2. A falta de mão-de-obra especializada, equipada e treinada para atuar no ambiente hospitalar;
 3. A carência de instrumentos específicos para teste e calibração, produzidos pela indústria nacional.
-

Dentro desse contexto, surgiu a motivação para a realização de uma pesquisa na área de instrumentação biomédica e que culminou com a decisão de desenvolver um equipamento para teste e calibração de desfibriladores/cardioversores (DF/CVs). Reforçaram tal decisão as seguintes considerações:

1. Importância clínica: o desfibrilador cardíaco é o equipamento mais utilizado nos casos de parada cardíaca (Charbonnier, 1996). Integra também o arsenal terapêutico obrigatório em qualquer centro cirúrgico.
2. Controle de qualidade: o desempenho adequado dos equipamentos de suporte à vida é conseguido através de programas eficientes de controle de qualidade na construção, procedimentos específicos para instalação e uso, manutenção preventiva e corretiva, e calibração. Ao lado das normas gerais já existentes sobre EEMs e que regulamentam esta matéria, tais como a NBR/IEC 601-1, ANSI SLC 12, NBR 9354, e específicas como a NBR/IEC 601-2-4 e a ANSI/AAMI-DF2, é essencial dispor de instrumentação laboratorial adequada para efetuar ensaios de rotina nos EEMs.
3. Economia: pretende-se transferir o *know-how* deste projeto para a indústria, na expectativa de redução dos custos de comercialização do analisador em relação a um instrumento similar importado. Com isso, as instituições médico-assistenciais poderão ter mais controle sobre a qualidade de seus DF/CVs, e gerir sua manutenção (ao menos preventiva) com maior racionalidade e conseqüente economia (Gwin, 1995).
4. Tecnológica: o caráter prático deste trabalho, com projeto, construção e testes, suscita a formação de pessoal na área de instrumentação biomédica e o desenvolvimento de tecnologia nacional.

Neste trabalho portanto, focalizam-se o projeto, a implementação e os testes de um Analisador Microcontrolado de Desfibriladores e Cardioversores, cuja aplicação principal ocorrerá na manutenção (preventiva e corretiva) de DF/CVs de quaisquer tipos. O equipamento também constitui uma ferramenta em rotinas de treinamento e simulação para os usuários de DF/CVs. O instrumento construído emprega componentes para tratamento de sinais analógicos facilmente encontrados no mercado nacional, e componentes digitais que, além de reduzirem consideravelmente o número total de componentes eletrônicos, oferecem boa confiabilidade na obtenção e apresentação dos resultados desejados.

A dissertação abrangerá oito capítulos e dois apêndices. Este capítulo 1 discorre sobre a motivação para o desenvolvimento do trabalho.

O capítulo 2 apresenta uma rápida revisão bibliográfica sobre fibrilação e os mecanismos da desfibrilação, contendo definições gerais do sistema de condução do músculo cardíaco e algumas de suas características.

No capítulo 3 são descritos a desfibrilação por eletrochoque, os principais tipos e características de desfibriladores e cardioversores, além das tendências futuras apresentadas na bibliografia.

O capítulo 4 contém informações sobre os principais analisadores de desfibriladores disponíveis no mercado, os parâmetros aferidos e uma comparação entre estes equipamentos.

O capítulo 5 descreve de forma detalhada o analisador desenvolvido, focalizando *hardware* e *software*.

O capítulo 6 apresenta os testes e resultados do analisador, compreendendo os testes no laboratório de cada parte do protótipo até a análise de desfibriladores e cardioversores.

As discussões e conclusões do desenvolvimento deste trabalho são apresentadas no capítulo 7, onde são feitas também algumas sugestões para trabalhos futuros nesta linha de pesquisa.

Finalmente, no capítulo 8 são apresentadas as referências bibliográficas utilizadas neste trabalho.

No apêndice A encontra-se um manual de utilização do analisador, apresentando todas as funções disponíveis do equipamento e auxiliando o usuário-operador em todos os procedimentos de manutenção de desfibriladores.

No apêndice B é apresentada a listagem completa do *software* do equipamento.

Capítulo 2 — Revisão bibliográfica

Neste capítulo serão apresentadas algumas considerações sobre o fenômeno fibrilatório e desfibrilatório. Inicialmente será descrito o sistema de condução do potencial de ação, para em seguida serem apresentados alguns comentários sobre a fibrilação e os mecanismos envolvidos nos processos de desfibrilação.

2.1 O sistema de condução

A figura 2.1 apresenta esquematicamente o caminho por meio do qual, a partir do nódulo sino-atrial (nódulo S-A, também chamado de marcapasso natural), é feita a condução do potencial de ação que despolariza célula a célula (por contato) toda a massa miocárdica.

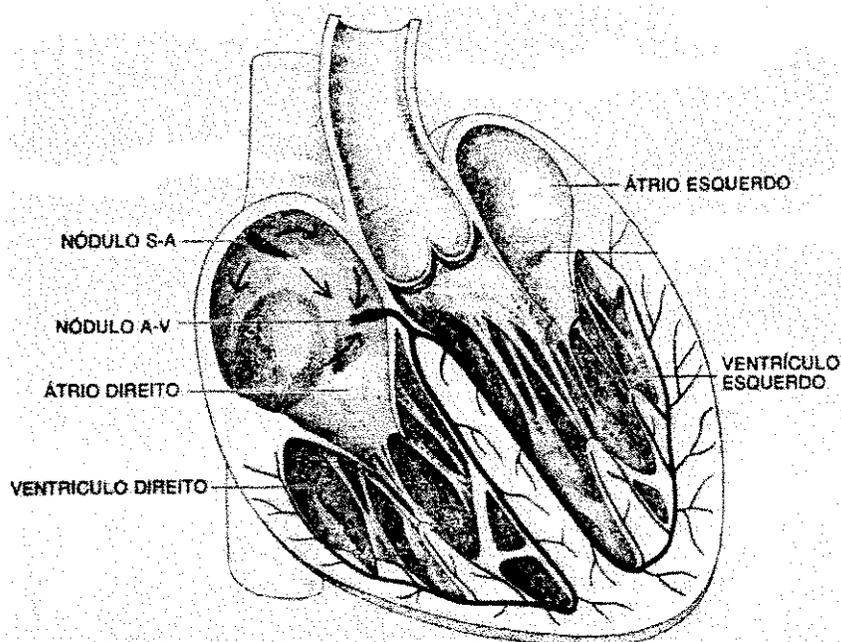


figura 2.1 — Sistema de condução do impulso cardíaco (modificado de Burton, 1977).

A condução do impulso entre o nódulo sino-atrial e o nódulo átrio-ventricular (nódulo A-V) não conta com uma via histologicamente especializada, abrangendo todo o átrio e indo convergir ao nível do nódulo átrio-ventricular via caminhos funcionalmente determinados. A partir do nódulo átrio-ventricular a condução se faz através do feixe de His (fibras musculares especializadas), indo atingir o sistema ventricular através dos seus dois ramos principais (os ramos esquerdo e direito), para finalmente distribuir-se por toda a musculatura ventricular através das fibras de Purkinje. Assim sendo, a onda de despolarização dos ventrículos se inicia

no ápice e se desloca para cima, na direção da base do coração. Ela igualmente se desloca de dentro para fora das paredes ventriculares.

A velocidade de condução varia muito ao longo deste trajeto: ao nível do átrio, a partir do marcapasso, é de cerca de 1 m/s e são necessários cerca de 0,1 s para que a excitação atinja o nódulo átrio-ventricular. Próximo ou ao nível deste, há um retardo maior na condução. Abaixo do nódulo átrio-ventricular a condução é mais rápida, sendo da ordem de 4-5 m/s. A duração da condução total desde o marcapasso até a despolarização do músculo ventricular é normalmente de 160 a 200 ms (calculada com base no intervalo P-R do eletrocardiograma), sendo que grande parte deste total é a transposição do nódulo átrio-ventricular (Burton, 1977).

2.2 A fibrilação

Fibrilação é a excitação elétrica caótica do miocárdio que resulta na perda da atividade mecânica coordenada característica do batimento cardíaco normal (Tacker, 1995). A descrição dos mecanismos que levam e mantêm a fibrilação ou outra arritmia está além do objetivo deste trabalho, e não será abordada aqui. Resumidamente, acredita-se que estas arritmias são comumente associadas a circuitos de reentrada de excitação dentro do coração. Se estas ondas de excitação forem múltiplas, o ritmo pode degradar até a perda total de sincronismo de contração das fibras cardíacas. Sem a contração sincronizada, a câmara afetada não irá contrair, e isto será fatal no caso da fibrilação ventricular (Duffin, 1995).

A causa exata da fibrilação ventricular não é bem conhecida. Em muitos casos é deflagrada pela oclusão total ou parcial de uma artéria coronária causando uma área isquêmica (e “irritável”) no músculo cardíaco. Pode haver, em outros casos, evolução diretamente para a fibrilação ventricular sem causa óbvia. Estudos buscam associar, de forma ainda não conclusiva, drogas, desbalanceamento de eletrólitos ou de hormônios no sangue, e doenças hereditárias como causas internas da fibrilação ventricular, e hipotermia e choques elétricos (especialmente de corrente alternada) como causas externas (Charbonnier, 1996; Eisenberg, 1998).

2.3 A desfibrilação

Desfibrilação elétrica é uma medida corretiva emergencial para “cancelar” o efeito das ondas de excitação rápida geradas por simultâneas despolarizações, através de um forte choque elétrico.

Apesar de anos de intensa pesquisa, não há ainda uma teoria simples para o mecanismo da desfibrilação que explique todo o fenômeno observado (Tacker, 1995). No entanto, é geralmente

aceito que o pulso desfibrilatório precisa ser adequadamente intenso e com uma determinada duração para afetar a maior parte das células do coração. Em geral, choques longos requerem menos corrente comparados a choques com durações mais curtas. Esta relação é chamada de relação intensidade-duração e é demonstrada pelas curvas da figura 2.2. Choques de intensidade e duração acima da curva de energia são adequados para desfibrilar, ao passo que aqueles abaixo não são (Tacker, 1995).

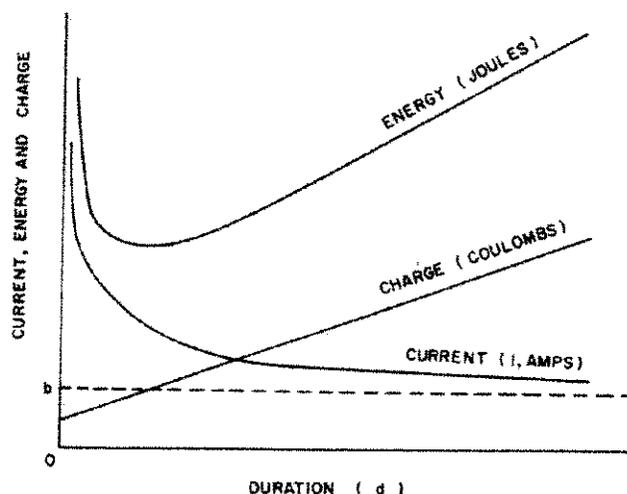


figura 2.2 — Curvas de carga duração para corrente, energia e carga. Choques adequados estão acima da curva de energia (Tacker, 1995).

A curva de energia pode ser determinada a partir da corrente, e é elevada para durações muito curtas devido às altas correntes, mas é alta também para durações mais longas devido à energia adicional que é descarregada conforme a duração do pulso é prolongada. Portanto, para a maior parte das formas de onda elétricas há um mínimo de energia para desfibrilação que ocorre de 3 a 8 ms na duração do pulso. Pulsos muito curtos não são usados, pois a alta corrente e tensão requeridas são prejudiciais ao miocárdio (Geddes *et al.*, 1997). É também importante notar que tensões muito elevadas ou durações excessivas podem causar refibrilação, falhando no restabelecimento da função do coração.

Na prática, para um choque aplicado por eletrodos sobre a superfície do tórax do paciente, a duração é de 3 a 10 ms com intensidade de alguns milhares de volts e dezenas de ampères. A energia entregue ao paciente por estes choques é selecionada pelo operador e é da ordem de 50 a 360 joules para a maioria dos desfibriladores. A intensidade exata e a duração do pulso elétrico dependem de diversas variáveis, incluindo características intrínsecas do paciente (doenças preexistentes, exposição a certas drogas ou tempo de duração total da arritmia presente), técnicas de aplicação dos eletrodos, e da disfunção rítmica particular sendo tratada, pois ritmos mais organizados requerem menos energia que os ritmos mais desorganizados (Charbonnier, 1996).

2.3.1 Cardioversão

A cardioversão é definida como o uso de descargas elétricas sincronizadas para tratamento de arritmias cardíacas.

Nesses casos, o coração está em funcionamento quando aplica-se a descarga. Por isso, deve-se tomar cuidado com o instante em que a descarga é efetuada. Esse instante deve coincidir com a contração dos ventrículos, ou seja, com o complexo QRS do eletrocardiograma (Charbonnier, 1996). Se isso não ocorrer pode-se, ao invés de reverter-se o quadro de arritmia, provocar fibrilação ventricular (Tacker, 1995; Charbonnier, 1996; Eisenberg, 1998).

Os desfibriladores que têm opção para cardioversão devem ter monitores acoplados ou entrada para sinal de ECG (sinal de sincronismo para cardioversão), vindo de um monitor externo.

Capítulo 3 — Desfibrilação por eletrochoque

As paradas cardíacas devidas à fibrilação ventricular são responsáveis por mais de 350 mil mortes ao ano somente nos Estados Unidos. O único tratamento para esta arritmia fatal é a desfibrilação elétrica dos ventrículos (Charbonnier, 1996). Durante os segundos iniciais da fibrilação, circuitos múltiplos de reentradas causam potenciais de ação que atuam numa região originalmente mantida no período refratário celular. Um choque desfibrilatório bem sucedido induz as células no período refratário para daí produzirem uma resposta pós-choque por todo o ventrículo. O ventrículo fica então refratário às reentradas excitatórias, e a fibrilação cessa.

3.1 A evolução dos desfibriladores

Desde seu surgimento em 1947, houveram grandes expansões na funcionalidade dos desfibriladores cardíacos, como capacidade para desfibrilação externa ou interna, cardioversão sincronizada, monitoração precisa de parâmetros fisiológicos, documentação e registro de eventos e marcapasso externo de emergência. Os primeiros desfibriladores externos “manuais” podiam ser somente utilizados por pessoal treinado (médicos, enfermeiras e paramédicos), que tinham condições de interpretar o ECG do paciente e determinar as características da desfibrilação necessária. Na década de 1980 foram desenvolvidos os desfibriladores automáticos externos (AEDs^{*}), capazes de analisar o ECG e aplicar (no modo automático) ou recomendar (no modo consultivo) um choque quando detectada fibrilação ventricular ou taquicardia ventricular extrema. Atualmente, com a simplificação do manuseio e o desenvolvimento dos recursos de monitoração, os AEDs são equipamentos simples, compactos e de baixo custo, que podem ser utilizados por pessoal minimamente treinado, em ambulâncias de resgate ou locais de acesso público.

Apesar de não serem significativas as modificações no princípio de funcionamento básico dos desfibriladores nos últimos 50 anos, grandes melhorias na funcionalidade e desempenho foram introduzidas. Algumas das mais importantes são (Charbonnier, 1996, Eisenberg, 1998):

1947.....primeira desfibrilação elétrica bem sucedida (corrente alternada aplicada diretamente sobre o coração — Beck *et al.*, 1947).

1956.....primeira desfibrilação transtorácica bem sucedida (Paul Zoll).

- 1960.....primeiro desfibrilador portátil a alimentado por baterias, com descarga capacitiva (Bernard Lown e William Edmark).
- 1972.....adição de um monitor de ECG com congelamento de traço.
- 1974.....adição de um instrumento para registro da forma de onda do ECG, e de eventos ou ações importantes durante a procedimento de desfibrilação.
- 1978.....aquisição de 12 eletrodos sequenciais para diagnosticar a qualidade do ECG (o que proporcionou importante contribuição na detecção de infarto do miocárdio e na terapia trombolítica rápida).
- 1980.....medição da impedância transtorácica real do paciente, determinando a energia a ser armazenada para a descarga do pulso desfibrilatório.
- 1980-95...desenvolvimento de eletrodos auto-adesivos descartáveis para desfibrilação ou marcapasso externo, e desenvolvimento de desfibriladores implantáveis.
- 1985.....adição da função de marcapasso em unidades externas de emergência.
- 1989.....adição da função de análise do ECG, detecção da fibrilação ventricular e opção de registro completo dos eventos ocorridos nos desfibriladores do hospital.
- 1988-96...expansão do monitor do desfibrilador com capacidade para medição de outros parâmetros fisiológicos.
- 1990-97...adição de sistema de aquisição de dados expandida, com armazenamento e transmissão para hospitais por telemetria ou telefones celulares.
- 1995-98...módulo monitor com aquisição e análise computadorizada simultânea de até 12 canais de ECG e demais dados do paciente, e transmissão para o hospital.

Paralelamente a esses eventos, surgiram avanços na compactação de tamanho e peso dos desfibriladores, aliados à crescente padronização de controles e técnicas para desfibrilação, com o objetivo de torná-los cada vez mais acessíveis aos usuários não médicos, e em locais públicos. Alguns desfibriladores possuem microprocessadores providos de *software* de controle, auto teste, organização de dados e comunicação verbal com o usuário.

Os desfibriladores são projetados segundo uma ou mais das seguintes características de uso:

- Desfibriladores estacionários de hospital: são localizados nos serviços de cuidados

intensivos e possuem todas as características importantes descritas acima;

- Desfibriladores de transporte no hospital: são portáteis e podem dispor de alguns recursos de monitoração;
- Desfibriladores de transporte fora do hospital: além de portáteis, são robustos para serem usados principalmente em ambulâncias; operam sob as mais variadas condições ambientais (temperatura, interferência eletromagnética, etc.).

Mais de 30.000 desfibriladores automáticos ou manuais são vendidos todos os anos nos Estados Unidos (Charbonnier, 1996). Um pouco mais de 10 fabricantes oferecem cerca de 50 modelos diferentes que variam quanto ao *design*, tamanho, funcionalidade e aplicação específica (ECRI, 1997).

A maioria dos desfibriladores é capaz de efetuar desfibrilação externa (tórax fechado) ou interna (coração exposto), cardioversão sincronizada, e alguns como marcapasso externo. Quase todos utilizam a forma de onda senoidal amortecida com uma resistência crítica de amortecimento de 40 a 70 Ω , e podem descarregar de 1 ou 2 J até 360 J em um paciente de 50 Ω . Eles podem possuir também um monitor de 4-6 polegadas para mostrar a atividade elétrica cardíaca, com alarmes ajustáveis pelo operador. São alimentados por baterias, com capacidade de 35 a 50 descargas de energia máxima (360 J) ou até 2 horas de monitoramento. O tamanho médio varia entre 28 e 44 dm³, com peso de 11 a 13 kg, porém existem modelos menores. Eles podem operar com pás ou com eletrodos auto-adesivos para desfibrilações “mão livre” (Charbonnier, 1996; ECRI, 1997).

3.2 Circuitos de descarga do pulso desfibrilatório

Os circuitos de descarga, a forma de onda resultante e o protocolo de descarga de energia têm grande impacto na eficácia e segurança do desfibrilador (Tacker, 1995; Duffin, 1996; Charbonnier, 1996). Embora sem modificações significativas desde a década de 60, os circuitos de descarga ainda não estão otimizados em função da larga variação da impedância transtorácica Z_p dos pacientes (a norma americana ANSI/AAMI-DF2 sugere considerar de 25 a 125 Ω) (ECRI, 1995). A seguir serão vistos os circuitos de descarga mais utilizados.

3.2.1 Descarga senoidal amortecida (DSW^{*})

A figura 3.1 mostra o circuito básico deste tipo de desfibrilador. Embora simples, este circuito tem suas características fortemente dependentes dos valores dos componentes

empregados.

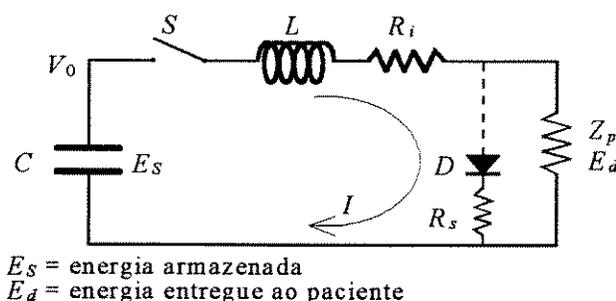


figura 3.1 — Circuito de descarga DSW. O ramo tracejado (diodo D em série com o resistor R_s) é adicionado por alguns fabricantes (modificado de Charbonnier, 1996).

O capacitor C é carregado com a tensão V_0 para armazenar uma energia $E_s = \frac{1}{2}CV_0^2$. Enquanto a chave S estiver fechada, a corrente I fluirá através do indutor série L de resistência interna R_i e através do paciente. Embora a impedância transtorácica do paciente contenha pequenos valores de capacitância e indutância ligeiramente não lineares (isto é, Z_p decai suavemente com o aumento da corrente I), é geralmente aproximada por um resistor de valor constante R_p . A figura 3.2 mostra a distribuição do valor de R_p medida em 300 pacientes sob uma descarga relativamente alta de energia (200-360 J) através de eletrodos com superfície média de 80 cm² na posição padrão de aplicação (anterior-ápice). O valor médio de $R_p = 75 \Omega$ (numa faixa de 35 a 125 Ω) para 95% dos pacientes estudados.

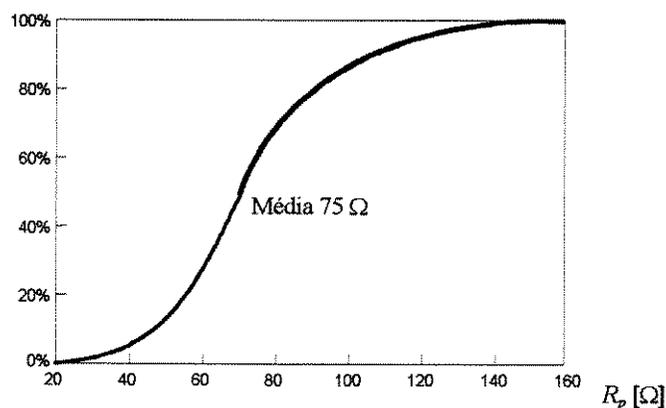


figura 3.2 — Distribuição da Impedância Transtorácica em pacientes desfibrilados com altas energias (modificado de Charbonnier, 1996).

A forma de onda da corrente depende dos valores de C , L e $R = R_i + R_p$ comparados com a resistência crítica de amortecimento do circuito $R_c = 2\sqrt{L/C}$. A figura 3.3 mostra a forma de onda da corrente descarregada em paciente com $R_p = 35, 50, 75$ e 125Ω , por um desfibrilador típico ($R_c = 67 \Omega$) carregado para entregar 360 J a um paciente de 50 Ω . A energia de fato entregue $E_d = E_s \cdot R_p / (R_i + R_p)$ depende de R_p , numa faixa de 335 J para 35 Ω até 405 J para 125

* *Damped Sinusoidal Waveform*

Ω . A descarga é sub-amortecida (ou bifásica) quando R_p é menor que 56Ω , e super-amortecida (monofásica) para valores maiores de R_p . Sub-amortecimentos significativos são obtidos quando R_c for menor que $R_i + R_p$ (Charbonnier, 1996). Os desfibriladores de descarga senoidal amortecida constituem cerca de 90% dos disponíveis no mercado atual, utilizam capacitores na faixa de 30 a 50 μF e têm resistência crítica de amortecimento de 40 a 70 Ω , de onde produzem descarga super-amortecida na maioria dos pacientes.

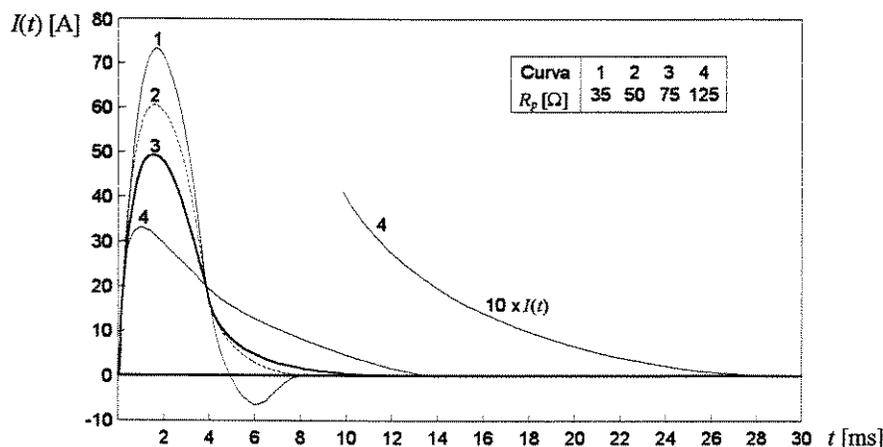


figura 3.3 — Forma de onda de corrente $I(t)$ para diferentes valores de impedância transtorácica R_p de um típico desfibrilador DSW com $C = 32 \mu\text{F}$, $L = 35 \text{ mH}$ e $R_c = 67 \Omega$ (modificado de Tacker, 1995).

Alguns modelos de desfibriladores possuem um pequeno C e um grande L para proporcionar um alto valor de R_c ($\approx 170 \Omega$), o que resulta em uma forma de onda sub-amortecida em quase todos os pacientes. Naturalmente, um capacitor menor precisa ser carregado com uma tensão mais elevada para armazenar a mesma energia. Para aplicar uma forte onda bifásica em toda a faixa de impedância dos pacientes é necessário $R_c > 250 \Omega$, que é considerado impraticável com um circuito RLC simples sem tensões excessivas. Uma alternativa para contornar o problema dos picos de tensão é a adição de um resistor e um diodo, como a linha tracejada mostrada na figura 3.1. Enquanto é incrementado o sub-amortecimento, a adição do resistor *shunt* (R_s) reduz a fração da energia que é aplicada ao paciente.

Existem cada vez mais evidências de que a forma de onda bifásica é mais eficiente quando comparada à monofásica (Lin *et al.*, 1997; Bardy *et al.*, 1996). Pulsos desfibrilatórios bifásicos, diminuem o limiar de desfibrilação (Tacker, 1995), principalmente por causa da recuperação dos canais de sódio, cuja inativação é causada pela primeira fase da onda.

Relatórios russos indicam desfibrilações de sucesso com energia menor do que as reportadas nos Estados Unidos. Isto foi confirmado em um estudo que compara a eficácia das formas de onda monofásica “Edmark” e bifásica “Gurvich” para desfibrilação ou cardioversão em 171

pacientes (Charbonnier, 1996).

A duração do pulso de corrente (da origem ao instante correspondente à metade da corrente máxima) é de aproximadamente $2,5\sqrt{LC}$, que representa de 2,5 a 3,5 ms para a maior parte dos desfibriladores e não é incrementada substancialmente com a impedância do paciente (Charbonnier, 1996; ECRI, 1995).

3.2.2 Descarga exponencial truncada (TEW*)

Descargas capacitivas “puras” têm decaimento exponencial. Foi constatado nos anos 60 que desfibriladores com este tipo de circuito de descarga eram quase tão eficientes quanto os desfibriladores de forma de onda senoidal amortecida. No entanto, foi demonstrado que descargas com decaimento final lento, com correntes de longa duração e pequena intensidade pioram as taxas de sucesso, presumivelmente por induzirem refibrilação. Se a descarga for truncada, como no circuito da figura 3.4, a taxa de sucesso da desfibrilação pode ser substancialmente incrementada, se aproximando da taxa dos desfibriladores de descarga senoidal amortecida (Tacker, 1995; Charbonnier, 1996).

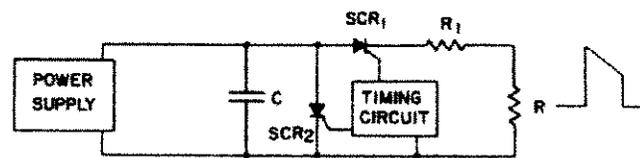


figura 3.4 — Desfibrilador com TEW. A corrente pelo paciente (representado pela resistência R) é interrompida pelo tiristor SCR_2 após a condução de SCR_1 por um tempo ajustável (modificado de Tacker, 1995).

O uso das chaves de estado sólido para iniciar e truncar a descarga só é possível quando o nível de tensão é suficientemente baixo ($\approx 1,5$ kV), o que implica em se utilizar valores elevados de capacitância (tipicamente 200-400 μ F) para armazenar a energia necessária de 200 a 400 J, resultando em um padrão de corrente bastante diverso dos circuitos DSW (figura 3.5). Além disso, grandes capacitâncias resultam numa constante RC de descarga elevada, com período muito longo (≥ 40 ms) quando o paciente apresentar alta impedância. Esta é a razão que levou os desfibriladores TEW a serem efetivos e seguros somente para pacientes com baixa e média impedância (Behr, 1996).

* *Truncated Exponential Waveform*

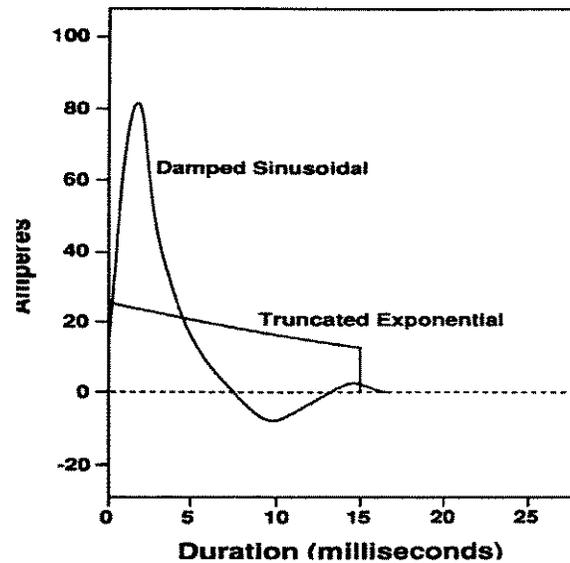


figura 3.5 — Formas de onda de corrente senoidal amortecida e exponencial truncada (modificado de Behr, 1996).

3.3 Tendências futuras

A desfibrilação elétrica completou recentemente 50 anos. O que se pôde assistir neste período foi uma formidável evolução dos desfibriladores, com graduais melhoramentos e expansão de funcionalidades e, principalmente, uma crescente disseminação no seu uso em direção ao paciente de risco, onde quer que ele se encontre. “Nascido” dentro de uma UTI, o desfibrilador elétrico ganhou autonomia para ser utilizado em outras áreas do hospital, foi incorporado nas ambulâncias e unidades móveis, e atualmente apresenta um “status” semelhante ao extintor de incêndio, podendo ser operado por praticamente qualquer pessoa, graças aos algoritmos de detecção e reconhecimento da fibrilação ventricular. Como, no entanto, mais de 70% dos episódios de parada cardíaca ocorrem no domicílio do paciente, a maior parte destas medidas de disseminação massiva do uso dos desfibriladores tem eficácia limitada, até que venham a ser vendidos livremente como eletrodomésticos. Tecnicamente essa perspectiva é plausível, com a gradual redução de peso, tamanho e preço, com aumento da capacidade de monitoração, organização de dados e comunicação com um sistema central computadorizado para minimizar erros cometidos pelo seu manuseio, auto-detecção de falhas e mau funcionamento.

