

00000

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP  
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA  
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA**

Proposta de Tese Apresentada à  
Faculdade de Engenharia Elétrica da UNICAMP  
como Parte dos Requisitos para Obtenção do  
Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

**Título: ANALISADOR DE DESFIBRILADORES/CARDIOOVERSORES**

**Autor: Percy Nohama**

**Orientador: Profa. Dra. Maria Adélia Collier Farias**

**Campinas, São Paulo, 1992.**

Este exemplar corresponde à redação final da  
defendida por Percy Nohama  
\* aprovada pela Comissão de Julgadores em 31/01/92.  
Maria Adélia Collier Farias  
Orientador

**N69a  
15771/BC**

**UNICAMP  
BIBLIOTECA CENTRAL**

00000

Aos meus pais,

Moremizo e Nelsy

e a Jesus mestre.

## Agradecimentos

Agradeço às pessoas que muito contribuíram para a minha formação nesses anos de *mestrado* e que participaram diretamente na elaboração deste trabalho, em especial:

à Profa. Maria Adélia pela orientação, paciência e apoio, tão fundamentais na elaboração e correção deste trabalho;

aos Profs. Drs. José Wilson Bassani, Saide Jorge Calil, Wang Binseng e Helmut Hans Dispert pelos conteúdos ensinados e pelas sugestões recebidas;

ao CEFET-PR, representado pelos Diretores Prof. Ataíde Moacyr Ferraza e Prof. Artur Antônio Bertol, pelo afastamento e incentivo à realização de cursos de pós-graduação;

à PUC-PR, representada pelo Magnífico Reitor, Prof. Dr. Euro Brandão, pelo afastamento e incentivo à realização do curso de mestrado;

à CAPES, através do programa PICD, que possibilitou meu aperfeiçoamento acadêmico; e pela bolsa de estudos, que contribuiu para minha permanência em Campinas;

à FINEP, pelo apoio recebido na execução do projeto;

ao Centro de Engenharia Biomédica, em especial ao Eng. Alexandre Henrique Hermini, aos técnicos Márcio Toshiharu Watoniki e Eugênio Carraro e ao desenhista Mauro S. Martinazo, pela construção do protótipo (versão 1);

ao técnico Sandro Waldir Góes, pela inestimável colaboração nos trabalhos de desenho, impressão e fotocópias;

às minhas irmãs Daisy e Denise Nohama, pelas incansáveis correções desta dissertação;

aos colegas que compartilharam das incomensuráveis horas de estudo, pesquisa e trabalho;

e a todos do CEB, pela amizade, incentivo e apoio.

## RESUMO

A manutenção efetiva de equipamentos médicos, tais como desfibriladores e cardioversores, requer manutenção preventiva e corretiva que, em muitos casos, precisa ser realizada próxima à unidade hospitalar onde os equipamentos são utilizados. Desenvolveu-se um Analisador de desfibriladores/cardioversores, analógico-digital, que atende aos requisitos de um instrumento de calibração, a um custo relativamente baixo. O Analisador é portátil e auto-suficiente (alimentado por baterias comuns). Cuidados especiais foram tomados para evitar perigos de choque elétrico (saída para osciloscópio isolada opticamente). O Analisador mede os seguintes parâmetros do pulso desfibrilatório: 1) energia (em duas escalas, 100 e 1000 J), 2) amplitude máxima de tensão (até 6 kV), 3) duração (de 100  $\mu$ s até 100 ms), 4) tempo de subida (de 100  $\mu$ s até 10 ms). Uma resistência de entrada de 50  $\Omega$  simula a impedância transtorácica do corpo humano. Quando um pulso desfibrilatório é deflagrado, o Analisador calcula e mostra o parâmetro selecionado em um *display* tipo LCD, de três dígitos. O resultado permanece no *display* até que o operador efetue o *reset*. Para testar cardioversores, o Analisador simula o complexo QRS (um pulso triangular de 1 ou 2 mV de amplitude e 60 ms de duração) e mede o tempo de resposta (atraso entre os pulsos triangular e de cardioversão). Quatro indicadores tipo LED (codificados como sincronismo correto, falha por disparo instantâneo, falha por disparo atrasado, e inexistência de descarga) mostram a performance do cardioversor.

## ABSTRACT

Effective maintenance of medical devices, such as defibrillators and cardioverters, requires preventive maintenance and repair, which should be carried out in many instances near the hospital unit where the devices are being used. It was developed an analog-digital defibrillator/cardioverter analyzer, which fulfills the requirements of a calibrating equipment, at a relatively low cost. The analyzer is powered by ordinary batteries, it is self-sufficient, portable, and special care was taken to avoid shock hazards (optically isolated output to oscilloscope). The analyzer measures the following defibrillator output pulse parameters: 1) energy (two ranges, 0 - 100 J and 0 - 1000 J), 2) peak voltage (up to 6 kV), 3) pulse width (from 100  $\mu$ s up to 100 ms), and 4) rise time (from 100  $\mu$ s up to 10 ms). An internal resistance of 50  $\Omega$  simulates the transthoracic impedance of the human body. When a defibrillator pulse is released, the Analyzer displays the selected parameter on a 3 - digit LCD. The reading remains on the display until the user resets it. To test cardioverters, the Analyzer simulates the QRS complex (a triangular pulse of 1 or 2 mV amplitude and 60 ms duration) and measures the response time (delay between triangular and cardioverter pulses). Four LED indicators (coded as PASS, FAIL, NO SYNC and NO OUTPUT) display the cardioverter performance.

# ÍNDICE

Agradecimentos .....	i
Resumo .....	iii
Abstract .....	iv
Lista das Figuras .....	xiv
Lista das Tabelas .....	xxii
<b>Capítulo 1 - INTRODUÇÃO .....</b>	<b>001</b>
<b>Capítulo 2 - DESFIBRILADORES-CARDIOVERSORES</b>	
<b>2.0 Introdução .....</b>	<b>007</b>
<b>2.1 Sinopse Histórica .....</b>	<b>008</b>
<b>2.2 Caracterização .....</b>	<b>012</b>
2.2.1 Aspecto Técnico .....	012
2.2.2 Aspecto Funcional .....	013
2.2.2.1 Desfibrilador Portátil .....	013
2.2.2.2 Desfibrilador Semi-portátil .....	014
2.2.2.3 Desfibrilador Estacionário .....	014
2.2.2.4 Desfibrilador Automático .....	014
Externos .....	017
Implantáveis .....	019
2.2.2.5 Desfibrilador Transtelefônico .....	022
<b>2.3 Tipos .....</b>	<b>023</b>
2.3.1 De Corrente Alternada .....	023
2.3.2 De Pulsos Senoidais .....	030
2.3.3 Por Descarga Capacitiva .....	033
2.3.3.1 Descarga Simples (RC) .....	033
2.3.3.2 Descarga Amortecida (RLC) .....	035
2.3.3.3 Com Linha de Atraso (duplo LC) .....	039
2.3.3.4 De Onda Trapezoidal (Exponencial Truncada) .....	041
2.3.3.5 De Pulsos Retangulares .....	045
2.3.4 De Corrente .....	050
<b>2.4 Cardioversores .....</b>	<b>054</b>
<b>2.5 Desfibriladores-Cardioversores Comerciais .....</b>	<b>057</b>
2.5.1 Funbec DF-01 .....	059
2.5.1.1 Características gerais .....	060
2.5.2 Physio Control Lifepak 6s .....	062

2.6 Conclusões .....	068
----------------------	-----

### Capítulo 3 - ANALISADORES DE DESFIBRILADORES-CARDIOVERSORES

3.0 Generalidades .....	070
3.1 Métodos para Medir Energia .....	071
3.2 Métodos para Teste de Sincronismo .....	074
3.3 Analisadores Descritos na Literatura .....	075
3.4 Analisadores Comerciais .....	082
3.5 Conclusões .....	089

### Capítulo 4 - O ANALISADOR DESENVOLVIDO

4.0 Introdução .....	091
4.1 Descrição Geral do Analisador .....	092
4.2 Os Eletrodos .....	094
4.3 O Divisor de Tensão .....	094
4.4 O Retificador .....	096
4.5 O MED .....	097
4.5.1 O Bloco Função Quadrática .....	099
4.5.1.1 Princípio de Funcionamento .....	100
4.5.1.2 O Circuito Montado .....	102
4.5.2 O Integrador .....	104
4.5.2.1 Princípio de Funcionamento .....	104
4.5.2.2 O Integrador Desenvolvido .....	106
4.6 O Medidor de Pico de Tensão .....	108
4.6.1 Princípio de Funcionamento .....	109
4.6.2 Erros Comuns nos Detectores de Pico .....	110
4.6.3 Possíveis Soluções .....	111
4.6.4 Aumento de Velocidade do Detector de Pico .....	112
4.6.5 O Circuito Desenvolvido .....	114
4.6.6 Correção de Erro provocado pelos Diodos do Retificador .....	115
4.6.6.1 Princípio de Funcionamento .....	116
4.6.6.2 O Detector de Zero .....	116
4.6.6.3 O Redutor de Escala .....	119



4.6.6.4	O "Buffer" .....	119
4.6.6.5	O Amplificador Somador .....	119
<b>4.7</b>	<b>O Medidor de Duração de Pulso .....</b>	<b>121</b>
4.7.1	A Rede de Atraso .....	123
4.7.1.1	Princípio de Funcionamento .....	126
4.7.1.2	A Rede de Atraso Desenvolvida .....	129
4.7.2	O Detector de 10, 50 e 90 % do Pico .....	133
4.7.3	O Comparador de Nível .....	134
4.7.4	O Detector de Transbordo .....	135
4.7.5	Isolador Óptico e Quadrador .....	136
4.7.6	O Contador .....	136
4.7.6.1	A Lógica de Controle do Contador .....	137
4.7.6.2	A Base de Tempo .....	138
4.7.6.3	O Contador .....	138
4.7.6.4	Os Decodificadores .....	140
4.7.6.5	O Oscilador de 40 Hz .....	141
<b>4.8</b>	<b>O Medidor de Tempo de Subida .....</b>	<b>143</b>
4.8.1	O Comparador de Janela .....	144
<b>4.9</b>	<b>O DVM .....</b>	<b>147</b>
4.9.1	Princípio de Funcionamento .....	147
4.9.2	O Circuito Desenvolvido .....	150
4.9.3	O Detector de Subtensão de Bateria .....	153
<b>4.10</b>	<b>O Seletor de Alcances .....</b>	<b>154</b>
<b>4.11</b>	<b>O Seletor de Funções .....</b>	<b>155</b>
4.11.1	Descrição do Circuito .....	156
<b>4.12</b>	<b>O Display LCD .....</b>	<b>158</b>
4.12.1	Princípio de Funcionamento .....	159
4.12.2	Características .....	162
4.12.3	A Tensão de Controle .....	163
4.12.4	O LCD Empregado .....	164
<b>4.13</b>	<b>O Testador de Sincronismo .....</b>	<b>165</b>
4.13.1	Descrição Geral do Circuito .....	166
4.13.2	O Conversor Tensão-Corrente .....	167
4.13.3	O Isolador Óptico .....	168
4.13.4	O Bloco Quadrador .....	168
4.13.5	Os Blocos de Atraso e de "Reset" .....	169
4.13.6	O Gerador de 60 ms .....	169
4.13.7	A Janela de Comparação .....	171
4.13.8	A Lógica de Teste de Sincronismo .....	172
4.13.9	LEDs .....	175
4.13.10	O Gerador de Onda Triangular .....	176
4.13.10.1	Princípio de Funcionamento .....	176
4.13.10.2	O Circuito Desenvolvido .....	178

4.13.11 O Amplificador de Saída .....	178
4.14 Interface com Saída Isolada para Osciloscópio .....	179
4.14.1 O Circuito Desenvolvido .....	181
4.15 Fontes de Alimentação .....	182

## Capítulo 5 - RESULTADOS

5.0 Introdução .....	185
5.1 O Chaveador de Pulsos .....	185
5.2 O MED .....	187
5.2.1 A Rede Função Quadrática .....	187
5.2.2 O Integrador .....	188
5.2.3 O MED Completo .....	192
5.3 O MPT .....	195
5.3.1 Com Gerador de Pulsos .....	195
5.3.2 Com Desfibriladores .....	198
5.4 O MDP .....	198
5.4.1 Com Gerador de Pulsos .....	201
5.4.2 Com Desfibriladores .....	205
5.5 O MTS .....	205
5.5.1 Com Gerador de Pulsos .....	205
5.5.2 Com Desfibriladores .....	206
5.6 O Tsinc .....	206
5.6.1 Com Gerador de Pulsos .....	206
5.6.2 Com Cardioversores .....	207
5.7 A Interface para Osciloscópio .....	211
5.8 Fonte de Alimentação .....	216
5.9 Resumo dos Resultados .....	216

## Capítulo 6 - DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

6.0 Introdução .....	218
----------------------	-----

6.1	Discussão .....	218
6.1.1	Comparação entre o Analisador Desenvolvido e os Descritos na Literatura .....	218
6.1.2	Comparação entre o Analisador Desenvolvido e os Produzidos pela Indústria Estrangeira .....	222
6.1.3	Melhoramentos no Analisador .....	223
6.2	Conclusões .....	226
6.3	Recomendações para Trabalhos Futuros .....	227

## Apêndice I - CONSIDERAÇÕES DE ORDEM FISIOLÓGICA

I.1	Funcionamento do Coração .....	233
I.2	Ritmos Cardíacos .....	235
I.2.1	O ritmo sinusal .....	235
I.2.2	Arritmias Reversíveis por Choque Elétrico .....	237
I.2.2.1	"Flutter Atrial" .....	237
I.2.2.2	Taquicardia Supraventricular Paroxística .....	238
I.2.2.3	Fibrilação Atrial (FA) .....	240
I.2.2.4	Taquicardia Ventricular (Paroxística) .....	240
I.2.2.5	"Flutter" Ventricular .....	242
I.2.2.6	Fibrilação Ventricular (FV) .....	243
I.3	Referências Históricas da FV .....	244
I.4	Mecanismo e Natureza da FV .....	245
I.4.1	Focos Ectópicos .....	245
I.4.2	Reentrada .....	248
I.4.3	Causas .....	249
I.4.4	Tipos .....	250
I.5	Fatores que aumentam a vulnerabilidade à FV .....	252
I.5.1	Fisiológicos .....	252
I.5.1.1	O Estímulo Excitável .....	252
I.5.1.2	Massa Crítica .....	257
I.5.1.3	Desbalanço entre velocidade de condução e refratariedade .....	257
I.5.2	Elétricos .....	260
I.5.2.1	Limiar Fibrilatório .....	261
I.6	Desfibrilação .....	263
I.6.1	Tipos de Desfibrilação .....	263
I.6.1.1	Química .....	263
I.6.1.2	Por Ultra-som (US) .....	264
I.6.1.3	Desfibrilação Elétrica .....	268

I.6.2	Limiar Desfibrilatório .....	270
I.6.3	Parâmetros Desfibrilatórios .....	274
I.6.3.1	Parâmetros Fisiológicos .....	276
a.	Massa Crítica Desfibrilatória (MCD) .....	276
b.	Tamanho do Coração .....	279
c.	Peso Corporal .....	280
d.	Concentração de íons .....	284
e.	Danos anteriores .....	286
f.	Temperatura .....	287
g.	Duração da Fibrilação .....	287
h.	Tipo de Fibrilação .....	289
I.6.2.2	Parâmetros Tecnológicos .....	289
a.	Energia .....	290
b.	Tensão .....	292
c.	Corrente .....	292
d.	Duração do Pulso .....	294
e.	Tempo de subida da onda .....	296
f.	Forma da onda .....	296
g.	Tipo de descarga .....	297
h.	Eletrodos .....	301
h.1.	Eletrodos Não Implantáveis .....	301
h.2.	Eletrodos Implantáveis .....	306
i.	Pastas .....	310
I.7	Cardioversão .....	313
I.7.1	Generalidades .....	313
I.7.2	A Técnica .....	314
I.7.3	O Período Vulnerável .....	315
I.7.4	Aplicação Clínica .....	318
I.7.4.1	Fibrilação Atrial (FA) .....	318
I.7.4.2	"Flutter" Atrial .....	321
I.7.4.3	Taquicardia Supraventricular (TSV) .....	321
I.7.4.4	Taquicardia Ventricular (TV) .....	323
I.7.4.5	"Flutter" Ventricular .....	323
I.7.5	Complicações da Cardioversão .....	324
I.7.5.1	Erros .....	324
I.7.5.2	Embolia pulmonar ou sistêmica .....	325
I.7.5.3	Edema pulmonar .....	325
I.7.5.4	Uso inadequado de drogas .....	326
I.7.5.5	Arritmias pós-cardioversão .....	326
I.8	Efeitos Danosos do "Contra-Choque" .....	327
I.8.1	Fisiológicos .....	328
I.8.1.1	Contrações Ventriculares Prematuras (CVPs) .....	328
I.8.1.2	Bloqueio Átrio-Ventricular (A-V) .....	328
I.8.1.3	Taquicardia Ventricular .....	329
I.8.1.4	Variações no Segmento ST .....	329
I.8.1.5	Inversão da onda T .....	329
I.8.1.6	Fibrilação Atrial .....	330
I.8.1.7	Bradycardia .....	330
I.8.1.8	Outras alterações .....	330