A desfibrilação elétrica permanece a única esperança para vítimas da fibrilação ventricular. Todo o sucesso tecnológico alcançado não pode, no entanto, encobrir o fato de que apenas uma pequena parcela das vítimas de paradas cardíacas é salva por ano, graças aos desfibriladores. O que ainda não foi alcançado nestes 50 anos é o entendimento preciso dos mecanismos da fibrilação, para que se possa prever e prevenir sua ocorrência. É na investigação exaustiva deste

tema que reside a verdadeira solução do problema da fibrilação e que, uma vez resolvido, terminará por talvez aposentar mesmo o mais moderno desfibrilador (Eisenberg, 1998).

Capítulo 4 – Analisadores de desfibriladores/cardioversores

Os analisadores de desfibriladores/cardioversores (DCs) são os instrumentos de teste que aferem as características do pulso desfibrilatório (energia, duração, pico de tensão ou corrente, entre outros), verificam a existência de sincronismo correto entre o sinal de ECG e o disparo deste pulso (no caso de cardioversão) e disponibilizam estas informações ao usuário.

Este capítulo apresenta uma breve descrição dos métodos e dos equipamentos empregados na avaliação de desempenho de DCs.

4.1 Medição de energia

O parâmetro referencial para quantificação do pulso desfibrilatório é a energia (Tacker, 1995). Como visto no capítulo anterior, a energia é armazenada em capacitores e, de modo geral, o usuário tem idéia do seu valor através da seleção da tensão de carga no painel do equipamento, ou ela é indicada por meio de um medidor de painel. A unidade empregada é o watt-segundo [Ws], que corresponde ao Joule [J] para cargas com fator de potência unitário (carga resistiva).

Testam-se DCs aplicando o pulso desfibrilatório sobre as placas (eletrodos) do analisador, como se fosse o tórax do paciente. Para simular a impedância transtorácica emprega-se uma carga resistiva, que funciona também como divisor, com um valor de referência para efeitos de aferição (ECRI, 1997). De acordo com as normas IEC 601-2-4 e ANSI/AAMI DF2, o valor padronizado do divisor resistivo é 50 Ω , porém é recomendada a análise dos DCs numa faixa de carga de 25 a 125 Ω , para simular as condições de utilização real (Charbonnier, 1996; ECRI, 1995).

Há, basicamente, quatro métodos para medir a energia liberada pelos DCs:

1. pela elevação de temperatura em um resistor padrão, resultante da aplicação do pulso desfibrilatório, já que esta é proporcional à energia dissipada. Deve-se usar um termômetro de precisão calibrado e um gráfico de energia \times temperatura para obter a energia correspondente, ou ainda utilizar um dispositivo conversor de temperatura-energia. Apesar de simples, essa técnica não permite repetição rápida de medidas, devido a sua resposta lenta às variações de temperatura, o que impede a avaliação da capacidade do desfibrilador em fornecer múltiplas descargas sucessivas (Nohama, 1991);

2. por meio de integração gráfica da forma de onda obtida em osciloscópio proporcional à curva da potência instantânea $p(t)$, que pode ser obtida pelo produto $v(t) \cdot i(t)$, ou através da relação $v^2(t)/R$. Por requerer um osciloscópio com memória, câmara fotográfica para osciloscópio, tempo para revelação e cálculo da energia, torna-se praticamente inviável a utilização deste tipo de equipamento num hospital (ECRI, 1997);
3. eletronicamente, por meio de integração da curva $p(t)$ pelo *hardware* do analisador. O cálculo da energia é feito por meio de dois estágios: o primeiro eleva ao quadrado a amplitude instantânea do pulso aplicado, e o segundo integra-o ao longo do tempo. A tensão na saída do integrador guarda proporcionalidade com a energia liberada e é mostrada em um medidor calibrado em Joules (Nohama, 1991);
4. empregando um computador digital para efetuar a integração do produto dos valores instantâneos de tensão e corrente. Embora preciso, o uso deste método é limitado pela necessidade de um computador com interface adequada, comprometendo sua portabilidade (Nohama, 1991; ECRI, 1997).

4.2 Medição e teste de sincronismo

Para testar cardioversores, precisa-se simular o complexo QRS (que costuma ser a referência de disparo do cardioversor) e medir o tempo entre este e o disparo do pulso de cardioversão. Um dos seguintes métodos pode ser empregado:

1. com o auxílio de um analisador de ritmos cardíacos e um osciloscópio com memória configurado no modo “gatilhado externamente”, é feita a descarga do cardioversor sobre um divisor resistivo de 50Ω , conforme ilustra a figura 4.1 (Nohama, 1991). O pulso do cardioversor se sobreporá à onda R do ECG, mostrada no osciloscópio. A condição de sincronismo satisfatório só não ocorre se o pulso cardioversor coincidir com a onda T do ECG (Tacker, 1995; Behr, 1996);
 2. por meio de um circuito eletrônico analógico-digital que simula o complexo QRS e mede o intervalo de tempo entre este e o disparo do pulso cardioversor.
-

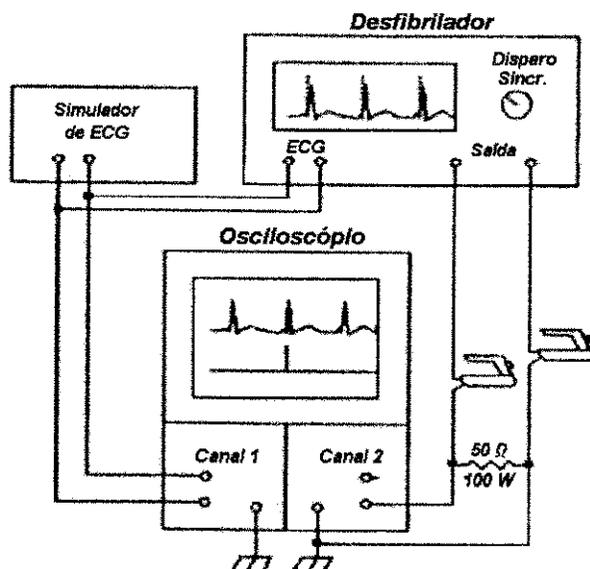


figura 4.1 — Diagrama para teste de sincronismo do pulso cardioversor. O atraso ocorrido entre o pulso de “trigger” e o “pulso desfibrilatório” é determinado com auxílio do osciloscópio com memória (Nohama, 1991).

4.3 Analisadores comerciais

Existem dois tipos de equipamentos utilizados na manutenção de DCs: os testadores, também dominados de “Go-No Go Testers”, que apenas determinam a existência de descarga desfibrilatória com energia superior a um limiar pré-definido (Janene, 1993), e os analisadores propriamente ditos, que medem a energia liberada, possibilitando portanto calibração e aferição do equipamento sob teste.

Os testadores são utilizados pela enfermeira-operadora dos equipamentos, principalmente na inspeção cotidiana de funcionamento dos desfibriladores, enquanto que os analisadores destinam-se às equipes de manutenção. A seguir serão descritos sucintamente alguns dos equipamentos reportados pela avaliação ECRI (ECRI, 1995; ECRI, 1997).

- Um dos mais simples testadores de desfibriladores é o modelo DT-1A, da Dempsey, que apenas indica se a energia liberada é superior a 100 J ou não. Serve apenas para análise quantitativa de funcionamento;
- O modelo DT-271 da Health Technology, em sua primeira versão, calculava separadamente as frações positiva e negativa do pulso desfibrilatório. Na sua segunda versão, passou a calcular a energia total. As leituras são mantidas enquanto as pás desfibrilatórias estiverem aplicadas ao analisador. O equipamento é portátil (alimentado a bateria), possui indicador de carga e sinal para calibração dos próprios circuitos. O erro das medidas é de 9%.

- O analisador Dempsey modelo 429 emprega o terceiro método de medida de energia, ou seja, ela é obtida eletronicamente por meio de um circuito que integra o quadrado da tensão do pulso desfibrilatório. O modelo 429 mede a energia total do pulso, isto é, a soma das frações positiva e negativa do pulso, com boa exatidão (erro = 2%) e excelente resolução. É alimentado pela rede, possui três faixas de energia (40, 100 e 400 J), e o medidor (analógico) é inicializado automaticamente depois de 5 s. É recomendado para uso estacionário, já que não possui proteção para o transporte. Não há risco de choque se ligado a tomada aterrada, porém o operador corre perigo quando testa desfibriladores com saída aterrada (ECRI, 1995).
- O analisador modelo DA-1 da Bio-Design mede a energia total liberada pelo desfibrilador sobre um resistor padrão de 50 Ω pelo processo de integração eletrônica do quadrado da tensão. Emprega um indicador digital de energia, cujas medidas podem variar entre 10 e 500 J. Utiliza um sistema de *reset* manual. O que diferencia o DA-1 de outros analisadores são suas três diferentes saídas que, quando conectadas ao instrumento de registro adequado, fornecem as características da onda desfibrilatória: tensão de pico, duração, tempo de subida e forma. As formas de saída são: tempo real, para ser observado em osciloscópio; tempo expandido, para ser observado também em osciloscópio e tempo expandido para ser registrado em eletrocardiógrafo, através dos terminais em que seriam conectados aos cabos de ECG do paciente (ECRI, 1997).

A tabela 4.1 a seguir permite uma comparação de características e especificações entre os vários analisadores apresentados.

tabela 4.1 — Comparação de características entre diversos Analisadores de Desfibriladores/Cardioversores (Nohama, 1991; ECRI, 1997).

Especificações	Método de medida	Mede	Limite (J)	Alcance (J)	Erro (%)	Resistência de entrada (Ω)	"Reset"	"Display"	Testa Sincronismo	Saída para Osciloscópio	Alimentação	Preço (US\$)	
Bio Design DA-1	Integral de v^2/R	Energia Liberada	599	500	3	50	Manual	Digital (LEDs)	Não	Normal e Expandida	Rede CA	1,195	
Biotek	QED III	Energia Total Liberada	1000	50/500/1000	2	50	Automático	Analogico	Sim	Sim	Bateria (4 x 9 V)	850	
	QED IV	Energia Liberada	1000	200/1000	2	50	Manual	Digital (LCD)	Sim	Sim	Bateria (29 V)	-	
Cardiac Recorders CR 581/3	Integral de v^2/R	Energia Liberada	500	500	3	50	Automático	Digital (LCD)	Não	Não	Bateria (9 V)	-	
Dempsey	DT - 1A	Energia Liber. > 100J	-	-	10	-	-	Lâmpada	Não	Não	-	150	
	429	Integral de v^2/R	Energia Total Liberada	400	40/100/400	2	50	Automático	Analogico	Não	Sim	Rede CA	575
Dynatech Nevada	DT 2A	Energia Liberada	-	200	~15	50	-	Lâmpada	Não	Não	pulso desfibrilatório	301	
	DT VA	Energia Liberada	-	100/200/300	~15	50	-	Lâmpada	Não	Não	pulso desfibrilatório	301	
	229 A	Integral de $p(t)$ (digital)	Energia Total Liberada	700	50/700	2	50	Medida Seguinte	Digital (LCD)	Não	Sim	Bateria (9 V)	966
PEI3100 B	429 B	Integral de v^2/R	Energia Liberada	1000	40/100/400/1000	2/3	50	Automático	Analogico	Não	Sim	Rede CA	1,257
	PEI3100 B	Integral de v^2/R (digital)	Energia Liberada	700	100/300/700	2	50	Manual	Digital (LEDs)	Sim	Sim	Rede CA	1,634
Electronics Unlimited DT 100 P	Integral de v^2/R (analógica)	Energia Liberada	500	500	-	-	Manual	Analogico	Não	-	-	290	
Health Technology	Integral de v^2/R (analógica)	Energia parçela (+) e (-)	400	400	10	-	-	Analogico	Não	Sim	Bateria (2 x 15 V)	450	
Locus B	Integração de v^2 (gráfica)	Pico de Tensão	-	0-50 unid. relativas	-	-	-	Analogico	Não	Sim	-	150	
Physio Control	Termométrico	Energia Total Liberada	-	-	9,6	50	-	-	-	Não	-	75	
Pioneer PMS 101	Integral de v^2/R (analógica)	Energia Liberada	500	500	-	-	Manual	-	-	Sim	Bateria ou rede CA	-	
Westwood DFT-70	Integração de v^2 (gráfica)	Energia Armazenada	550	550	16+	-	-	-	-	Sim	-	195	
Williams Ergometer WE	Termométrico	Energia Liberada	400	400	-	-	-	Analogico	-	-	Termopilha	340	

Observações: * para forma de onda tipo DSW, ** para forma de onda tipo TEW, @ com opcionais, - informação desconhecida.

Capítulo 5 — Materiais e métodos

As considerações do Capítulo 1 aliadas ao cenário de analisadores de DCs apresentado no capítulo anterior definem a motivação para a construção e as características desejadas para o protótipo do analisador que será descrito neste capítulo. Esta descrição contempla detalhes dos circuitos e componentes, *software* de controle e detalhes construtivos considerados relevantes.

Como características gerais, o protótipo deve:

1. ser portátil, alimentado por baterias recarregáveis;
2. possibilitar a visualização da forma de onda do pulso desfibrilatório em uma escala padronizada, e assim dispensar o uso do osciloscópio;
3. analisar com exatidão a energia (total, direta e reversa) liberada, a corrente e tensão máxima, taxas de subida e duração do pulso desfibrilatório, bem como a medida dos demais parâmetros sugeridos pela norma ANSI/AAMI DF2;
4. operar de forma interativa e auto-explicativa, com mensagens e menus em português de modo que mesmo um usuário não técnico possa fazer sem dificuldades um exame para avaliar as condições de uso do desfibrilador;
5. isolar não só os circuitos de baixa tensão, como também o próprio usuário/operador do pulso desfibrilatório, como medida de segurança;
6. permitir a seleção de uma ampla faixa de valores da carga à qual será aplicada a descarga do pulso desfibrilatório, como forma de simular diferentes impedâncias transtorácicas;
7. registrar, por meio de relatórios emitidos em impressora conectada ao analisador, todos os parâmetros amostrados e calculados.

A implementação destas funções conduz ao uso de um microcontrolador. Essa opção é vantajosa pelo número de interfaces que se pode facilmente controlar, pela facilidade de resolver cálculos através de programas específicos e de não utilizar um microcomputador completo (equipamento inconvenientemente volumoso e caro para esta aplicação). Dentre os diversos microcontroladores disponíveis destaca-se o MC68HC11®, componente de baixo consumo, que possui canais internos de conversão analógico-digital e controladores específicos para comunicação serial, simplificando assim a totalidade dos circuitos controlados (Motorola, 1991).

O detalhamento deste componente será apresentado mais adiante.

A figura 5.1 ilustra a configuração básica desejada para desenvolvimento do Analisador Microcontrolado de Desfibriladores e Cardioversores (AMDC).

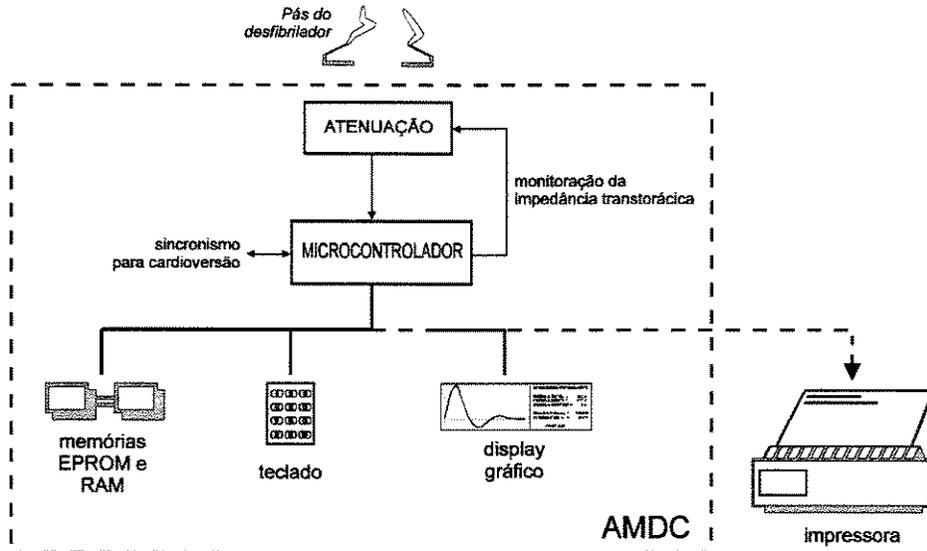


figura 5.1 — Configuração básica desejada para desenvolvimento do AMDC.

A figura 5.2 ilustra o diagrama em blocos do AMDC. O equipamento possui duas fontes de alimentação independentes, uma para a parte analógica (unidade de atenuação e isolamento) e outra para a parte digital (unidade de controle). Este isolamento de fontes é necessário para garantir a proteção dos circuitos de controle digitais das interferências dos pulsos desfibrilatórios. A unidade de controle compreende os circuitos lógicos de apoio e controle, memórias RAM e EPROM, comunicação serial e paralela, amplificadores e retificadores, *display*, teclado e circuito de sincronismo.

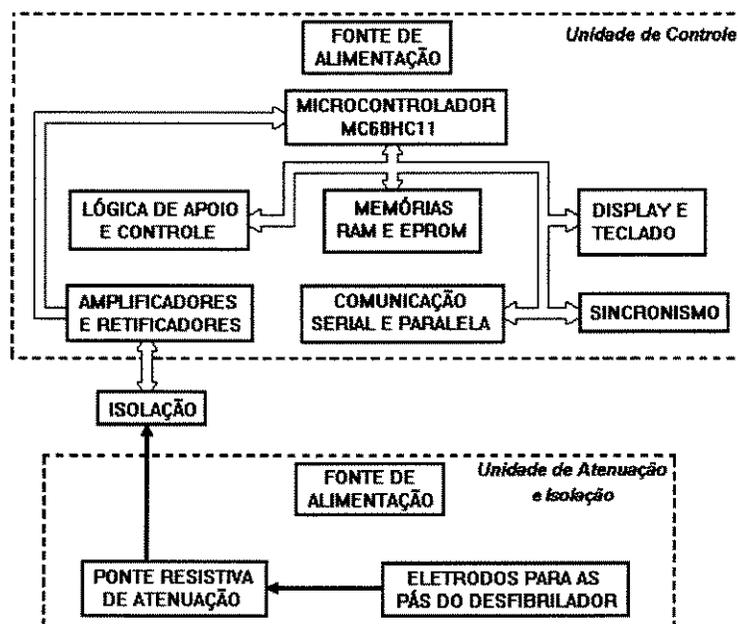


figura 5.2 — Diagrama em blocos do AMDC.

A seguir será feita a descrição dos circuitos de cada uma das unidades apresentadas acima.

5.1 Unidade de atenuação e isolação

A análise do pulso desfibrilatório é iniciada na unidade de atenuação e isolação, que permite compatibilizar as grandes energias do pulso com os circuitos elétricos de medida.

5.1.1 Circuito de atenuação

As pás do desfibrilador em teste são mantidas sob pressão sobre os eletrodos, identificados por **Eletrodo Base** e **Eletrodo Ápice** — o que corresponde aos locais de aplicação dos eletrodos no tórax do paciente. A figura 5.3 ilustra o esquema de interligação entre os Eletrodos Base e Ápice e o circuito atenuador.

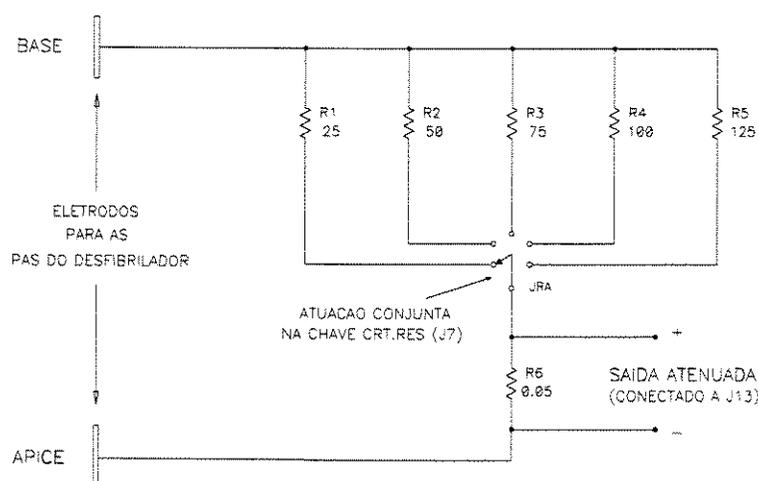


figura 5.3 — Diagrama esquemático de interligação entre as pás do desfibrilador, os eletrodos de descarga e a seleção de carga para teste (valores em Ω) — ver figura 5.17 para as saídas J7 e J13.

Os resistores R1 a R6, constituintes da ponte resistiva, são do tipo não-indutivo, para evitar distorções na forma da onda desfibrilatória. No entanto, por serem de alta potência dissipativa (80 W), foram construídos com fio de Ni Cr (constantan), o que inevitavelmente produz um pequeno efeito indutivo. Através de medidas executadas por um impedômetro fasorial (HP 49249A), a maior parcela indutiva medida nestes resistores foi de $10,0 \mu\text{H}$ que, em função das baixas frequências presentes pode ser considerada desprezível.

A seleção da carga para teste é feita pela chave rotativa JRA. Esta chave, construída a partir de uma chave rotativa para altas tensões, possui 6 posições cujos terminais estão conectados às impedâncias de carga (posição nula, 25, 50, 75, 100 e 125 Ω) e seus outros 6 terminais (referentes às 6 posições restantes) foram retirados para proporcionar a esta chave uma melhor condição de isolação, visto que a tensão do pulso desfibrilatório é aplicada entre estes terminais.

A retirada dos 6 terminais intermediários não impede que a chave seja colocada nestas posições. Caso isto ocorra, não há carga selecionada e se for aplicado um pulso desfibrilatório surge o risco deste não atravessar um caminho adequado. Assim torna-se necessário monitorar a posição da chave, evitando posicionamento inadequado pelo operador. Para isto foi introduzido, isoladamente, uma segunda chave rotativa (J7) com o mesmo eixo de rotação da chave JRA. A chave rotativa J7 está diretamente conectada à Unidade de Controle que irá ler sua posição sempre antes de procedimentos que envolvam a aplicação de um pulso desfibrilatório.

A tabela 5.1 apresenta a taxa de atenuação do pulso desfibrilatório de acordo com a impedância transtorácica selecionada. O valor nominal dos resistores R1 a R6 é apresentado no item 6.2 do próximo capítulo.

tabela 5.1 — Atenuação (em número de vezes) produzida pelo circuito de atenuação.

	Impedância Transtorácica Selecionada				
Valores nominais	25 Ω	50 Ω	75 Ω	100 Ω	125 Ω
Atenuação nominal	501	1001	1501	2001	2501
Atenuação medida	419,62	826,17	1292,72	1742,38	2133,76

5.2 Unidade de controle

A unidade de controle é responsável pelas tarefas de controle dos circuitos digitais e pelo gerenciamento da aquisição e apresentação dos dados, por meio de chaves, teclado, *display*, impressoras ou comunicação com computador via interface serial. A figura 5.4 mostra o diagrama em blocos da unidade de controle do AMDC.

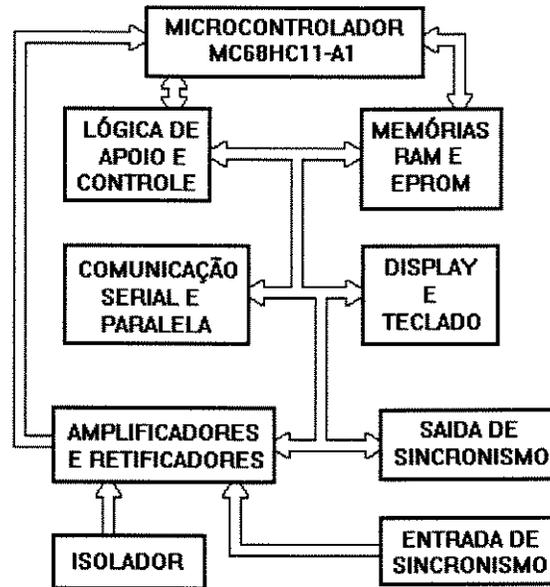


figura 5.4 — Diagrama em blocos dos circuitos da unidade de controle do AMDC.

Inicialmente será descrito o circuito de isolamento e condicionamento do pulso desfibrilatório, conectado à unidade de atenuação e isolamento.

5.2.1 Circuito de isolamento e processamento do pulso desfibrilatório

Devido às características elétricas do pulso desfibrilatório, é necessário uma adequada isolamento entre o circuito de atenuação (que recebe diretamente a descarga desfibrilatória) dos demais circuitos de processamento. A figura 5.5 ilustra este circuito;

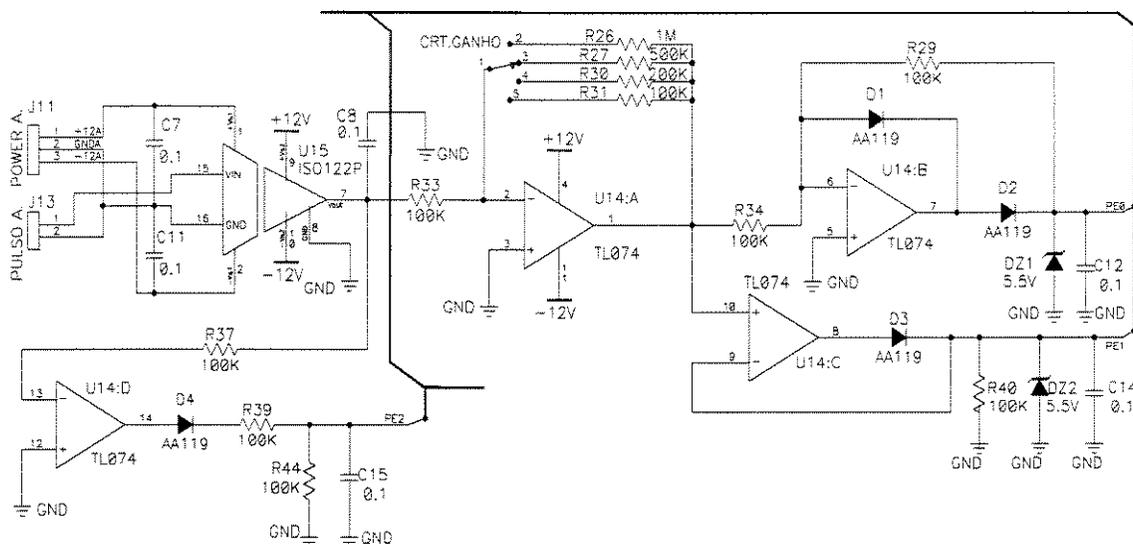


figura 5.5 — Circuito de condicionamento do pulso desfibrilatório atenuado (retirado da figura 5.17).

O pulso atenuado é conectado à entrada J13 que está ligada ao isolador ISO122P (CI U15). Este isolador tem alimentação distinta do restante da parte digital (entrada J11), garantindo assim a isolamento desejada do circuito de atenuação.

A saída do isolador U15 é conectada à entrada de um comparador (U14:D) e à entrada de um amplificador inversor (U14:A). A tensão de saída do inversor será positiva caso a tensão do pulso atenuado também seja positiva, e será negativa caso a tensão do pulso seja negativa. Assim, após a retificação da saída do comparador, o canal de aquisição analógico/digital (A/D) PE2 irá ler uma tensão positiva (por volta de 3,5 V) caso a tensão do pulso seja positiva, e irá ler uma tensão muito baixa (por volta de 0 V) caso a tensão do pulso seja negativa ou nula.

O ganho na amplificação do amplificador inversor (CI U14:A) pode ser alterado através da chave rotativa J10, onde serão selecionados os resistores de realimentação desejados (R26, R27, R30 e R31). À saída do amplificador estão conectados um retificador-inversor de precisão para tensões positivas (CI U14:B) e a um retificador de precisão (Stout, 1976) para tensões negativas (CI U14:C), de tal forma que o conteúdo positivo do pulso atenuado estará presente no canal de aquisição A/D PE0, e o conteúdo negativo estará presente no canal de aquisição A/D PE1.

Com esta configuração do circuito de condicionamento do pulso desfibrilatório, a unidade de controle deve constantemente “interrogar” o estado dos canais PE0 e PE1 para verificar se há algum pulso desfibrilatório sendo aplicado. Isto é feito através de uma comparação do valor instantâneo da conversão A/D com um valor preestabelecido, composto pelo erro de conversão (± 20 mV para o conversor A/D de 8 bits) e pelo maior valor de ruído presente na conexão das pás do desfibrilador aos eletrodos do AMDC. Este valor preestabelecido é denominado **limiar do pulso**.

Utilizando-se um osciloscópio calibrado, foi obtido um valor médio de 80 mV para o limiar do pulso. Devido, no entanto, às diferentes características de cada desfibrilador, este limiar pode ser modificado via *software* (item 5.4).

5.2.2 Circuito de entrada de sincronismo

Para a medida do tempo de atraso entre a recepção do sinal de sincronismo (complexo QRS ou pulso retangular) e a descarga do pulso desfibrilatório, foram criados circuitos especiais para recepção e envio dos sinais de sincronismo para cardioversores.

O sinal de sincronismo é conectado à entrada do circuito amplificador retificador-somador formado pelos CIs U17:C e U17:D, através da entrada J16. O ganho de amplificação é selecionado pelas chaves rotativas J18 e J19. Após a soma dos sinais retificados, o canal A/D PE3 terá o módulo do sinal de sincronismo multiplicado pelo ganho selecionado. A figura 5.6 apresenta o circuito de entrada de sincronismo implementado.

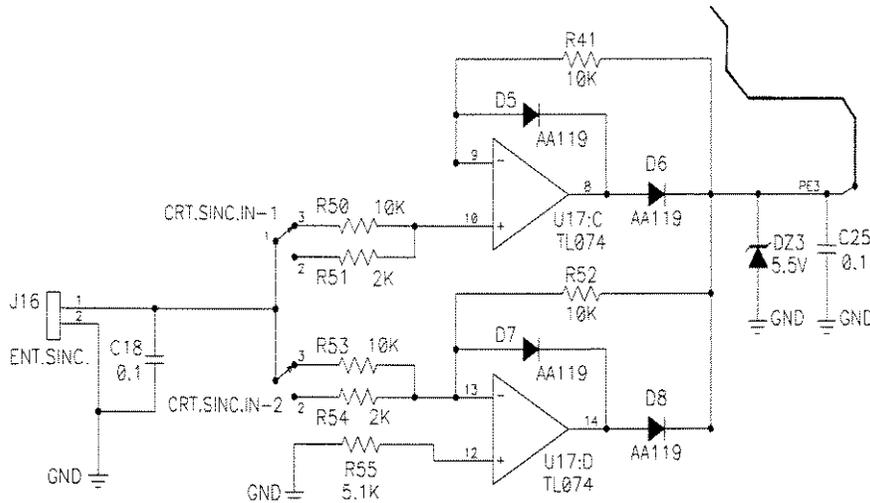


figura 5.6 — Circuito de entrada de sincronismo (retirado da figura 5.17).

Nos procedimentos de análise de desfibrilação sincronizada, a unidade de controle fica constantemente verificando o estado do canal PE3. Caso a magnitude do sinal presente neste canal atinja um valor preestabelecido será desencadeado o processo de amostragem do pulso desfibrilatório. Este valor preestabelecido, chamado **limiar de sincronismo**, deve levar em conta o erro da conversão A/D (± 20 mV) e o ruído presente no circuito de entrada de sincronismo, da mesma forma que no limiar do pulso descrito acima.

O limiar de sincronismo médio, obtido através de um osciloscópio calibrado, é de 60 mV. Este valor pode ser alterado via *software* no caso de um limiar diferente (item 5.4).

5.2.3 Circuito de saída de sincronismo

A partir dos níveis em PB5 e PB6 provenientes do *latch* U6, um sinal de sincronismo é gerado utilizando-se o amplificador-somador U17:A e o amplificador-inversor U17:B. Assim, na saída J15, estará disponível um sinal de sincronismo formado pela mudança de estado lógico dos bits PB5 e PB6 (figura 5.7).

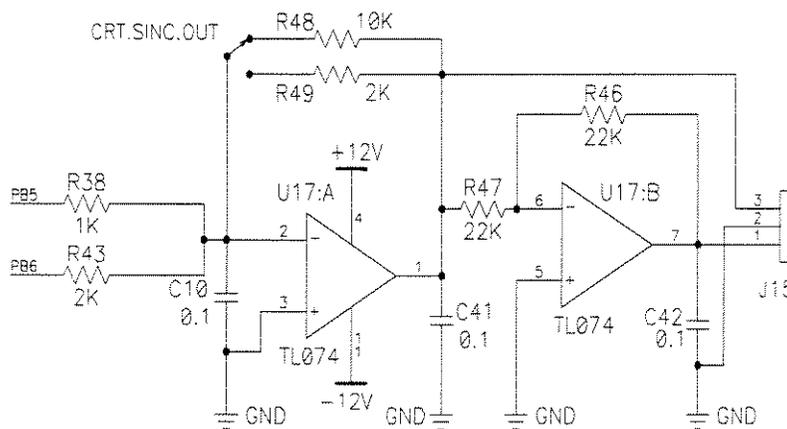


figura 5.7 — Circuito de saída de sincronismo (retirado da figura 5.17).

5.2.4 Display

Como uma das características desejadas para o analisador desenvolvido é a apresentação da forma de onda do pulso desfibrilatório, torna-se necessário o emprego de um *display* gráfico programável. Este *display* necessita uma resolução (número de linhas e de colunas) adequada para que a forma de onda seja apresentada preservando as principais características do pulso (forma de subida, componentes positiva e negativa e duração total do pulso).

Uma solução seria o uso de um monitor do tipo tubo de raios catódicos (TRC), mas o *display* do tipo cristal líquido (LCD) apresenta inúmeras vantagens como: baixo consumo, baixas tensões de operação (-9 V e 5V), facilidade de compatibilização com circuitos digitais, pequeno tamanho (110 × 72 × 13 mm) e peso (cerca de 100 g). Como desvantagem apresenta uma resolução inferior ao TRC, porém suficiente para a presente finalidade.

Assim, para apresentação dos diversos menus do *software* de controle e demais resultados calculados pelo equipamento, foi utilizado um *display* LCD de fabricação Hitachi (LM213B) com 64 linhas e 254 colunas. Embora o *display* possa operar em modo alfanumérico (utilizando matrizes de caracteres), sua utilização no projeto é exclusivamente em modo gráfico, uma vez que nele será apresentada a forma de onda do pulso desfibrilatório e demais elementos não disponíveis no modo anterior. Portanto, foram implementadas rotinas especiais para escrita de textos de diversos tamanhos e formatos, bem como para desenho de pontos e linhas, permitindo assim a apresentação de textos e linhas em qualquer região de desenho do *display*.

A conexão do *display* ao microcontrolador é apresentada na figura 5.8. Utilizou-se a porta B do CI U6 MC68HC24 como linhas de controle e sincronismo de operação do *display*, e a porta C como barramento de dados. Os trimpots P2 e P3 regulam o contraste e a “luminosidade” do *display*, adequando a visibilidade para cada ângulo de visão. O resistor R8, o capacitor C2 e a chave *push-button* J4 correspondem ao circuito de RESET e estabilização do *display*.

5.2.5 Teclado

Para que o usuário-operador possa escolher dentre todas as opções do AMDC (o método de ensaio, a ordem de apresentação dos resultados e modificar os parâmetros de operação do analisador), torna-se necessário o uso de um periférico que permita estabelecer comunicação com o microprocessador. A escolha recaiu sobre um teclado numérico pois, além de simples e barato, permite ao usuário inserir dados numéricos e selecionar facilmente as opções disponíveis em cada menu apresentado no *display*.

Foi utilizado um teclado com matriz 4×3 (do tipo usado em telefones), sendo suas linhas

conectadas à porta A conforme ilustra a figura 5.9. A leitura é feita colocando-se o nível lógico 1 nos bits PA3, PA4, PA5 e PA6 (bits de saída), enquanto é verificado o estado dos bits PA0, PA1 e PA2 (bits de entrada). Assim, enquanto nenhuma tecla for pressionada, os bits de entrada estarão em nível lógico 0. Quando uma tecla for pressionada, um dos bits de entrada passará para o nível lógico 1 e, conseqüentemente, será feita uma varredura nos bits de saída para verificar qual tecla foi pressionada.

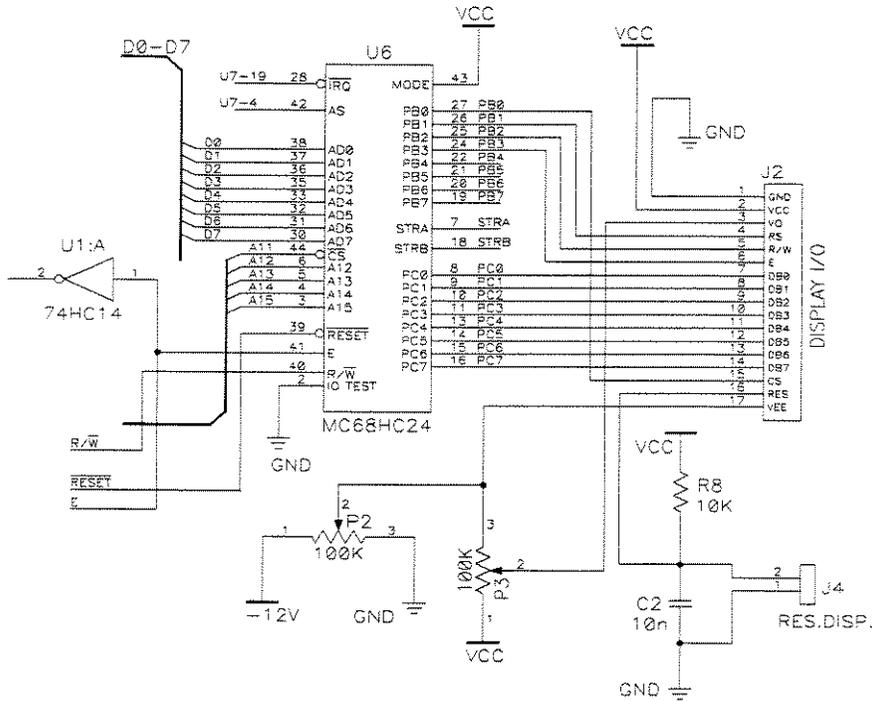


figura 5.8 — Circuito de conexão do display LM213B à unidade de controle (retirado da figura 5.17).

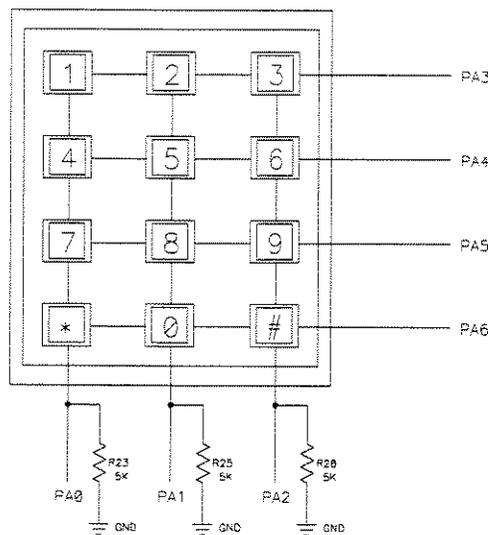


figura 5.9 — Conexão do teclado à porta A (comunica-se com a figura 5.11).

5.2.6 Microcontrolador MC68HC11-A1

O microcontrolador MC68HC11-A1 da Motorola, apresentado no diagrama em blocos da figura 5.10 é o componente principal da unidade de controle. Este microcontrolador possui um barramento de dados de 8 bits que opera a uma frequência nominal de 2 MHz (saída E do oscilador) obtida a partir de um circuito de *clock* de 8 MHz, conectado aos pinos XTAL e EXTAL. Contém 256 bytes de memória RAM, 512 bytes de EEPROM, oito canais de conversão A/D com 8 bits de resolução que também podem ser utilizados como uma porta de entrada digital de 8 bits (porta E), uma interface serial assíncrona (SCI) e uma interface serial síncrona (SPI) implementadas na porta D, a qual também pode ser programada para operar como uma porta de entrada ou saída digital de 6 bits; um sistema contador de 16 bits composto por três linhas de entrada (IC1 a IC3) e 4 linhas de saída (OC2 a OC5) que permite interrupções em tempo real e possui dispositivos internos de segurança contra erros. O sistema contador está presente na porta A do microcontrolador e esta porta pode ser utilizada também como uma porta de entrada e saída digital de dados, com 3 linhas de entrada (PA0-PA2), 4 linhas de saída (PA3-PA6) e uma linha que pode ser programada para entrada ou saída (PA7).

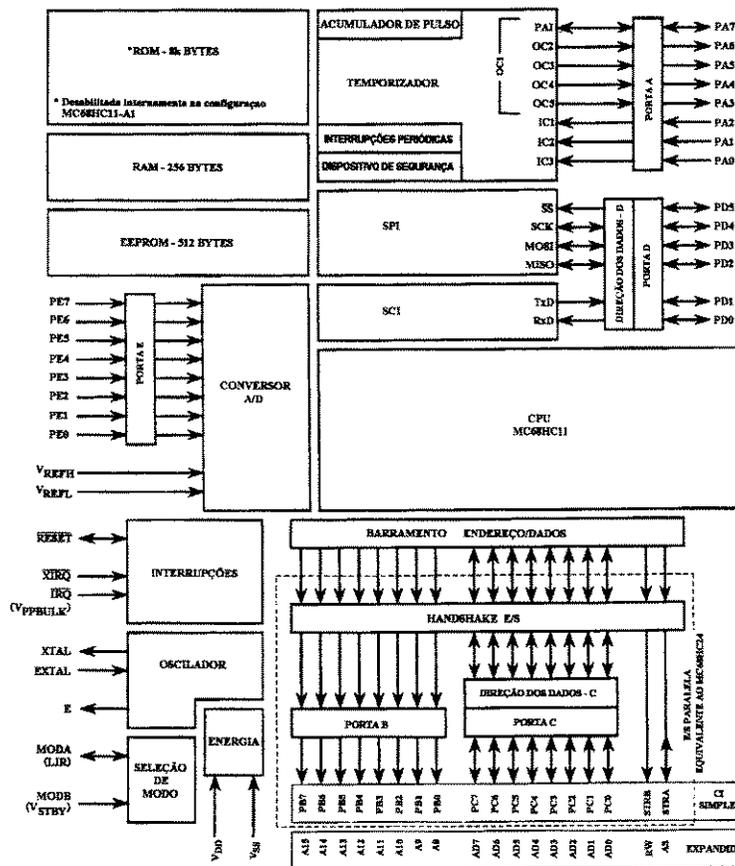


figura 5.10 — Diagrama em blocos do microcontrolador MC68HC11-A1 (Maia, 1995).

O microcontrolador pode operar em quatro modos:

1. *O modo CI Simples*, onde está presente uma porta de saída digital de 8 bits (porta B), uma porta de 8 bits que pode ser programada tanto para entrada como para saída digital (porta C), a porta D, a porta E e a porta A podem ser utilizadas da forma descrita acima. A operação neste modo não permite expansão de memória, sendo que os programas aplicativos devem ser executados nos 512 bytes de memória EEPROM e nos 256 bytes de memória RAM disponíveis internamente.

2. *O modo Expandido Multiplexado*, onde a porta B é utilizada como barramento de endereços (oito linhas mais significativas: A8 a A15), a porta C é multiplexada para fornecer as oito linhas menos significativas do barramento de endereços (A0 a A7) e as oito linhas do barramento de dados (D0 a D7). As demais portas operam da mesma forma que no modo CI Simples. Este modo de operação permite o endereçamento de até 65536 posições de memória.

3. *O modo Bootstrap Especial*, utilizado para carregar programas nos 256 bytes de memória RAM interna via interface serial assíncrona (SCI) e executá-los a partir do endereço inicial.

4. *O modo Teste Especial*, que, a princípio só é utilizado pelo fabricante para testes do circuito, mas também pode ser utilizado pelo usuário para programar o registrador de configuração do microcontrolador (CONFIG), permite programar a EEPROM interna e desenvolver situações como emulação ou depuração de programas.

A utilização dos modos Teste Especial e *Bootstrap Especial* é desaconselhada pelo fabricante, visto que os mesmos foram implementados para testes dos circuitos durante o processo de fabricação e não possuem alguns sistemas de segurança contra falhas normalmente presentes nos modos CI Simples ou Expandido Multiplexado e, dessa forma, quando utilizados de maneira inadequada poderão danificar o componente.

A tabela 5.2 é a tabela verdade de seleção dos modos de operação do microcontrolador em função dos níveis lógicos aplicados às entradas MODA e MODB do mesmo.

tabela 5.2 — Tabela verdade para a seleção de operação do microcontrolador MC68HC11.

MODA	MODB	Modo Selecionado
0	0	<i>Bootstrap Especial</i>
0	1	Teste Especial
1	0	CI Simples (Modo 0)
1	1	Expandido Multiplexado (Modo 1)

Para ser utilizado na unidade de controle do AMDC, o microcontrolador, mostrado isoladamente na figura 5.11, foi configurado por *hardware* para operar no modo Expandido Multiplexado (MODA = 1, MODB = 1), de maneira a permitir o endereçamento de memórias e periféricos externos ao mesmo. Um circuito de *clock* está também conectado ao microcontrolador, formado pelo cristal Y1, o resistor R10 e os capacitores C3 e C4,

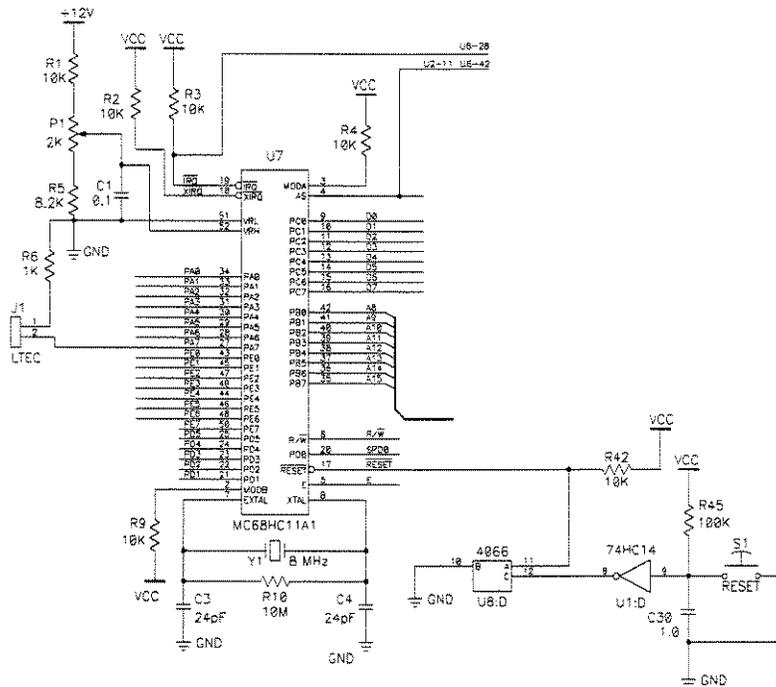


figura 5.11 — Circuito do microcontrolador MC68HC11-A1 (retirado da figura 5.17).

Aos pinos de entrada de tensão de referência do conversor A/D (VRH e VRL) foi conectado um trimpot (P1) e os resistores R1 e R5, para que se possa ajustar a tensão de referência em 5,12 V estabelecendo um “degrau” de conversão A/D de 20 mV. As demais entradas e saídas do microcontrolador são as portas de entrada e saída internas (porta A, porta D e porta E), o barramento de dados multiplexado com as oito linhas menos significativas do barramento de endereços (D0-D7/A0-A7), as oito linhas mais significativas do barramento de endereços (A8-A15), as linhas de entrada de pedido de interrupções por *hardware* (XIRQ e IRQ) e as linhas de controle (AS = “Address Strobe”, R/W = “Read/Write”, E = *clock* do barramento = $\frac{1}{4}$ do *clock* externo = 2 MHz).

O circuito de *reset* externo é formado pela chave *push-button* S1, pelos resistores R42 e R45, pela chave digital U8:D, pelo inversor U1:D e pelo capacitor C30. Ao ser acionado, este circuito coloca um nível lógico 0 à entrada **RESET**, provocando a reinicialização do microcontrolador e demais periféricos conectados.

5.2.7 Lógica de apoio e controle

Os circuitos de lógica de apoio e controle (figura 5.12) incluem um decodificador 74LS138 (U9), um *latch* 74LS373 (U2) e uma chave digital 4066 (U8:A). O *latch* 74LS373 é utilizado para realizar a demultiplexação entre o barramento de dados (D0-D7) e as oito linhas menos significativas do barramento de endereços (A0-A7). A linha de controle AS (conectada à entrada de habilitação LE de U2) sinaliza, em sincronismo com o sinal de *clock* do barramento (E), se os sinais presentes nas linhas PC0 a PC7 são endereços (AS = 1) ou dados (AS = 0) como indicado no diagrama de tempos da figura 5.13. A linha de controle R/W sinaliza se o microcontrolador está escrevendo (R/W = 0) ou lendo (R/W = 1) dados dos periféricos.

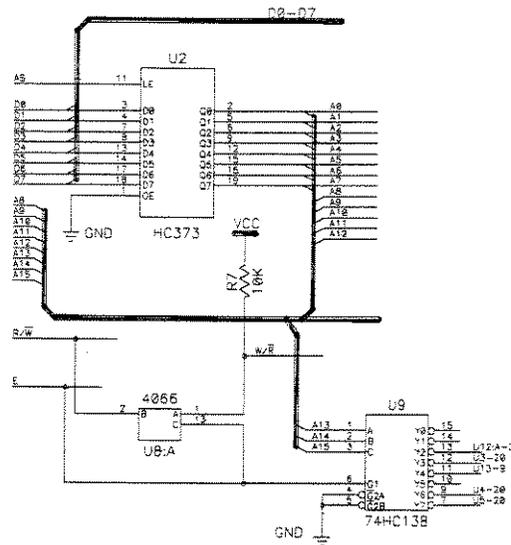


figura 5.12 — Circuito de lógica de apoio e controle (retirado da figura 5.17).

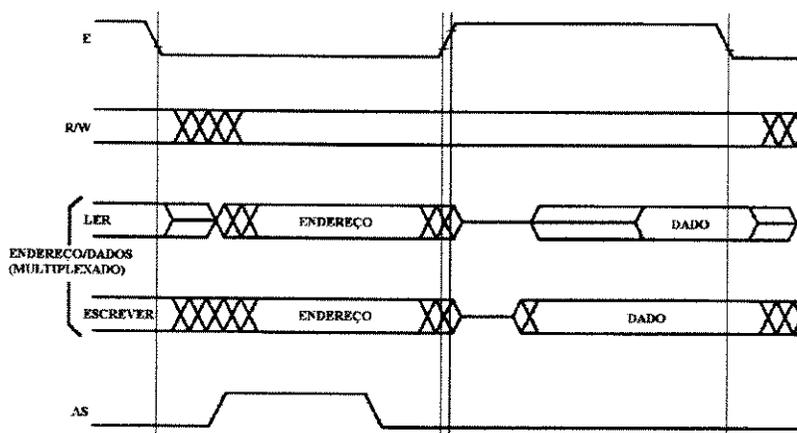
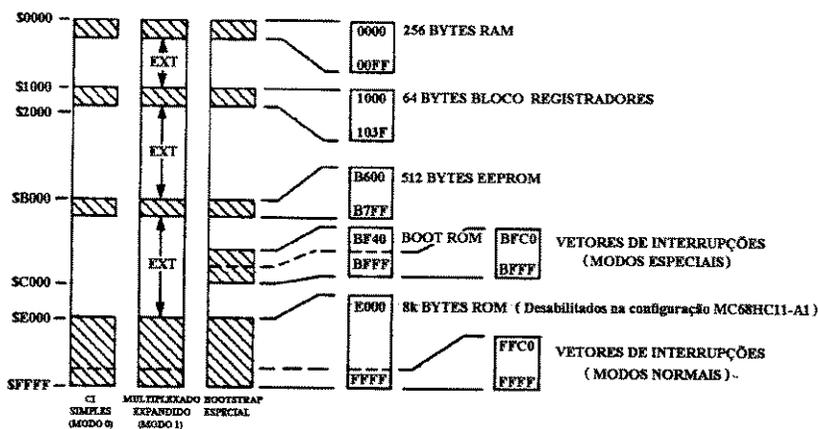


figura 5.13 — Diagrama de tempos do barramento do MC68HC11 no modo Expandido Multiplexado (Maia, 1995).

A figura 5.14 mostra o mapa de utilização da memória pelo MC68HC11-A1. No modo Expandido Multiplexado, os 256 bytes de memória RAM e o bloco de 64 bytes de registradores

são alocados nas faixas de endereços *\$0000-\$00FF e \$1000-103F, respectivamente. Os 512 bytes de memória EEPROM, são alocados na faixa \$B600-\$B7FF.



NOTAS:
 1. O Bloco de Registradores e a memória RAM podem ser alocados em outras posições dentro da memória por software.
 2. As memórias ROM e EEPROM podem ser desabilitadas utilizando-se um registrador de controle (CONFIG).

figura 5.14 — Mapa da memória do microcontrolador MC68HC11-A1 (Maia, 1995).

A memória RAM e o bloco de registradores podem ser remapeados, por *software*, para o início de qualquer bloco de 4 kbytes disponível, mas optou-se por manter os endereços configurados inicialmente pelo fabricante.

A decodificação dos endereços dos periféricos, presentes na placa de controle, foi feita a partir dos endereços disponíveis no mapa da memória da figura 5.14. Os endereços selecionados são mostrados na tabela 5.3 a seguir.

tabela 5.3 — Endereços dos periféricos internos do microcontrolador MC68HC11-A1 e dos periféricos (bancos de memória externos e teclado) do AMDC.

Periférico	Endereço (hena)	A15	A14	A13	A12	A11	A10	A9	A8	A7	A6	A5	A4	A3	A2	A1	A0
Memória RAM Interna - 256 bytes	\$0000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	\$00FF	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1
Porta A - Teclado	\$1000	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Bloco de registradores internos	\$1001	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1
	\$103F	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1
Memória RAM 8 Kbytes (U4)	\$6000	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	\$7FFF	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Memória EEPROM Interna - 512 bytes	\$B600	1	0	1	1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	\$B7FF	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Memória EPROM 8 Kbytes (U3)	\$C000	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	\$DFFF	1	1	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1
Memória EPROM 8 Kbytes (U5)	\$E000	1	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	\$FFFF	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1

*O caractere "\$" é utilizado nos manuais do MC68HC11 para indicar um número em notação hexadecimal e, por conveniência, a mesma simbologia é utilizada neste trabalho.

5.2.8 Memórias RAM e EPROM

A placa de controle possui 8 kbytes de memória RAM (CI 6164, U4 da figura 5.15) habilitados para escrita ou leitura de dados temporizados nos endereços \$6000 a \$7FFF pelo decodificador 74HC138 (U9 da figura 5.17, saída Y6). Esta placa também possui 16 kbytes de memória EPROM (CIs 2764, U3 e U5 da figura 5.15) habilitadas pelas saídas Y3 e Y7 do decodificador U9. A memória EPROM foi utilizada para gravar o *software* de controle do AMDC. A figura 5.15 mostra a conexão dos sinais de controle, do barramento de dados e do barramento de endereços nos circuitos de memória.

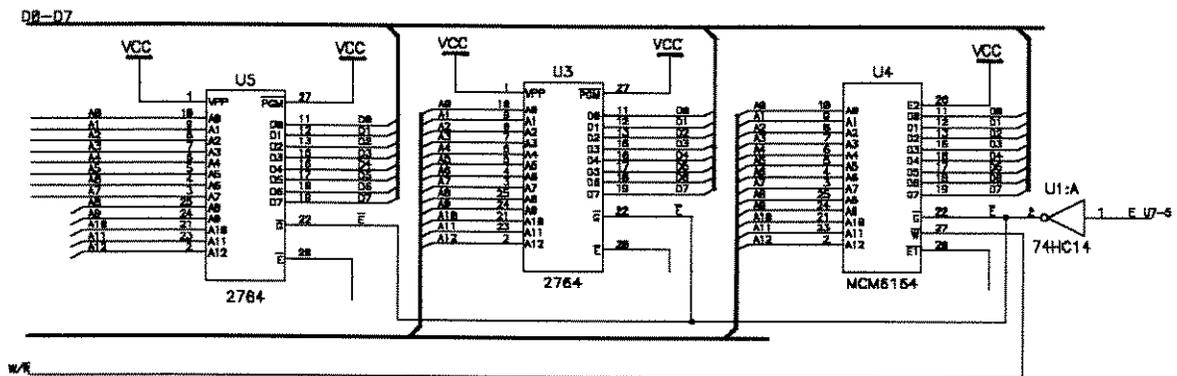


figura 5.15 — Conexão dos sinais de controle, do barramento de dados e do barramento de endereços (retirado da figura 5.17).

5.2.9 Interfaces serial e paralela

Todos os resultados obtidos pelo AMDC podem ser transmitidos via interface serial ou paralela. A comunicação desenvolvida por estas interfaces permite o registro dos dados e da forma de onda apresentada no *display*, numa impressora ou outro registro. Assim, em um procedimento de manutenção preventiva, pode-se levantar o histórico do desempenho do desfibrilador num determinado período de tempo, possibilitando a orientação da manutenção corretiva ou mesmo a desativação do equipamento.

A comunicação serial, conectada ao terminal J8, utiliza o *driver* MC68B50P (U13) e os *gates* MC1488P (U10) e MC1489P (U11). A comunicação é feita em modo assíncrono, com velocidade de transmissão de 9600 bps (selecionável pelo *jumper* J12), comprimento do byte de 7 bits, bit de paridade ímpar 1. O circuito de geração de *clock* para o driver MC68B50P é composto pelo cristal Y2, pelos inversores U1:B e U1:C, pelos resistores R35 e R36, pelos capacitores C9 e C13 e pelo contador HC4040 (U16). A figura 5.16 A apresenta o circuito implementado para a interface serial.

A saída paralela é composta pelos terminais J3 e J5. No terminal J3 estão disponíveis sinais de controle próprios do microcontrolador, para checar o funcionamento da placa, bem como

conectar outros periféricos a serem controlados por estes sinais. O terminal J5 foi especialmente implementado para atender o padrão DB25 de comunicação paralela largamente utilizado por impressoras. Este terminal utiliza como via de dados o mesmo barramento de dados do *display*, PC0 a PC7 do CI MC68HC24 (U6), e os bits PB1 a PB4 (também do U6) e PD1 a PD5 (do microcontrolador MC68HC11-A1) como sinais de controle. As posições dos bits nos terminais de saída paralela podem ser observadas na figura 5.16 B.

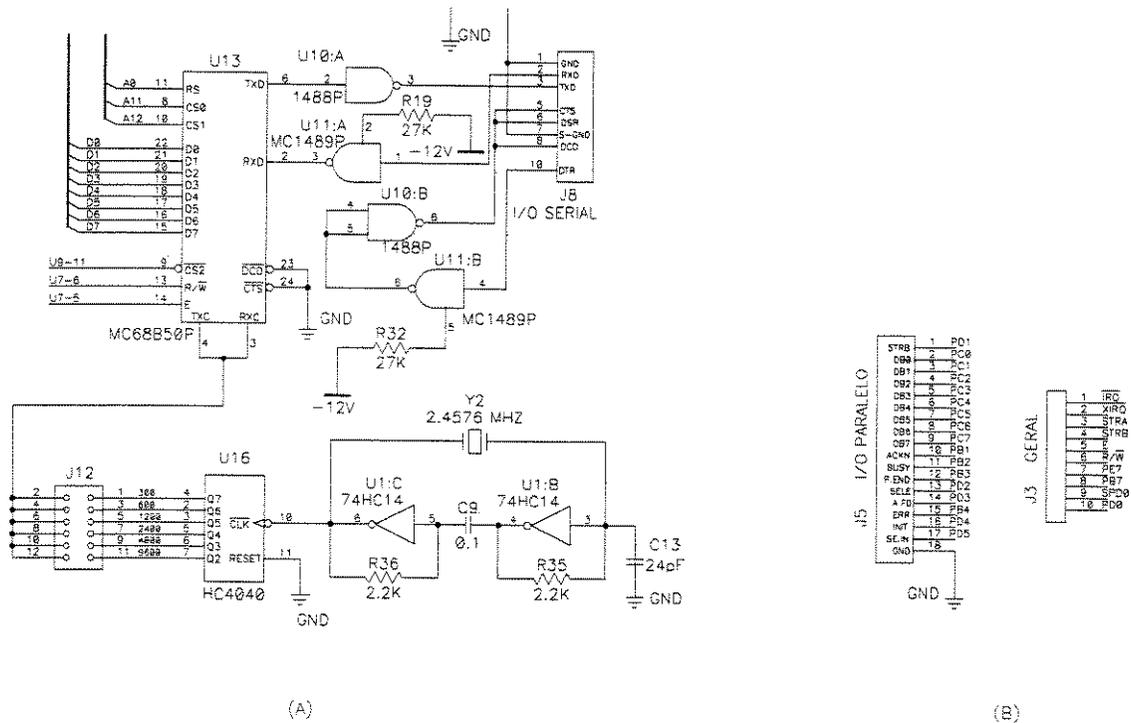


figura 5.16 — Circuitos de comunicação. (A) interface serial e (B) interface paralela (retirado da figura 5.17).

A figura 5.17 ilustra o diagrama esquemático completo da unidade de controle do AMDC.

A placa de circuito impresso empregada para a montagem da unidade de controle possui 21,56 cm de comprimento por 13,81 cm de largura, dupla face.