I.8.2 Histológicos .....	331
I.8.2.1 Macro-dano .....	331
I.8.2.2 Micro-dano .....	333
I.8.3 Enzimáticos .....	335
I.9 Resumo .....	336

## Apêndice II - MANUTENÇÃO DE DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES

II.1 Introdução .....	337
II.2 Manutenção Preventiva .....	338
II.2.1 Instrumentos de Teste Necessários .....	338
II.2.2 Procedimento Recomendado .....	339
II.2.2.1 Inspeção .....	339
II.2.2.2 Medidas .....	339
II.3 Manutenção Corretiva .....	346
II.4. Conclusões .....	347

## Apêndice III - PROPOSTA DE NORMA: NP 01 - DIRETRIZES DE SEGURANÇA NA FABRICAÇÃO, INSTALAÇÃO, USO E MANUTENÇÃO DE DESFIBRILADORES/CARDIOVERSORES

III.1 Introdução .....	352
III.1.1 Objetivo .....	352
III.1.2 Campo de Aplicação .....	352
III.1.3 Normas Complementares .....	352
III.2 Generalidades .....	353
III.3 Fabricação .....	354
III.3.1 Organização e pessoal .....	354
III.3.2 Instalações prediais .....	355
III.3.3 Equipamentos .....	355
III.3.4 Controle dos componentes .....	356
III.3.5 Circuito impresso .....	356
III.3.6 Controle de produção .....	357
III.3.7 Bastidor e marcações .....	357
III.3.8 Avaliação do equipamento .....	359
III.3.8.1 DF/CVs alimentados com CA .....	359
1. Energia Liberada .....	359
2. Energia perdida depois de carregado .....	360
3. Repetição de descargas .....	360
4. Tempo de carga para nível de energia máximo .....	360

5.	Teste de desarme .....	361
6.	Descarga com saída em curto e em aberto .....	361
7.	Efeito das variações da tensão da rede de CA .....	361
8.	Corrente de fuga .....	362
9.	Resistência de terra .....	362
10.	Isolação de saída .....	363
11.	Sincronismo para cardioversão ....	363
12.	Tamanho das pás e comprimentos dos cabos .....	363
13.	Esterilização das pás internas ...	364
14.	Estresse do cordão de alimentação	364
15.	Efeitos produzidos por fluídos ...	364
16.	Teste de queda .....	365
17.	Teste de queda das pás .....	365
18.	Facilidade de uso e segurança do operador .....	366
19.	Qualidade de construção .....	367
20.	Manual de instalação/operação/serviço .....	367
III.3.8.2	DF/CVs alimentados a bateria .....	368
1.	Geral .....	368
2.	Similares .....	368
3.	Testes de temperatura e umidade ..	368
4.	Teste de queda .....	369
5.	Corrente de fuga .....	369
6.	Bateria e carregador de bateria ...	370
III.3.8.3	Monitor de ECG e registrador acoplados	371
1.	Resposta em frequência .....	371
2.	Rejeição de modo comum .....	371
3.	Ganho .....	371
4.	Linearidade .....	372
5.	Calibração .....	372
6.	Tempo de recuperação .....	372
7.	Alarme de anormalidade na frequência cardíaca .....	372
III.4	Distribuição e Instalação .....	372
III.5	Uso .....	374
III.6	Manutenção .....	375
III.6.1	Geral .....	375
III.6.2	Manutenção preventiva .....	375
III.6.3	Manutenção corretiva .....	378
III.7	Referências Bibliográficas .....	379

#### Apêndice IV - Diagramas Esquemáticos

IV.1	Interface para Osciloscópio .....	380
------	-----------------------------------	-----

IV.2 Etapa Digital .....	381
IV.3 Etapa Testadora de Sincronismo .....	382
IV.4 Etapa Analógica .....	383
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	384

## LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1.	Formas de Onda Desfibrilatórias Típicas .....	011
Figura 2.2.	Diagrama de Blocos Genérico de um Desfibrilador Típico .....	013
Figura 2.3.	Diagrama de Blocos de um Desfibrilador Automático .....	016
Figura 2.4.	Diagrama Funcional de um Ressuscitador Cardíaco	.017
Figura 2.5.	Diagrama Lógico de um Ressuscitador Cardíaco ....	018
Figura 2.6.	Diagrama de Blocos de um Desfibrilador Automático Implantável .....	021
Figura 2.7.	Diagrama Básico de um Desfibrilador de CA e Forma de Onda Correspondente .....	024
Figura 2.8.	Diagrama Esquemático do Fibrilador/Desfibrilador de CA e Temporizador desenvolvido por Ferris et al. ....	025
Figura 2.9.	Desfibrilador Cardíaco Digital de Fernández et al. ....	027
Figura 2.10.	Exemplos de Pulsos Senoidais .....	030
Figura 2.11.	(A) Diagrama de Blocos do Desfibrilador de Pulsos Senoidais. (B) Circuito Básico do Comutador em Ponte .....	031
Figura 2.12.	Diagrama Simplificado de um Desfibrilador RC ....	034
Figura 2.13.	Forma de Onda Gerada por um Desfibrilador RC Comparada com outros Tipos .....	036
Figura 2.14.	Diagrama Básico de um Desfibrilador RLC .....	037
Figura 2.15.	Diagrama Simplificado do Desfibrilador de Balagot et al. ....	039
Figura 2.16.	Comparação entre Formas de Onda Desfibrilatórias	040
Figura 2.17.	Diagrama Simplificado de um Desfibrilador de Onda Exponencial Truncada .....	042
Figura 2.18.	Representação Gráfica de uma Descarga Capacitiva Truncada .....	043
Figura 2.19.	Diagrama do Circuito Gerador de Pulso Retangular	



	de Schuder et al. ....	045
Figura 2.20.	Detalhes do Pulso de Corrente .....	046
Figura 2.21.	Diagrama Simplificado do circuito desenvolvido para gerar as ondas Retangular Bidirecional, Exponenciais Truncada e Não Truncada .....	047
Figura 2.22.	Curvas de Contorno Desfibrilatório para Pulsos Unidirecional e Bidirecional Obtidas por Gold et al. ....	048
Figura 2.23.	Diagrama Elétrico Elementar de um Desfibrilador de Corrente .....	051
Figura 2.24.	Diagrama em Blocos de um Desfibrilador de Corrente Controlada .....	053
Figura 2.25.	Diagrama em Blocos de um Cardioversor .....	055
Figura 2.26.	Diagrama em Blocos do Estágio de Monitoração e Registro de ECG do Cardioversor Lifepak 6 da Phisio Control .....	064
Figura 2.27.	Diagrama em Blocos do Estágio Desfibrilador- Cardioversor de Lifepak 6s da Phisio Control ....	066
Figura 2.28.	Formas de Ondas mais Comuns entre Desfibriladores Comerciais .....	069
Figura 3.1.	Diagrama para teste de sincronismo do pulso cardioversor .....	075
Figura 3.2.	Diagrama esquemático do circuito de teste empregado por Balagot & Bandelin .....	076
Figura 3.3.	Diagrama de blocos do analisador de Ewy et al ...	078
Figura 3.4.	Diagrama de blocos do analisador desenvolvido por Cook & Horowitz .....	079
Figura 3.5.	Diagrama de blocos do medidor de energia apresentado por Finlay .....	081
Figura 3.6.	Analisador de desfibriladores, baseado em micro-processor, desenvolvido por Sum & Dewurst .....	081
Figura 4.1.	Diagrama de blocos simplificado do Analisador ...	093
Figura 4.2.	Diagrama esquemático da rede Atenuadora Principal e do Bloco Retificador .....	095
Figura 4.3.	Diagrama de blocos do MED .....	099

Figura 4.4.	Representação Gráfica de uma certa Função desejada e sua obtenção por meio de Segmentos de Aproximação .....	101
Figura 4.5.	Exemplo do Circuito Gerador de Funções a Diodos .....	101
Figura 4.6.	Diagrama Esquemático da Rede Função Quadrática .....	102
Figura 4.7.	Ilustração do Esquema de Calibração da Rede Função Quadrática .....	104
Figura 4.8.	Efeitos de Corrente de Polarização e Tensão de Offset sobre o Integrador .....	105
Figura 4.9.	Diagrama Esquemático do Integrador desenvolvido .....	107
Figura 4.10.	Diagrama de Blocos do Medidor de Pico de Tensão .....	109
Figura 4.11.	Estrutura Básica de um Detector de Pico e Exemplo de Formas de Onda de Entrada e Saída .....	110
Figura 4.12.	Detector de Pico implementado com "Buffer" de Saída .....	112
Figura 4.13.	Diagrama Esquemático do Detector de Pico Desenvolvido .....	117
Figura 4.14.	Diagrama Esquemático do Módulo de Correção de 2Vf .....	118
Figura 4.15.	Representação Gráfica do Processamento de Sinais através do Estágio de Correção de Erro de 2 Vf .....	120
Figura 4.16.	Representação gráfica dos parâmetros típicos do pulso senoidal amortecido .....	121
Figura 4.17.	Diagrama de Blocos do Medidor de Duração e Pulso .....	122
Figura 4.18.	Principais Formas de Onda do Bloco MDP .....	124
Figura 4.19.	Diagrama de Blocos de uma Linha de Atraso Digital .....	125
Figura 4.20.	Diagrama de Blocos de uma Linha de Atraso Analógica .....	126
Figura 4.21.	Diagrama ilustrado sobre o Princípio de Funcionamento de uma BBM .....	127
Figura 4.22.	Representação do Processo de Amostragem em uma BBM .....	128
Figura 4.23.	Diagrama Elétrico do Circuito de Polarização da BBM .....	131

Figura 4.24.	Diagrama esquemático do FPB desenvolvido .....	132
Figura 4.25.	Diagrama do Comparador de Nível Desenvolvido ....	135
Figura 4.26.	Diagrama Esquemático do Detector de Transbordo ..	135
Figura 4.27.	Diagrama Esquemático dos Circuitos Isolador Óptico e Quadrador .....	137
Figura 4.28.	Diagrama de Blocos do Circuito de Controle do Contador com respectivas Formas de Onda .....	138
Figura 4.29.	Diagrama Esquemático do Bloco Contador .....	139
Figura 4.30.	Diagrama Esquemático dos Decodificadores .....	142
Figura 4.31.	Diagrama Esquemático do Comparador de Janela Implementado para o MTS .....	145
Figura 4.32.	Representação Gráfica do Princípio de Funciona- mento do Circuito Comparador de Janela do MTS ...	146
Figura 4.33.	Diagrama de Blocos do Conversor A/D de Dupla Rampa e Formas de Onda Explicativas de seu Funcionamento .....	148
Figura 4.34.	Diagrama Esquemático do DVM Desenvolvido .....	150
Figura 4.35.	Diagrama Funcional do ICL 7106 .....	152
Figura 4.36.	Diagrama Esquemático do Detector de Subtensão ...	154
Figura 4.37.	Diagrama Esquemático dos Seletores de Funções e de Escalas .....	157
Figura 4.38.	Construção Básica de um Cristal Líquido .....	160
Figura 4.39.	Funcionamento do LCD .....	161
Figura 4.40.	Característica de Contraste de um LCD .....	162
Figura 4.41.	Diagrama e Pinagem do LCD Utilizado .....	164
Figura 4.42.	Diagrama de Blocos do Testador de Sincronismo ...	167
Figura 4.43.	Diagrama Esquemático dos Estágios Retificador, Conversor Tensão-Corrente, Isolador e Quadrador .	168
Figura 4.44.	Diagrama Esquemático dos Circuitos de Atraso Inicial, Reset, Gerador de 60 ms e Janela de Comparação .....	170
Figura 4.45.	Sucessão de Pulsos Gerados no Testador .....	172
Figura 4.46.	Diagrama esquemático dos Blocos Lógica de Teste de Sincronismo e Displays .....	173

Figura 4.47.	Condições de Sincronismo .....	174
Figura 4.48.	Diagrama Esquemático de um Integrador Diferencial .....	177
Figura 4.49.	Formas de Onda Geradas em um Conversor de Onda Quadrada para Triangular .....	177
Figura 4.50.	Diagrama Esquemático do Gerador de Onda QRS e seu Amplificador de Saída .....	179
Figura 4.51.	Diagrama Esquemático da Interface com Saída Isolada para Osciloscópio .....	182
Figura 4.52.	Diagrama das Fontes de Alimentação do Analisador.	183
Figura 5.1.	Diagrama Esquemático do Chaveador de Pulsos .....	186
Figura 5.2.	Diagrama do Circuito de Aferição da Calibração Dinâmica da RFQ .....	188
Figura 5.3.	Curva de $I = f(V)$ .....	189
Figura 5.4.	Linearidade e Resposta ao Pulso do Integrador....	190
Figura 5.5.	a. Curva $V_o = f(V_i)$ e b. $V_o = f(T_d)$ do MED .....	193
Figura 5.6.	Resultados obtidos com Desfibriladores. Em (a): na faixa de 0 - 100 J, em (b): na faixa de 0-1000 J .....	196
Figura 5.7.	Gráficos de $V_o = f(V_i)$ para o Detector de Pico e para o MPT completo .....	199
Figura 5.8.	Gráficos de $V_o = f(T_d)$ para o Detector de Pico e para o MPT completo .....	200
Figura 5.9.	Formas de Onda obtidas na Entrada e Saída da BBM e Saída do Filtro.....	202
Figura 5.10.	Curva de Resposta do FPB desenvolvido .....	204
Figura 5.11.	Ilustração do Esquema de Conexão entre o Testador de Sincronismo e o Gerador de Pulsos .....	206
Figura 5.12.	Ilustração das Situações Simuladas e Testadas com o Tsinc .....	208
Figura 5.13.	Ilustração do Esquema de Conexão entre o Testador de Sincronismo e o Cardioversor .....	211
Figura 5.14.	Complexo QRS Simulado pelo Testador de Sincronismo .....	212

Figura 5.15.	Ilustração de um Teste de Sincronismo .....	212
Figura 5.16.	Formas de Onda Obtidas com a Interface para Osciloscópio .....	213
Figura 6.1.	Seletor Automático de Alcances para o MDP e o MTS .....	216
Figura 6.2.	Diagrama de Blocos de um Testador de Desfibriladores de salas cirúrgicas .....	220
Figura 6.3.	Diagrama de Blocos de um Analisador Micro-processado com LCD Matricial .....	221
Figura I.1.	Corte ilustrativo de um coração humano mostrando as câmaras cardíacas, a distribuição dos tecidos especializados e os potenciais transmembrânicos de de várias localidades do coração e um ECG de superfície .....	234
Figura I.2.	Ondas Eletrocardiográficas .....	236
Figura I.3.	"Flutter" Atrial com bloqueio AV de 3:1 e frequência de 110 bpm .....	238
Figura I.4.	Taquicardia atrial paroxística sem bloqueio AV ..	239
Figura I.5.	Taquicardia Nodal Paroxística .....	239
Figura I.6.	Fibrilação Atrial .....	240
Figura I.7.	Taquicardia Ventricular .....	242
Figura I.8.	"Flutter" Ventricular com Frequência Ventricular de aproximadamente 214 bpm .....	242
Figura I.9.	EEG, ECG e Pressão Sanguínea durante a Fibrilação Ventricular .....	243
Figura I.10.	Teoria do Movimento Circular .....	247
Figura I.11.	Fibrilação Ventricular .....	251
Figura I.12.	Fatores que Aumentam a Despolarização e Favorecem à Fibrilação .....	254
Figura I.13.	Representação de Diferenças de Potencial que podem gerar Reexcitação espontânea durante repolarização e em repouso .....	256
Figura I.14.	Período Vulnerável do Ciclo Cardíaco .....	262
Figura I.16.	Restauração da Atividade Cardíaca por Meio de Ultra-Som .....	266

Figura I.17.	Variações no Período Refratário devido ao US	267
Figura I.18.	Modos Desfibrilatórios	269
Figura I.19.	Janelas Torácicas	269
Figura I.20.	Definição do Limiar Desfibrilatório	271
Figura I.21.	Curvas de Dose-Resposta Desfibrilatória	273
Figura I.22.	Gráfico do Percentual de Cloreto de Potássio Injetado que Levou a Desfibrilação	277
Figura I.23.	Relação entre Sucesso Desfibrilatório, Corrente e Tensão	278
Figura I.24.	Gráfico da Energia em Função do Peso Corporal em Seres Humanos e Animais	281
Figura I.25.	Curvas de Limiar de Energia para Desfibrilação Transtorácica em Seres Humanos e Animais	282
Figura I.26.	Coefficiente de Desfibrilação Ventricular Versus Peso	284
Figura I.27.	Relação do Atraso antes da Primeira Dose Desfibrilatória e o sucesso Desfibrilatório	288
Figura I.28.	Sucesso Desfibrilatório versus Duração da Fibrilação	288
Figura I.29.	Comparação de Eventos Ressuscitatórios entre Fibrilação Agonal e Não-Agonal	289
Figura I.30.	Avaliação Estatística de 2160 Descargas Experimentais	283
Figura I.31.	Desfibrilação Ângulo-Temporal	300
Figura I.32.	Eletrodos de Aplicação Transtorácica	302
Figura I.33.	Eletrodos de Aplicação Transventricular	302
Figura I.34.	Pás Desfibrilatórias Auto-adesivas	305
Figura I.35.	Eletrodo de Desfibrilação Intra-cavitária	307
Figura I.36.	Catéter Intracavitário com 3 Luvas Distais de Platina e 4 Luvas Proximais de Aço-inox	308
Figura I.37.	Eletrodo Flexível Apical constituído de uma rede de Titânio recoberta de um lado com silicone	308
Figura I.38.	Eletrodos de Cardioversão Intracavitários	309

Figura I.39. Ilustração do Posicionamento dos Eletrodos Implantáveis de Bourland .....	310
Figura I.40. Ilustração do Gel da Cardiac Desfibrillator Cups .....	312
Figura I.41. Período Vulnerável e Cardioversão .....	316
Figura I.42. Exemplos de Lesões provocadas pelo "Contra-Choque" .....	332
Figura I.43. Exemplo de Microfotografia de um Grupo de Fibras Cardíacas Contendo Severas Injúrias .....	334
Figura II.1. Forma de Onda dos Parâmetros da Onda Senoidal Amortecida .....	343
Figura II.2. Forma de Onda e Parâmetros da Onda Exponencial Truncada .....	343
Figura IV.1 Interface para Osciloscópio .....	380
Figura IV.2 Etapa Digital do Analisador .....	381
Figura IV.3 Etapa Testadora de Sincronismo do Analisador .....	382
Figura IV.1 Etapa Analógica do Analisador .....	383

## LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1.	Desfibriladores Comerciais: Parâmetros Típicos ..	058
Tabela 2.2.	Características Intrínsecas de Desfibriladores Comerciais .....	069
Tabela 3.1.	Comparação de Características de Diversos Modelos de Analisadores de Desfibriladores-Cardioversores .....	090
Tabela 4.1.	Resistência e Indutância dos Elementos Projetados para o Divisor Resistivo Principal .....	095
Tabela 4.2.	Regra de Calibração empregada na Rede Função Quadrática .....	103
Tabela 5.1.	Desempenho dos Medidores do Analisador .....	216
Tabela 6.1.	Comparação entre o Analisador Desenvolvido e os descritos na Literatura .....	221
Tabela 6.2.	Comparação entre o Analisador Desenvolvido e os análogos Comerciais estrangeiros .....	222
Tabela I.1.	Valores Desfibrilatórios determinados por diferentes Pesquisadores .....	275
Tabela I.2.	Comparação entre os Métodos Químico e Elétrico de Reversão de Arritmias .....	322
Tabela II.1.	Especificações para Forma de Onda Senoidal Amortecida .....	342
Tabela II.2.	Especificações para Forma de Onda Exponencial Truncada .....	342
Tabela II.3.	Manutenção Corretiva de Desfibriladores: defeitos, causas e soluções .....	348
	Desfibriladores-Cardioversores: Formulário de Manutenção .....	350



## CAPÍTULO 1

### INTRODUÇÃO

A manutenção de Equipamentos Eletro-Médicos (EEM) constitui um dos graves problemas enfrentados pelas Instituições Médico-Assistenciais do País (Fonseca, 1982), de tal modo que, apesar das consideráveis quantias investidas em aparelhos e instalações, o retorno desse capital tem sido pequeno, tanto sob o aspecto financeiro quanto na melhoria da saúde da população, pois muitas instalações e EEMs têm sua eficiência prejudicada ou saem de uso precocemente (há casos em que sua vida útil fica reduzida a um quinto ou um sexto do normal), em decorrência de manutenção deficiente (Pinto, 1982). Diversos fatores concorrem para essa lamentável constatação:

1. *Operadores despreparados* que, além de não obterem desempenho ótimo do equipamento, ainda acabam por danificá-lo;

2. *Má qualidade de alguns equipamentos*, não raras vezes porque o usuário não tem possibilidades de escolha para sua aquisição, ou porque são frutos de doação ou linhas de crédito específicas;

3. *Falta de padronização dos equipamentos, o que dificulta a elaboração de programas de manutenção;*

4. *Inexistência de legislação específica sobre fabricação, uso e manutenção de EEMs.;*

5. *Maus representantes, que sonegam manuais, esquemas, informações e treinamento básico;*

6. *Aparelhos obsoletos ou cuja vida útil já foi vencida.*

Além desses problemas, cabe destacar:

7. *A baixa qualidade dos serviços, o prolongado tempo para atendimento e a elevação crescente dos custos, quando a manutenção é realizada por terceiros (SEPLAN/CNPQ, 1982);*

8. *A falta de equipes próprias de manutenção, acentuada pela escassez de mão de obra especializada e disposta a trabalhar no habitat hospitalar (Wang, 1988);*

9. *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). Poder-se-ia enumerar, como norteadores de tal escolha, os seguintes parâmetros:

1. *Clínico*: porque o Desfibrilador é o equipamento mais utilizado nos casos de "morte súbita", decorrentes de eletrocução ou parada cardíaca. Em verdade, constatou-se que as doenças cardiovasculares, que predominavam nos países de clima temperado (nos EUA, 400 mil ou 0,2 % de óbitos ao ano)(Valentinuzzi et al., 1983; Fish, 1985; Wilkoff & Khoury, 1990)), também ocorrem em número significativo nos grandes centros urbanos do Brasil (Couto et al., 1987).

2. *Tecnológico*: porque suscita a formação de pessoal na área de instrumentação biomédica e o desenvolvimento de tecnologia nacional, já que nenhuma indústria brasileira produz tal instrumento nem se conhece qualquer grupo trabalhando em projeto semelhante.

3. *Técnico-normativo*: pela relevância da manutenção adequada dos equipamentos de suporte à vida, cujo perfeito funcionamento é indispensável para salvar vidas. Controle de qualidade na construção, procedimentos específicos para instalação, uso e manutenção podem ser encontrados em normas gerais sobre EEMs, tais como a IEC 601-1, a UL 544, a ANSI SLC 12, o GMP (USA), a NBR 9354, e específicas, como a IEC 601-2-4 e a AAMI/

ANSI DF-02. Por outro lado, pesquisas realizadas nos EUA constatarem que a energia liberada pelos DF/CVs não correspondiam à energia indicada, chegando a ocorrer discrepâncias de até 60 % (Flynn et al., 1972; Crampton & Hunter, 1976; Cromwell et al., 1980).

4. *Econômico*: porque se pretende transferir o *know how* para a indústria, o que reduzirá os custos de aquisição em relação a um instrumento similar importado. Além disso, facilitará a aquisição (já que a importação, apesar de muito facilitada hoje em dia, ainda encerra uma grande dose de burocracia) por parte das instituições médico-assistenciais, que poderão gerir a manutenção (ao menos preventiva) de seus equipamentos, o que, além de garantir uma melhor performance dos DF/CVs, barateará os custos com manutenção.

Nesse trabalho, portanto, focalizam-se o projeto, a implementação e os testes de um Analisador de Desfibriladores-Cardioversores, cuja aplicação principal ocorrerá na manutenção (preventiva e corretiva) de DF/CVs de quaisquer tipos, desde os arcaicos modelos de corrente alternada até os mais recentes de descarga capacitiva amortecida ou trapezoidal, controlados por microprocessadores, excetuando-se os automático-implantáveis, após sua implantação. O instrumento construído emprega componentes facilmente encontrados no mercado nacional, quando não de fabricação nacional, e apresenta como características: baixo custo, exatidão, confiabilidade, facilidades de manuseio e

manutenção. Foram implementadas duas versões do Analisador, porém somente a versão 2 será descrita, pois, além de mais completa, contém os mesmos blocos da versão 1 (que, no entanto, apresenta maiores chances de industrialização).

A dissertação abrangerá seis capítulos, mais quatro apêndices. Na Introdução, estabelecem-se o contexto, o *leitmotiv* e suas correlações e a própria estrutura da tese. Por meio do Capítulo 2, apresenta-se uma descrição e as características dos DF/CVs, desenvolvidos tanto para pesquisa quanto de uso terapêutico. O Capítulo 3 constitui-se de uma breve revisão sobre Analisadores de DF/CVs; breve, em função da pequena quantidade de informações existentes sobre o instrumento mas cujos dados coletados contribuíram significativamente para o balizamento do projeto. O Capítulo 4 focaliza o projeto desenvolvido, bloco por bloco. Os resultados obtidos em testes de bancada e com DF/CVs encontram-se no Capítulo 5. No último Capítulo, analisa-se o desempenho do Analisador e faz-se uma comparação de suas características em relação a outros, mencionados no Capítulo 3. Por fim, apresentam-se as Conclusões e Sugestões que possam beneficiar tanto futuras pesquisas quanto o aperfeiçoamento do próprio instrumento.

Para complementação da pesquisa, há ainda, quatro apêndices. Por meio do Apêndice I, apresenta-se um pouco de eletrofisiologia cardíaca (voltada especialmente às arritmias reversíveis por choque elétrico, em particular, a fibrilação ventricular),

desfibrilação e cardioversão elétricas. O Apêndice II é dedicado aos técnicos que executam manutenção de DF/CVs, pois fornece um roteiro sobre manutenção. O Apêndice III, após os devidos melhoramentos, deverá ser encaminhado à ABNT e outras entidades interessadas, pois trata-se de um ante-projeto de norma, voltado à fabricação, distribuição, uso e manutenção de DF/CVs. Além do escopo natural, espera-se que este ante-projeto desencadeie um processo de geração de normas técnicas para equipamentos médico-hospitalares, que venham a definir critérios e controles de qualidade para os equipamentos produzidos no país. Finalmente, e com o intuito de propiciar uma visão de conjunto do instrumento desenvolvido, integram-se, no Apêndice IV, os diagramas elétricos do Analisador, apresentando-os em três grandes blocos: analógico, digital e teste de sincronismo.

## CAPÍTULO 2

### DEFIBRILADORES E CARDIOVERSORES

#### 2.0 INTRODUÇÃO

O Desfibrilador constitui um EEM projetado para aplicar uma descarga elétrica (*contra-choque*) capaz de converter a fibrilação ventricular (FV) em um estado compatível com a vida.

Arritmias menos sérias também podem ser revertidas por meio de descarga elétrica, porém, sua aplicação deve ocorrer concomitantemente ao complexo QRS do eletrocardiograma (ECG). O equipamento ora empregado recebe a denominação de Cardioversor, um derivado mais sofisticado do desfibrilador, cuja descarga é instantânea.

Neste capítulo, apresentam-se os conteúdos que serviram de *background* para o desenvolvimento do projeto do Analisador. A abrangência do tema abordado ultrapassa o contexto do próprio instrumento, porém, considerou-se importante sua descrição mais ampla, oxalá como auxílio a futuras pesquisas no campo dos desfibriladores automáticos implantáveis e seus testadores.

## 2.1 SINOPSE HISTÓRICA

O início da história da desfibrilação aparece bastante relacionado com o misterioso e o charlatanismo. Nos séculos XVIII e XIX houve várias tentativas para ressuscitar animais e seres humanos por meio de descargas elétricas (Schlechter, 1971). Porém, não se pode dizer que constituíram, de verdade, em tentativas desfibrilatórias, já que o fenômeno da fibrilação não era conhecido. Talvez seja melhor tratar como eletro-ressuscitação. A primeira a ser documentada aconteceu em 1774 e descrita por Charles Kite, em 1788, relata que uma menina, de nome Sofia Greenhill, caiu de uma janela e aparentemente morreu, entretanto, socorrida por Squires, que tentou a aplicação de várias descargas elétricas em diversas partes do corpo, até perceber o reaparecimento da pulsação ao aplicar choques no tórax. Não se pode afirmar que houve desfibrilação, porém, o equipamento utilizado corresponde ao que atualmente se cognomina de desfibrilador por descarga capacitiva, já que o dispositivo empregado por Squires constituía-se de uma Garrafa de Leyden.

Com o advento da pilha voltaica, em fins do sec. XVIII, ampliaram-se os experimentos com o uso da eletricidade, a tal ponto que se avançou para o conceito de estimulação elétrica. Neste âmbito, inserem-se os trabalhos de Richard Reece (1824) para reanimação de pacientes com, provavelmente, parada respiratória. Da mesma época, sabe-se de experimentos de ressuscitação transtorácica pela aplicação de descargas elétricas através de



agulhas de acupuntura (Schlechter, 1975).

Em meados do sec. XIX, Guillaume Ducheme iniciou estudos sistemáticos de estimulação do nervo frênico em casos de intoxicação por drogas, que o transformaram no pioneiro da eletroterapia. Por essa época, Hoffa & Ludwig (1850) foram os primeiros a descobrir e documentar a FV, convertendo-se, de fato, nos pais do estudo desse fenômeno. Nos trabalhos de Prevost e Batelli (1899) sobre FV, eles observaram que o estado fibrilatório desencadeado por uma corrente elétrica poderia ser revertido por outra, porém, de maior intensidade.

Com o advento da era industrial e o emprego da iluminação e grandes motores, surgiram inúmeros casos de morte por eletrocução, o que impeliu vários pesquisadores a rever os experimentos de Prevost e Batelli (e são raros os artigos dos últimos 30 anos que não fazem referência às pesquisas deles). Em 1909, Louise Robinovitch projetou e construiu o primeiro desfibrilador e marcapasso portáteis para uso em ambulância, como tese de doutorado (que não foi aceita) e na qual recomendava a aplicação de estímulos elétricos repetitivos, preferencialmente, em seqüência de dois.

Em 1928, uma equipe interdisciplinar composta por W.B. Kouwenhoven (engenheiro eletricista), O. Longworthy (neurologista) e D. Hooker (fisiologista) desencadeou estudos sobre os efeitos da corrente elétrica de 60 Hz no coração de ratos e cães.

Determinaram parâmetros importantes como os limiares fibrilatório e desfibrilatório, e a relação entre a frequência da corrente e o limiar. Em 1936, Ferris e equipe obtiveram sucesso na desfibrilação transtorácica de um carneiro, empregando corrente alternada (Silva et al., 1980).

C. Beck, em 1947, registrou a primeira desfibrilação em seres humanos, com aplicação de corrente alternada (CA) de 60 Hz diretamente nos ventrículos (Valentinuzzi et al., 1983; Silva et al., 1980). Em 1956, P. Zoll registrou a primeira desfibrilação transtorácica bem sucedida (Zipes, 1983; Geddes, 1990). Kouwenhoven e seu grupo realizaram inúmeras desfibrilações transtorácicas em 1957.

Um grupo liderado por B. Lown, dando seqüência a trabalhos anteriores (Gurvich & Yuniev, 1946, 1947; Mackay & Leeds, 1953) desenvolveram o desfibrilador de descarga capacitiva (DC) no qual a descarga se dá através de um indutor, produzindo uma forma de onda senoidal amortecida. Lown demonstrou a superioridade de seu desfibrilador, tanto em relação aos índices de sucesso quanto aos menores índices de arritmias e danos pós-desfibrilatórios. Em 1961, Lown participou da primeira desfibrilação AC sincronizada e logo em seguida adaptou-a ao desfibrilador DC, denominando o processo de *cardioversão* (Silva et al., 1980).