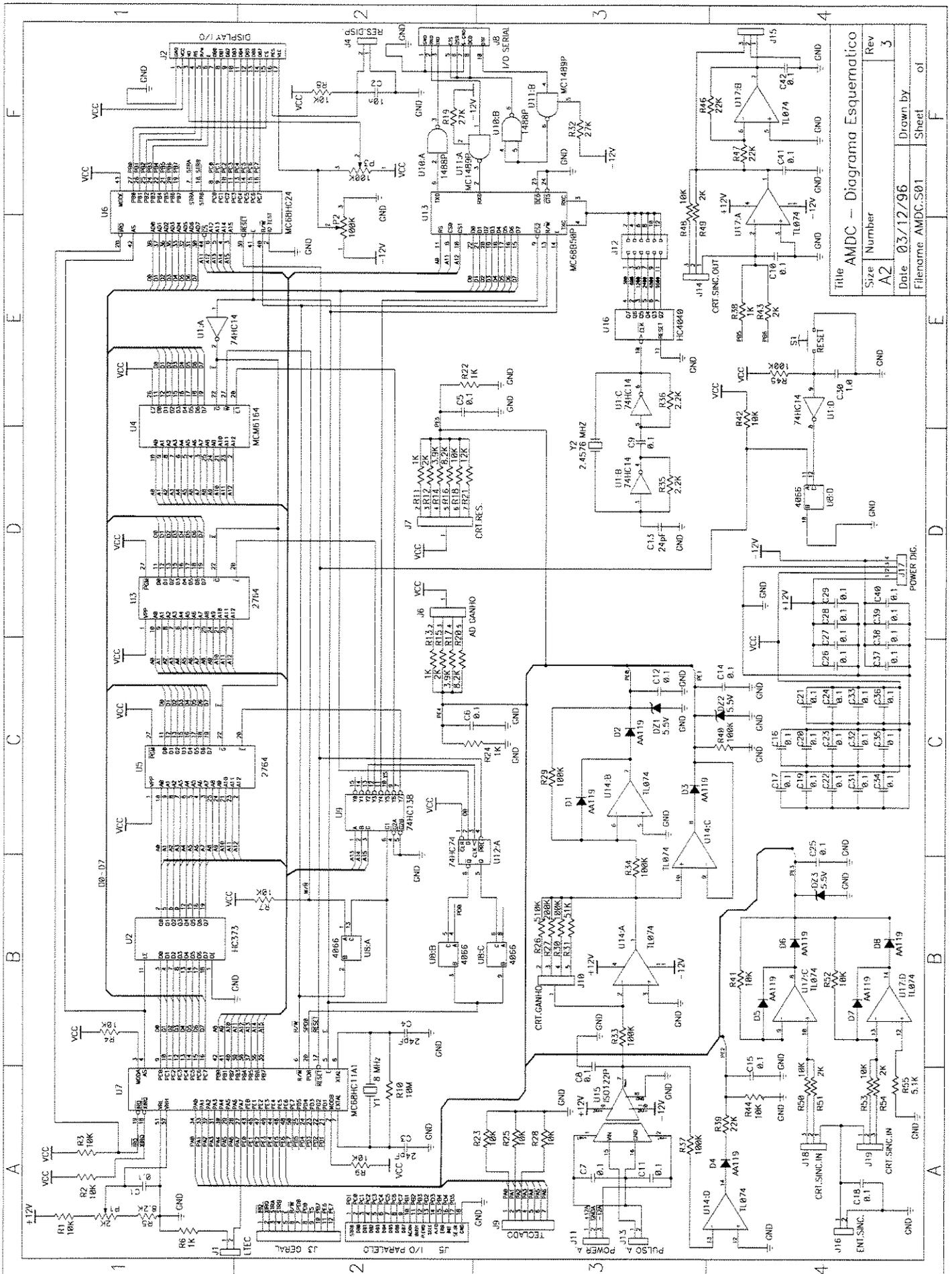


figura 5.17 — Diagrama esquemático completo da unidade de controle do AMDC.

5.3 Fontes de alimentação

Duas fontes independentes foram implementadas. Uma para a alimentação dos circuitos digitais (unidade de controle) e outra para o circuito de processamento do pulso desfibrilatório.

A fonte que alimenta os circuitos digitais pode operar através da rede elétrica padrão (110/220 V) ou através de baterias de 12 V. Quando o equipamento estiver conectado à rede elétrica, a fonte irá carregar as baterias que eventualmente estiverem conectadas através do acionamento da chave *push-button* apropriada (ver item 5.5).

A fonte destinada ao circuito de processamento do pulso desfibrilatório utiliza somente baterias, reforçando assim a isolação entre a unidade de controle (circuitos digitais) e a unidade de atenuação e isolação do pulso (eletrodos para as pás do desfibrilador).

A figura 5.18 mostra os circuitos das fontes implementadas. A unidade de controle é alimentada pelo conector P1 (níveis +12V, +5V, GND e -12V) e a unidade de atenuação e isolação é alimentada pelo conector P3 (níveis +12VA, GND-A e -12VA). O símbolo GND (*ground*) representa 0 V e é utilizado nos circuitos digitais. O símbolo GND-A representa o mesmo valor, porém é usado no circuito de processamento do pulso desfibrilatório, cuja fonte de alimentação é isolada.

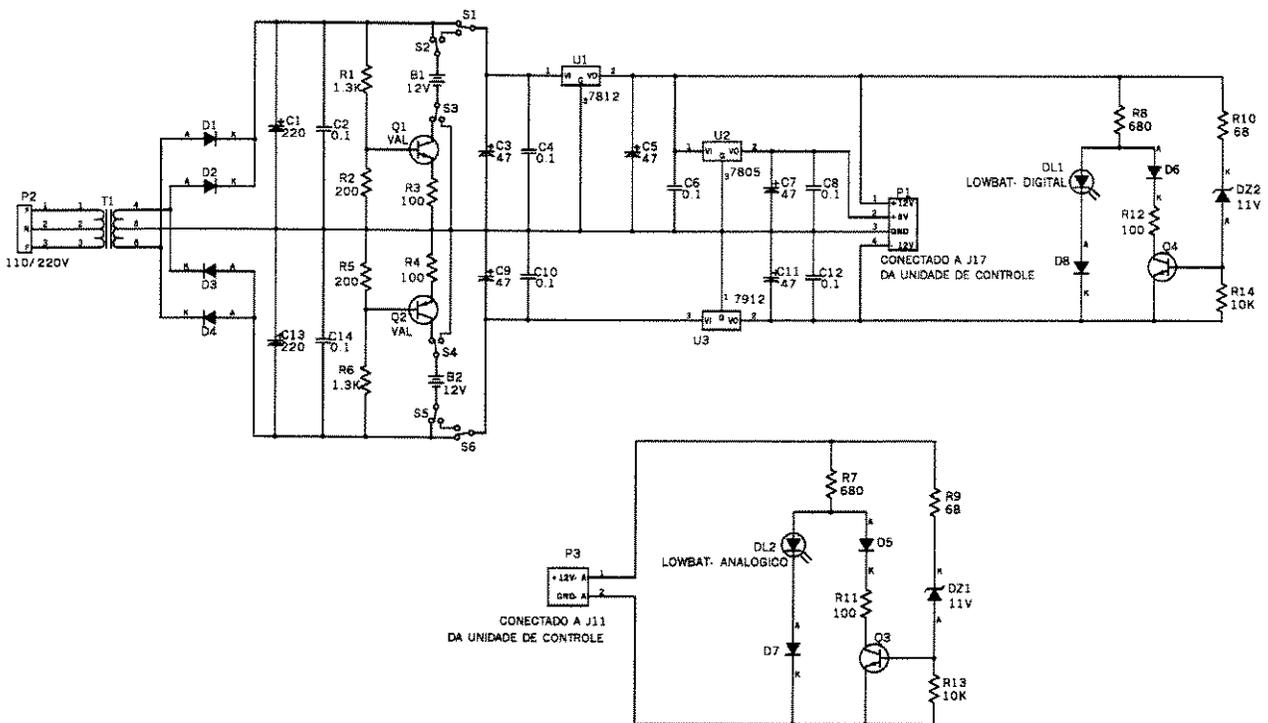


figura 5.18 — Fontes de alimentação para a unidade de controle e de processamento do pulso desfibrilatório (capacitores em μF , resistores de $1/8\text{ W}$, 5%).

Quando o AMDC está ligado e alimentado pela rede CA as chaves S1 a S6 estão na posição “aberta” (conforme posição mostrada na figura). Com as chaves nesta posição, as baterias

recarregáveis de NiCd (12V, 14 mA/8h), B1 e B2 (modelo RPAD12 da Rhophe) são carregadas pela fonte de corrente de 25 mA formada pelos transistores Q1 (BD348D) e Q2 (BD358D) e pelos resistores R1 a R6. A mesma tensão de carga das baterias é conectada à entrada dos reguladores de tensão U1 (7812) e U3 (7912) onde, após regulada, é conectada a P1 e ao circuito de indicação de baixa carga de baterias (**LOW BAT**) formado pelos diodos D6 e D8 (1N4001), diodo zener DZ2 de 11 V (BZXC79C4V11), transistor Q4 (BC548), LED DL1 (NV2020 conectado ao painel frontal do AMDC) e pelos resistores R8, R10, R12 e R14. A tensão de saída de U1 (+12 V) é conectada à entrada do regulador U2 (7805) onde é regulada para +5V e conectada a P1.

Quando a chave *push-button* de carga de baterias é acionada (chaves S1 a S6 “fechadas”) o circuito da fonte de alimentação, e conseqüentemente a unidade de controle, estão isolados da rede CA. Assim, a unidade de controle passa a ser alimentada pelas baterias B1 e B2 que aplicam tensões de +12 e -12 V aos reguladores U1 e U3.

A placa de circuito impresso construída possui comprimento de 15 cm e 8,9 cm de largura, dupla face.

5.4 Software de controle

O *software* de controle é responsável pelo gerenciamento de todas as tarefas do AMDC tais como leitura das posições das chaves no painel, leitura de dados do teclado, apresentação de dados e forma de onda no *display*, impressão de resultados, geração de sinais de sincronismo e controle da aquisição analógico-digital (A/D).

Desenvolvido na linguagem *Assembly* do microcontrolador MC68HC11, com o auxílio de uma placa de emulação da Motorola Inc., o *software* foi gravado na memória EPROM presente na unidade de controle. A figura 5.19 mostra o diagrama em blocos geral do *software* de controle.

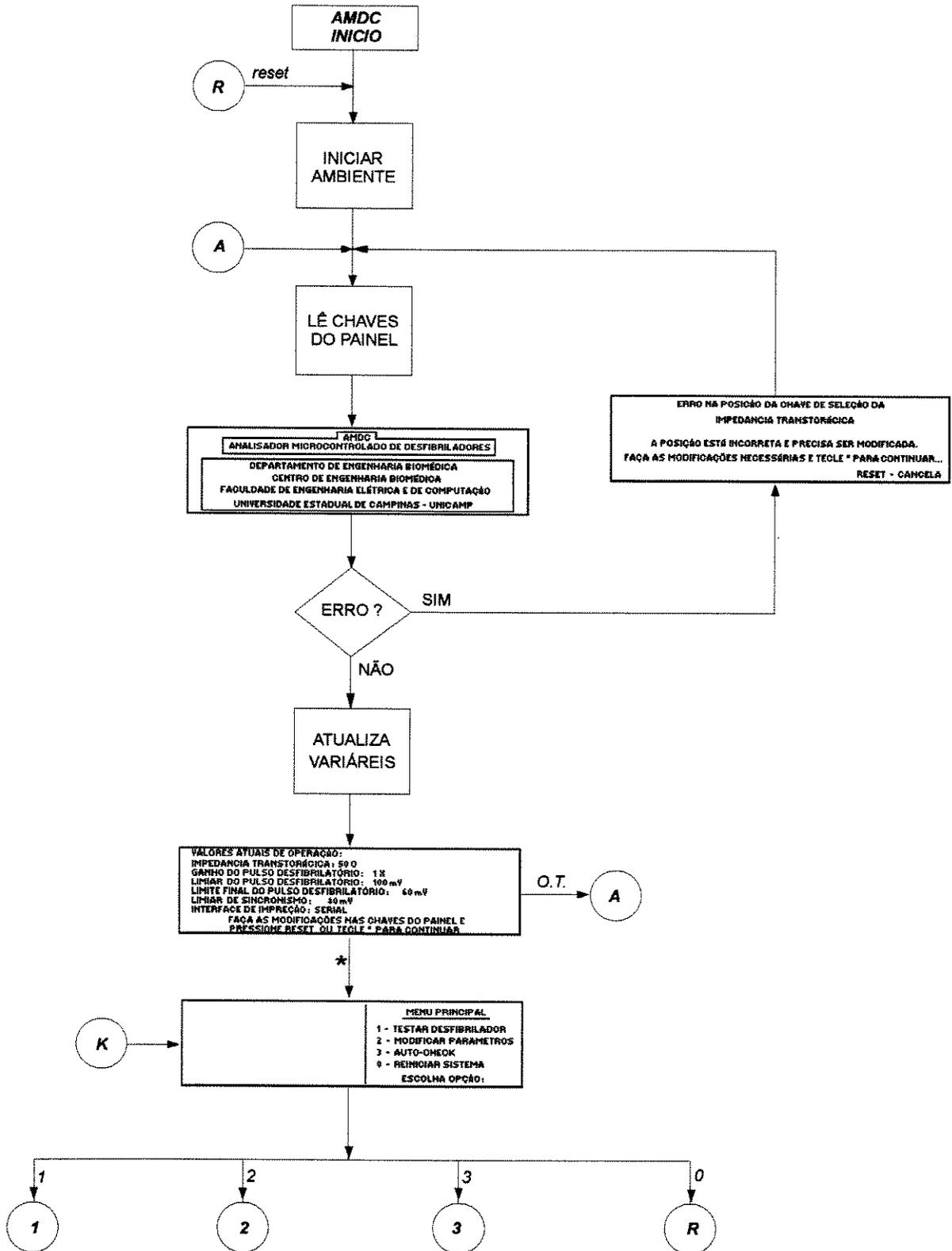


figura 5.19 — Diagrama em blocos básico do software de controle do AMDC.

O programa começa com as inicializações do sistema, representada pelo procedimento Iniciar Ambiente do diagrama em blocos. O procedimento de Iniciar Ambiente executa tarefas como definir variáveis, reservar memória RAM para dados, habilitar endereço de pilha e inicializar portas de entrada/saída. O próximo passo executado é a leitura da posição das chaves do painel do AMDC, enquanto é apresentada a tela de abertura. Enquanto houver algum erro na

posição destas chaves, será apresentada uma tela de advertência alertando o usuário-operador para correção da posição. Após a inicialização do sistema, o programa executará o procedimento Menu Principal, onde será exibido, na tela do *display*, um menu com quatro opções. Estas opções correspondem aos procedimentos Menu Testar Desfibrilador, Menu Modificar Parâmetros, Menu Auto Check e Reiniciar Sistema. Tais procedimentos subdividem-se em várias sub-rotinas de apoio, dedicadas a realizar tarefas específicas de controle do equipamento. Não será apresentada aqui a descrição completa de todas as sub-rotinas, pois estão comentadas na listagem completa do *software* no Apêndice B.

A figura 5.20 ilustra o diagrama em blocos de apresentação das telas e a lógica de seleção das opções dos menus. Para uma melhor visualização das telas exibidas no *display*, consulte também o Apêndice A (AMDC – Manual do Usuário).

Após a leitura das posições das chaves, as variáveis de ganho e atenuação do pulso desfibrilatório e a impedância transtorácica selecionados são atualizadas com aqueles valores, que são também apresentados no *display*.

Em seguida é apresentado o **MENU PRINCIPAL**, que permite o acesso a todas as funções do equipamento, controlando assim a seqüência de ações que devem ser tomadas pelo operador. Neste menu, há quatro opções: **1-Testar Desfibrilador**; **2-Modificar Parâmetros**; **3-Auto-Check** e **0-Reiniciar Sistema**.

A seleção **1** do **MENU PRINCIPAL** irá apresentar o menu **TESTAR DESFIBRILADOR**, que possui mais 6 opções: **1-Modo Espera**; **2-Modo Síncrono**; **3-Enviar Sincronismo**; **4-Relatórios**; **5-Modo Cursor** e **0-Menu Anterior**. As opções 4 e 5 são disponíveis somente quando há um pulso amostrado pelo equipamento, que pode ser feito pela seleção de uma das três primeiras opções deste menu. A opção **0** deste menu, e dos demais menus apresentados pelo *software*, irá sempre retornar ao menu anterior. No caso, o menu anterior é o **MENU PRINCIPAL**.

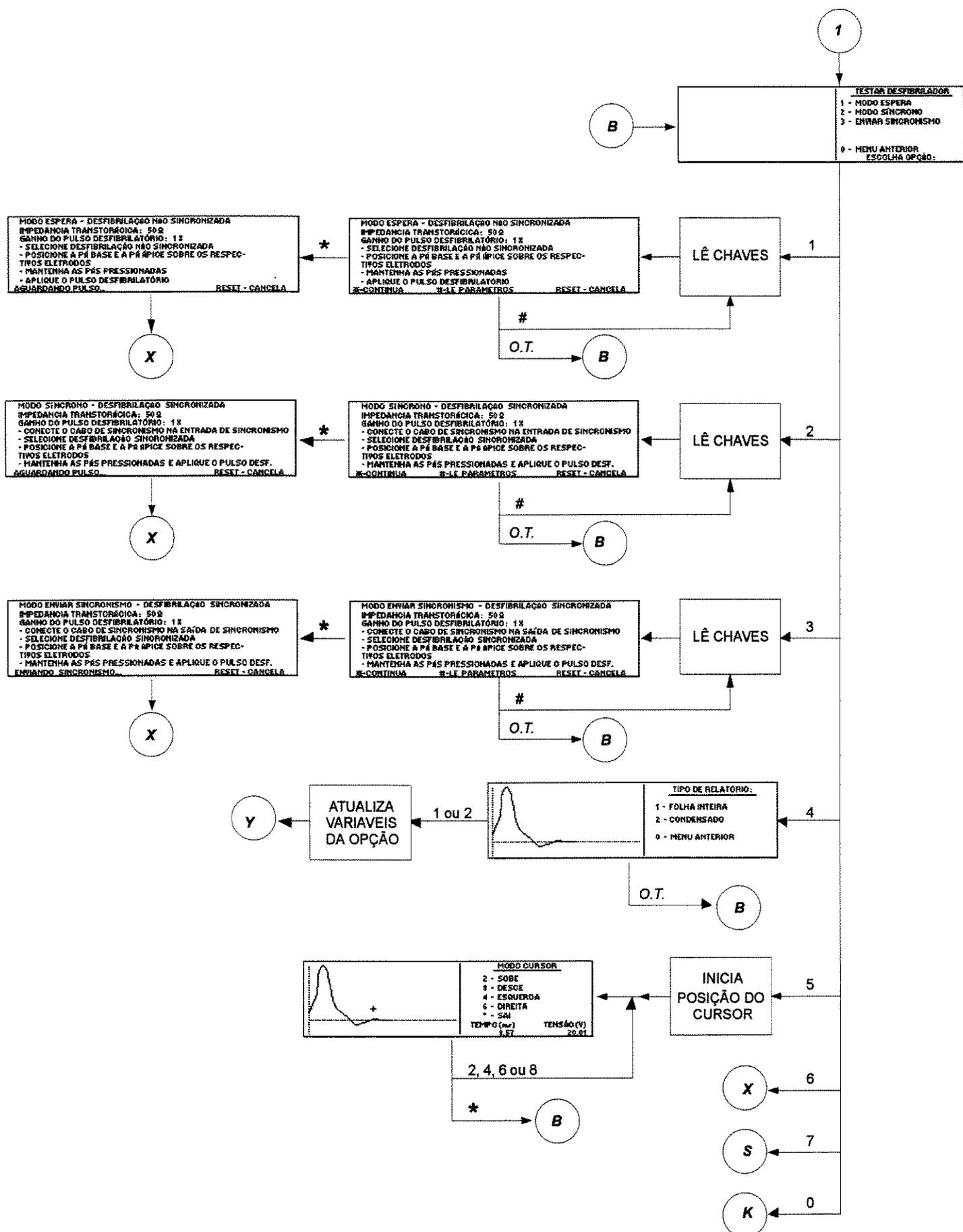


figura 5.20a — Diagrama em blocos do software de controle ilustrando as opções do Menu Testar Desfibrilador.

A seleção da opção 1 do menu **TESTAR DESFIBRILADOR** irá executar o **MODO ESPERA**. Neste modo, tornará a ser feita a leitura da posição das chaves do equipamento e, caso não haja erro em suas posições, será apresentada a tela do **MODO ESPERA**. Nesta tela será apresentado o valor da impedância transtorácica selecionado, o ganho do pulso desfibrilatório e os procedimentos a serem seguidos pelo operador antes de disparar o pulso. A leitura da posição das chaves do equipamento, antes da aplicação do pulso desfibrilatório, presta-se a corrigir alguma modificação feita pelo operador após a inicialização do equipamento, e é feita também pelas opções 2 e 3 (**MODO SÍNCRONO** e **ENVIAR SINCRONISMO**, respectivamente). Caso algum parâmetro deva ser corrigido antes da aplicação do pulso, o operador deve fazer a modificação na chave desejada e teclar # para validar a modificação; assim será apresentada a mesma tela com os novos parâmetros selecionados. Após verificar que os parâmetros de operação estão corretos, e seguir os passos descritos no *display*, o operador deve pressionar a tecla * que irá ativar o modo. O equipamento encontra-se então na espera para a aplicação do pulso, fazendo a leitura de tensão entre os eletrodos e comparando com o limiar do pulso desfibrilatório. Quando o valor da tensão lida for maior ou igual a este limiar, o equipamento desencadeará a aquisição da tensão entre os eletrodos num período de 82,5 μ s (165 ciclos do microcontrolador) resultando em 2048 aquisições A/D dos canais PE0 e PE1.

Completada a conversão A/D da tensão entre os eletrodos, o *software* irá calcular os vários parâmetros apresentados na tela de **RESULTADOS PARCIAIS**, juntamente com a forma de onda do pulso disparado. Pressionando * nesta tela, será apresentada outra tela de resultados com os parâmetros calculados pela norma ANSI/AAMI DF2-2-4. O objetivo disto é permitir uma comparação direta entre os valores do equipamento sob teste e os preconizados pela norma.

A seleção da opção 2 do menu **TESTAR DESFIBRILADOR** executará o **MODO SÍNCRONO**. Neste modo, o equipamento aguardará a chegada de um sinal de sincronismo para efetuar a aquisição do pulso desfibrilatório. De forma semelhante à opção anterior (**MODO ESPERA**), o *software* irá apresentar uma tela contendo os valores atuais de operação, que podem ser modificados do mesmo modo descrito anteriormente. Assim, o *software* irá comparar a tensão disponível na entrada de sincronismo do equipamento (conectada ao cardioversor ou monitor em teste) com o valor de limiar de sincronismo. Quando esta tensão for maior que o valor preestabelecido, o equipamento desencadeará a aquisição do pulso. A tela de resultados exibida por este modo é idêntica à descrita anteriormente.

A seleção da opção 3 do menu **TESTAR DESFIBRILADOR** executará o **MODO ENVIAR SINCRONISMO**. Neste modo, o *software* irá fornecer um sinal na saída de sincronismo do

equipamento, que deve estar conectada ao cardioversor em teste. De maneira semelhante ao **MODO ESPERA**, são exibidos os valores atuais de operação e os procedimentos a serem seguidos pelo operador, o *software* irá emitir um sinal de sincronismo ao cardioversor e irá efetuar a aquisição do pulso desfibrilatório.

Na seleção da opção 4 do menu **TESTAR DESFIBRILADOR** (disponível somente se um pulso desfibrilatório tiver sido amostrado), será apresentado o menu **TIPO DE RELATÓRIO**. Este menu tem 2 opções: **1-FOLHA INTEIRA** e **2-CONDENSADO**. Em ambos os casos será emitido um relatório à impressora conectada, contendo a forma de onda e os resultados do pulso desfibrilatório amostrado, sendo que na opção **FOLHA INTEIRA** a forma de onda será impressa através de caracteres ASCII, enquanto na opção **CONDENSADO** será utilizada impressão gráfica.

Na seleção da opção 5 do menu **TESTAR DESFIBRILADOR** (disponível somente se um pulso desfibrilatório tiver sido amostrado), será apresentado o menu do **MODO CURSOR**. Neste modo, o *software* apresentará um cursor na área de desenho da forma de onda, e permitirá que o operador movimente este cursor através de teclas correspondentes no teclado (ver sub-rotina do modo cursor descrita adiante). Assim, para cada coordenada de apresentação do cursor, será mostrada a posição no tempo (em ms) e sua respectiva tensão (em V).

Ainda no menu **TESTAR DESFIBRILADOR**, o operador pode visualizar os resultados calculados na aquisição do pulso que está sendo apresentado digitando a tecla 6 para visualizar os **RESULTADOS PARCIAIS**, e a tecla 7 para visualizar os **RESULTADOS ANSI/AAMI-DF2**.

A segunda opção do **MENU PRINCIPAL**, o menu **MODIFICAR PARÂMETROS**, possui quatro opções: **1-LIMIAR DO PULSO**; **2-LIMIAR DE SINCRONISMO**; **3-LIMITE FINAL DE PULSO** e **4-INTERFACE DE IMPRESSÃO**.

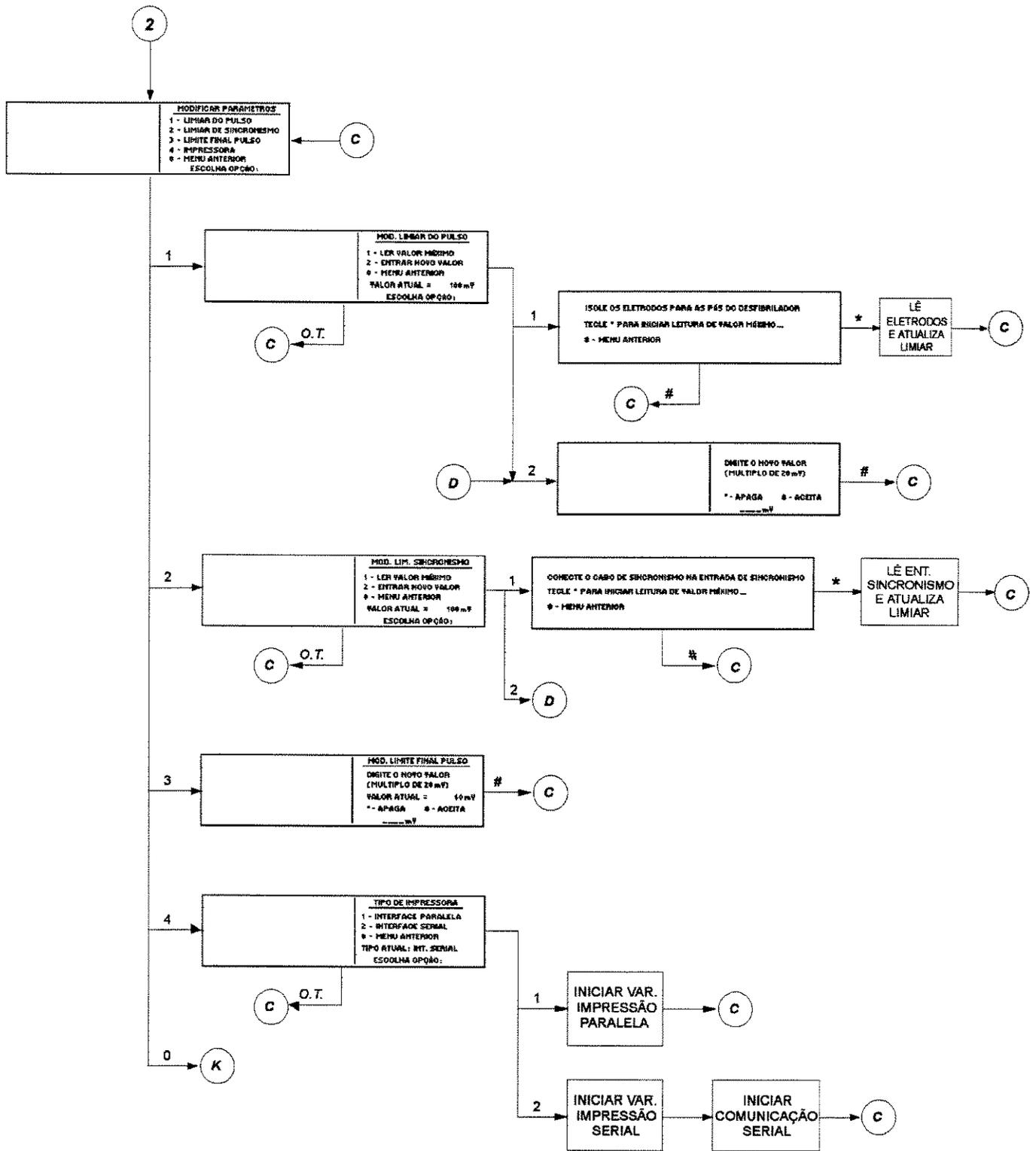


figura 5.20b — Diagrama em blocos do software de controle ilustrando as opções do Menu Alterar Parâmetros.

A seleção da opção **1** deste menu exibirá o menu **MODIFICAR LIMIAR DO PULSO**. Este menu possui 2 opções: **1-LER VALOR MÁXIMO** e **2-ENTRAR VALOR**: A opção **LER VALOR MÁXIMO** exibirá uma tela informando ao operador os procedimentos que devem ser feitos para que o equipamento leia a tensão entre os eletrodos, e assim possa alterar automaticamente o valor de limiar do pulso. Na opção **ENTRAR VALOR**, o operador pode digitar diretamente o valor de tensão que será atribuído ao valor de limiar do pulso (deve ser múltiplo de 20 mV). Durante a digitação deste valor, o operador pode corrigir o número teclando ***** e podendo finalizar a entrada do número teclando **#**. O valor *default* de limiar do pulso é 80 mV.

A seleção da opção **2** do menu **MODIFICAR PARÂMETROS** exibirá o menu **MODIFICAR LIMIAR DE SINCRONISMO**. A operação neste menu é semelhante à do menu anterior, pois o valor a ser modificado pode ser lido diretamente na entrada de sincronismo do equipamento ou digitado pelo operador. As mesmas observações feitas para a opção **ENTRAR VALOR** do menu anterior são válidas neste menu. O valor *default* do limiar de sincronismo é 60 mV.

A seleção da opção **3** do menu **MODIFICAR PARÂMETROS** permitirá que o usuário altere o valor do **LIMITE FINAL DE PULSO**. Após a aquisição do pulso desfibrilatório, o analisador fará a varredura das amostras do fim para o começo do pulso desfibrilatório. Todas as amostras de tensão cujo valor for menor que este limite serão ignoradas, assim este valor deve ser suficientemente pequeno para garantir a leitura completa do pulso, porém maior que o ruído presente na conexão das pás do desfibrilador aos eletrodos. O valor *default* do limite final de pulso é 40 mV.

A seleção da opção **4** do menu **MODIFICAR PARÂMETROS** exibirá o menu **TIPO DE IMPRESSORA**, com duas opções: **1-INTERFACE PARALELA** e **2-INTERFACE SERIAL**. Com a seleção da opção **1**, a impressão dos resultados será direcionada para a interface paralela, e com a opção **2**, a impressão será direcionada para a interface serial.

A seleção da terceira opção do **MENU PRINCIPAL**, a opção de **AUTO-CHECK**, executa uma rotina de auto-análise. Esta rotina permite a verificação das portas do microcontrolador, comunicação com o *display*, leitura de teclado e teste dos conversores A/D. Após a seleção desta opção, será apresentada uma tela descrevendo os procedimentos a serem executados pelo operador durante o teste.