Vários tipos de desfibriladores têm sido produzidos, experimental ou comercialmente mas a grande maioria dos equipa-

mentos disponíveis atualmente, é de descarga capacitiva: sub-amortecida (intitulada de *Lown* ou *Lown-Gurvich*) ou criticamente amortecida (denominada de *Edmark* ou *Pantridge* (O'Dowd, 1983)), cujas formas de onda encontram-se ilustradas na figura 2.1.

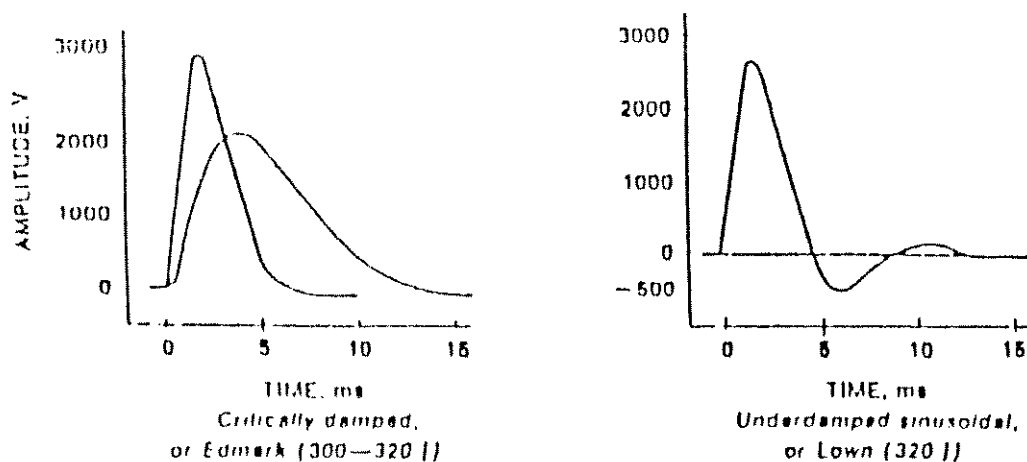


Figura 2.1. Formas de onda Desfibrilatórias Típicas. (A) Criticamente amortecida e (B) sub-amortecida (de ECRI, 1980).

Mais recentemente, outros pesquisadores (Mirowski et al., 1978, 1980, 1981, 1982, 1986) desenvolveram o desfibrilador-cardioversor automático implantável, recomendado para pacientes críticos, sujeitos à morte súbita, em que as outras terapêuticas já tentadas, falharam.

O futuro dos desfibriladores-cardioversores está associado às novas descobertas no âmbito da fibrilação, desfibrilação e cardioversão. Mas com toda certeza, os dispositivos automáticos e implantáveis têm proliferado substancialmente nos últimos anos.

## 2.2 CARACTERIZAÇÃO

Por se tratar de um EEM, pelo menos dois aspectos aparecem como relevantes, ao se projetar e/ou utilizar um desfibrilador: de um lado, o aspecto técnico (parâmetros elétricos), e de outro, sua funcionalidade.

### 2.2.1. Aspecto Técnico

Na figura 2.2 mostra-se o diagrama genérico de um desfibrilador-cardioversor típico. O gerador produz uma tensão  $V_g$  que quando aplicada à carga biológica, faz circular uma corrente  $i(t)$ . Devido às perdas intrínsecas, a tensão na carga valerá  $(V_g - V_i)$ .

A energia entregue pelo gerador ( $\tau_g$ ) ao circuito vale:

$$\tau_g = \int_0^T V_g(t) \cdot i(t) dt \quad (2.1)$$

E a energia dissipada na carga biológica corresponderá ao valor obtido através da equação (2.2):

$$\tau_c = \int_0^T V_c(t) \cdot i(t) dt \quad (2.2)$$

Em condições normais de funcionamento, o desfibrilador deve produzir uma certa corrente,  $i(t)$ , durante um certo

intervalo de tempo,  $t$ , fixados ou dosificados pelo operador e independentes dos parâmetros externos (principalmente da impedância transtorácica).

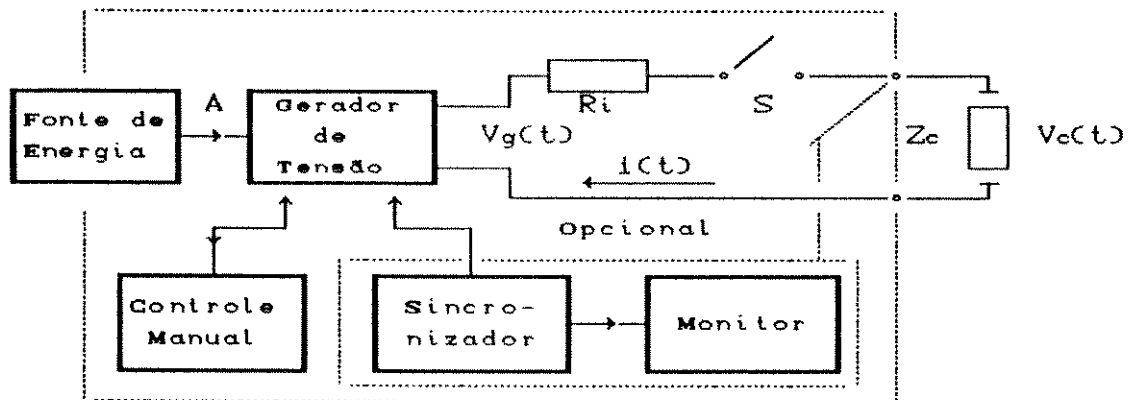


Figura 2.2. Diagrama de Blocos Genérico de um Desfibrilador Típico.  $Z_c$  representa a impedância biológica,  $R_i$  a resistência intrínseca do equipamento,  $V_g$  a tensão gerada e  $V_c$ , a tensão na carga (Valenzinuzzi et al., 1980).

### 2.2.2 Aspecto Funcional

A funcionalidade diz respeito ao local de uso, modo, segurança, opções de monitoração e cardioversão. Refere-se, portanto, à mobilidade e versatilidade do aparelho, de onde se extrai a seguinte classificação: portátil, semi-portátil, estacionário e automático.

#### 2.2.2.1 Desfibrilador portátil

O desenvolvimento do desfibrilador portátil permitiu

sua utilização em ambulâncias e outros locais fora do hospital, onde e quando não há energia elétrica disponível da rede. Normalmente, possui, além do desfibrilador propriamente dito, um cardioscópio e um registrador de papel, para monitoração e registro do ECG do paciente. Por ser auto-suficiente, utiliza baterias recarregáveis, de alta capacidade, e tem entrada para alimentação direta da bateria da ambulância. Além disso, deve ser resistente a vibrações e todos os tipos de estresse (Magliocchetti et al., 1982).

#### **2.2.2.2 Desfibrilador semi-portátil**

Instalado em uma unidade coronariana (UCC) ou de terapia intensiva (UTI), este tipo de desfibrilador pode ser transportado para qualquer local dentro do hospital, em casos de emergência. Geralmente, sua alimentação provém da rede elétrica e pode não possuir monitor e cardioversor. A descarga desfibrilatória pode ser aplicada transventricular ou transtoracicamente.

#### **2.2.2.3 Desfibrilador estacionário**

O emprego desse aparelho restringe-se à UTI e UCC, onde o equipamento faz parte do rol de aparelhos indispensáveis à manutenção da vida.

#### **2.2.2.4 Desfibrilador automático**

A principal causa de morte súbita é a parada cardíaca. A maioria das vítimas apresentam doença coronariana (Roberts, 1986) e a morte resulta de infarto agudo do miocárdio. Está comumente associada à fibrilação ventricular (Adgey, 1978; Eisenberg & Cummins, 1986) e pouco à necrose do miocárdio. Quanto mais rápido for prestado socorro ao paciente, maiores chances de sobrevivência ele terá. Por isso, em vários países, há cursos e treinamento para voluntários que desejem prestar assistência de emergência aos cidadãos da comunidade (muitas vezes, rurais), principalmente em indústrias, escolas, associações, ..., ambientes de parques recursos para atendimento emergencial (Bradley et al., 1988). Estatísticas indicam que 75 % das mortes por problemas cardíacos acontecem fora do hospital (Dalzell et al., 1988); a maioria em casa, sob o olhar dos familiares, cujo problema cardiovascular já houvera sido diagnosticado e, com significativo número de paradas cardíacas em locais previsíveis (trabalho, lazer, estudos) (Aronson & Haggard, 1986); onde, mesmo com possibilidades de atendimento, há atrasos (trânsito turbulento, distância, ...). Com sistemas de suporte à vida avançados, 40 % dessas vítimas poderiam ser salvas (Atkins, 1986). Na verdade, muitas mortes súbitas não são realmente súbitas, no mínimo já eram previsíveis (Cummins et al., 1985; Weaver et al., 1987; Guarnieri et al., 1988).

A utilização dos EEMs, tais como o desfibrilador, exige a manutenção de um programa efetivo de treinamento permanente, bem como conhecimentos mais refinados da área de saúde, o que

dispense um tempo apreciável (Stults & Brown, 1986).

Para minimizar os problemas inerentes, foram desenvolvidos os DF/CVs automáticos (figura 2.3), que ao detectarem a fibrilação, taquicardia ventricular, assistolia ou outra arritmia, liberam uma descarga elétrica, bastando, para isso, que os eletrodos estejam conectados ao tórax (ou coração) do paciente. O bloco de detecção de arritmias constitui-se de um *hardware* e um algoritmo específicos para reconhecimento de arritmias. Os circuitos de controle ativam as funções Carga/Descarga, quando uma arritmia é detectada. A chave controlada protege a entrada do instrumento quando uma descarga é liberada. Representam, portanto, uma forte tendência para solucionar os problemas dos pacientes de alto risco (Watkins Jr. et al., 1983). Estatísticas realizadas para comprovar a eficácia desses equipamentos (Stults et al., 1986) registraram índices semelhantes aos obtidos por equipes treinadas (tanto no diagnóstico quanto na reversão).

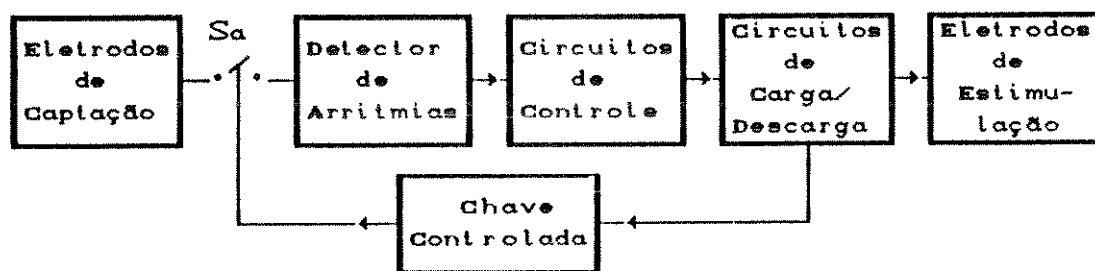


Figura 2.3. Diagrama de Blocos de um Desfibrilador Automático.

Podem ser classificados em: externos e implantáveis,



sendo que os primeiros podem ou não ter controle via telefone.

## Externos

Como exemplo de um dispositivo desenvolvido para tratamento de parada cardíaca, cita-se o ressuscitador automático para tratamento de emergência (Diack et al., 1979), cujo diagrama funcional encontra-se ilustrado na figura 2.4.

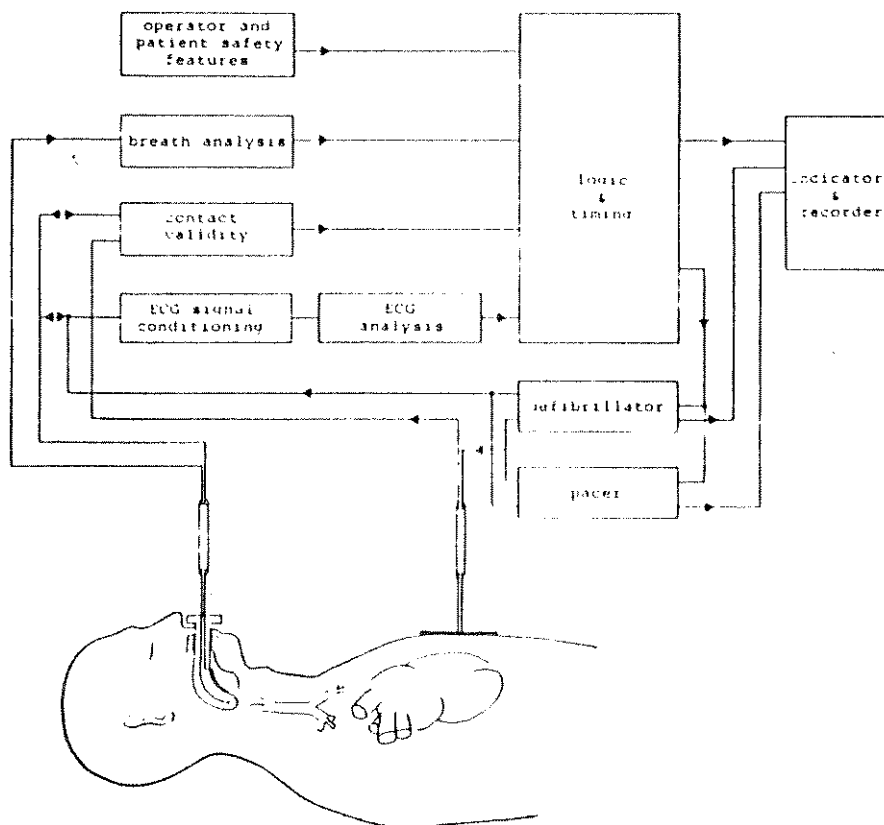


Figura 2.4. Diagrama de Blocos Funcional de um Ressuscitador Cardíaco (de Diack et al., 1979).

O sistema utiliza um único trajeto para detectar os sinais vitais e liberar a corrente terapêutica (base da língua e

parte superior do abdômem). Um gravador cassette acoplado registra as atividades pós-ressuscitatórias durante 30 min.

A figura 2.5 mostra o diagrama lógico do mesmo aparelho. O sistema baseia-se no ECG e na respiração contínua. A respiração é uma medida confiável da circulação funcional, já que ela pode ser detectada por um transdutor sensível às variações de pressão de inspiração-expiração.

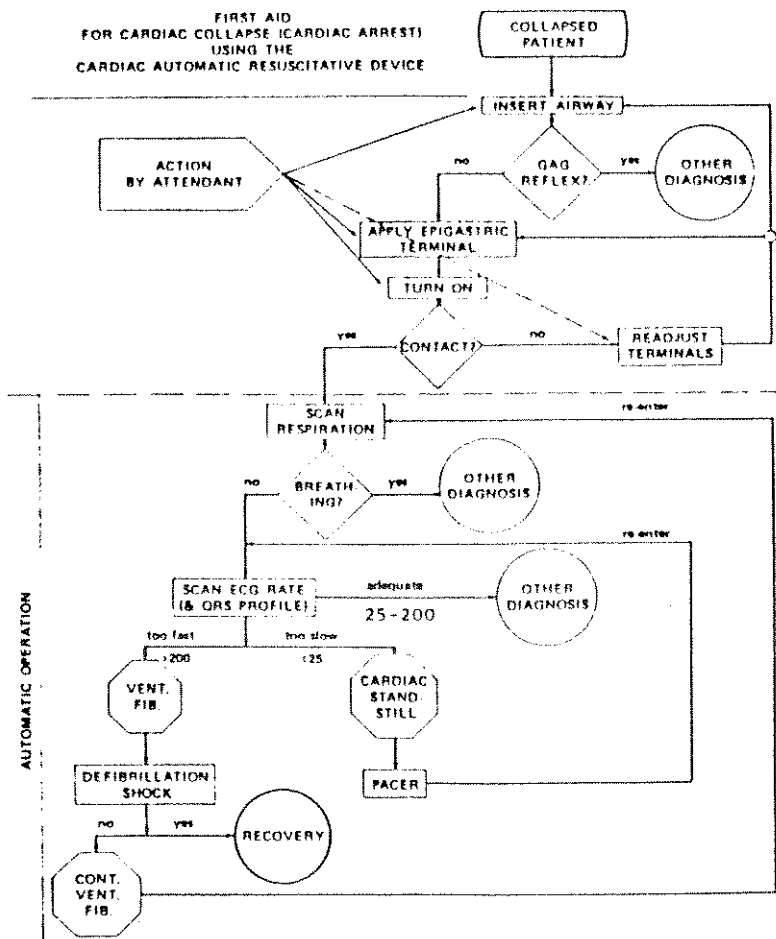


Figura 2.5. Diagrama lógico do Ressuscitador Cardíaco de Diack et al. (1979).

O instrumento faz uma varredura sobre o sinal de ECG para determinar frequência e amplitude de saída do complexo QRS. Avalia, então, a presença ou a ausência dos sinais respiratórios, por 12 s. Se a frequência cardíaca for superior a 200 bpm e não houver sinal respiratório, o sistema entende como FV ou taquicardia ventricular (TV) e uma descarga elétrica é liberada. Se a frequência cardíaca for menor que 25 bpm e sem respiração, o diagnóstico indica bloqueio ou bradicardia, e o dispositivo aciona um marcapasso de 72 bpm. Por fim, se a frequência estiver compreendida entre 25 e 200 bpm ou houver respiração, a circulação é considerada adequada à vida e a inconsciência do paciente é devido a outro fator tal como reação à insulina ou a uma pancada.

Um dos problemas ainda existentes nos desfibriladores automáticos é o reconhecimento das arritmias, tanto em termos de morfologia das formas de onda quanto à sensibilidade, já que os testes de funcionamento são realizados através de bancos de dados. Por isso, carecem de maior grau de avaliação, sofisticação (Cummins et al., 1984, 1988a; Weaver et al., 1987; Carlson et al., 1988) e desenvolvimento de novas bibliotecas de ritmos cardíacos (Cummins et al., 1988b).

### **Implantáveis**

Representam um importante avanço no tratamento de fibrilação e taquiarritmias incorrigíveis com outros tipos de terapia (Mirowski et al., 1980, 1982). Esses dispositivos

monitoram a atividade elétrica do coração, reconhecem o estado de fibrilação e/ou taquicardia sustentada (Winkle et al., 1983; Zipes et al., 1984; Saksena et al., 1985, 1987; Miles et al., 1986; Singer et al., 1988; Khoury, 1990) e liberam, em poucos segundos uma descarga desfibrilatória (Ewy, 1986). Os primeiros experimentos empregaram um desfibrilador não implantável e eletrodos introduzidos via catéter até as câmaras cardíacas e devido a sua eficácia desfibrilatória/cardioversora (Mirowski et al., 1973), passou-se à produção de dispositivos implantáveis. Nos EUA, seu uso foi liberado pelo *Food and Drug Administration* (FDA) somente em 1985, apesar de que a implantação, em seres humanos, do primeiro desfibrilador ocorreu em 4 de fevereiro de 1980, no John Hopkins Hospital (Troup, 1990).

À semelhança de um marcapasso de demanda, os desfibriladores automáticos compõem-se de um gerador de pulsos, *hardware* e algoritmo de reconhecimento de arritmias, eletrodos, bateria de lítio e uma caixa de titânio hermeticamente fechada e de material biocompatível (Mirowski et al., 1978, 1980, 1982, 1986). Geralmente, um par de eletrodos serve para captar a forma de onda eletrocardiográfica ventricular e o outro par, para aplicação do pulso cardioversor. A figura 2.6 mostra o diagrama simplificado de um desfibrilador automático (Guillén & Arredondo, 1986a).

A magnitude da energia liberada ao músculo cardíaco pode chegar a 25 ou 30 J, com duração de 3 a 8 ms (Mirowski et al., 1981, 1986; Nisam, 1987); valores comprovadamente eficazes

para desfibrilação (Winkle et al., 1984) mas que dependem do tipo de eletrodos usados, tamanho e posição (Troup, 1988). Para reversão de FV e taquicardia ventricular polimórfica, o sucesso é maior com pulsos de 10 a 25 J. Para taquicardias monomórficas, obtêm-se resultados equivalentes com doses na faixa de 1 a 25 J (Nisam, 1987). O aparelho permite monitoração contínua durante dois anos, mais a aplicação de aproximadamente cem descargas.

Suas maiores limitações são: o tempo de vida da bateria, a falta de programação, exigência de toroctomia para implantação do aparelho e seus eletrodos (Singer et al., 1988), várias formas de interação com marca-passo (Cohen et al., 1988), falha na detecção de FV devido a sinais de elevada amplitude provenientes de marca-passo (Kim et al., 1986b; Nisam, 1987).

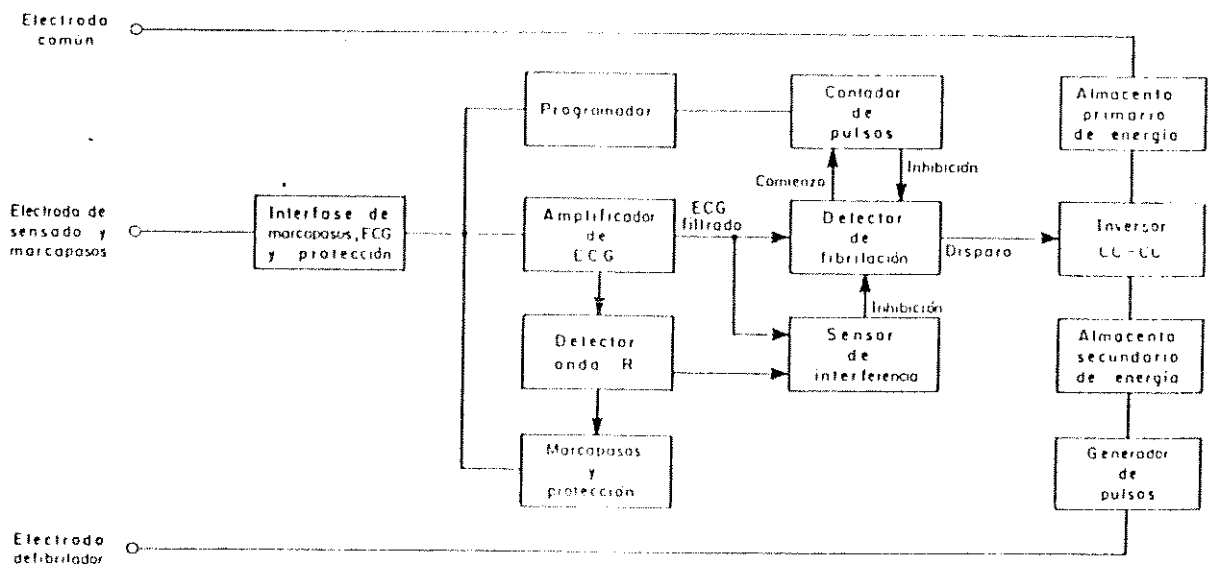


Figura 2. 6. Diagrama de Blocos de um Desfibrilador Automático Implantável (de Guillén & Arredondo, 1986a).

#### 2.2.2.5 Desfibrilador transtelefônico

O uso de desfibriladores externo-automáticos mostrou-se adequado aos primeiros socorros, com auxílio de operadores pouco treinados; porém, seu emprego com pacientes, potencialmente de grande risco, tem seu sucesso limitado.

Outra alternativa tentada foi a do desfibrilador controlado via telefone (Gessman et al. 1979; Dalzell et al., 1988) no qual a estação de controle permanece no hospital e um módulo móvel fica na casa do paciente.

A unidade do paciente consiste de um microprocessador para codificação e decodificação de sinal, um desfibrilador DC (descarga capacitiva), um circuito telefônico, uma bateria, um microfone e dois eletrodos auto-adesivos de ECG/desfibrilação.

A estação base consiste de um painel de controle e um monitor de ECG com registrador de papel acoplado. Sinais de multi-frequência, a dois tons, são empregados para transmitir códigos e impedir descargas acidentais.

Ao conectar o módulo do paciente numa tomada telefônica e ligando o sistema, ocorre uma discagem automática que interliga o módulo à estação (que pode acionar mais de um módulo). Uma vez acionada a estação, um médico passa a acompanhar o ECG do

paciente e caso considere necessário, aciona o desfibrilador.

As vantagens desse equipamento, comparativamente ao desfibrilador externo automático, podem ser resumidas em: (1) diagnóstico e tratamento de arritmias por pessoal da área médica, (2) mobilização simultânea de uma unidade coronariana à casa do paciente, (3) apoio emocional e, (4) auxílio verbal para execução da ressuscitação cardio-pulmonar.

## 2.3 TIPOS

### 2.3.1 De Corrente Alternada (CA)

A primeira desfibrilação transventricular bem sucedida, em seres humanos, realizada por Beck et al., em 1947, assim como a primeira desfibrilação transtorácica, obtida pela equipe de Zoll, em 1956, empregaram um desfibrilador de CA. Este se constituía de um dispositivo capaz de fornecer um trem de pulsos (*burst*) de 50 ou 60 Hz, com duração total de 100 a 500 ms, até 750 V de amplitude, a partir da rede elétrica de 120/220 V. A figura 2.7 mostra o diagrama básico de um instrumento semelhante. Os valores considerados mais eficazes: *burst* de 150 ms, 150 a 450 V de amplitude, 60 Hz (Zoll et al., 1960).

O transformador permite o ajuste da tensão aplicada ao paciente assim como o isola da rede. O bloco Pd permite ajustar a duração do trem de pulsos, desde um ciclo completo de 50 ou 60 Hz

(20 ou 16,67 ms, respectivamente), até aproximadamente 500 ms (em torno de 25 ou 30 ciclos). O bloco Cd aciona o circuito temporizador que, por sua vez, libera o burst durante o intervalo pré-selecionado.

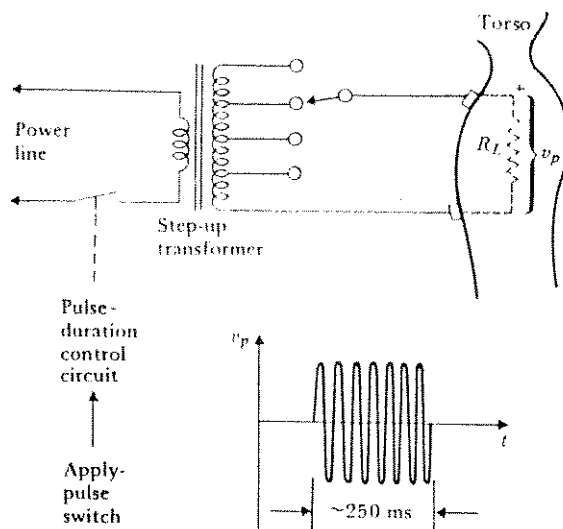


Figura 2.7. Diagrama Básico de um Desfibrilador de CA e Forma de Onda Correspondente (de Webster, 1978).

Na medida em que a duração do burst é reduzida, necessário se torna aumentar a intensidade da corrente e amplitude da tensão desfibrilatórias (Gullett et al., 1968). E embora maior magnitude de corrente e tensão se façam necessárias, a energia total decresce progressivamente. Com apenas um ciclo, precisa-se de uma vez e meia a tensão com dez ciclos, para desfibrilar os ventrículos. Entretanto, quando se compara a energia entregue em um ciclo (16,7 ms) com a usada de dez ciclos



(167 ms), parece que somente um quarto da energia é necessária.

Além disso, um burst mais curto reduz a incidência de fibrilação atrial pós-desfibrilatória. Resultados obtidos mostram uma redução de 60 para 10 %, quando se emprega um pulso de 16,7 ms em relação ao trem de pulsos de 200 ms.

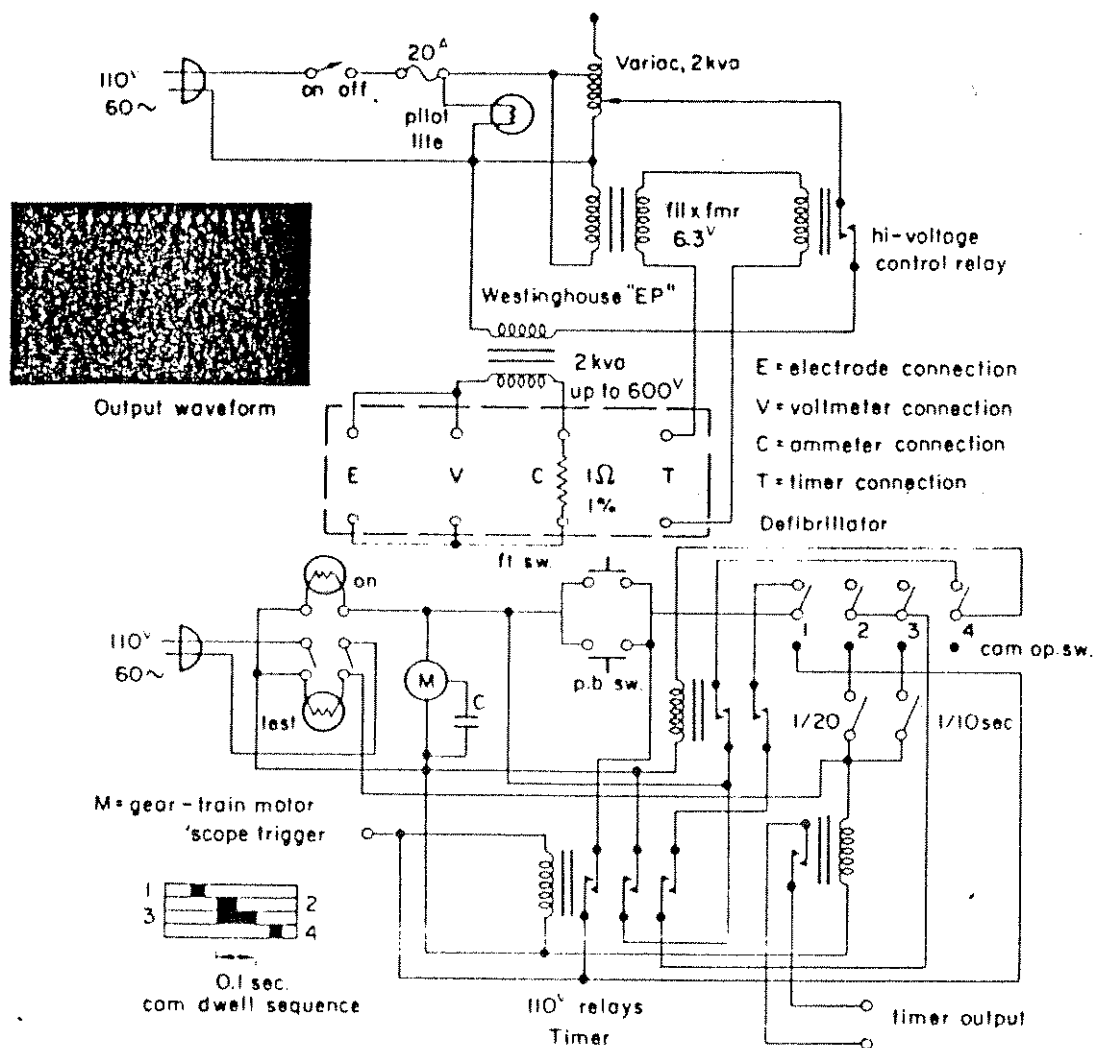


Figura 2. B. Diagrama Esquemático do Fibrilador/Desfibrilador de CA e Temporizador desenvolvido por Ferris et al. (1969).

O desfibrilador de corrente alternada ilustrado (figura 2.8), foi desenvolvido com o objetivo de estudar os parâmetros envolvidos na desfibrilação (Ferris et al., 1969).

O VARIAC permite a regulação da amplitude da tensão do primário do transformador desfibrilador (Westinghouse EP), o que determina sua tensão de secundário. Esta é liberada ao paciente enquanto o relé de controle de alta tensão permanecer energizado, que por sua vez, será acionado pelo circuito temporizador (ajustado pelo *CAM dwell sequence*).

Várias inovações procuraram dar maior segurança e confiabilidade aos desfibriladores, tal como o circuito de controle digital empregado por pesquisadores argentinos (Fernandez et al., 1976). A figura 2.9a mostra seu diagrama de blocos geral e a figura 2.9b, o diagrama do circuito de controle.

O instrumento consiste essencialmente de um transformador de 120/220 V, 50 Hz, 100 VA, cujo secundário (0 - 750 V<sub>p</sub> ajustáveis) é conectado ao coração do paciente através do contacto CR de um relé controlado pelo circuito digital de temporização. L3 constitui a chave que dá início à descarga e a chave PRE serve para pré-estabelecer a duração do trem de pulsos. O circuito de controle é constituído por dois conformadores de onda, A1T1 e A2T2, uma memória, um contador, um sincronizador e um amplificador em configuração Darlington, para acionamento do relé.