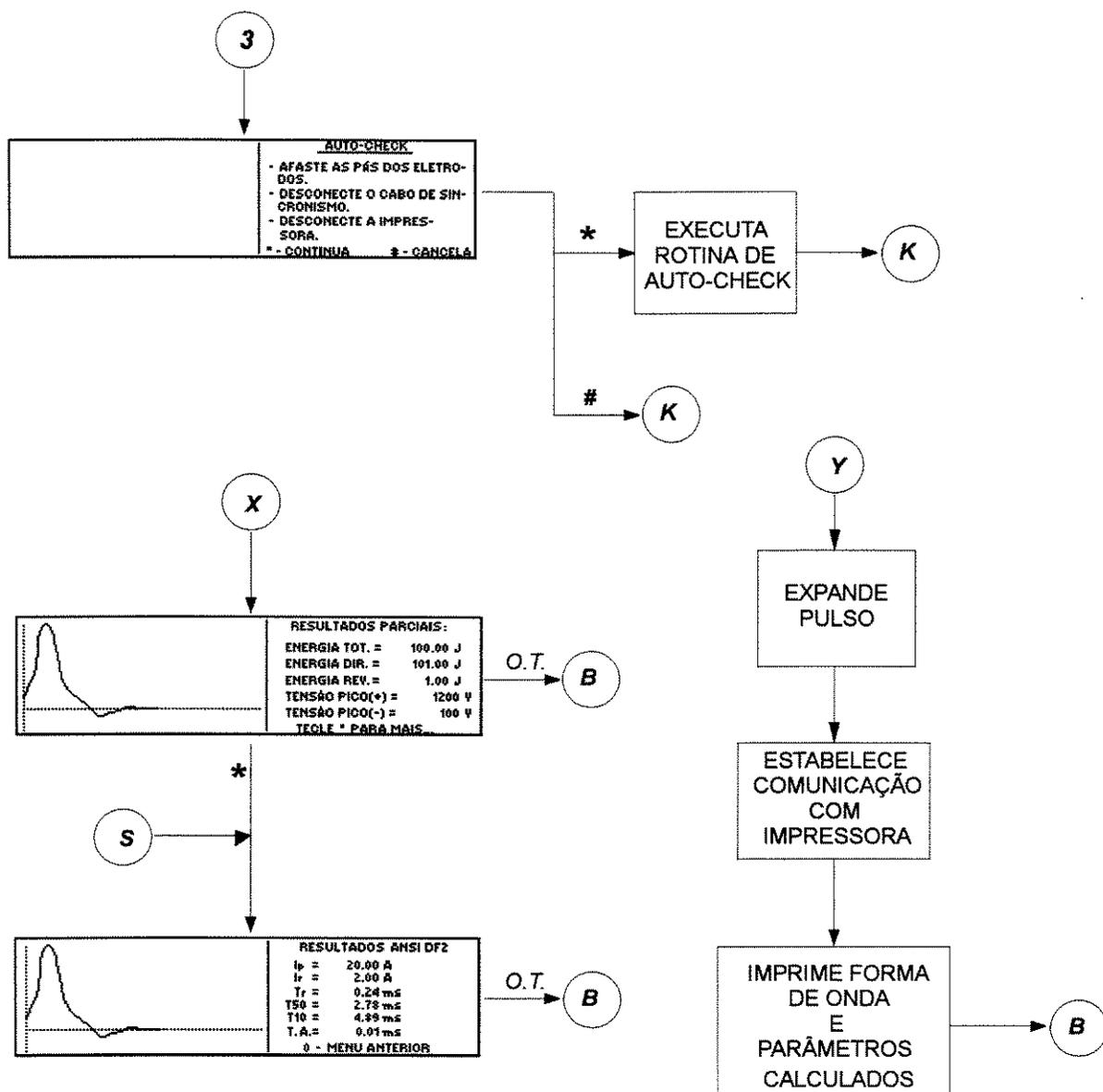


figura 5.20c — Diagrama em blocos do software de controle ilustrando a opção de Auto-Check e demais funções.

Finalmente, a última opção do **MENU PRINCIPAL** corresponde a **REINICIAR SISTEMA**. Com sua seleção, o sistema será reiniciado e todos os parâmetros de operação do equipamento conterão seu valor *default* conforme descreve a tabela 5.4.

tabela 5.4 — Valores default dos parâmetros de operação do AMDC.

Parâmetro de operação	Valor	Justificativa
Limiar do Pulso	80 mV	maior valor da amplitude de ruído obtido durante os testes com desfibriladores.
Limiar de Sincronismo	60 mV	maior valor da amplitude de ruído presente na entrada de sincronismo.
Limite Final de Pulso	40 mV	maior valor obtido na varredura das amostras durante os testes.
Interface de Impressão	Serial	tipo de interface utilizada para comunicação com microcomputador e impressora durante os testes.

5.5 Aspectos construtivos do AMDC*

Os circuitos do equipamento foram montados em placas de circuito impresso colocadas em uma caixa de acrílico leitoso de 3 mm de espessura com 27 cm de largura, 14 cm de altura e 41 cm de profundidade. A figura 5.21 ilustra a vista frontal desta caixa.

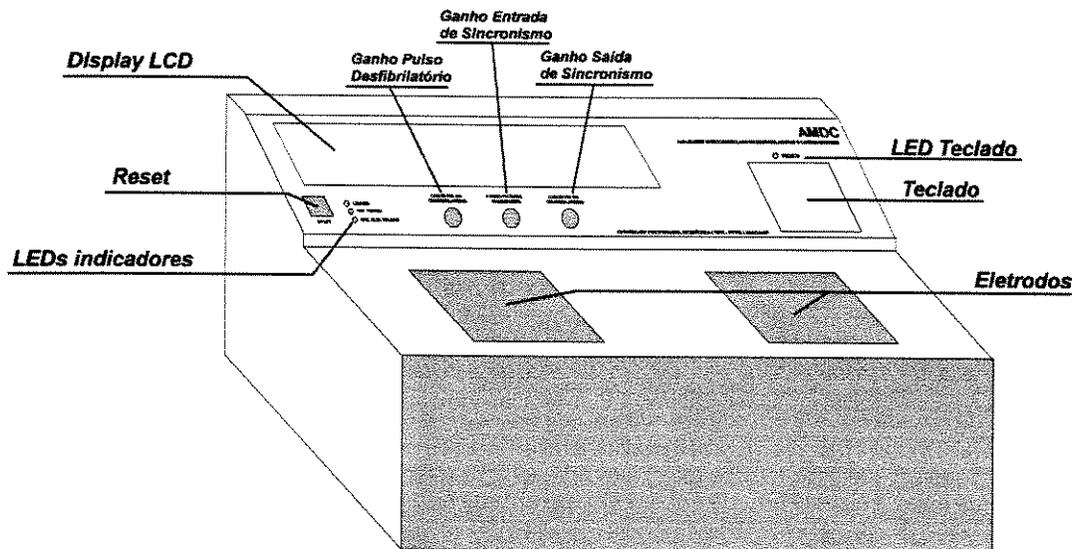


figura 5.21 — Vista frontal do AMDC.

O painel frontal é formado pelo *display*, as três chaves rotativas (controle do ganho do pulso desfibrilatório, ganho do sinal de entrada de sincronismo e ganho do sinal de saída de sincronismo), a chave *push-button* para *reset* do equipamento, o teclado para controle do *software* e os eletrodos para as pás do desfibrilador.

Ainda no painel frontal, há quatro LEDs com a seguinte marcação: **LIGADO** (indica que o equipamento está energizado), **LOW BAT** (indica que a carga das baterias dos circuitos de baixa tensão é insuficiente), **LOW BAT - Alta Tensão** (indica carga das baterias dos circuitos de alta tensão é insuficiente) e **PRONTO** (indica que o equipamento aguarda dados que devem ser inseridos pelo teclado).

* Consultar o Apêndice A para maiores informações a respeito de características externas do AMDC.

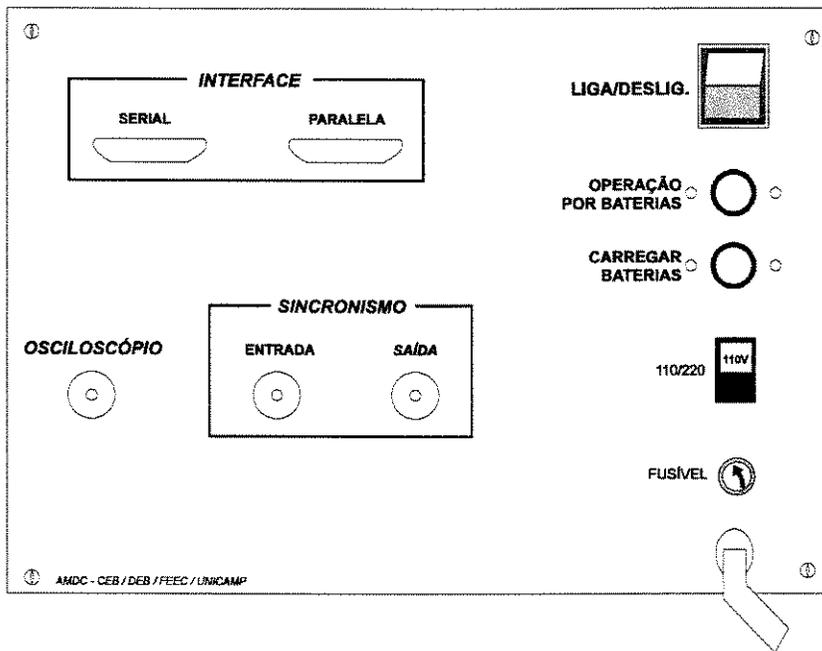


figura 5.22 — Vista traseira do AMDC.

A vista traseira do equipamento é mostrada na figura 5.22. O painel traseiro contém uma chave LIGA/DESLIGA, duas chaves tipo *push-button* para OPERAÇÃO POR BATERIAS e CARGA DE BATERIAS, uma chave de seleção da tensão de alimentação 110/220 V, um cabo de conexão à rede de alimentação, três conectores BNC para conexão do OSCILOSCÓPIO, e para SINCRONISMO — ENTRADA e SAÍDA, e dois conectores padrão RS232 para comunicação SERIAL e PARALELA.

A chave rotativa para seleção da IMPEDÂNCIA TRANSTORÁCICA está montada na face direita do equipamento, conforme ilustra a figura 5.23.

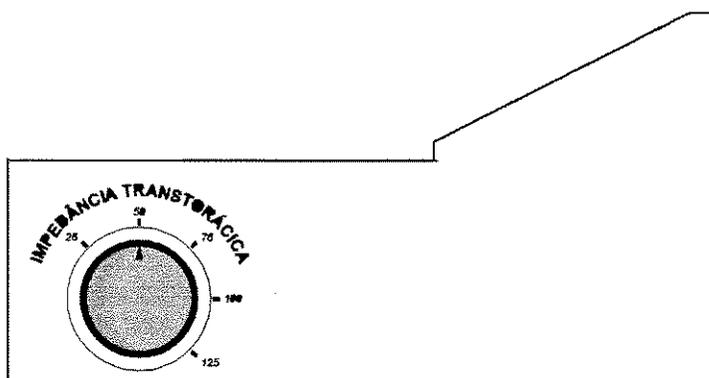


figura 5.23 — Vista da face direita do AMDC.

Capítulo 6 — Testes e resultados

Neste capítulo serão descritos os procedimentos de testes do AMDC. Foram executados três ensaios para testar os elementos do analisador que serão mais solicitados durante sua utilização: a chave de seleção da impedância transtorácica, os resistores de atenuação e os circuitos de medição de sincronismo. Os testes destes elementos e do analisador como um todo serão descritos a seguir.

6.1 Testes da chave de seleção da impedância transtorácica

Por se tratar de um equipamento que fará medidas de pulsos de alta tensão, todo cuidado deve ser empregado no teste dos elementos que estarão em contato direto com estes níveis de tensão, como é o caso da chave de seleção da impedância transtorácica. É importante quantificar a isolamento deste componente para que não hajam correntes de fuga ou distorções na forma de onda. Os parâmetros avaliados foram a máxima tensão de isolamento entre os terminais e a máxima corrente de fuga.

A figura 6.1 mostra a montagem utilizada para o teste.

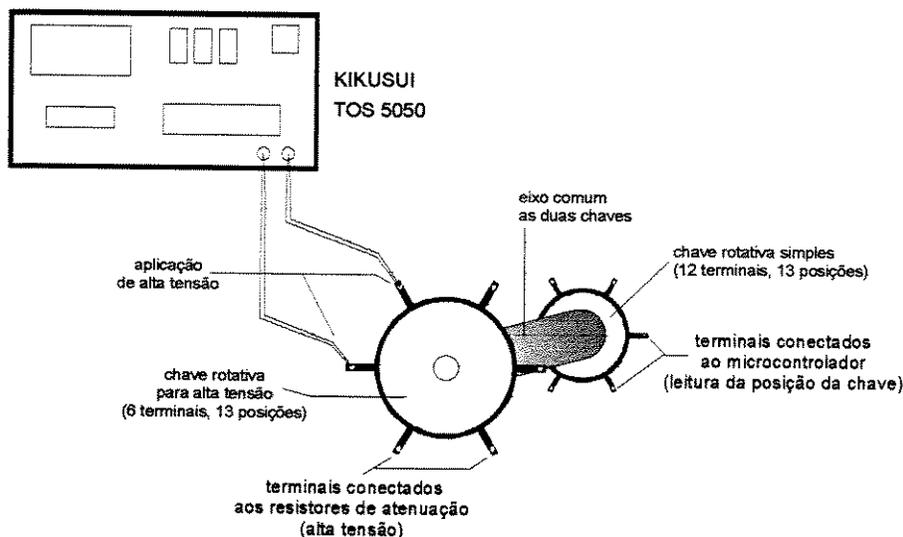


figura 6.1 — Configuração utilizada para medir a tensão de isolamento e corrente de fuga na chave de seleção da impedância transtorácica.

O aparelho TOS 5050 consiste em uma fonte de tensão senoidal de 60 Hz ajustável de 10 V a 5 kV e com monitoração da corrente na carga (escala de 10 μ A a 2 mA). O teste consistiu na aplicação de diferentes tensões entre os terminais da chave, com a medida da corrente de fuga correspondente. A tabela 6.1 apresenta os valores destas medidas, onde pode-se verificar que a maior corrente de fuga (para uma tensão de excitação máxima de 5 kV) foi de 0,23 mA, muito inferior ao limite de 2 mA permitido pela norma IEC 601-2. Assim, para o teste de tensão de

isolamento entre os terminais da chave, os resultados obtidos são satisfatórios, não evidenciando perigo para o equipamento ou comprometimento da forma de onda.

tabela 6.1 — Valores da corrente de fuga na chave de seleção da impedância transtorácica.

tensão aplicada entre os terminais (kV)	0,5	1	1,5	2	3	4	5
corrente de fuga medida (mA)	0,02	0,04	0,06	0,08	0,13	0,18	0,23

Foi também medida a corrente de fuga entre os terminais das duas chaves (de alta tensão e de leitura de posição, conectada ao microcontrolador), conforme configuração apresentada na figura 6.2. Este teste é necessário para confirmar o isolamento entre os circuitos de alta tensão e controle, uma vez que as chaves foram confeccionadas no laboratório, sem caracterização prévia do fabricante.

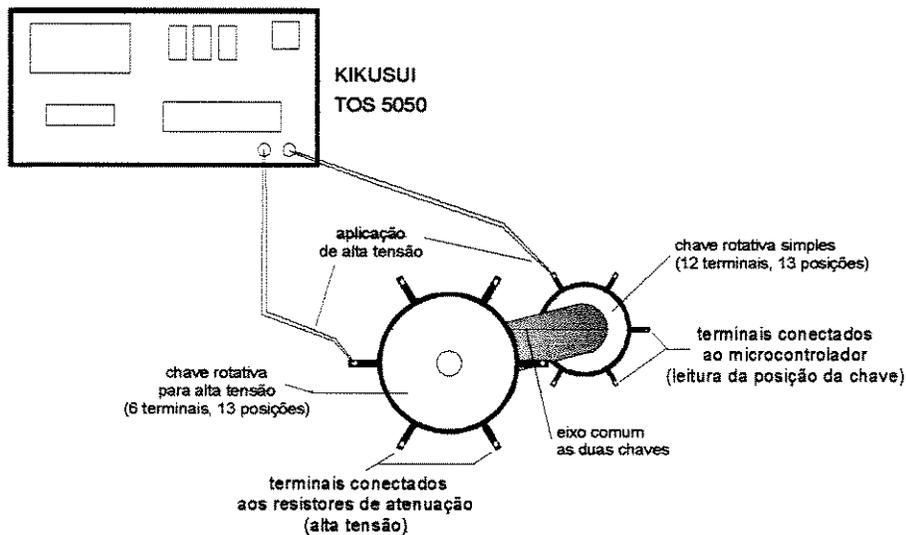


figura 6.2 — Configuração utilizada para medir a corrente de fuga entre os terminais das duas chaves rotativas.

A tabela 6.2 apresenta os valores da corrente de fuga medida entre os terminais da chave, onde pode-se constatar que o maior valor (0,18 mA para 5 kV de tensão de excitação) não compromete a isolação necessária entre as duas chaves.

tabela 6.2 — Valores da corrente de fuga entre os terminais das duas chaves rotativas.

tensão aplicada entre os terminais (kV)	0,5	1	1,5	2	3	4	5
corrente de fuga medida (mA)	0,01	0,03	0,05	0,07	0,10	0,14	0,18

A figura 6.3 ilustra a configuração utilizada para determinação da corrente de fuga entre os eletrodos do analisador. A chave de seleção da impedância transtorácica foi ajustada em duas posições diferentes: posição inválida (cursor entre dois terminais) e posição válida (cursor posicionado em um terminal). Este teste visa validar a montagem dos eletrodos na caixa de acrílico, assim como avaliar as consequências elétricas da colocação da chave em uma posição inválida.

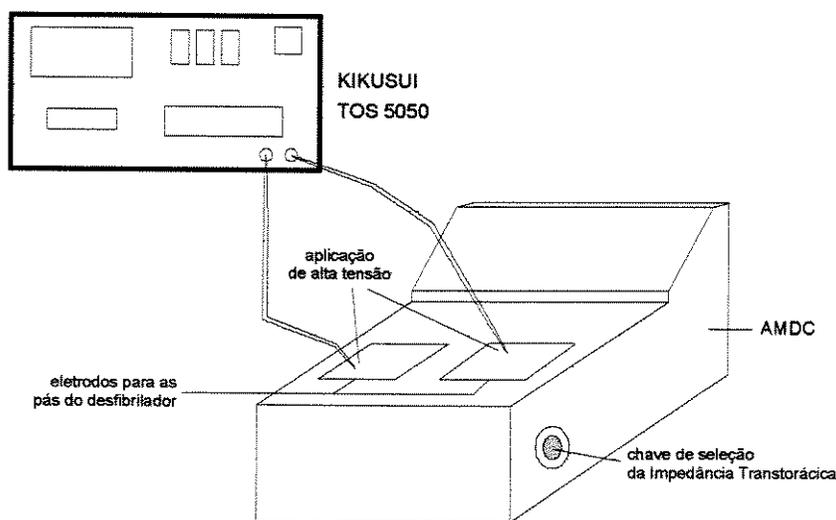


figura 6.3 — Configuração utilizada para medir a corrente de fuga entre os eletrodos do AMDC.

A tabela 6.3 apresenta os valores das correntes de fuga medidas nesta montagem. Com estes resultados pode-se concluir que com a chave posicionada numa posição inválida, a tensão máxima de isolamento corresponde a cerca de 4 kV. Contudo, com a chave posicionada corretamente, a máxima corrente de fuga foi de 0,21 mA, perfeitamente dentro dos limites tolerados pela norma, sem risco de operação.

tabela 6.3 — Correntes de fuga medidas entre os eletrodos do AMDC.

		Tensão aplicada entre os eletrodos (kV)						
		0,5	1	1,5	2	3	4	5
Corrente de fuga Medida (mA)	Posição Inválida (com resistores)	0,02	0,03	0,08	0,09	0,14	0,16	> 2
	Posição Válida (sem resistores)	0,01	0,03	0,05	0,07	0,11	0,16	0,21

Em conclusão, os testes efetuados com a chave de seleção da impedância transtorácica e com os eletrodos do analisador permitiram constatar que tais elementos oferecem isolamento adequada para os níveis de tensão de trabalho, comprovando a segurança do usuário-operador no manuseio do analisador.

6.2 Testes dos resistores de atenuação

Como a corrente que circula pelos resistores de atenuação atinge valores elevados durante a descarga do pulso desfibrilatório, foram feitos testes para avaliar a variação da resistência em função de um eventual aquecimento destes resistores.

Para elevar a temperatura, os resistores de atenuação foram submetidos a um fluxo de ar quente durante o ensaio. Através da inserção de um termômetro (modelo RIFRAN) colado à face externa do resistor pôde-se medir o aumento de temperatura a qual o resistor foi submetido. Após a temperatura atingir cerca de 32 °C, a impedância do resistor foi então medida. Para o resfriamento, os resistores foram expostos a um fluxo de ar frio. Ao atingir-se uma temperatura em torno de 18 °C, a impedância foi novamente medida.

A tabela 6.4 apresenta os valores de resistência e indutância obtidos com a variação da temperatura.

tabela 6.4 — Variação de impedância em função da temperatura dos resistores de atenuação.

Resistência Nominal Ω	~20 °C		~25 °C		~30 °C		var máx %
	Ω	mH	Ω	mH	Ω	mH	
0,05	0,058	0,10	0,058	0,10	0,058	0,10	0,00
25	24,28	0,10	24,28	0,10	24,30	0,10	0,08
50	47,86	0,20	47,86	0,20	47,87	0,20	0,02
75	74,92	0,20	74,92	0,20	74,94	0,20	0,03
100	101,1	0,20	101,0	0,20	101,1	0,20	0,09
125	123,7	0,20	123,7	0,20	123,8	0,20	0,08

Ainda com o termopar preso à face externa dos resistores de atenuação, foi avaliada a variação de temperatura quando estes são submetidos à descarga do pulso desfibrilatório. As variações de temperatura foram inferiores a 3 °C para descargas de pulsos com energia em torno de 360 J (máxima energia selecionada nos desfibriladores), mesmo com descargas sucessivas (com 25 segundos entre cada uma) de pulsos desfibrilatórios.

Com os resultados obtidos na variação da temperatura sobre os resistores de atenuação, constatou-se que a variação de temperatura destes resistores não implica em uma variação significativa de sua resistência (variação máxima de 0,09 %), permanecendo estáveis mesmo quando submetidos a descargas sucessivas de alta energia.

6.3 Testes de atraso de sincronismo

Os testes de atraso de sincronismo avaliam o desempenho das opções 2 e 3 do menu **TESTAR DESFIBRILADOR (MODO SÍNCRONO e ENVIAR SINCRONISMO**, respectivamente), ou seja, avaliam como o AMDC responde e registra os atrasos dos pulsos de sincronismo para cardioversão.

Após serem feitos os ajustes de limiar de referência (opção 2 do menu **MODIFICAR PARÂMETROS**) e do ganho de entrada de sincronismo (chave no painel frontal do AMDC), foram disparados pulsos desfibrilatórios sincronizados por um sinal de calibração emitido pelo desfibrilador utilizado no teste, o modelo DF-01 da FUNBEC.

A figura 6.4 ilustra a configuração dos equipamentos utilizados para obtenção de dados no teste de sincronismo.

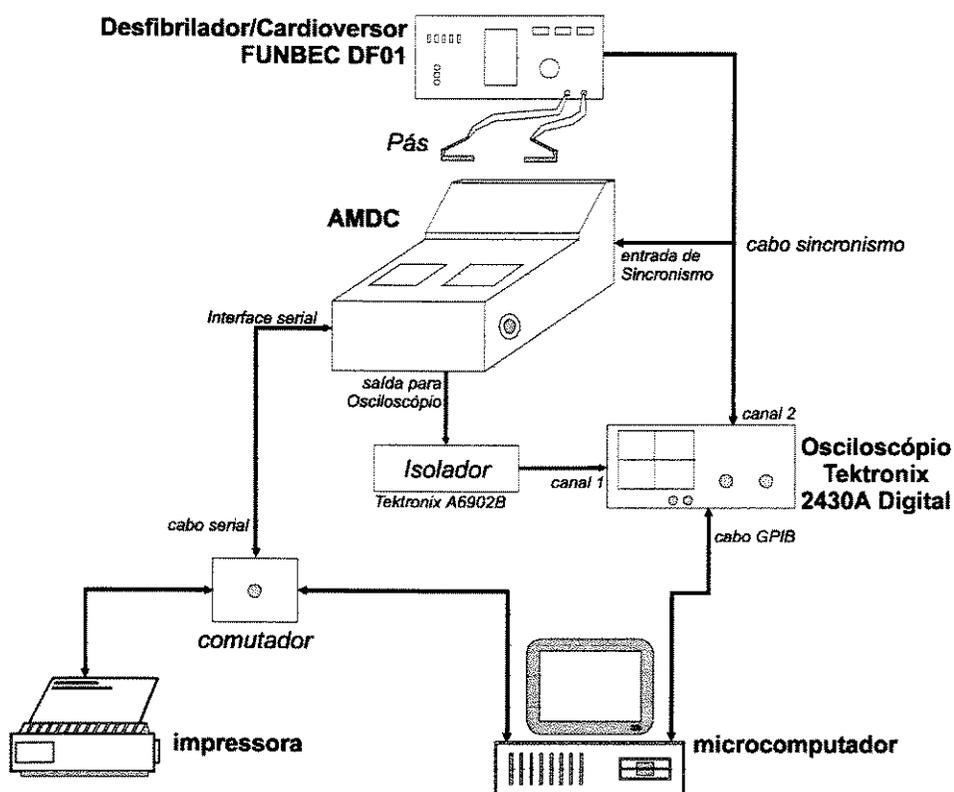


figura 6.4 — Configuração de equipamentos para captura de dados no teste de sincronismo.

O cabo de sincronismo do desfibrilador/cardioversor é conectado à entrada de sincronismo do AMDC e ao canal 2 do osciloscópio. O canal 1 do osciloscópio é conectado à saída para osciloscópio do AMDC (através do isolador Tektronix A6902B), que enviará o pulso desfibrilatório atenuado. Assim, configurando o osciloscópio no modo “gatilhado externamente” pelo canal 2, quando surgir um sinal de sincronismo (pulso triangular de 1 V de amplitude

máxima e 5 ms de duração), tanto o analisador como o osciloscópio irão fazer a aquisição do pulso desfibrilatório. O AMDC, após ter amostrado o pulso desfibrilatório e processado seus diversos parâmetros, pode enviar os resultados a uma impressora ou a um microcomputador (selecionado pelo comutador) para análise posterior.

Os resultados obtidos com esta configuração, executando-se as sub-rotinas do **MODO SÍNCRONO** e do **MODO ENVIAR SINCRONISMO**, são apresentados nas figuras 6.5 e 6.6 a seguir.

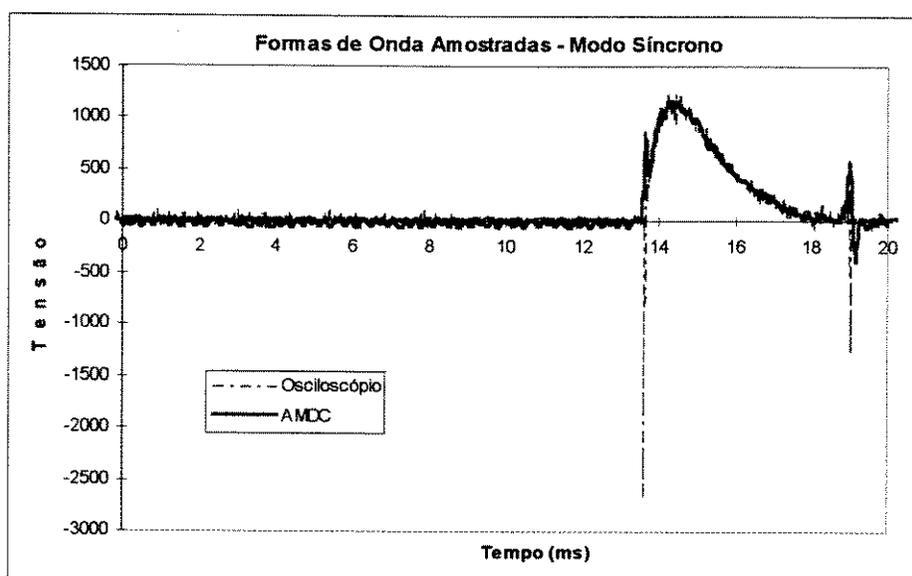


figura 6.5 — Exemplo de forma de onda obtida pelo **MODO SÍNCRONO**.

A tabela 6.5 exibe os parâmetros calculados a partir das aquisições A/D apresentadas na figura 6.5. Este teste, além da apresentação dos valores das taxas da Norma ANSI DF2 (t_R , t_{50} e t_{10}) apresenta também o parâmetro t_A que corresponde ao atraso de disparo do pulso desfibrilatório a partir de um estímulo do sinal de sincronismo. Portanto, o parâmetro t_A mede o tempo que o pulso demorou para atingir 10% do seu valor de pico de tensão após o sinal de sincronismo tê-lo disparado.

tabela 6.5 — Resultados obtidos pelo **MODO SÍNCRONO** (figura 6.5).

	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
t_R (ms)	0,25	0,24	-0,04%
t_{50} (ms)	1,69	1,70	0,01%
t_{10} (ms)	3,72	3,74	0,01%
t_A (ms)	13,69	13,62	-0,01%

Na tabela 6.5 os valores da coluna *AMDC* correspondem aos valores exibidos no *display* do AMDC. A coluna *Osciloscópio* apresenta os valores calculados pelo mesmo algoritmo presente no AMDC, porém utilizando dados amostrados pelo osciloscópio e registrados no

microcomputador. A coluna *erro (%)* apresenta do erro percentual entre os respectivos valores das duas colunas anteriores.

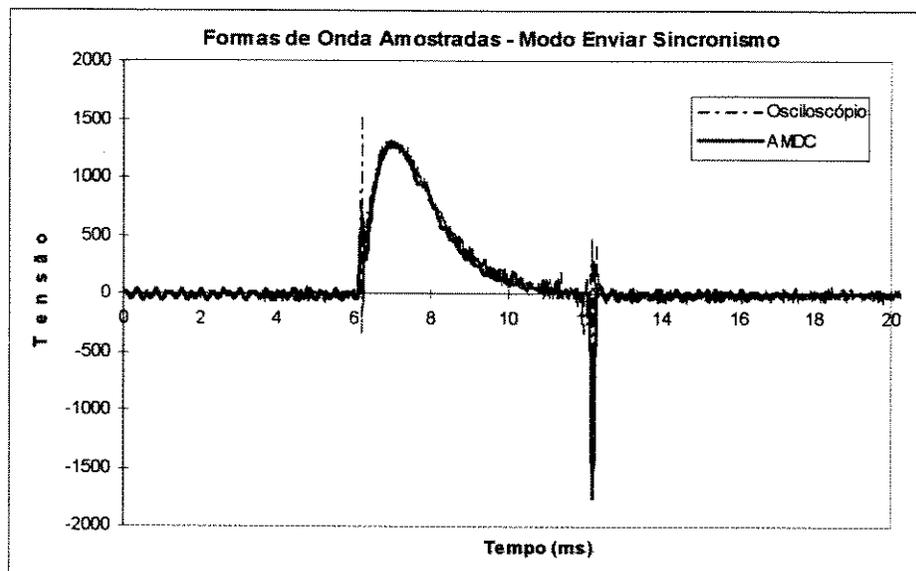


figura 6.6 — Exemplo de forma de onda obtida pelo MODO ENVIAR SINCRONISMO.

tabela 6.6 — Resultados obtidos pelo MODO ENVIAR SINCRONISMO (figura 6.6).