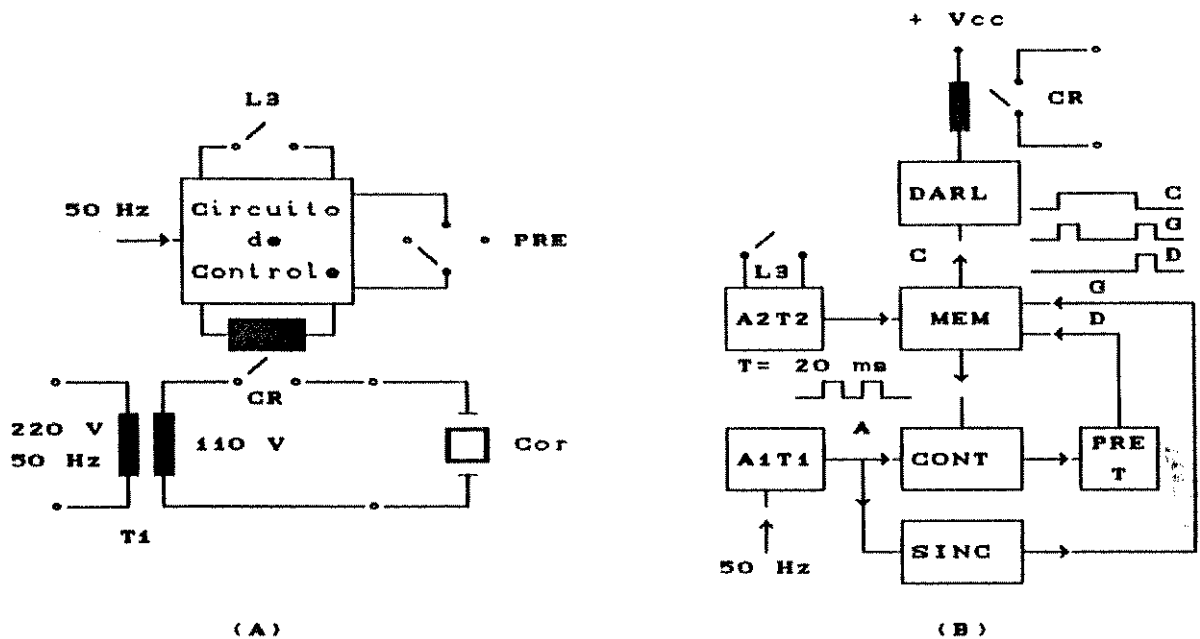


Figura 2.9. Desfibrilador Cardíaco Digital de Fernández et al. (1976). (A) Diagrama geral: L3 é a chave manual de controle; PRE é a chave para predeterminação do tempo de descarga; Rel (relé), comandado pelo circuito de controle; CR contacto do relé; Cor, coração e T1 transformador de potência. (B) Circuito de Controle: A1T1 representa o conformador de pulsos de 50 Hz e A2T2, o conformador de pulsos de comando (redesenhado de Fernández, 1976).

O sinal de ativação do relé aparece no ponto C. Os impulsos G encontram-se distanciados em 20 ms (1/50). Conforme o ajuste de PRE T, depois de transcorrido o intervalo ajustado, a MEM recebe o pulso de parada (stop) e com isso o estágio Darlington corta, interrompendo a energização do relé e consequentemente, o trem de pulsos aplicados ao paciente.

A rede de energia fornece a alimentação adequada para o transformador de descarga que, por sua, eleva ou reduz a tensão

de entrada em níveis pré-definidos, desde zero até um máximo de 750 V de pico.

Os desfibriladores de CA possuíam, no entanto, algumas características indesejáveis e por isso, não são mais utilizados. Era difícil obter a corrente adequada para a desfibrilação porque a tensão da linha e a corrente são limitadas e usualmente menores que as necessárias. Ora, choques inadequados não extinguem a fibrilação e o paciente acaba morrendo. Para se obter maiores níveis de energia, prolongava-se a duração do contra-choque. Porém, níveis altos de energia danificam os interruptores e provocam mais danos cardíacos que outros tipos de desfibriladores que aplicam níveis menores de energia.

De modo geral, seus parâmetros elétricos situavam-se na faixa de:

- (a) Tensão: de 80 a 300 V (aplicação transventricular)  
de 600 a 800 V (aplicação transtorácica)
- (b) Corrente: de 1 a 6 A
- (c) Energia: em torno de 600 J
- (d) Duração: de 0,1 a 0,25 s.

Por fim, as desvantagens dos desfibriladores de CA em relação aos atuais desfibriladores de descarga capacitiva, podem ser resumidas em (Ecri, 1971a):

(1) o índice de sucesso na conversão de arritmias supraventriculares tais como: a fibrilação atrial, a taquicardia atrial paroxística e o *flutter* atrial, é inferior aos desfibriladores DC;

(2) a corrente alternada parece inferior à contínua na reversão de taquicardia e fibrilação ventriculares (Stanzler et al., 1963), especialmente na presença de anoxia prolongada, hipotermia ou desbalanço eletrolítico (Lown et al., 1962);

(3) o contra-choque de CA provoca FV mais facilmente quando aplicado aleatoriamente durante o ciclo cardíaco e é mais perigoso, tanto para o operador quanto para o paciente, se ele for acidentalmente incorporado à malha de corrente;

(4) a energia liberada pelo desfibrilador de CA é mais susceptível às flutuações da tensão da rede de CA que a saída dos desfibriladores DC (Lown et al., 1962);

(5) os desfibriladores de CA exigem cabos de maior bitola e exigem maior drenagem de corrente da rede elétrica;

(6) já se comprovou que os desfibriladores DC são capazes de interromper a FV, tanto em cães quanto em seres humanos, que eram refratários ao tratamento com desfibriladores de CA;

(7) os desfibriladores de CA provocam maiores mudanças indesejáveis nos parâmetros cardíacos vitais, como frequência, pressões aórtica e ventricular, máxima velocidade de desenvolvimento da pressão do ventrículo esquerdo e tensão desenvolvida;

(8) convulsões musculares e deslocamento de instrumentos de apoio, tais como catéteres ou eletrodos de monitoração; são mais violentas para os desfibriladores de CA;

(9) parece não ser significativa a diferença nos danos histológicos e histoquímicos produzidos por ambos os desfibriladores (Anderson et al., 1964), porém, são maiores após o contra-choque com desfibriladores de CA (Tedeschi & White Jr., 1954; Lown et al., 1962); e

(10) como efeitos pós-desfibrilatórios, a descarga de CA produz maior incidência de arritmias, sendo a fibrilação atrial a mais comum (Lown et al., 1962). No entanto, ocorrem freqüentemente paroxismos de taquicardia ventricular e numerosos batimentos ventriculares ectópicos, uni ou multiformes. Segundo o Dr. Lown, é dez vezes mais freqüente com descarga de CA que com descarga capacitiva.

### 2.3.2 De Pulsos Senoidais

Ao invés de fornecer um ciclo completo ou trem de pulsos senoidais de 50 ou 60 Hz, este tipo de desfibrilador produz um pulso com variação de  $180^\circ$  ou um semiciclo (10 ou 8,33 ms) ou múltiplos pulsos contendo semiciclos (figura 2.10).

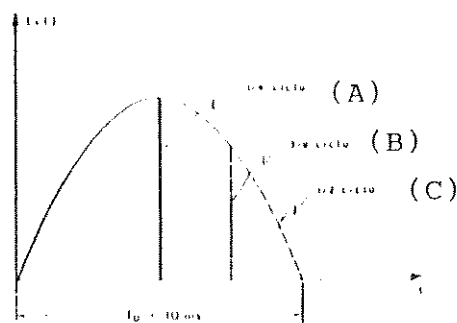
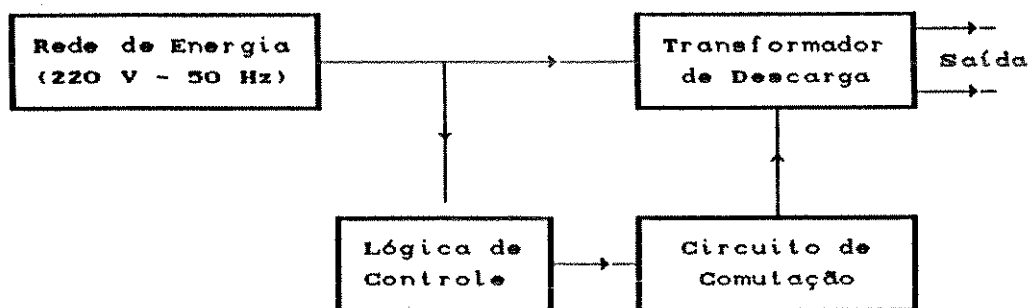
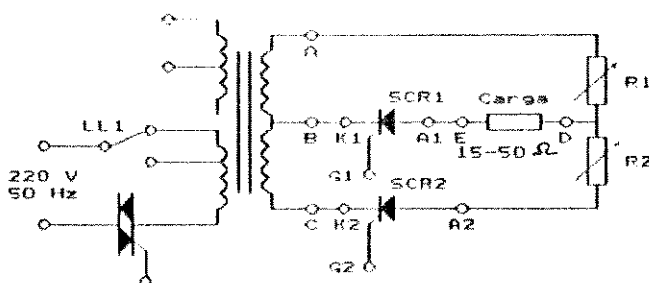


Figura 2.10. Exemplos de Pulsos Senoidais. Na onda (A), pulso de  $90^\circ$ ; em (B), de  $150^\circ$ ; em (C), de  $180^\circ$  (de Valenti - nuzzi et al., 1980).

Na figura 2.11, ilustra-se o diagrama em blocos do desfibrilador por pulsos senoidais (Monzón et al., 1980).



(A)



(B)

Figura 2.11. (A) Diagrama de Blocos do Desfibrilador de Pulsos Senoidais. (B) Circuito Básico do Comutador em Ponte (de Monzón et al., 1980).

O circuito de comutação, basicamente um circuito em configuração ponte, recebe um pulso de controle (em G1) para condução do SCR<sub>1</sub>, quando a onda senoidal passa pelo zero. Isto libera a circulação de corrente pela carga. Quando o SCR<sub>2</sub>

dispara, no momento pré-estabelecido, leva a ponte ao equilíbrio, anulando a corrente de carga. Com isso, o SCR<sub>1</sub> corta e não mais haverá tensão sobre R<sub>1</sub>. O SCR<sub>2</sub> deixará de conduzir quando a onda senoidal voltar a passar pelo zero.

O bloco de lógica de controle determina o momento exato de início e término de condução dos SCRs e, conseqüentemente, a duração do pulso desfibrilatório.

As vantagens oferecidas pelo desfibrilador de pulsos senoidais resumem-se em:

(1) a forma de onda independe da carga (Monzón & Valentinuzzi, 1982);

(2) sua energia é limitada somente pela capacidade do transformador e do TRIACs (no primário);

(3) requer um tempo menor para aplicação do pulso do que os desfibriladores de descarga capacitiva, limitado apenas pela freqüência da rede;

(4) como a subida da onda é suave, evita a aparição de bloqueios átrio-ventriculares e fibrilação atrial pós-desfibrilatórios, típicos daqueles com subida abrupta;

(5) induz menos riscos que o desfibrilador de CA, porém com eficácia comparável (Geddes et al., 1973b; Monzón & Valentinuzzi, 1982).

Suas limitações envolvem o peso e/ou volume do transformador e a intensidade de corrente, que depende da impedância



da carga biológica.

Comparando a eficácia da descarga composta de trem de pulsos de um semiciclo, foi constatado que com um único semiciclo, obtém-se êxito desfibrilatório semelhante, porém, com menos energia e carga (Geddes et al., 1971, 1973b).

### 2.3.3 Por Descarga Capacitiva

O desfibrilador de CA depende da existência de uma fonte de CA no local de sua utilização. O desfibrilador por descarga capacitiva (desfibrilador DC), pelo contrário, prescinde de tal requisito, pois pode ser alimentado a bateria, que além disso, possibilita sua portatibilidade.

Costuma-se classificá-lo segundo a forma da onda do pulso produzido, distinguindo-se em: descarga simples, amortecida, com atraso e exponencial truncada (trapezoidal).

#### 2.3.3.1 Descarga Simples (RC)

Consiste de uma fonte DC ajustável conectada a um capacitor, por meio de uma chave comutadora (normalmente, contactos de um relé) de funções: carga, descarga ou desativado. No momento da liberação da energia armazenada, o capacitor é desligado da fonte e totalmente isolado da rede, com o intuito de evitar choques e descargas inesperadas (via condutor de aterramento).

A figura 2.12 ilustra um esquema simplificado desse tipo de desfibrilador.

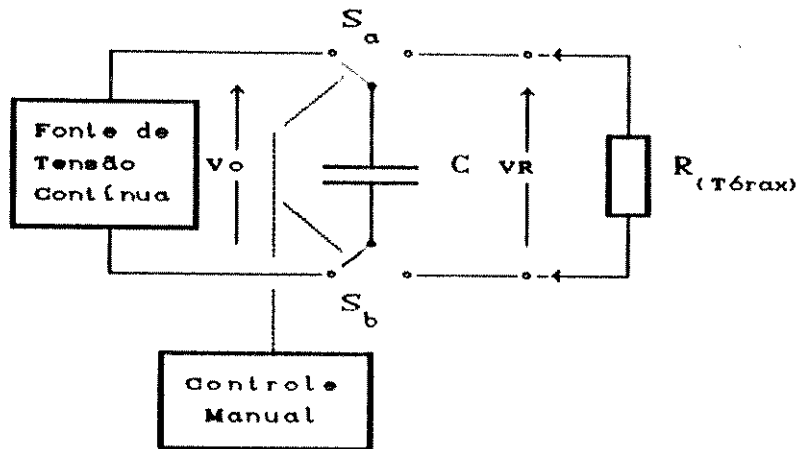


Figura 2.12. Diagrama Simplificado de um Desfibrilador RC.

Como o capacitor carregado é conectado ao tórax do paciente (desfibrilação transtorácica), a relação tensão-tempo descreve uma exponencial decrescente, semelhante ao mostrado na figura 2.13-1 e cuja equação pode ser expressa por:

$$V_R = V_0 \cdot e^{-t/RC} \quad (2.3)$$

onde  $V_0$  representa a tensão inicial do capacitor e  $R$ , a resistência transtorácica (valor médio de  $50 \Omega$  (Stratbucker & Chambers, 1969; Machin, 1978)).

A energia armazenada no capacitor é expressa pela equação (2.4):

$$\tau = C \cdot V_0^2 / 2 \quad (2.4)$$

Considerando-se um capacitor de  $16 \mu\text{F}$  para obter uma energia armazenada de 400 J, seria necessária uma tensão  $V_0$  de aproximadamente 7 kV.

A forma de onda do desfibrilador RC, como exemplificada na figura 2.13-1, apresenta uma constante de tempo de descarga de 0.8 ms, o que significa que o pico inicial de tensão (7 kV) cai a 2 %, isto é, 140 V, em 3,2 ms. Do ponto de vista da energia, no entanto, esta se reduz a 2 % após 1,6 ms, porque a energia armazenada constitui uma função do quadrado de  $V_0$  (Finlay, 1974).

#### 2.3.4.2 Descarga Amortecida (RLC)

A grande desvantagem do desfibrilador RC refere-se à elevadíssima amplitude a que o paciente fica submetido no momento inicial da descarga. Pesquisas de Kouwenhoven & Milnor (1954), Tacker e equipe (1968, 1969) e de outros (Peleska, 1963; Geddes & Tacker, 1971), já provaram que pulsos de curta duração (desde  $20 \mu\text{s}$ ) podem afetar a desfibrilação mas a elevada intensidade de corrente necessária deteriora a contratilidade dos ventrículos.

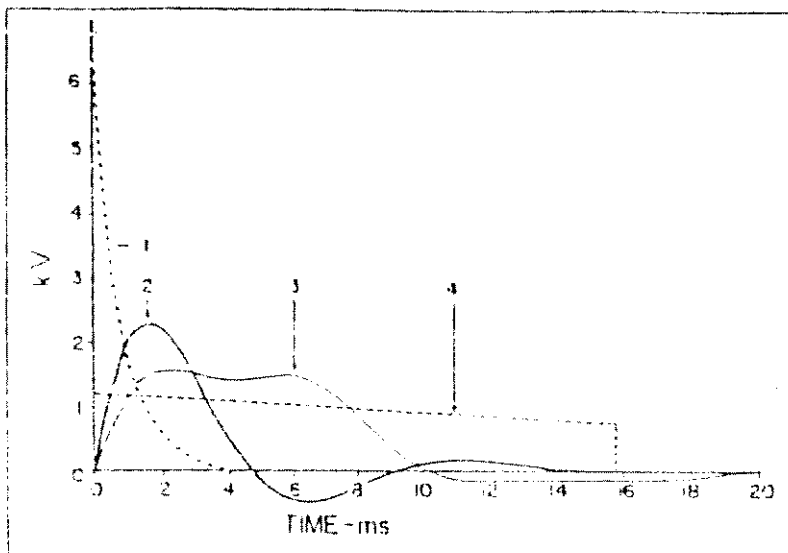


Figura 2.13. Forma de Onda Gerada por um Desfibrilador RC comparada com outros tipos. (1) RC, (2) "Lohn", (3) de dupla constante LC e (4) trapezoidal.

Na prática, esse problema pode ser sobrepujado inserindo-se um indutor em série com o capacitor e o paciente (Edmark, 1963; Edmark et al., 1966), conforme mostra a figura 2.14. A única desvantagem dessa modificação concerne ao fato que todo indutor real possui uma certa resistência, devido ao fio empregado na construção da bobina. Essa resistência dissipa parte da energia que seria liberada ao paciente. Na prática, um indutor de 50 mH, normalmente utilizado em desfibriladores, apresenta uma resistência própria em torno de  $10 \Omega$  (O'Dowd, 1983). A energia liberada ao paciente cairá para aproximadamente 75 % da energia inicialmente armazenada no capacitor. Distinguem-se aqui dois parâmetros importantes: energia armazenada e energia liberada. Teoricamente, deveriam ser iguais; na prática, porém, não o são e

isto deve ser considerado pelo fabricante ao calibrar o medidor do desfibrilador; pelo técnico, ao efetuar a manutenção (preventiva ou corretiva) e mesmo pelo operador, ao aplicar o contra-choque em um paciente. Testados 23 desfibriladores comerciais, constatou-se que a energia média liberada girava em torno de 60 % da indicada no painel do equipamento (Flynn et al., 1972).

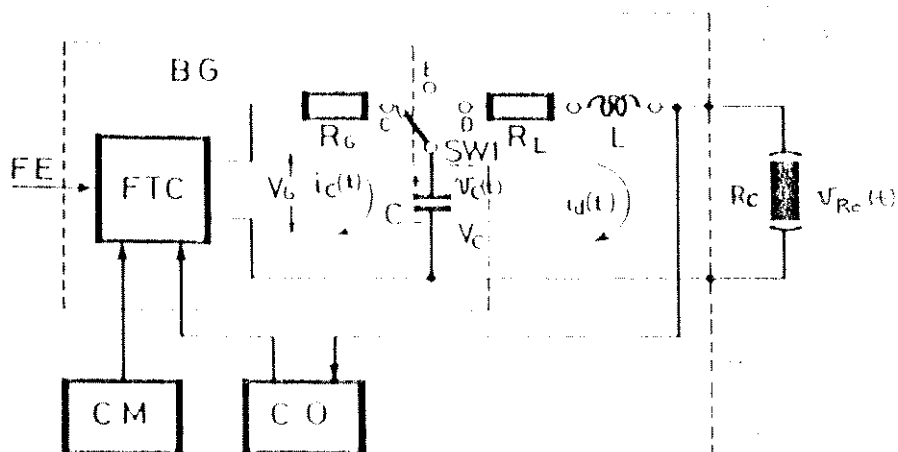


Figura 2.14. Diagrama Básico de um Desfibrilador RLC. FTC: fonte de tensão contínua; C: capacitor de armazenamento; L: indutor de amortecimento da descarga; SW1: chave de 3 posições; C: carga; E: espera; D: descarga; CM: controle manual; CO: circuitos opcionais; BG: bloco gerador; FE: fonte de energia (de Valentinuzzi et al., 1988).

Dependendo dos valores de  $R_L$ ,  $R_c$  e  $C$ , a forma de onda do pulso desfibrilatório poderá ser sub-amortecida (oscilatória), super-amortecida (aperiódica) ou criticamente amortecida. As formas de onda mais comuns empregam as respostas sub ou criticamente amortecidas (fator de amortecimento igual ou menor que um) e foram batizadas de Lown (ou Lown-Gurvich), Edmark e Pantridge, como ilustrado na figura 2.1. Na onda Lown-Gurvich ocorre uma

fração negativa do pulso denominada *rabicho* (Jones & Jones, 1983) que, segundo os pesquisadores, reduz as disfunções pós-desfibrilatórias e melhora o índice de sucesso (Schuder et al., 1988).

Matematicamente, aplicando as Leis de Kirchhoff, ao circuito de descarga da figura 2.14, encontra-se:

$$L \frac{di}{dt} + (R_C + R_L) i + \frac{1}{C} \int i dt = 0 \quad (2.5)$$

A equação diferencial de segunda ordem descreve a operação do desfibrilador RLC, também denominado de desfibrilador de onda semi-senoidal amortecida:

$$L \frac{di^2}{dt^2} + (R_C + R_L) \frac{di}{dt} + \frac{i}{C} = 0 \quad (2.6)$$

Em 1978, Babbs e Whistler descreveram, com riqueza de detalhes, as expressões matemáticas para essa forma de onda, e um método para determinar a capacitância (C), a indutância (L) e sua resistência interna (R<sub>L</sub>), de um desfibrilador; simplesmente por sua descarga sobre uma carga resistiva. A técnica deles é particularmente valiosa porque valores constantes podem ser determinados para cada desfibrilador, e estas constantes podem, posteriormente, ser utilizadas para reconstruir a forma de onda liberada (Tacker Jr., 1980).

### 2.3.3.3 Com Linha de Atraso (Duplo LC)

Conectando-se redes LC em cascata, obtém-se uma saída de tensão de forma trapezoidal (Finlay, 1974), de elevada eficácia e com menor probabilidade de danos miocárdicos, visto que a mesma quantidade de energia produzida num desfibrilador do tipo de descarga capacitiva amortecida pode ser conseguida, porém, com menor pico de tensão apesar mas com maior duração.

A figura 2.15 ilustra um desfibrilador com linha de atraso, constituído por duas redes LC (Balagot et al., 1964).

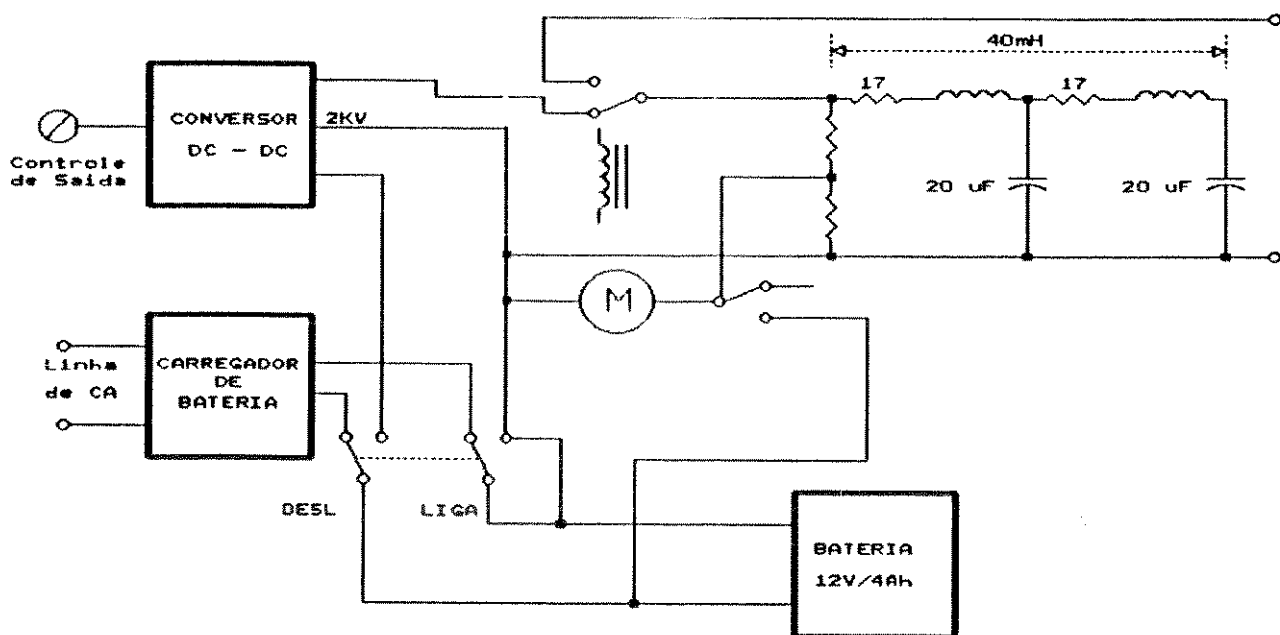


Figura 2.15. Diagrama Simplificado do Desfibrilador de Balagot et al., 1964.

O instrumento, denominado de *pulsador de descarga com*

linha de atraso, contém duas seções de capacitância e indutância com impedância característica,  $Z_0$ , igual a  $\sqrt{L/C}$  para produzir um pulso desfibrilatório que apresente o máximo tempo de subida consistente com a maior duração possível no seu valor de pico, para o valor total da indutância e capacitância empregados. Uma certa indutância mútua entre as indutâncias que constituem as seções individuais da rede de atraso faz-se necessária para gerar uma forma de onda que produza o menor desvio ou *dip* da amplitude máxima obtida durante a descarga.

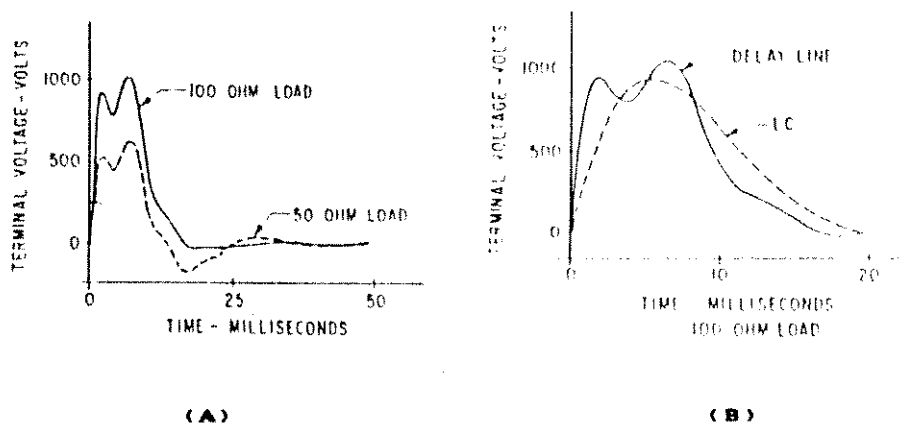


Figura 2.16. Comparação entre Formas de Onda Desfibrilatórias. (A) Descarga sobre cargas de valores diferentes; (B) descarga da linha de atraso comparada com uma descarga criticamente amortecida de mesmo valores de capacitancia e indutancia total (de Balagot et al., 1964).

A forma de onda típica de um desfibrilador como esse pode ser observada na figura 2.16a, na qual se percebe que a tensão liberada ao paciente é mantida no seu valor de máximo para então, cair rapidamente a zero, quando a resistência biológica do paciente é igual à impedância característica da linha de atraso. No caso da resistência do paciente ser menor que  $Z_0$ , ocorrem



reflexões no final, de modo que a corrente através do paciente mantém-se quase que constante mas a tensão decresce. Esta é uma propriedade de qualquer rede de atraso constituída com elementos dissipativos. Comparada com a descarga capacitiva amortecida de mesmo valor de capacitância e indutância totais, a máxima razão de descarga é alcançada antes na rede de atraso, persistindo então, por quase todo o período, de modo que a corrente excede ao limiar desfibrilatório por um intervalo expressivamente maior, para a mesma energia armazenada. A figura 2.16b ilustra uma comparação dos dois tipos de descarga.

Os valores típicos das constantes da linha de atraso são: 20  $\mu\text{F}$  para os capacitores, 400 mH para a indutância total (considerando a mútua indutância), com resistência dos fios em torno de 20  $\Omega$  (para cada bobina).

#### 2.3.3.4 De Onda Trapezoidal (Exponencial Truncada)

Esta arquitetura representa outra variante do desfibrilador por descarga capacitiva simples, na qual controlam-se os momentos inicial e final de descarga, para evitar, por um lado, o elevado pico inicial de tensão (que geralmente ocasiona arritmias pós-desfibrilatórias, além de danos ultra-celulares) e por outro lado, a suave e lentíssima descarga residual, denominada de "rabicho" (que tende a refibrilar o coração) (Schuder et al., 1966a). A figura 2.17 ilustra um diagrama simplificado desse dispositivo, cuja forma de onda recebe também a denominação de

exponencial truncada, já que a corrente é truncada após um intervalo pré-selecionável; geralmente entre 3 e 30 ms. Durante este tempo, a forma de onda decairá a um percentual de seu pico inicial. A quantidade da queda, na forma de onda exponencial da corrente, figura 2.18, é expressa como TILT, definido como:

$$\text{TILT (\%)} = [(I_i - I_f) / I_i] \cdot 100 \quad (2.7)$$

onde  $I_i$  = valor inicial da corrente  
 $I_f$  = valor final da corrente.

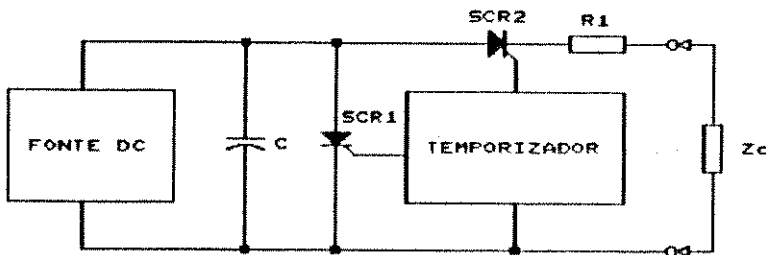


Figura 2.17. Diagrama Simplificado de um Desfibrilador de Onda Exponencial Truncada.

Se o TILT aproximar-se de zero, a forma de onda tenderá a retangular. Se o TILT for 100 %, a onda será exponencial não truncada (ou descarga simples).

Há duas variantes do desfibrilador de onda trapezoidal. Em um dos projetos, a duração do pulso é fixa e a tensão sob a

qual o capacitor é carregado sofre ajustes. No outro caso, a tensão aplicada ao capacitor é fixa e ajusta-se a duração do pulso.

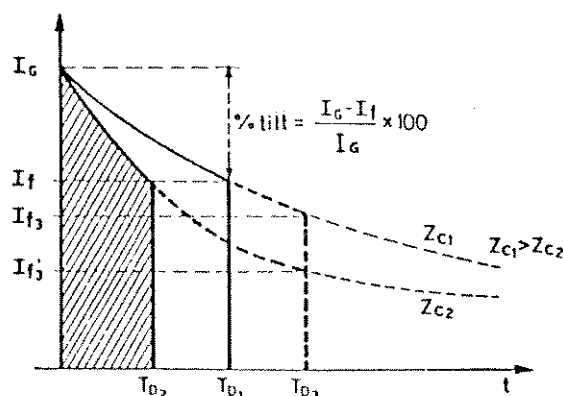


Figura 2.18. Representação Gráfica de uma Descarga Capacitiva Truncada.  $I_0$ : corrente no início da descarga;  $I_f$ : corrente no momento em que a descarga é interrompida;  $T_D$ : duração do pulso e  $Z_c$ : impedância de carga (de Valentinuzzi et al., 1983).

Com relação ao diagrama em blocos da figura 2.17, o capacitor C é descarregado através do paciente (cuja impedância é simbolizada por  $Z_c$ ), usando o retificador controlado de silício,  $SCR_2$ , comutado para deflagrar o início da descarga. Esta será interrompida quando o  $SCR_1$  conduzir, o que praticamente curto-circuita o capacitor. A tensão inicial de descarga pode ser ajustada pela fonte DC.

O grupo de J.C. Schuder desenvolveu inúmeras pesquisas com a onda exponencial truncada (Schuder et al., 1966a, 1971, 1980) e os resultados indicam elevada eficiência, com reduzidas injúrias pós-desfibrilatórias, para ondas trapezoidais de 2 a 32 ms de duração e amplitude inicial de 20 A; ou de 8 a 16 ms,

com 10 A de magnitude inicial, correspondendo a doses menores que 100 J de energia.