	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
t_R (ms)	0,17	0,25	0,32%
t_{50} (ms)	1,94	2,18	0,11%
t_{10} (ms)	3,46	3,72	0,07%
t_A (ms)	5,99	6,02	0,01%

6.4 Testes com descargas de desfibriladores

Para os testes com descargas não sincronizadas de desfibriladores (MODO ESPERA), foram utilizados 3 desfibriladores diferentes, então disponíveis para utilização no Centro Cirúrgico do Hospital de Clínicas da UNICAMP. A tabela 6.7 apresenta a descrição dos equipamentos utilizados nos testes.

tabela 6.7 — Descrição dos desfibriladores utilizados nos testes.

Desfibrilador	Modelo / Fabricante	Níveis de Energia (J)	Forma de Onda Liberada.
A	DF-01 Funbec	2 a 360 (indicador analógico)	Senoidal amortecida
B	LifePack Physio Control	5, 10, 20, 50, 100, 200, 300 e 360 (chave de seleção)	Senoidal amortecida
C	TEC-7521K Nihon Kohden	2, 3, 5, 7, 10, 20, 30, 50, 70, 100, 150, 200, 300 e 360 (chave de seleção)	Senoidal amortecida

A figura 6.7 ilustra a montagem utilizada neste teste.

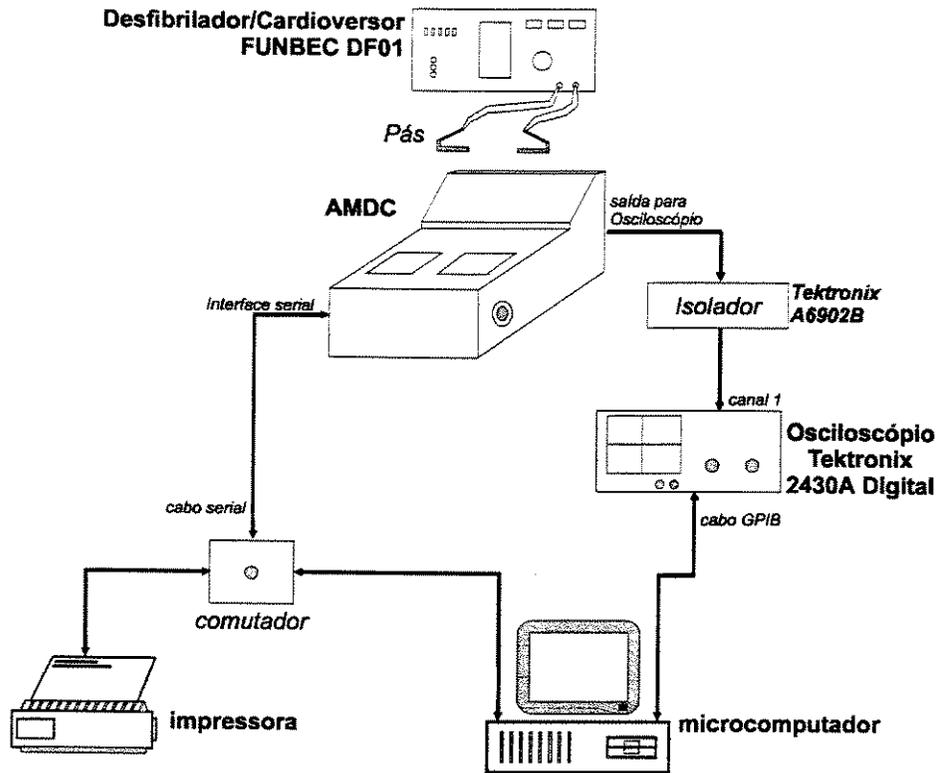


figura 6.7 — Configuração de equipamentos utilizada na captura de dados para o MODO ESPERA.

Na configuração acima, os resultados calculados pelo AMDC (Energias Total, Direta e Reversa; Tensões de Pico Positiva e Negativa; Parâmetros da Norma ANSI DF-02 t_R , t_{50} e t_{10} ; tempo de atraso do pulso t_A) juntamente com os dados da matriz de aquisição A/D, foram enviados ao microcomputador pela interface serial de impressão, digitando-se a tecla 9 no menu **TESTAR DESFIBRILADOR**, opção especialmente implantada nesta fase de testes do AMDC. Após o envio dos dados ao microcomputador, o *software* tornava a apresentar o menu **TESTAR DESFIBRILADOR**, retomando assim sua execução normal.

O osciloscópio, conectado através do isolador Tektronix A6902B à saída para osciloscópio do AMDC, foi configurado para operar no modo “*Single Trigger*”. Neste modo de operação, o osciloscópio mantém em sua tela todo o sinal que ultrapassar o limiar de *trigger* pré-definido.

Devido a ruídos presentes na conexão dos equipamentos para testes, tanto no osciloscópio como no AMDC, foi selecionado um limiar mínimo (ou de *trigger*) de 100 mV. Assim, quando for registrada alguma tensão (na saída da unidade de atenuação) maior que este limiar, será desencadeada a aquisição A/D completa do pulso desfibrilatório no osciloscópio e no AMDC.

Todas as figuras intituladas “Formas de Onda Amostradas”, apresentam as formas de onda amostradas pelo AMDC e pelo osciloscópio. As formas de onda apresentadas estão sobrepostas

para que possa ser feita uma comparação morfológica e temporal entre elas. Logo após cada figura, é apresentada uma tabela que contém os valores exibidos pelo AMDC e obtidos pela impressora conectada (coluna *AMDC*). A coluna *matriz* desta tabela apresenta os resultados calculados a partir de aquisições A/D transferidas do AMDC para o microcomputador. A coluna *Osciloscópio* apresenta os resultados calculados a partir de aquisições A/D transferidas do osciloscópio para o microcomputador. Os erros percentuais entre os valores exibidos pelo AMDC e os calculados pelos dados do osciloscópio estão contidos na coluna *erro (%)*.

O mesmo algoritmo implementado para cálculo dos parâmetros apresentados no AMDC foi implementado também no microcomputador, assim pôde-se comprovar que os resultados obtidos na coluna *AMDC*, exceto prováveis erros de arredondamento na segunda casa decimal, são idênticos aos resultados obtidos na coluna *matriz*.

As figuras 6.8 a 6.22 a seguir apresentam as formas de onda amostradas pelo AMDC e pelo osciloscópio. Utilizando a mesma formatação apresentada acima, sempre após as formas de onda é apresentada uma tabela contendo os dados de cada parâmetro calculado pelo AMDC, juntamente com os resultados obtidos a partir da aquisição feita pelo osciloscópio e o erro percentual comparando tais valores.

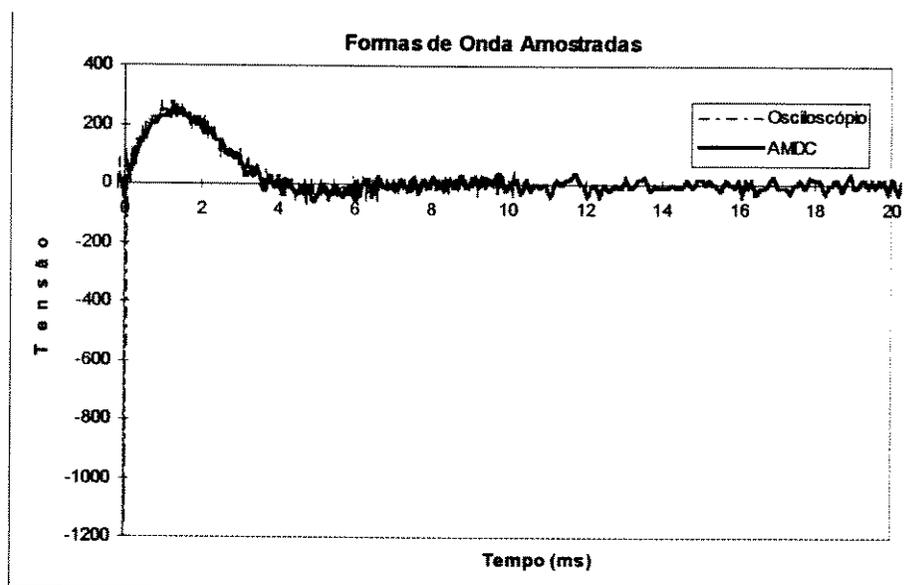


figura 6.8 — Formas de onda amostradas (desfibrilador A); Impedância Transtorácica de 25 Ω ; Energia selecionada em 5 J.

tabela 6.8 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.8.

	<i>matriz</i>	<i>AMDC</i>	<i>Osciloscópio</i>	<i>erro (%)</i>
Energia Total (J)	3,74	3,74	2,66	-40,35%
Energia Direta (J)	3,81	3,81	3,73	-1,91%
Energia Reversa (J)	0,07	0,07	1,07	93,50%
Tensão de pico Positiva (V)	240,48	240	254,91	5,85%
Tensão de pico Negativa (V)	42,48	42	1136,47	96,30%

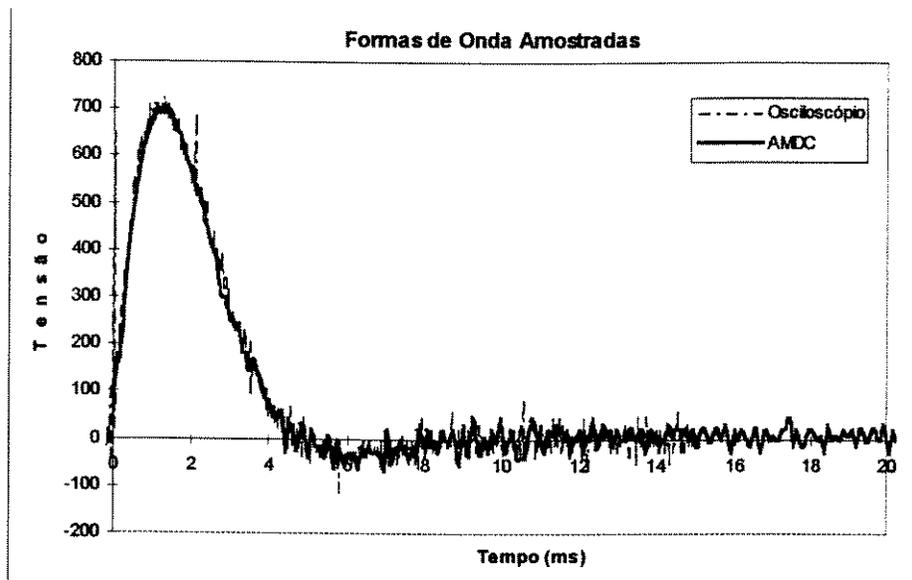


figura 6.9 — Formas de onda amostradas (desfibrilador B); Impedância Transtorácica de 25 Ω ; Energia selecionada em 50 J.

tabela 6.9 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.9.

	Matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	34,74	34,74	36,20	4,01%
Energia Direta (J)	34,93	34,93	36,37	3,97%
Energia Reversa (J)	0,19	0,19	0,18	-4,32%
Tensão de pico Positiva (V)	701,40	701	724,47	3,24%
Tensão de pico Negativa (V)	64,30	64	113,60	43,66%

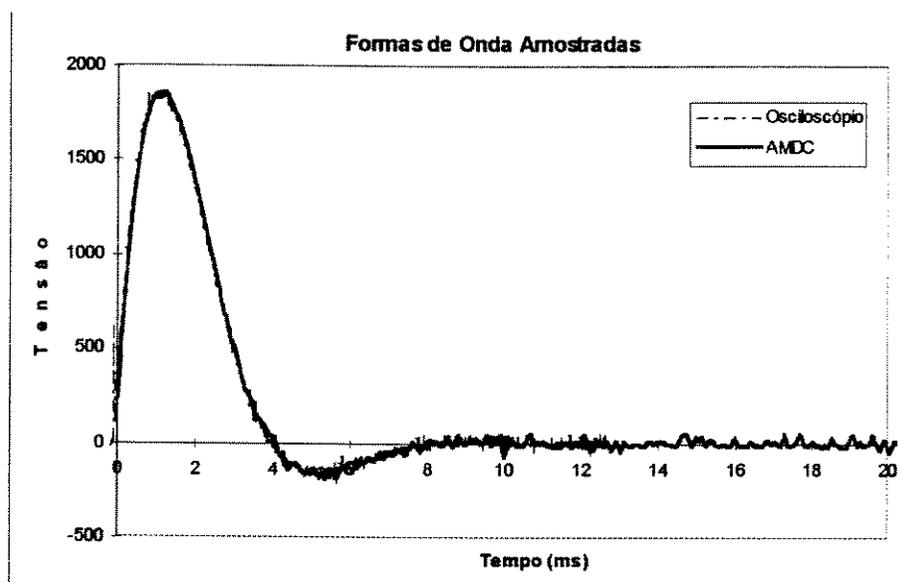


figura 6.10 — Formas de onda amostradas (desfibrilador C); Impedância Transtorácica de 25 Ω ; Energia selecionada em 300 J.

tabela 6.10 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.10.

	Matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	230,47	230,47	228,29	-0,95%
Energia Direta (J)	232,35	232,35	230,02	-1,01%
Energia Reversa (J)	1,88	1,88	1,73	-8,57%
Tensão de pico Positiva (V)	3723,72	3723	3747,74	0,66%
Tensão de pico Negativa (V)	380,38	380	432,43	12,12%

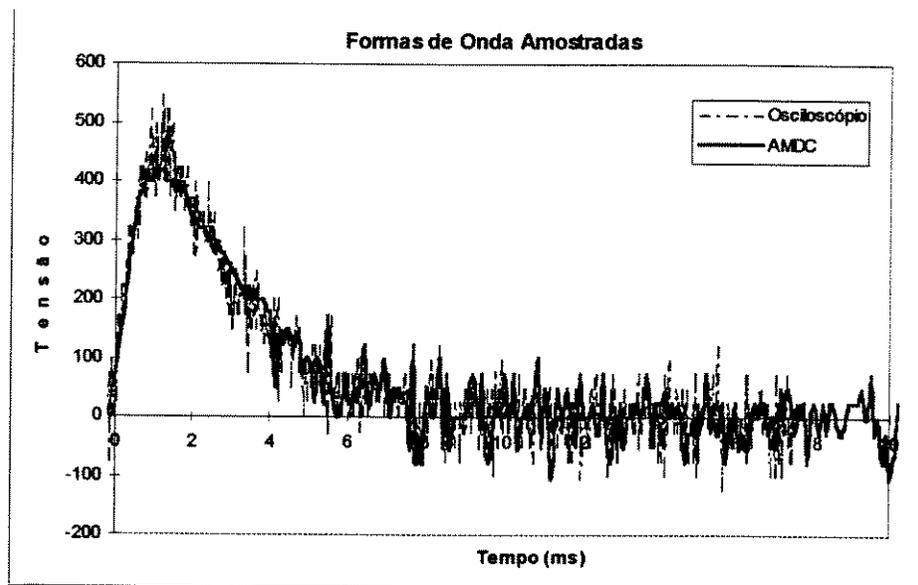


figura 6.11 — Formas de onda amostradas (desfibrilador B); Impedância Transtorácica de 50 Ω; Energia selecionada em 10 J.

tabela 6.11 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.11.

	Matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	8,23	8,23	8,74	5,90%
Energia Direta (J)	8,45	8,45	8,92	5,23%
Energia Reversa (J)	0,22	0,22	0,17	-28,81%
Tensão de pico Positiva (V)	524,27	524	549,30	4,61%
Tensão de pico Negativa (V)	101,35	101	126,38	20,03%

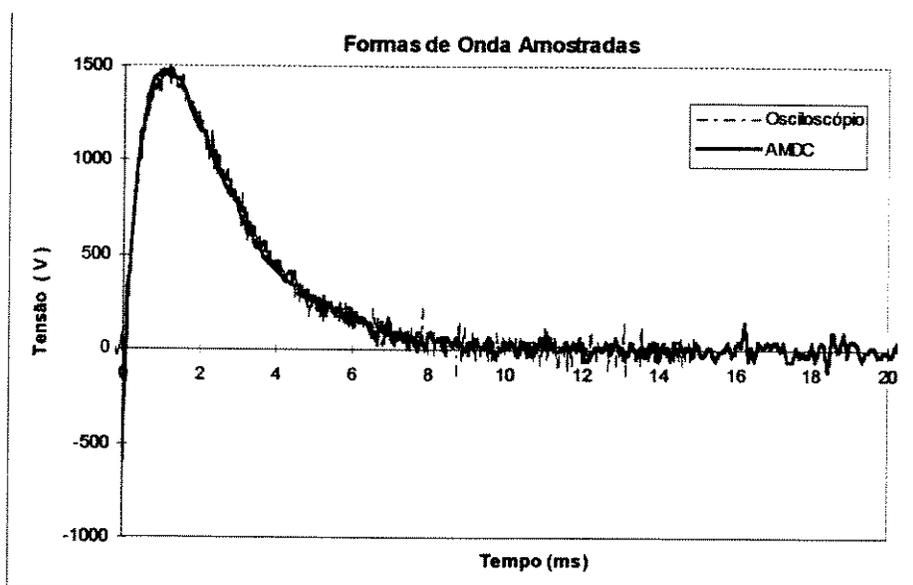


figura 6.12 — Formas de onda amostradas (desfibrilador C); Impedância Transtorácica de 50 Ω; Energia selecionada em 100 J.

tabela 6.12 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.12.

	matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	91,85	91,85	91,26	-0,64%
Energia Direta (J)	92,53	92,53	91,35	-1,30%
Energia Reversa (J)	0,69	0,69	0,09	-663,14%
Tensão de pico Positiva (V)	1501,50	1501	1486,69	-0,96%
Tensão de pico Negativa (V)	580,58	580	132,85	-336,57%

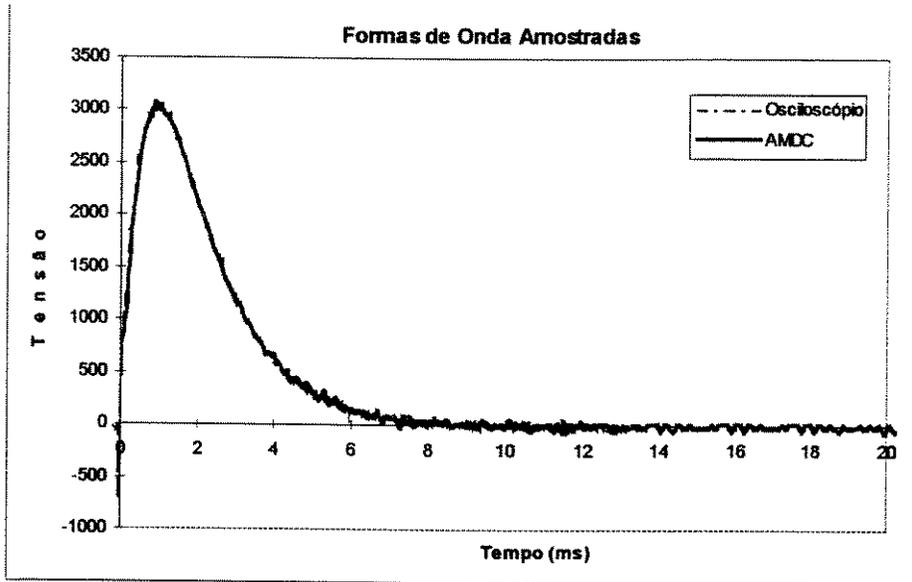


figura 6.13 — Formas de onda amostradas (desfibrilador A); Impedância Transtorácica de 50 Ω; Energia selecionada em 300 J.

tabela 6.13 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.13.

	matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	338,24	338,24	338,53	0,09%
Energia Direta (J)	338,36	338,36	338,56	0,06%
Energia Reversa (J)	0,12	0,12	0,03	-258,93%
Tensão de pico Positiva (V)	3083,08	3083	3059,98	-0,75%
Tensão de pico Negativa (V)	68,35	68	694,01	90,20%

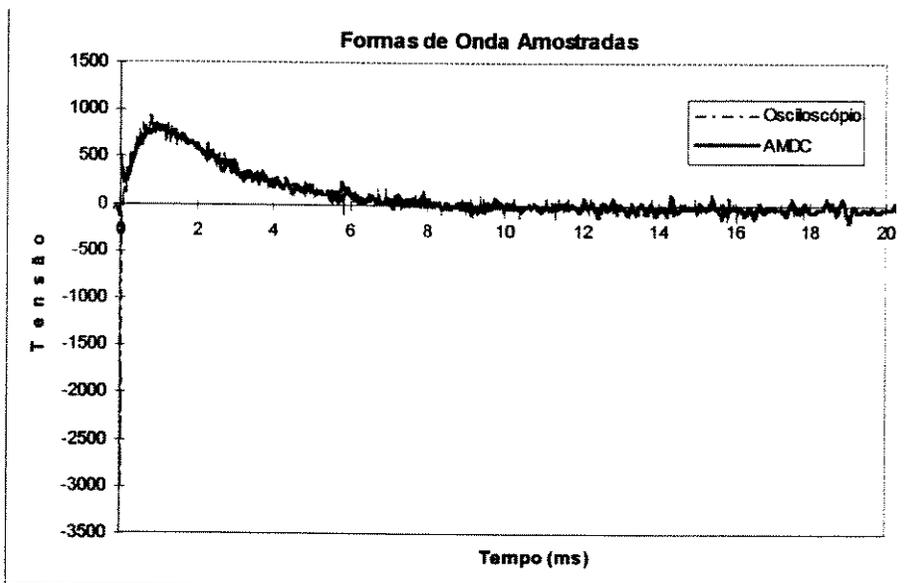


figura 6.14 — Formas de onda amostradas (desfibrilador C); Impedância Transtorácica de 75 Ω; Energia selecionada em 20 J.

tabela 6.14 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.14.

	matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	17,54	17,54	17,55	0,11%
Energia Direta (J)	17,82	17,82	17,85	0,20%
Energia Reversa (J)	0,28	0,28	0,30	5,63%
Tensão de pico Positiva (V)	840,56	840	935,12	10,17%
Tensão de pico Negativa (V)	145,60	145	2991,49	95,15%

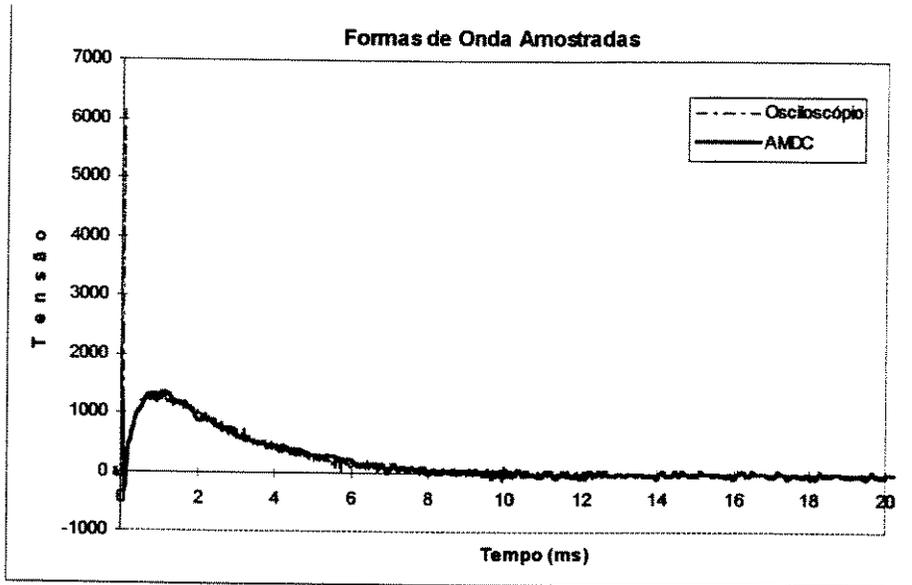


figura 6.15 — Formas de onda amostradas (desfibrilador B); Impedância Transtorácica de 75 Ω; Energia selecionada em 50 J.

tabela 6.15 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.15.

	matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	53,11	53,11	55,77	4,77%
Energia Direta (J)	53,28	53,28	55,84	4,58%
Energia Reversa (J)	0,17	0,17	0,07	-145,97%
Tensão de pico Positiva (V)	2161,44	2161	6158,60	64,91%
Tensão de pico Negativa (V)	270,18	270	181,62	-48,66%

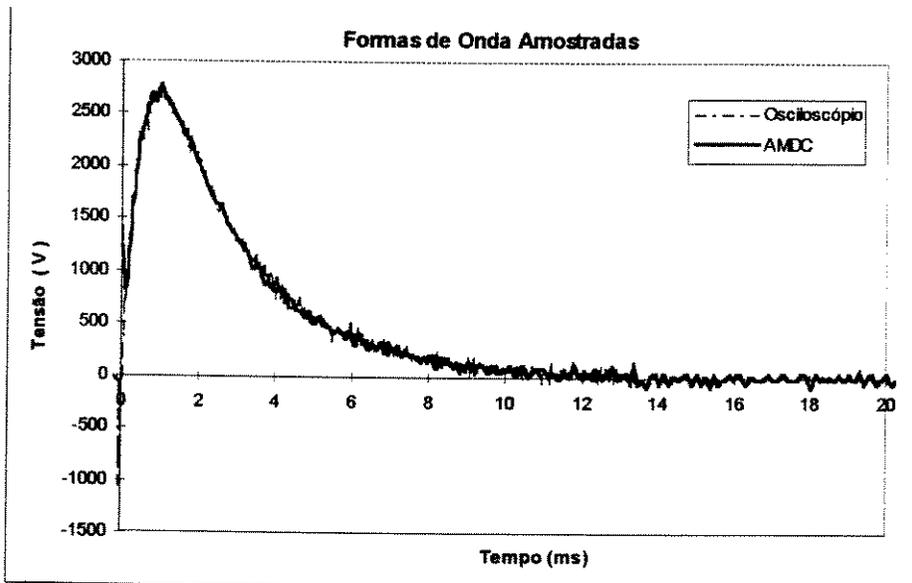


figura 6.16 — Formas de onda amostradas (desfibrilador A); Impedância Transtorácica de 75 Ω; Energia selecionada em 200 J.

tabela 6.16 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.16.

	matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	204,56	204,56	203,31	-0,62%
Energia Direta (J)	204,69	204,69	203,32	-0,67%
Energia Reversa (J)	0,13	0,13	0,01	—
Tensão de pico Positiva (V)	2791,86	2791	2746,83	-1,61%
Tensão de pico Negativa (V)	99,07	99	1071,71	90,76%

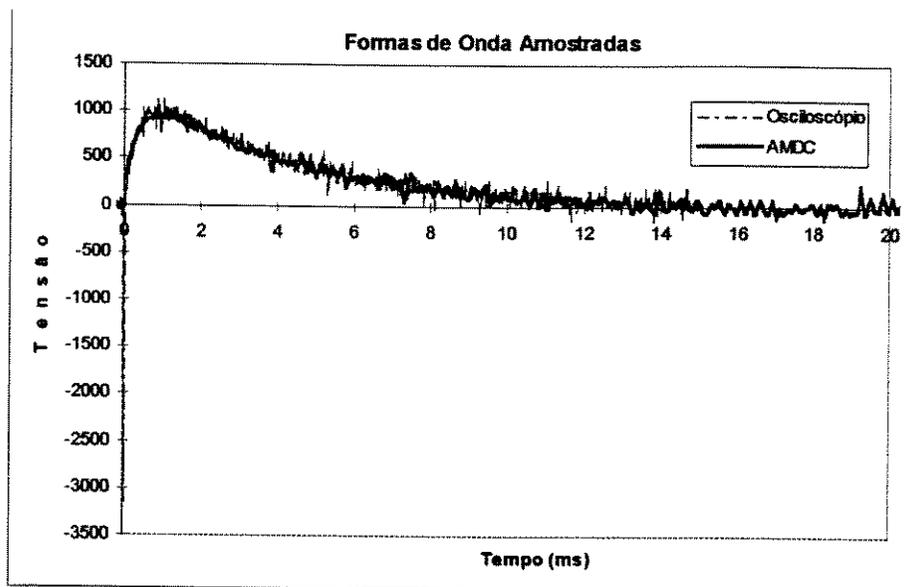


figura 6.17 — Formas de onda amostradas (desfibrilador B); Impedância Transtorácica de 100 Ω; Energia selecionada em 30 J.

tabela 6.17 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.17.

	matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	28,08	28,08	29,63	5,25%
Energia Direta (J)	28,19	28,19	29,66	4,95%
Energia Reversa (J)	0,12	0,12	0,03	-332,56%
Tensão de pico Positiva (V)	1040,52	1040	1120,56	7,19%
Tensão de pico Negativa (V)	120,06	120	3161,58	96,20%

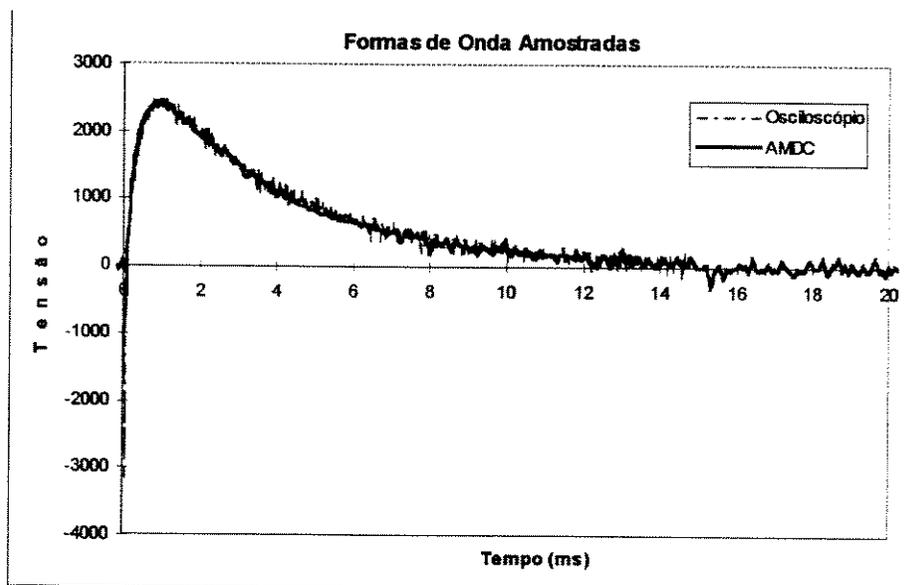


figura 6.18 — Formas de onda amostradas (desfibrilador A); Impedância Transtorácica de 100 Ω; Energia selecionada em 150 J.

tabela 6.18 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.18.

	matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	156,21	156,21	154,53	-1,09%
Energia Direta (J)	158,06	158,06	156,54	-0,97%
Energia Reversa (J)	1,85	1,85	2,01	8,12%
Tensão de pico Positiva (V)	2441,22	2441	2481,24	1,62%
Tensão de pico Negativa (V)	1400,70	1400	3161,58	55,72%

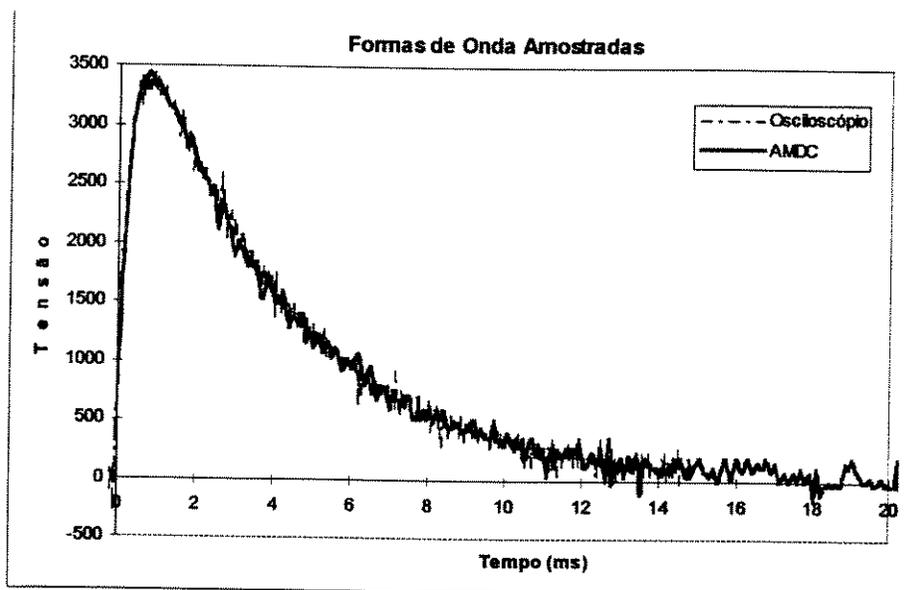


figura 6.19 — Formas de onda amostradas (desfibrilador C); Impedância Transtorácica de 100 Ω; Energia selecionada em 360 J.

tabela 6.19 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.19.

	matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	318,47	318,47	319,19	0,22%
Energia Direta (J)	318,54	318,54	319,19	0,20%
Energia Reversa (J)	0,07	0,07	0,00	—
Tensão de pico Positiva (V)	3441,72	3441	3438,41	0,03%
Tensão de pico Negativa (V)	160,08	160	280,14	42,89%

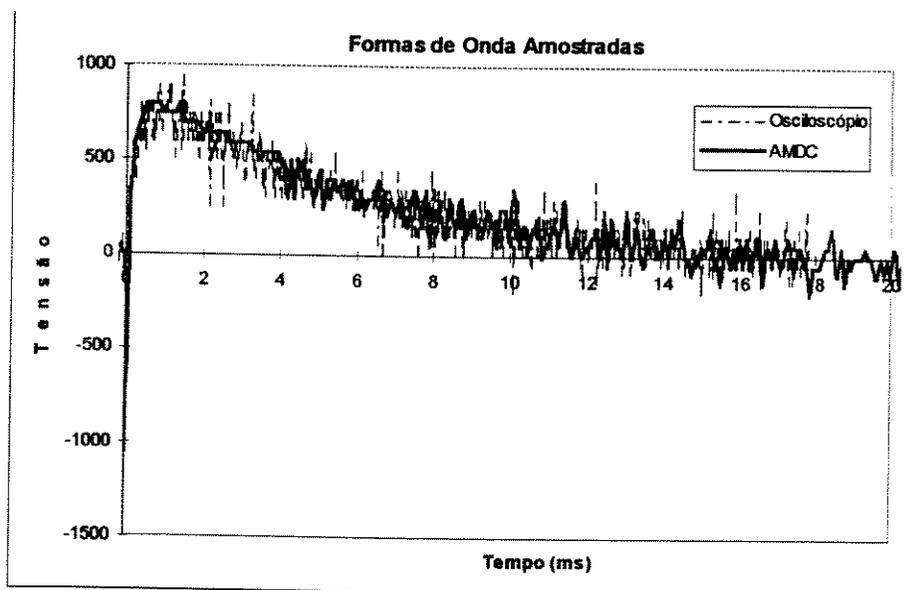


figura 6.20 — Formas de onda amostradas (desfibrilador A); Impedância Transtorácica de 125 Ω; Energia selecionada em 20 J.

tabela 6.20 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.20.

	matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	17,77	17,77	17,04	-4,28%
Energia Direta (J)	18,67	18,67	17,10	-9,17%
Energia Reversa (J)	0,90	0,90	0,07	—
Tensão de pico Positiva (V)	900,36	900	950,38	5,30%
Tensão de pico Negativa (V)	1050,42	1050	350,14	-199,88%

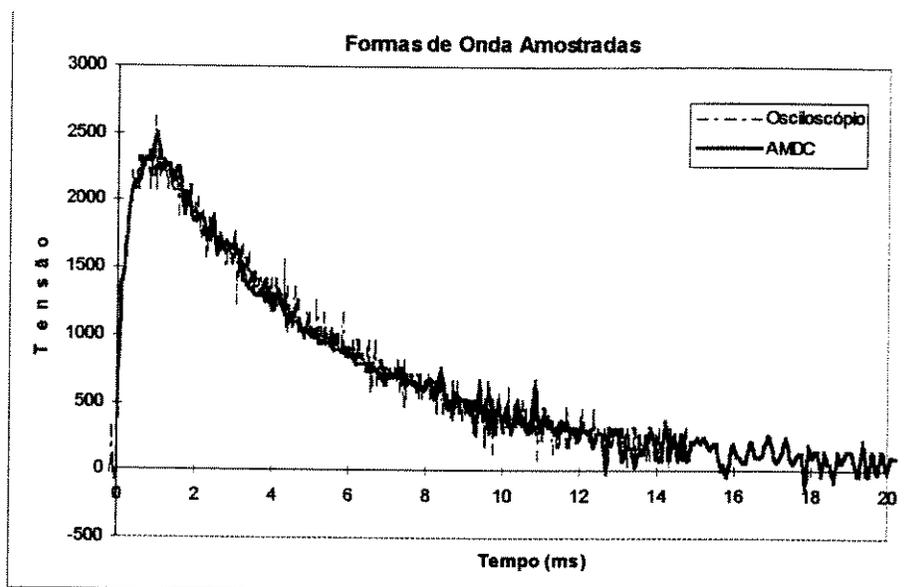


figura 6.21 — Formas de onda amostradas (desfibrilador B); Impedância Transtorácica de 125 Ω; Energia selecionada em 150 J.

tabela 6.21 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.21.

	matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	145,18	145,18	144,26	-0,63%
Energia Direta (J)	145,20	145,20	144,26	-0,65%
Energia Reversa (J)	0,02	0,02	0,00	—
Tensão de pico Positiva (V)	2501,00	2501	2626,05	4,76%
Tensão de pico Negativa (V)	134,04	134	275,11	51,29%

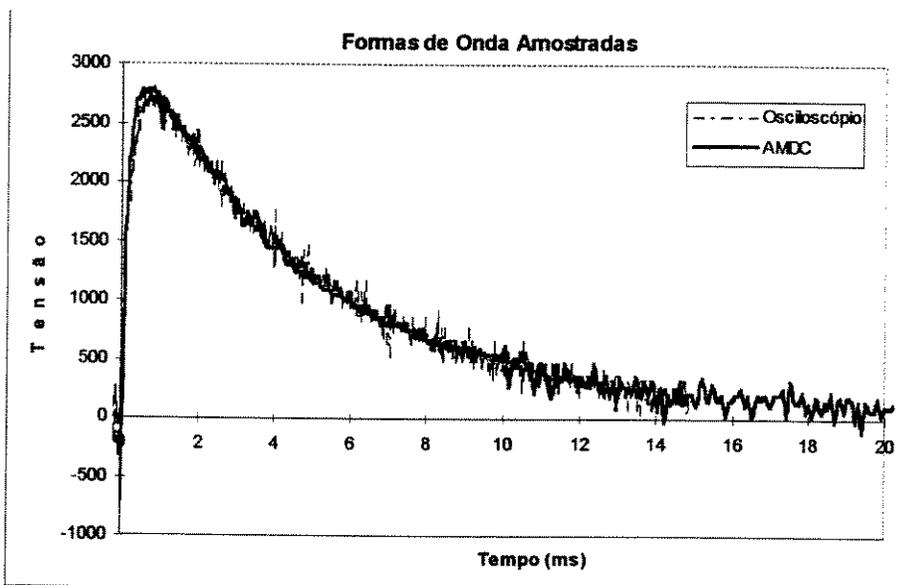


figura 6.22 — Formas de onda amostradas (desfibrilador C); Impedância Transtorácica de 125 Ω; Energia selecionada em 200 J.

tabela 6.22 — Erros percentuais obtidos na comparação das duas formas de onda da figura 6.22.

	matriz	AMDC	Osciloscópio	erro (%)
Energia Total (J)	198,93	198,93	192,01	-3,60%
Energia Direta (J)	199,27	199,27	192,01	-3,78%
Energia Reversa (J)	0,34	0,34	0,00	—
Tensão de pico Positiva (V)	2801,12	2801	2826,13	0,89%
Tensão de pico Negativa (V)	700,28	700	325,13	-115,30%

Capítulo 7 — Discussão e conclusões

Este capítulo discute os resultados dos testes efetuados e relatados no capítulo anterior, e compara o desempenho do AMDC com o dos analisadores encontrados na literatura e no mercado internacional. Para efeitos comparativos, são consideradas as seguintes características: tipo de *hardware*, parâmetros medidos, exatidão e custo. Por fim, apresentam-se as conclusões da pesquisa com a inclusão de algumas sugestões para aprimoramento do próprio projeto e desenvolvimento de outros trabalhos.

7.1 Discussão

Nos resultados dos testes do equipamento, verificou-se um erro percentual maior para pulsos de baixa energia (menores que 5 J), que possuem tensões de pico menores que 200 V. Isto deve-se ao fato de que tensões desta magnitude, ao serem atenuadas, assumem valores muito baixos e pioram a relação sinal/ruído, causando erros nos circuitos retificadores e comparadores. Contudo, o maior erro percentual no cálculo da energia direta foi de 8,5% quando comparado aos resultados obtidos por meio de um osciloscópio, o que não é eliminatório para os ensaios de desfibriladores/cardioversores.

Uma característica presente em algumas das formas de onda apresentadas no *display* e que podem interferir no cálculo de resultados, são os transitórios também conhecidos por *bounces* surgidos no instante da comutação dos desfibriladores (lâmpadas xenônio, relês a vácuo, *thyatrons*) ou quando o circuito de carga do desfibrilador está conectado à rede elétrica. Tais transitórios ocorrem no momento em que o pulso é disparado e podem possuir magnitude superior à da tensão de pico do pulso, comprometendo assim o cálculo dos parâmetros da norma ANSI/AAMI DF2. O mesmo ocorre quando a corrente do pulso desfibrilatório aproxima-se de zero e os elementos comutadores retornam à posição de carga. A figura 6.6 (na página 66) apresenta estes dois tipos de transitórios, que ocorreram no início e no fim do pulso desfibrilatório. É importante ressaltar que este não é um problema do AMDC, e sim do desfibrilador sob teste. Esta figura é um bom exemplo de detecção de defeito no desfibrilador, onde o diagnóstico é a falta de sincronismo nos comutadores do capacitor (um dos pólos se conecta ao circuito de descarga enquanto o outro por um instante permanece conectado ao circuito de carga, o que resulta em um potencial somado).

Uma das principais deficiências do equipamento construído está no processo de leitura e

interpretação do sinal de sincronismo para cardioversão. Com o protótipo atual, a detecção do complexo QRS é feita quando o sinal de ECG atinge um limiar pré-definido, onde este limiar (parâmetro **LIMIAR DE SINCRONISMO**) pode variar de acordo com o simulador de ECG ou com o modelo do cardioversor em teste. Assim, caso seja detectada uma habilitação no sinal de sincronismo (onda R do ECG), o equipamento fará a aquisição do pulso mesmo sem o operador dispará-lo pelo acionamento dos botões nas pás do desfibrilador.

Para contornar este problema, enquanto as pás do desfibrilador são pressionadas sobre os eletrodos do analisador, um outro operador deverá controlar as ações estabelecidas pelos menus do **MODO SÍNCRONO** e **MODO ENVIAR SINCRONISMO**. Desta maneira, enquanto um operador habilitar um destes modos, o outro deve em seguida providenciar a aplicação do pulso desfibrilatório pressionando os botões das pás. Esta limitação não constitui em si uma restrição ao uso do AMDC, até porque a norma IEC 601-2-4 estabelece que os procedimentos de testes e verificação de desempenho de desfibriladores/cardioversores devem ser realizados sempre com a presença de dois técnicos treinados para este fim, reduzindo assim possíveis acidentes e possibilitando o socorro caso necessário. A participação de um segundo operador auxiliando no controle das ações descritas pelos menus, enquanto o primeiro mantém as pás pressionadas sobre os eletrodos, evita problemas de ruídos captados quando alguma das pás do desfibrilador é movimentada sobre o eletrodo.

A seguir serão discutidas algumas características interessantes do equipamento projetado.

A seleção da impedância transtorácica para passagem do pulso desfibrilatório consiste numa opção inexistente nos analisadores de desfibriladores presentes no mercado, possibilitando assim uma simulação melhor do desempenho do desfibrilador em suas várias condições de uso real, visto que a resistência transtorácica possui ampla faixa de variação de acordo com cada indivíduo, mesmo entre crianças ou adultos, depende da fase de respiração ou do local de colocação das pás do desfibrilador sobre seu tórax (Charbonnier, 1996).

A rotina de apresentação da forma de onda, que expande o pulso para preencher toda a área de desenho no *display* constitui outra característica interessante do AMDC, pois permite a análise das mais variadas formas de onda (**MODO CURSOR**) sem a necessidade do operador selecionar faixas de operação.

A operação por baterias, juntamente com a possibilidade de carregá-las com a utilização da tensão de rede (110/220 VCA) estende a aplicação do analisador, elevando a isolação deste

quando empregado na análise de desfibriladores/cardioversores conectados à rede CA. A carga de suas baterias consiste em mais uma opção não encontrada nos analisadores comerciais atuais.

A tabela 7.1 compõe um quadro sinóptico de características do AMDC e de alguns analisadores descritos na literatura. Comparando-os, pode-se observar que o analisador construído possui as seguintes vantagens:

1. maior número de parâmetros aferidos;
2. é o único que verifica sincronismo de cardioversores;
3. permite a análise das principais características da onda desfibrilatória sem o emprego de um osciloscópio com memória (bastante desejável pois, no Brasil, raras equipes de manutenção o possuem);
4. é portátil e alimentado a baterias;
5. faz uso de um microcontrolador, o que lhe confere maior exatidão, compactação, menor consumo e possibilidade de uma análise mais detalhada da forma de onda.

tabela 7.1 — Comparação entre os analisadores descritos pela literatura e o analisador desenvolvido.

Parâmetros	Autores*					AMDC
	Ewy et al.	Cook & Horowitz	Finlay	Sum & Dewurst	Nohama	
Resistência de entrada [Ω]	25, 59, 75 e 100	50	50	50	50	25, 50, 75, 100 e 125
Carga liberada [C]	Sim	Não	Não	Não	Não	Não
Energia Liberada [J]	Total	Fração + Fração - Total	Total	Total	Total	Fração + Fração - Total
Duração do pulso [ms]	Sim	Sim	Não	Não	Sim	Sim
Tempo de subida [ms]	Não	Não	Não	Sim	Não	Sim
Pico de tensão [V]	Não	Sim	Não	Sim	Sim	Sim
Sincronismo de cardioversão	Não	Não	Não	Não	Sim	Sim
Interface para osciloscópio	Não	Não	Não	Sim	Sim	Sim
Alimentação	Rede	Rede	Rede	Rede	Bateria	Rede e/ou Bateria

* Modificado de Nohama, 1991.

A tabela 7.2 abaixo apresenta uma comparação entre o analisador desenvolvido e os modelos comerciais mais comumente encontrados no mercado.

tabela 7.2 — Comparação entre os analisadores comerciais e o analisador desenvolvido.

Parâmetro	Fabricante				
	Bio Design* DA-1 EUA	Biotek* QED IV EUA	Dynatech* PEI3100B EUA	Unicamp* Nohama V.2 BR	Unicamp AMDC BR
Resistência de entrada (Ω)	50	50	50	50	25, 50, 75, 100 e 125
Energia Medida (J)	Total	Total	Total	Total	Fração + Fração - Total
Exatidão	3 %	2 %	2 %	2,07%	> 2 %
Duração do Pulso (ms)	Sim	Não	Sim	Sim	Sim (indireta)
Exatidão	3 %		100 μ s	1,9 %	\pm 84,5 μ s
Tempo de subida (ms)	Não	Não	Não	Sim	Sim
Exatidão				1,9 %	\pm 84,5 μ s
Pico de Tensão (V)	Não	Não	Não	Sim	Sim
Exatidão				2,4 %	\pm 100 V (máx.)
Sincronismo de cardioversão	Não	Sim	Sim	Sim	Sim
Interface para osciloscópio	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Alimentação	Rede	Bateria	Rede	Bateria	Rede ou Bateria
Preço (US\$)	1195	1300	1634	650	980**

7.2 Conclusões

O objetivo inicial deste trabalho era projetar e construir um Analisador Microcontrolado de Desfibriladores/Cardioversores de custo acessível, que permitisse a realização de rotinas de manutenção e calibração de forma simples, confiável e com repetibilidade. Este objetivo foi atingido com êxito. A versão final do AMDC supre as necessidades de um instrumento destinado à análise de parâmetros de desfibriladores/cardioversores.

* Modificado de Nohama, 1991

** preço de custo para a montagem de uma única unidade.

Os resultados demonstraram um desempenho bastante razoável do instrumento, apesar da construção ainda precária na caixa de acrílico. A susceptibilidade a ruídos e interferências na montagem atual certamente pode ser diminuída com uma blindagem mais adequada, com uma caixa em chapa de aço, ao menos para os circuitos de controle.

7.3 Sugestões para trabalhos futuros

O analisador desenvolvido representa um importante passo no desenvolvimento de instrumentos dedicados à manutenção de equipamentos médico-hospitalares em nosso país. Contudo, outros trabalhos deverão sucedê-lo, com o intuito de atender a novas exigências.

A implementação de um circuito que possibilite a leitura direta do valor real da carga resistiva selecionada, e assim da atenuação total aplicada ao pulso desfibrilatório, e que atualize na unidade de controle os parâmetros correspondentes, pode contornar problemas como a variação do valor dos resistores da unidade de atenuação em função da temperatura nos disparos múltiplos exigidos em alguns ensaios.

O desenvolvimento de circuitos e *software* especiais para detecção do sinal de sincronismo para cardioversão torna-se importante na continuidade deste trabalho, permitindo uma melhora de desempenho do analisador em verificar o atraso de resposta do desfibrilador. Assim, fica a sugestão de se utilizarem circuitos especiais (como amplificadores derivadores, por exemplo) para a detecção do complexo QRS e demais sinais de sincronismo.

Além disso, pode-se pensar no aumento do banco de memórias RAM e modificação do *software* com o objetivo de permitir arquivar os dados da análise de vários desfibriladores / cardioversores sem a necessidade de descarregar os relatórios em tempo real na impressora ou no microcomputador.

Para prevenir o efeito das interferências eletromagnéticas, além da modificação na caixa pode-se pensar em inserir um circuito de filtragem que elimine o ruído presente na conexão entre as pás do desfibrilador e os eletrodos, evitando que estes sejam digitalizados, ou ainda somente habilitar a leitura do pulso desfibrilatório quando o operador realizar o disparo, através de um sensor junto ao botão das pás do desfibrilador que habilite o analisador só quando estes botões sejam pressionados.

Finalmente, pode-se pensar em desenvolver funções de teste para desfibriladores e cardioversores que incorporem capacidade de monitorização de parâmetros fisiológicos, organização de dados e comunicação com sistemas centrais. No entanto, esta linha de desenvolvimento não deve preceder as normas que regulamentem estas funções.

Capítulo 8 — Referências bibliográficas

- ANSI/AAMI. (1981). "DF2 – American National Standard for Cardiac Defibrillator Devices". *ANSI's Standard*. 12 p.
- BARDY, G. H., MARCHLINSKI, F. E. and SHARMA, A. D. (1996). "Multicenter Comparison of Truncated Biphasic Shocks and Standard Damped Sine Wave Monophasic Shocks for Transthoracic Ventricular Defibrillation". *Circulation*. v. 94, no. 10. p. 2505-2514.
- BECK, C. S., PRITCHARD, W. H. and FEIL, H. S., (1947). "Ventricular Fibrillation of Long Duration Abolished by Electric Shock". *Journal of the American Medical Association*. v. 135. p. 985-986.
- BEHR, J. C., HARTLEY, L. L., YORK, D. K., BROWN, D. D., and KERBER, R. E. (1996). "Truncated Exponential Versus Damped Sinusoidal Waveform Shocks for Transthoracic Defibrillation". *The American Journal of Cardiology*. v. 78. p.1242-1245.
- BURTON, A. C. (1977). "Fisiologia e Biofísica da Circulação". *Guanabara Koogan*. 1. ed. p. 28-54.
- CHARBONNIER, F. M. (1996). "External Defibrillators and Emergency External Pacemakers". *Proceedings of the IEEE*. v. 84. no. 3. p. 487-499.
- CROCKETT, P. J., DROPPERT, B. M. and HIGGINS, S. E. (1991). "Defibrillation: What You Should Know". *Physio-Control Corporation*. 3. ed. 52 p.
- DUFFIN, E. G. (1995). "Implantable Defibrillators". *The Biomedical Engineering Handbook*. IEEE Press. p. 1284-1291.
- ECRI. (1995). "Defibrillators, Automated, External", *Healthcare Product Comparison*, ECRI's Analysis System. p. 17-116.
- ECRI. (1997). "Defibrillator/Monitor/Pacemakers". *Healthcare Product Comparison System*. ECRI's Analysis System. p. 17-882.
- ECRI. (1997). "Defibrillator/Monitors". *Healthcare Product Comparison System*. ECRI's Analysis System. p. 11-129.
- EISENBERG, M. S. (1998). "Defibrillation: the Spark of Life". *Scientific American*. 1. ed. p. 68-73.
- GEDDES, L. A., TACKER, W. A., BABBS, C. F. and BOURLAND, J. D. (1997). "Ventricular Defibrillating Threshold: Strength-duration and Percent-success Curves". *Medical & Biological Engineering & Computing*. p. 301-305.
- GWIN, M. (1995). "A PC-Based Test System in the Making". *EE-Evaluation Engineering*. Medical Electronics Test. p. 82-85.
- IEC 601-2-4. (1996). "International Electrotechnical Commission". *IEC Standards*. 48 p.
- JANENE J. A. (1993). "Estudos Especiais II IA-349". *Relatório de Estudos Especiais*. DEB/FEEC/UNICAMP. 68 p.
-

- LIN, J. H., STOTTS, L. J. and ROSBOROUGH, J. P. (1997). "Comparison of Defibrillation Efficacy Using Biphasic Waveforms Delivered from Various Capacitances/Pulse Widths". *Pace*. v. 20, part II. p. 2507-2514.
- MAIA J. M. (1995). "Sistema Pulso-Eco Microcontrolado para Geração e Medição de Campos Ultra-Sônicos". *Tese de Mestrado*. DEB/FEEC/UNICAMP.
- MOTOROLA. (1991). "MC68HC11 Reference manual". *Motorola Inc*. Phoenix.
- MOTOROLA. (1991). "MC68HC11A8 Programming reference guide". *Motorola Inc*. Phoenix.
- MOTOROLA. (1991). "MC68HC11A8 Technical data". *Motorola Inc*. Phoenix.
- NOHAMA P. (1991). "Analisador de Desfibriladores/Cardioversores". *Tese de Mestrado*. DEB/FEEC/UNICAMP.
- PINTO A. (1982). "Núcleo de Assistência a Equipamentos Médico-Hospitalares". *SEPLAN/CNPq*. A Instrumentação Biomédica e o Problema da Engenharia de Manutenção nos Hospitais Brasileiros, p.72-79.
- TACKER, W. A. (1995). "External Defibrillators". *The Biomedical Engineering Handbook*. IEEE Press. p.1275-1283.
- VALLENTINUZZI M. E., ARREDONDO M. T. e MONZÓN J. E. (1983). "Fibrilación-Defibrilación Cardíaca; Revisión Crítica". *Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. Universidade Federal de Santa Catarina. p.1-177.
-

AMDC

Analizador Microcontrolado de Desfibriladores e Cardioversores

Manual do Usuário

AMDC

Analizador Microcontrolado de Desfibriladores e Cardioversores

Equipamento fruto do trabalho de pesquisa e da tese de mestrado do Engenheiro Eletricista Uilson Ruas Pennafiel, sob orientação do Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlten, gerente do Centro de Engenharia Biomédica (CEB) e professor do Departamento de Engenharia Biomédica (DEB) da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP).

Aviso: O texto contido neste manual aplica-se ao protótipo desenvolvido. O autor não faz garantias com respeito ao conteúdo deste documento e especificamente recusa qualquer garantia implícita de adequação para um propósito específico. A informação contida neste documento é verdadeira de acordo com nossos melhores conhecimentos, mas o autor não é responsável por erros ou má interpretação.

Índice		Recomendações para Aplicação do Pulso Desfibrilatório	
ÍNDICE	2	Preparação	11
PREFÁCIO	3	Procedimentos para acionamento do pulso elétrico	12
Como Usar Este Manual	3	MENU MODIFICAR PARÂMETROS	13
A ESTRUTURA DO MANUAL	4	Limiar do Pulso	13
INSTALAÇÃO	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.	Limiar de Sincronismo	14
Localização do Analisador	Erro! Indicador não definido.	Limiar de Final de Pulso	14
Apresentação do AMDC	5	Modificar Interface de Impressão	14
Conexão com a Rede Elétrica	6	AUTO-CHECK	15
LIGANDO O AMDC	ERRO! INDICADOR NÃO DEFINIDO.	REINICIALIZAÇÃO DO SISTEMA	15
MENU PRINCIPAL	7		
MENU TESTAR DESFIBRILADOR	7		
Modo Espera	7		
Modo Sincrono	8		
Modo Enviar Sincronismo	9		
Modo Cursor	10		
Relatórios	10		
TESTANDO DESFIBRILADORES	10		
Definições	11		

Prefácio

Este equipamento presta-se a fazer o teste e análise de desfibriladores transtorácicos presentes no mercado atual. Além de uma estrutura compacta e digital, ele oferece uma flexibilidade incomparável na verificação e conclusão do teste eletuado. Foi projetado para operar com as mais comuns faixas de operação em tensão e corrente dos desfibriladores comerciais, proporcionando ao usuário/operador maior segurança e precisão no manuseio deste tipo de equipamento.

O analisador pode ser conectado à maioria das impressoras ou PCs, que utilizem tanto a interface paralela padrão quanto a serial opcional. Através destas conexões o analisador poderá emitir um relatório completo dos parâmetros aferidos do desfibrilador testado, permitindo a confecção do histórico de desempenho do desfibrilador durante os procedimentos de manutenção.

A estrutura microcontrolada do analisador, vinculada ao emprego de um display de cristal líquido, garante o emprego de recursos que compreendem uma linguagem segura e amigável para o ponto de vista do usuário/operador além de proporcionar uma melhor qualidade de produção e desempenho quando comparado a analisadores de sua faixa de aplicação.

Como Usar Este Manual

Este manual contém todas as informações necessárias para a instalação, utilização e manutenção do Analisador Microcontrolado de Desfibriladores e Cardioversores (AMDC). Foi projetado para ser utilizado tanto por usuários experientes como por usuários iniciantes, porém é fortemente recomendado a estes que procurem familiarizar-se com a prévia utilização e pessoal adaptação no manuseio de desfibriladores e conhecimento de normas sobre o assunto.

O seu texto contém três tipos de notas que devem ser sempre lidas:



Este tipo de NOTA fornece, ou indica onde encontrar, as informações complementares ao assunto em questão.



Este aviso de ATENÇÃO adverte sobre uma situação e/ou problema particular que pode ocorrer e/ou ser evitado como resultado de uma certa seqüência de operações. Ele também é usado como uma lembrete sobre a execução de uma operação particular.



ESTE AVISO DE CUIDADO INDICA UM PROCEDIMENTO ESPECÍFICO QUE DEVE SER ESTRITAMENTE OBSERVADO. O NÃO CUMPRIMENTO DESSAS INSTRUÇÃO PODE RESULTAR EM SÉRIOS DANOS AO ANALISADOR E/OU EXPOR O OPERADOR A DETERMINADO PERIGO.

A Estrutura do Manual

O manual está estruturado em um enfoque passo-a-passo. Seguindo-o capítulo por capítulo, você estará apto a instalar o analisador, prepará-lo para operação e utilizá-lo para teste e análise de desfibriladores transtorácicos. Sempre consulte o manual quando encontrar qualquer problema.

✓ Sobre os temas relativos à conexão lógica ao computador, e à instalação e ao uso de software para comunicação, este manual somente fornece uma descrição geral e algumas dicas básicas, embora úteis. Uma informação mais detalhada você pode encontrar na documentação da impressora instalada ou no sistema operacional utilizado.

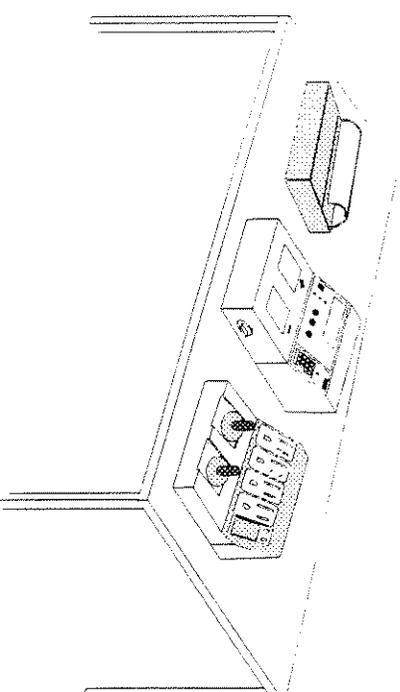
Siga cuidadosamente todas as instruções: o analisador funcionará sem problemas, executando perfeitamente tudo o que lhe for solicitado.

Instalação

Este capítulo contém todas as informações necessárias para a instalação do analisador e execução de um auto-check, para confirmar seu funcionamento correto. Leia-o cuidadosamente, seguindo as instruções fornecidas; as ilustrações auxiliarão a localizar os componentes e controles a serem utilizados durante o manuseio do analisador.

Localização do Analisador

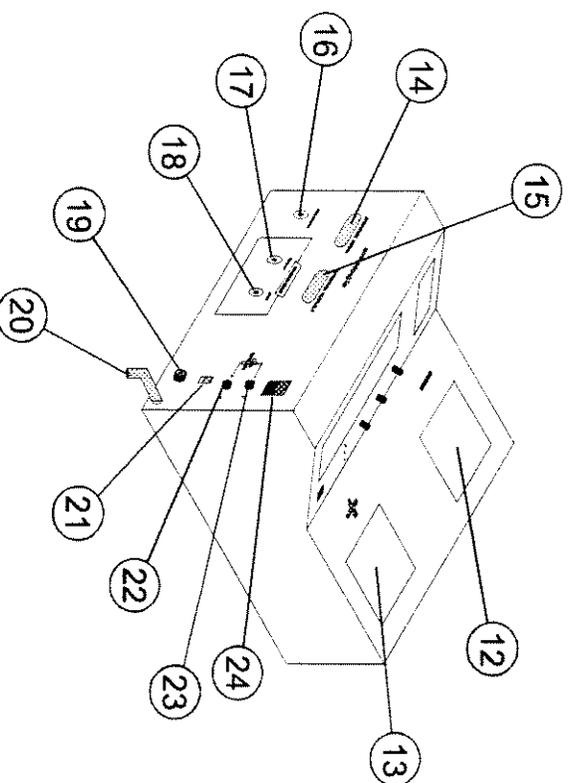
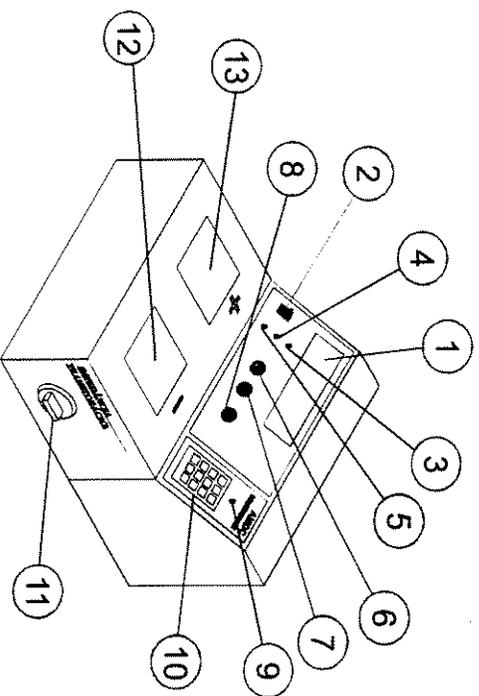
Coloque o analisador em uma superfície ampla, plana e estável próxima ao desfibrilador a ser analisado e a uma impressora e/ou computador.



Localização do AMDC

Deixe bastante espaço ao redor do analisador, de forma a ter acesso confortavelmente a qualquer de suas chaves ou controles. Este procedimento aumenta significativamente a segurança elétrica do local de trabalho.

Apresentação do AMDC



Vistas Frontal e Traseira do AMDC

As figuras anteriores mostram uma vista frontal e traseira do analisador. Os seguintes elementos são indicados:

1. display de cristal líquido.
2. chave reset
3. led de indicação do equipamento ligado
4. led de indicação do estado de carga das baterias do circuito digital
5. led de indicação do estado de carga das baterias do circuito de isolamento
6. chave seleção do ganho do pulso desfibrilatório
7. chave seleção do ganho do Sinal de Entrada de Sincronismo
8. chave seleção do ganho do Sinal de Saída de Sincronismo
9. led de indicação de habilitação do teclado
10. teclado
11. chave seleção da impedância transtorácica
12. eletrodo para a pá ápice do desfibrilador
13. eletrodo para a pá base do desfibrilador
14. porta da interface serial
15. porta da interface paralela
16. porta para cabo do osciloscópio
17. porta para cabo de entrada de sincronismo
18. porta para cabo de saída de sincronismo
19. chave do fusível de proteção
20. cabo de alimentação
21. chave de seleção de voltagem
22. chave de seleção para carga de baterias
23. chave de seleção de operação por baterias
24. chave liga/desliga

Conexão com a Rede Elétrica



Leia esta seção cuidadosamente ANTES de ligar o analisador na rede elétrica e/ou de ligar a chave liga/desliga.

Certifique-se de que a rede elétrica fornece a voltagem indicada na chave de seleção de voltagem, fixada na traseira do AMDC.



SE A ENERGIA FORNECIDA NÃO É A INDICADA, NÃO CONECTE O ANALISADOR EM NENHUMA CIRCUNSTÂNCIA.

Certifique-se de que a tomada da rede que você pretende utilizar esteja aterrada; caso contrário, solicite o aterramento, ou coloque o analisador próximo a uma tomada aterrada.

Certifique-se de que a chave Liga Desliga do AMDC está na posição desligada (pressionada na direção para frente do analisador).

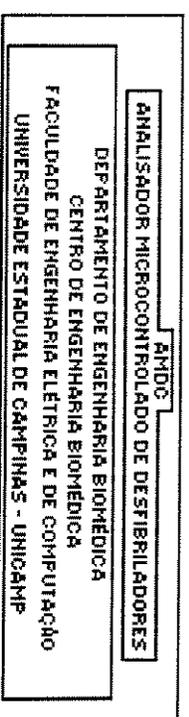
Certifique-se de que as chaves Operação por Baterias e Carga de Baterias NÃO estejam pressionadas (posição desligada).

Ligando o AMDC

Após checar TODOS os pontos do capítulo anterior, e APENAS se mais nenhuma providência for necessária, conecte o cabo na tomada da rede (caso for operar o analisador alimentado pela rede

elétrica) e ligue o AMDC (pressionando a chave Liga/Desliga na direção da traseira do analisador).

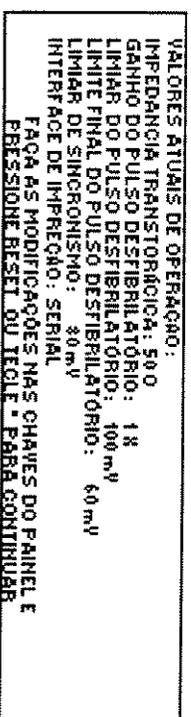
O AMDC executa seu "reset" inicial, cujo efeito visível é a apresentação da sua tela de abertura.



Tela de Abertura do AMDC

Quando o "reset" se completar, o analisador apresentará a tela com os parâmetros atuais de operação selecionados pelas chaves de controle do painel e valores pré-definidos; o analisador estará no status de operação ON LINE, com os LEDs indicando a habilitação do teclado (PRONTO) e o estado de carga das baterias (BAT. DIGITAL e BAT. ALTA TENSÃO).

Caso você queira alterar algum valor correspondente a uma determinada posição na chave do painel do AMDC, faça a modificação e siga os passos descritos na tela apresentada (figura a seguir).



Exemplo de Tela de Parâmetros de Operação

Caso haja algum erro na posição da Chave de Seleção da Impedância Transtorácica, será apresentada uma tela descrevendo o erro (figura a seguir) e, enquanto esta

chave não for posicionada corretamente, o AMDC não continuará apresentando as demais opções de operação.

<p>ERRO NA POSIÇÃO DA CHAVE DE SELEÇÃO DA IMPEDÂNCIA TRANSTORÁCICA</p> <p>A POSIÇÃO ESTÁ INCORRETA E PRECISA SER MODIFICADA. FAÇA AS MODIFICAÇÕES NECESSÁRIAS E TECLA * PARA CONTINUAR... RESET - CANCELAR</p>
--

Tela de Erro na Posição da Chave de Seleção da Impedância Transtorácica

Menu Principal

Após ter sido pressionada a tecla "*" no passo anterior, será apresentado o Menu Principal do AMDC.

<p>MENU PRINCIPAL</p> <p>1 - TESTAR DESFIBRILADOR 2 - MODIFICAR PARÂMETROS 3 - AUTO-CHECK 0 - REINICIAR SISTEMA ESCOLHA OPÇÃO:</p>
--

Menu Principal

✓ Durante a apresentação deste e dos demais menus do AMDC, a seleção da tecla 0 sempre retornará a apresentação do menu anterior. Assim, caso você queira retornar a apresentação do menu anterior ao atual, pressione "0" no teclado do analisador.

A seguir serão apresentadas as descrições completas de todas as opções do Menu Principal, juntamente com as opções destes sub-menus.

Menu Testar Desfibrilador

Para selecionar a opção de análise e teste de desfibriladores, selecione a opção 1 do Menu Principal.



ANTES de iniciar qualquer teste com desfibriladores, é recomendável que você leia primeiramente o capítulo Testando Desfibriladores para obter informações importantes sobre tal procedimento.

Inicialmente o Menu Testar Desfibrilador possui 4 opções:

<p>TESTAR DESFIBRILADOR</p> <p>1 - MODO ESPERA 2 - MODO SINCRÔNIO 3 - ENVIAR SINCRONISMO 0 - MENU ANTERIOR ESCOLHA OPÇÃO:</p>

Tela do Menu Testar Desfibrilador - configuração inicial

De acordo com o tipo de teste que se queira fazer você deve escolher uma das três primeiras opções descritas a seguir:

Modo Espera

A seleção deste Modo de análise habilita o AMDC a "esperar" pela descarga de um pulso desfibrilatório.

<p>MODO ESPERA - DESFIBRILAÇÃO NÃO SINCRONIZADA</p> <p>IMPEDÂNCIA TRANSTORÁCICA: 50Ω</p> <p>GANHO DO PULSO DESFIBRILATÓRIO: 1X</p> <p>- SELEÇÃO DE DESFIBRILAÇÃO NÃO SINCRONIZADA</p> <p>- POSICIONE A P/4 BASE E A P/4 AP/10 SOBRE OS RESPECTIVOS ELETRODOS</p> <p>- MANTENHA AS P/4S PRESSIONADAS</p> <p>- APLIQUE O PULSO DESFIBRILATÓRIO</p> <p>*-CONTINUA #:-LE PARÂMETROS RESET - CANCELAR</p>
--

Tela de exemplo de parâmetros do Modo Espera

Com a apresentação dos parâmetros atuais do Modo, você pode alterar o valor da Impedância Transitoria e do Ganho do Pulso desfibrilatório modificando as correspondentes chaves do painel e seguindo os passos descritos na tela.

Após fazer as modificações necessárias, você deve teclar * para continuar e o AMDC modificará a tela atual apresentando uma mensagem que está aguardando a descarga do pulso desfibrilatório:

```

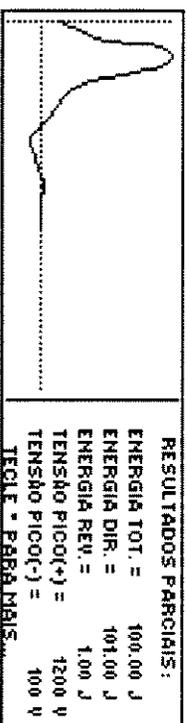
MODO ESPERA - DESFIBRILACAO HAQ SINCRONIZADA
IMPEDANCIA TRANSITORICA: 50 Ω
GANHO DO PULSO DESFIBRILATORIO: 1%
- SELECCIONA DESFIBRILACAO HAQ SINCRONIZADA
- POSICIONE A PÁ BASE E A PÁ APICE SOBRE OS RESPECTIVOS
  ELECTRODOS
- MANTENHA AS PÁAS PRESSIONADAS
- APLIQUE O PULSO DESFIBRILATORIO
  ESPERANDO PELO PULSO...
  RESET - CANCELA
  
```

Tela do Modo Espera aguardando um pulso desfibrilatório



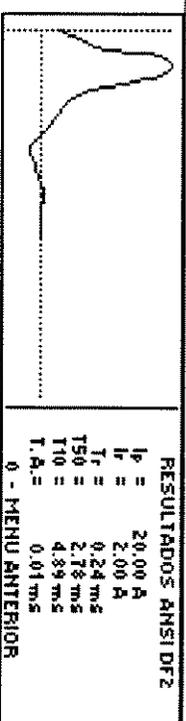
Leia com atenção o item "Recomendações para Aplicação do Pulso Desfibrilatório" antes de aplicar o pulso.

Após o desfibrilador aplicar o pulso desfibrilatório, o AMDC apresentará a forma de onda e os demais parâmetros na tela:



Tela com forma de onda do pulso desfibrilatório e parâmetros parciais

Teclando-se * será listado na tela do analisador os parâmetros da Norma Americana ANSI-DF2.



Tela listando os demais parâmetros da Norma ANSI-DF2.

Após você teclar * será apresentado novamente o Menu Testar Desfibrilador agora com mais duas opções, Modo Cursor e Relatórios, que serão descritas adiante.

```

TESTAR DESFIBRILADOR
1 - MODO ESPERA
2 - MODO SINCRONO
3 - ENVIAR SINCRONISMO
4 - RELATORIOS
5 - MODO CURSOR
0 - MENU ANTERIOR
  ESCOLHA OPCAO:
  
```

Tela do Menu Testar Desfibrilador com todas opções listadas.

Modo Sincrono

A seleção deste Modo de análise habilita o AMDC a verificar a existência de um sinal de sincronismo externo para desencadear todo o processo de aquisição do pulso desfibrilatório.

O sinal de sincronismo externo pode ser obtido através de um simulador de ECG (sinal de saída amplificado) ou através de um gerador de sinais (pulso triangular de 1 V de amplitude máxima e 5 ms de duração) conectado à entrada de sincronismo do AMDC.

```

MODO SINCRONO - DESFIBRILACAO SINCRONIZADA
IMPEDANCIA TRANSITORICA: 50 Ω
GANHO DO PULSO DESFIBRILATORIO: 1%
- CONECTE O CABO DE SINCRONISMO NA ENTRADA DE SINCRONISMO
- SELECCIONA DESFIBRILACAO SINCRONIZADA
- POSICIONE A PÁ BASE E A PÁ APICE SOBRE OS RESPECTIVOS
  ELECTRODOS
- MANTENHA AS PÁAS PRESSIONADAS E APLIQUE O PULSO DESF.
  * - CONTINUA      # - LE PARABAMAIS
  RESET - CANCELA
  
```

Tela de exemplo de parâmetros do Modo Sincrono

Com a apresentação dos parâmetros atuais do Modo, você pode alterar o valor da Impedância Transistorística e do Ganho do Pulso desfibrilatório modificando as correspondentes chaves do painel e seguindo os passos descritos na tela.

Após fazer as modificações necessárias, você deve teclar * para continuar e o AMDC modificará a tela atual com os parâmetros modificados e apresentará uma mensagem que está aguardando o sinal de sincronismo para fazer a aquisição do pulso desfibrilatório:

```

MODO SINCRONO - DESFIBRILAÇÃO SINCRONIZADA
IMPEDANCIA TRANSISTORICA: 50 Ω
GANHO DO PULSO DESFIBRILATORIO: 1%
- CONECTE O CABO DE SINCRONISMO NA ENTRADA DE SINCRONISMO
- SELEZIONE DESFIBRILAZIONE SINCRONIZADA
- POSIZIONE A PÁ BASE E A PÁ APICE SOBRE OS RESPEC-
TIVOS ELETRODOS
- MANTENHA AS PÁ S PRESSIONADAS E APLIQUE O PULSO DESF.
AGUARDANDO SINAL DE SINCRONISMO..... RESET - CANCELAR
  
```

Tela do Modo Sincrono aguardando um pulso de sincronismo



Leia com atenção o item “Recomendações para Aplicação do Pulso Desfibrilatório” antes de aplicar o pulso.

Após o desfibrilador aplicar o pulso desfibrilatório, o AMDC apresentará a forma de onda e os demais parâmetros na tela

Após você teclar * será apresentado novamente o Menu Testar Desfibrilador agora com mais duas opções, Modo Cursor e Relatórios, que serão descritas mais adiante.

Modo Enviar Sincronismo

A seleção deste Modo de análise habilita o AMDC a enviar um sinal de sincronismo para desencadear a aquisição do pulso desfibrilatório.

O sinal de sincronismo enviado constitui um pulso triangular de 1 V de amplitude máxima e 5 ms de duração, que é disponível na saída de sincronismo do AMDC.

Tela de exemplo de parâmetros do Modo Assíncrono

Com a apresentação dos parâmetros atuais do Modo, você pode alterar o valor da Impedância Transistorística e do Ganho do Pulso desfibrilatório modificando as correspondentes chaves do painel e seguindo os passos descritos na tela.

Após fazer as modificações necessárias, você deve teclar * para continuar e o AMDC modificará a tela atual apresentando uma mensagem que está enviando o sinal de sincronismo para fazer a aquisição do pulso desfibrilatório:

```

MODO ENVIAR SINCRONISMO - DESFIBRILAÇÃO SINCRONIZADA
IMPEDANCIA TRANSISTORICA: 50 Ω
GANHO DO PULSO DESFIBRILATORIO: 1%
- CONECTE O CABO DE SINCRONISMO NA SAÍDA DE SINCRONISMO
- SELEZIONE DESFIBRILAZIONE SINCRONIZADA
- POSIZIONE A PÁ BASE E A PÁ APICE SOBRE OS RESPEC-
TIVOS ELETRODOS
- MANTENHA AS PÁ S PRESSIONADAS E APLIQUE O PULSO DESF.
*-CONTINUA #.-LE PARÁMETROS RESET - CANCELAR
  
```

```

MODO ENVIAR SINCRONISMO - DESFIBRILAÇÃO SINCRONIZADA
IMPEDANCIA TRANSISTORICA: 50 Ω
GANHO DO PULSO DESFIBRILATORIO: 1%
- CONECTE O CABO DE SINCRONISMO NA SAÍDA DE SINCRONISMO
- SELEZIONE DESFIBRILAZIONE SINCRONIZADA
- POSIZIONE A PÁ BASE E A PÁ APICE SOBRE OS RESPEC-
TIVOS ELETRODOS
- MANTENHA AS PÁ S PRESSIONADAS E APLIQUE O PULSO DESF.
ENVIANDO SINAL DE SINCRONISMO..... RESET - CANCELAR
  
```

Tela do Modo Enviar Sincronismo emitindo um pulso de sincronismo



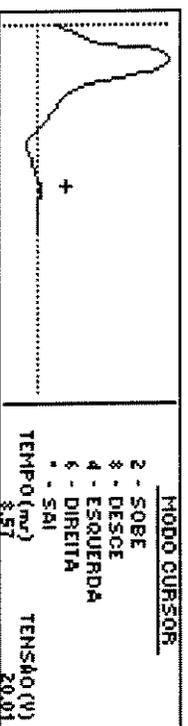
Leia com atenção o item “Recomendações para Aplicação do Pulso Desfibrilatório” antes de aplicar o pulso.

Após o desfibrilador aplicar o pulso desfibrilatório, o AMDC apresentará a forma de onda e os demais parâmetros na tela:

Após você teclar * será apresentado novamente o Menu Testar Desfibrilador agora com mais duas opções, Modo Cursor e Relatórios, que serão descritas adiante.

Modo Cursor

Com a seleção desta opção do Menu Testar Desfibrilador, será apresentado na região de desenho do pulso desfibrilatório um cursor, com sua correspondente posição no tempo e tensão (referente à origem do gráfico).

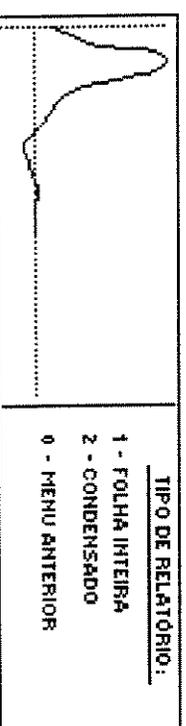


Exemplo de tela do Modo Cursor

O cursor pode ser movimentado através das teclas de controle apresentadas na tela, sendo os valores em tempo e tensão da nova coordenada atualizados automaticamente.

Relatórios

Com a seleção desta opção do Menu Testar Desfibrilador, será apresentado um segundo menu para escolha do tipo de relatório desejado.



Tela do menu tipo de Relatório

O tipo de relatório Folha Inteira imprimirá a forma de onda e demais parâmetros aferidos usando caracteres ASCII. Com a escolha do relatório Tipo Condensado, será impresso um relatório em modo gráfico compactado padrão EPSON draft 2.

Testando Desfibriladores



Leia esta seção cuidadosamente ANTES de iniciar qualquer procedimento de análise e teste de desfibriladores.



É FORTEMENTE RECOMENDADO QUE, PARA TODOS OS PROCEDIMENTOS QUE IMPLICAM EM DESCARGAS ELÉTRICAS PROVENIENTES DO PULSO DESFIBRILATÓRIO, O ANALISADOR SEJA DESCONECTADO DA REDE ELÉTRICA E PASSE A SER ALIMENTADO POR BATERIAS.

A alimentação do AMDC por baterias garante a adequada isolamento entre o analisador e o desfibrilador, aumentando a segurança e a integridade dos circuitos do analisador e demais equipamentos ligados à rede elétrica.



SEMPRE que possível opere o AMDC com alimentação por baterias, ligando-o a rede elétrica somente para recarregá-las, pressionando a chave Carregar Baterias no painel traseiro do AMDC.



ANTES de manusear qualquer desfibrilador é importante que você conheça as Normas recomendadas para tal procedimento. No item "Recomendações para Aplicação do Pulso

Desfibrilatório” constam algumas recomendações básicas e especiais para tal procedimento no AMDC que também devem ser lidas com atenção.

A seguir serão apresentadas algumas definições empregada pela Norma IEC 601-2-4.

Definições

As seguintes definições, tiradas da norma IEC 601-2-4 são aplicáveis:

Desfibrilador cardíaco (desfibrilador): Equipamento eletro-médico destinado a desfibrilar o coração por meio de um pulso elétrico através de eletrodos aplicados na pele do paciente (eletrodos externos), ou no próprio músculo do coração exposto (eletrodos internos).

Monitor cardíaco: Parte do monitor-desfibrilador que permite um acompanhamento visual da atividade elétrica do coração do paciente.

Eletrodos para desfibrilação: Eletrodos destinados a entregar um pulso elétrico para o paciente para o propósito de desfibrilação cardíaca.

Energia entregue: Energia que passa através dos eletrodos para desfibrilação e que é ministrada ao paciente ou a qualquer outra resistência com valor especificado.

Circuito de descarga interna: Circuito contido num desfibrilador que descarregue o dispositivo de armazenamento de energia, sem ativar os eletrodos para desfibrilação.

Sincronizador: Dispositivo que permite que a descarga do desfibrilador seja sincronizada com uma fase específica do ciclo cardíaco.

Os desfibriladores, de um modo geral, têm 2 (dois) modos de operação:

- em modo de desfibrilação não-sincronizada (em caso de reanimação ou de desfibrilação), o descarregamento do pulso será decidido pelo operador unicamente;
- em modo de desfibrilação sincronizada ou cardioversão, o descarregamento depende de um sinal derivado do complexo QRS do ECG do paciente. Isto permite a liberação do pulso a um momento definido do ciclo cardíaco, evitando a liberação do pulso durante o período vulnerável.

 Em todos os casos, o desfibrilador deve ser usado por pessoas qualificadas, com conhecimentos profissionais sobre sua utilização na medicina, levando em conta as instruções de utilização.

Recomendações para Aplicação do Pulso Desfibrilatório

A seguir serão descritas algumas recomendações práticas e úteis a serem seguidas pelo operador antes da aplicação dos pulso desfibrilatório. Estas recomendações constituem um texto modificado da Norma IEC 601-2-4.

Preparação

No intuito de evitar um ou mais riscos potenciais, as recomendações seguintes devem ser respeitadas:

1. A desfibrilação deve ser realizada por duas ou mais pessoas treinadas e presentes;
2. Na medida do possível, o analisador deve ser isolado de qualquer objeto metálico;

3. Uma única pessoa treinada deve ser responsável pelo acionamento da descarga do desfibrilador;
4. Qualquer contato, direto ou indireto, com o analisador, ou com peças metálicas ou materiais condutores deve ser evitado durante a desfibrilação;
5. Os eletrodos para desfibrilação devem ser posicionados de maneira que a corrente através deles seja maximizada;
6. É recomendado que o produto condutor seja aplicado unicamente nos eletrodos para desfibrilação ou unicamente nos eletrodos do AMDC;
7. Os eletrodos para desfibrilação não devem ter contato, nem ficar próximos de qualquer equipamento ou aparelho;
8. Quando os eletrodos do AMDC forem previamente limpos com agentes de limpeza antes de aplicar uma descarga, estes agentes devem ser bem secos antes do acionamento do pulso;
9. Os ambientes enriquecidos com oxigênio devem ser evitados na medida do possível;
10. Deve-se evitar qualquer contato com o AMDC.

Procedimentos para acionamento do pulso elétrico

A seguir serão descritos dois procedimentos, uma para desfibrilação não-sincronizada e outro para desfibrilação sincronizada ou cardioversão.

- **Procedimentos para desfibrilação não-sincronizada externa (reatimação):**
 1. Ligar o AMDC, habilitar a opção Modo Espera do Menu Principal;
 2. Ligar o desfibrilador, escolher uma desfibrilação não-sincronizada e, em seguida, selecionar a Energia Entregue;

3. Por razões de segurança, o carregamento do desfibrilador somente deve ser feito imediatamente antes de seu descarregamento;
4. Os eletrodos para desfibrilação devem ser colocados no peito do paciente, os braços do operador sendo esticados o máximo possível;
5. Antes do operador acionar o pulso, uma rápida verificação é realizada antes para garantir que:
 - Os cabos dos eletrodos para desfibrilação estejam sem nenhum produto condutor (pasta ou gel);
 - Todos os dedos em torno do cabo dos eletrodos para desfibrilação estão fechados, firmes e bem posicionados;
 - Não haja nenhum contato entre o operador ou o pessoal em torno e o AMDC ou equipamento ligado a ele;
6. Após um aviso específico, o operador aciona o pulso;
7. Após o descarregamento do pulso, os eletrodos para desfibrilação devem ser retirados imediatamente e serem instalados em local apropriado no desfibrilador;
8. Os dados sobre o pulso desfibrilatório estão agora presentes no AMDC para a visualização, ou devido registro (impressão ou transmissão serial)
 - **Procedimento de desfibrilação sincronizada (cardioversão)**

Para este procedimento, é necessário ter um desfibrilador que esteja ligado a um simulador de ecg que também deve estar ligado a entrada de sincronismo do AMDC. Pode-se ligar também o desfibrilador à saída de sincronismo do AMDC, onde este fará o papel do simulador de ecg. Após terem sido feitas estas conexões, os seguintes itens devem ser observados

 1. Ligar o AMDC e selecionar a opção Modo Espera ou Modo Enviar Sincronismo, conforme o caso;
 2. Ligar o desfibrilador ou cardioversor;

3. Por razões de segurança, o carregamento do desfibrilador somente deve ser feito imediatamente antes da descarga do pulso;
4. Os eletrodos para desfibrilação devem ser posicionados nos respectivos eletrodos do AMDC, com os braços do operador esticados o máximo possível.
5. Selecionar a energia desejada;
6. Antes do operador acionar o pulso, uma rápida verificação é realizada antes para garantir que:
 - Os cabos dos eletrodos para desfibrilação estejam sem nenhum produto condutor (pasta ou gel);
 - Todos os dedos em torno do cabo dos eletrodos para desfibrilação estão fechados, firmes e bem posicionados;
 - Não haja nenhum contato entre o operador ou o pessoal em torno e o AMDC ou equipamento ligado a ele;
 - Uma pressão forte é aplicada aos eletrodos para desfibrilação colocados sob os respectivos eletrodos do AMDC;
7. Após um aviso específico, o operador aciona o descarregamento do pulso;
8. Durante a descarga, verifique que o botão de descarga fique pressionado até que a descarga aconteça.



Isto é importante porque durante a desfibrilação sincronizada, a descarga não é acionada imediatamente após ter pressionado o botão. A descarga do pulso é controlada pelo complexo QRS simulado pelo AMDC ou pelo simulador conectado e pode demorar mais de um segundo antes de acontecer.

9. Após ter aplicado uma desfibrilação sincronizada, o equipamento deve ser recolocado em modo de desfibrilação não-sincronizada caso ele não se re programe automaticamente.

Menu Modificar Parâmetros

Para selecionar a opção de modificação de parâmetros, selecione a opção 2 do Menu Principal.

O Menu Modificar Parâmetros possui 4 opções:

MODIFICAR PARÂMETROS	
1 - LIMIAR DO PULSO	
2 - LIMIAR DE SINCRONISMO	
3 - LIMITE FINAL PULSO	
4 - IMPRESSORA	
0 - MENU ANTERIOR	
ESCOLHA OPÇÃO:	

Tela do Menu Modificar Parâmetros

De acordo com o tipo de parâmetro a ser modificado você deve escolher uma das opções descritas a seguir:

Limiar do Pulso

O valor Limiar do Pulso consiste na tensão DC aplicada pelo desfibrilador em seus eletrodos para desfibrilação mesmo sem que haja a solicitação de aplicação do pulso elétrico pelo operador.

Com a seleção desta opção, será apresentado um menu com 2 opções:

MOD. LIMIAR DO PULSO	
1 - LER VALOR MÁXIMO	
2 - ENTRAR NOVO VALOR	
0 - MENU ANTERIOR	
VALOR ATUAL =	100 mV
ESCOLHA OPÇÃO:	

Tela do menu Modificar Limiar do Pulso

A seleção da opção Ler Valor Máximo exibirá uma tela informando ao operador os procedimentos que devem ser tomados para que o AMDC leia a tensão entre os eletrodos, e assim possa alterar automaticamente o valor de Limiar do Pulso.

Na opção Entrar Valor, o operador pode digitar diretamente o valor de tensão (que deve ser múltiplo de 20 mV) que será atribuído ao valor de Limiar do Pulso. Durante a digitação do valor de tensão, o operador pode corrigir o número digitado teclando '*' e podendo finalizar a entrada do número teclando '#'. O valor default de Limiar do Pulso é 80 mV.

MOD. LIMITE FINAL PULSO	
DIGITE O NOVO VALOR (MÚLTIPLO DE 20 mV)	
* - APAGA	# - ACEITA
-----mV	

Tela de entrada de valores via teclado

Limiar de Sincronismo

O valor Limiar de Sincronismo emprega o mesmo conceito do Limiar do Pulso, ou seja, consiste na tensão DC aplicada pelo desfibrilador ou simulador de ecg em sua saída de sincronismo.

Com a seleção desta opção, será apresentado menu com 2 opções semelhantes ao item anterior (Limiar do Pulso), e o usuário pode alterar o Limiar de Sincronismo da mesma forma lá descrita.

Limiar de Final de Pulso

Após a aquisição do pulso desfibrilatório, o analisador fará a do pulso desfibrilatório. Todas amostras de tensão cujo valor for menor que este limite serão ignoradas, assim este valor deve ser suficientemente pequeno para garantir a leitura completa do pulso, porém maior que o ruído presente na conexão das pás do desfibrilador aos eletrodos do AMDC. O valor default do Limite Final de Pulso é 40 mV.

Com a seleção desta opção, será apresentado menu com 2 opções semelhantes ao item anterior (Limiar do Pulso), e o usuário pode alterar o Limiar de Final de Pulso da mesma forma lá descrita.

MOD. LIMITE FINAL PULSO	
DIGITE O NOVO VALOR (MÚLTIPLO DE 20 mV)	
VALOR ATUAL =	60 mV
* - APAGA	# - ACEITA
-----mV	

Tela de modificação do Limite Final de Pulso

Modificar Interface de Impressão

A seleção desta opção exibirá o menu Modificar Interface de Impressão.

TIPO DE IMPRESSORA	
1 - INTERFACE PARALELA	
2 - INTERFACE SERIAL	
0 - MENU ANTERIOR	
TIPO ATUAL: INT. SERIAL	
ESCOLHA OPÇÃO:	

Tela do menu Modificar Interface de Impressão

Neste menu há duas opções: 1. Interface Paralela e 2. Interface Serial. Com a seleção da opção 1, a impressão dos resultados será direcionada para a interface paralela, e com a seleção da opção 2, a impressão será direcionada para a interface serial do AMDC.

Auto-Check

Para selecionar a opção de Auto-Check, selecione a opção 3 do Menu Principal.

	<p style="text-align: center;"><u>AUTO-CHECK</u></p> <ul style="list-style-type: none">- AFASTE AS PÁS DOS ELETRÓDOS.- DESCONNECTE O CABO DE SINCRONISMO.- DESCONNECTE A IMPRESSORA. <p style="text-align: center;">* - CONTINUA * - CANCELAR</p>
--	--

Tela da opção Auto-Check

Com a seleção desta opção, será executada uma rotina que permite a verificação das portas de comunicação internas do AMDC, comunicação com o *display*, leitura de teclado e teste dos conversores A/D.

Reinicialização do Sistema

A última opção do Menu Principal corresponde à Reinicialização do Sistema. Com sua seleção, o sistema será reiniciado e todos os parâmetros de operação do equipamento conterão seu valor *default*.