Verificada a eficiência de um desfibrilador comercial, o AMP-PAK, da Medical Research Laboratories, constatou-se que com esse tipo de equipamento é possível desfibrilar com menores doses de energia que com a descarga amortecida (Anderson & Suelzer, 1976); entretanto, esses resultados discordam daqueles obtidos por outros (Tacker Jr. et al., 1975, 1976a; Hinds et al., 1987).

Pesquisados os efeitos hemodinâmicos da descarga trapezoidal, e analisados frequência cardíaca, pressão arterial femoral, débito cardíaco, variação da pressão ventricular e potência cardíaca, concluiu-se que se a restauração da circulação for o critério para discriminar o sucesso desfibrilatório, então a forma de onda com baixa intensidade de pico de corrente, longa duração e baixo TILT são preferíveis (Holmes et al., 1980).

Pulsos trapezoidais bidirecionais com duração diferenciada nos semiciclos positivo e negativo foram testados (Chapman et al., 1988) e obtiveram, para uma relação 90/10 % de duração dos semiciclos, uma redução significativa na energia desfibrilatória, em relação ao pulso monofásico. Já outros, efetuando testes semelhantes, porém, apenas com pulsos monofásicos de 10 ms e bifásicos de 5 ms (por semiciclo), não haviam constatado qualquer melhoria (Niebauer et al., 1984a).

### 2.3.3.5 De Pulsos Retangulares

Desfibriladores de onda retangular verdadeiros têm sido desenvolvidos somente com objetivos experimentais. Os chamados desfibriladores de onda retangular de uso clínico são, na verdade, desfibriladores trapezoidais com baixíssimo TILT. Os equipamentos de pesquisa são volumosos, pesados e caros porque são construídos com componentes muito grandes.

O diagrama ilustrado na figura 2.17 constitui também um exemplo de desfibrilador de onda retangular. Vários outros circuitos semelhantes foram desenvolvidos (Schuder et al., 1964, 1966b, 1967), cujo diagrama genérico se mostra na figura 2.19.

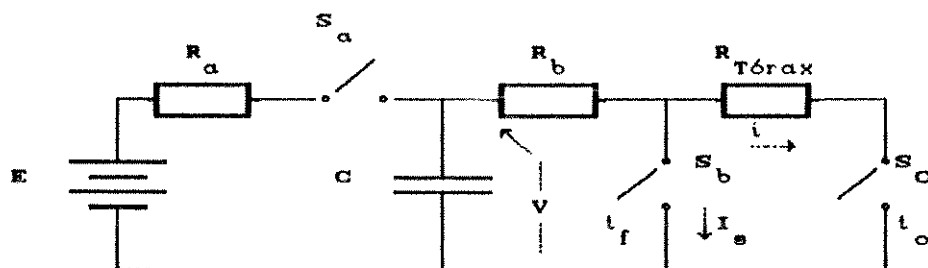


Figura 2.19. Diagrama do Circuito Gerador de Pulso Retangular de Schuder et al., 1966b.

Com a chave  $S_a$  fechada, o capacitor  $C$  é carregado pela fonte de tensão  $E$  via resistor limitador  $R_a$ . A chave  $S_a$  é aberta quando o capacitor atinge a tensão desejada. No tempo  $t_o$ , figura 2.20, inicia-se a descarga por meio dos contatos da chave  $S_c$ . E o pulso se encerra no momento  $t_f$ , pela conexão da chave  $S_b$ , já que a descarga do capacitor completa-se via  $R_b$  e  $S_b$ .

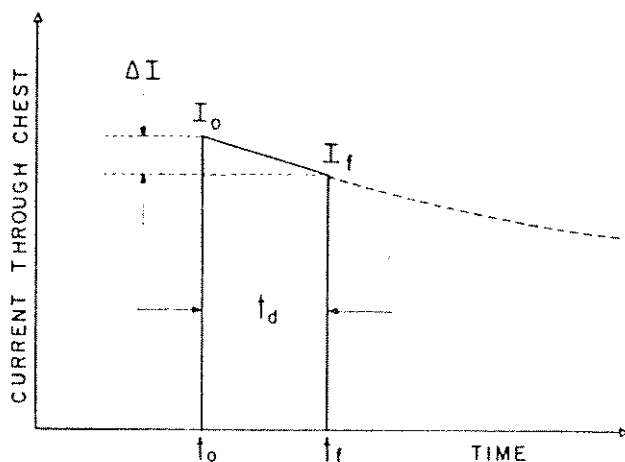


Figura 2.20. Detalhes do Pulso de Corrente.  $I_0$ : valor de ajuste inicial;  $I_f$ : valor final da corrente;  $t_d$ : duração do pulso;  $t_0$  e  $t_f$ : tempos inicial e final do pulso (de Schuder et al., 1966b).

As chaves  $S_b$  e  $S_c$  correspondem a duas válvulas Thyratrons de hidrogênio, modelo 6279, cujo limite de tensão direta ou reversa chega a 16 kV e de corrente, a um pico de 325 A. Um banco de capacitores de 46  $\mu\text{F}/10$  kV é empregado como capacitor de armazenamento de energia. A duração dos pulsos gerados varia de 10 a 320  $\mu\text{s}$  e o índice de sucesso, nos experimentos de laboratório, com cães fibrilados artificialmente, indicam um êxito crescente na medida em que aumenta a duração dos pulsos. Em um outro estudo e com instrumentação distinta (Schuder et al., 1964), foram gerados pulsos de até 256 ms e constatou-se que para cada amplitude de corrente, havia uma duração ótima, tanto para pulsos mono quanto bipolares.

Ainda o grupo de Schuder descreveu um desfibrilador de super doses de energia, que fornece pulsos retangulares bidirecionais, baseado em descarga capacitiva controlada por Thyratron/SCRs (Schuder et al., 1982). Esse dispositivo, apenas no que concerne à geração do pulso bipolar, encontra-se ilustrado na figura 2.21.

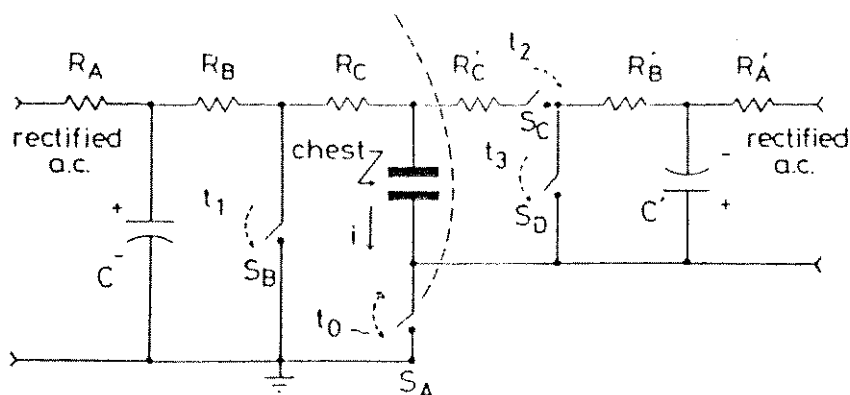


Figura 2. 21. Diagrama simplificado do circuito desenvolvido para gerar as ondas retangular bidirecional, exponenciais truncada ou não truncada. O estágio representado à esquerda da linha pontilhada fornece corrente em uma direção, e o da direita, no sentido oposto (de Schuder et al., 1982).

Circuitos temporizadores controlam a seqüência de descarga e a duração dos pulsos, de tal forma que, além da onda quadrada, pode-se obter as exponenciais truncada e não truncada.

Conjunto de experimentos realizados em bezerros de 100 kg, com desfibriladores de onda retangular uni (Gold et al., 1977, 1979a; Schuder et al., 1983) e bidirecional simétrica e assimétrica (Schuder et al., 1984), mostraram que:

(1) os percentuais de sucesso, em relação à duração do pulso, são comparáveis, ressaltando-se que para o bidirecional a curva de maior eficiência denota uma menor corrente inicial;

(2) considerando o percentual de sucesso de contorno desfibrilatório, figura 2.22, percebe-se maiores diferenças:

(a) há uma tendência do contra-choque bidirecional ter maior eficácia com pulsos de menor duração;

(b) o ápice do sucesso ocorre com menor energia para o desfibrilador bidirecional;

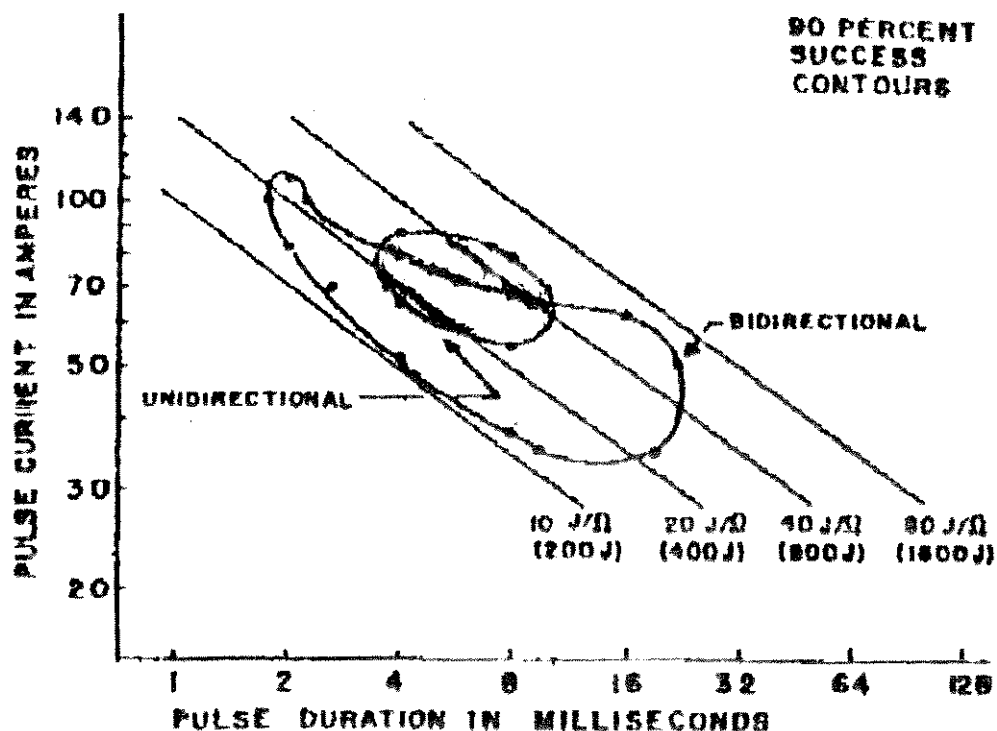


Figura 2.22. Curvas de Contorno Desfibrilatório para Pulsos Unidirecional e Bidirecional obtidas por Gold et al., 1979a.



(c) a onda bidirecional permite especificações mais tolerantes, já que seu contorno de êxito é maior;

(d) menor faixa de energia desfibrilatória para o desfibrilador bidirecional (faixa de 200 a 400 J corresponde a um terço da área de contorno, enquanto que apenas um décimo para o unidirecional), já que o limiar desfibrilatório é reduzido (Jones et al., 1987b);

(e) comparando os melhores índices, constata-se: no bidirecional, para 99 % de êxito, as magnitudes do pulso correspondem à 50 A, 8 ms e 411 J; no unidirecional, para 93 % de sucesso, as intensidades elevam-se para 70 A, 8 ms e 862 J; e

(f) disfunções pós-desfibrilatórias (verificadas com relação ao tempo de recuperação ao ritmo sinusal e ao tempo de aparecimento do primeiro complexo QRS): constatou-se que quanto maior a energia aplicada mais demorada a recuperação. Os tempos de recuperação ventricular foram aproximadamente iguais (em torno de 10 s) mas os de recuperação sinusal bastante diferentes (quase a metade para a onda bipolar).

Nos desfibriladores de pulsos retangulares mais recentes, que utilizam SCRs e outros dispositivos semicondutores de comutação, evitam-se os problemas inerentes ao emprego de indutores (para amortecimento da onda), dos relés (que exigem fabricação especial) e dos capacitores eletrolíticos de elevado valor. Entretanto, sua aplicação difunde-se mais no que tange à desfibrilação interna, realizada por meio de eletrodos introduzidos

via catéter ou nos desfibriladores automático-implantáveis.

#### 2.3.4 De Corrente

Pesquisadores como W.A. Tacker e L.A. Geddes consideram importante o valor de pico da corrente (Geddes et al., 1974a, b) para definição de uma dose desfibrilatória. O desfibrilador por descarga capacitiva não permite, no entanto, que se efetue o ajuste da corrente (pelo menos inicial) desfibrilatória, pois esta depende essencialmente da impedância biológica (transventricular ou transtorácica) e das resistências de interface eletrodo-pele. Para suprir tal limitação, J.E. Monzón e S.G. Guillén propuseram o desfibrilador de corrente, no qual, pelo menos o pico inicial de corrente pode ser dosado pelo operador, independentemente da impedância de carga (Monzón & Guillén, 1985).

O equipamento utiliza a característica de um indutor em opor-se às variações de corrente. A figura 2.23 ilustra o esquema elétrico sobre o qual se pode obter a descarga indutiva do desfibrilador.

Quando a chave  $Sw_1$  é fechada, surge uma tensão auto-induzida no indutor  $L$ , que bloqueia o aparecimento imediato da corrente  $I_c(t)$ . Com o passar do tempo, entretanto, a corrente vai crescendo até atingir a estabilidade (após cinco constantes de tempo, ou seja,  $5 L/R_b$ ). Nenhuma tensão aparece sobre a impedân-

cia  $Z_L$  pois o diodo  $D_1$ , polarizado reversamente, impede a circulação de corrente pelo circuito de descarga.

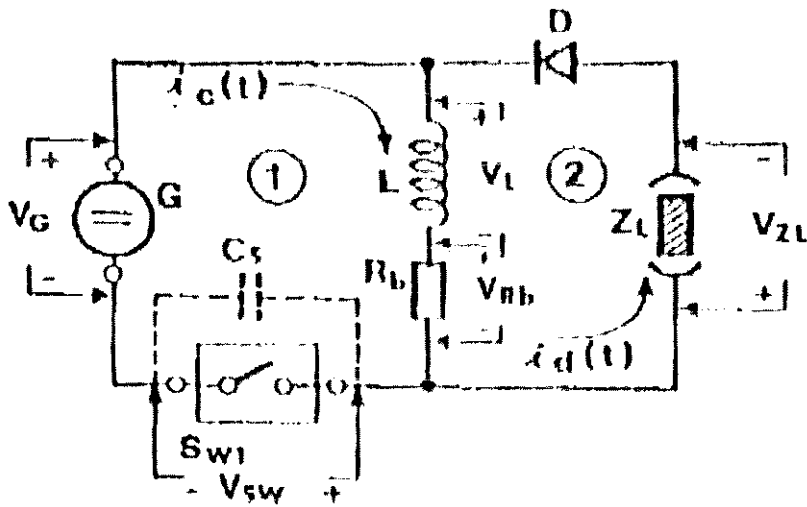


Figura 2.23. Diagrama Elétrico Elementar de um Desfibrilador de Corrente (de Monzón & Guillén, 1985).

Quando a chave  $S_{w1}$  é novamente aberta, surge a tensão  $V_L$  de auto-indução mas agora com polaridade invertida, o que polariza diretamente o diodo  $D_1$ . Nessas circunstâncias, a impedância  $Z_L$  ficará submetida a uma tensão que dependerá da intensidade de corrente  $i_d$ , que por sua vez, no momento inicial da descarga, vale  $i_c$  de estabilidade. Desse modo, pode-se dizer que  $i_d$  é pré-ajustada e portanto, conhecida e independente do valor de  $Z_L$ .

Outros detalhes importantes sobre o circuito:

(1) o tempo de carga depende de  $R_b$  (que inclui a resis-

tência do fio do indutor e uma resistência  $R$  conectada em série) e equivale a cinco constantes de tempo indutivas;

(2) a corrente máxima,  $I_g$ , é inversamente proporcional a  $R_b$ . Na prática, quanto menor  $R_b$  menor a tensão  $V_g$  necessária para pré-ajustar uma corrente de maior intensidade; por outro lado, a constante de tempo aumenta;

(3) a chave  $Sw_1$  ficará submetida, no instante inicial da descarga, a uma diferença de potencial igual  $[V_g + i_d(t).Z_L]$ , o que implica em selecionar uma chave com isolamento suficiente, e por isso, impõe-se um limite prático no valor de  $Z_L$ ;

(4) o tempo de descarga mantém uma relação inversa com a impedância  $Z_L$ , de tal modo que, para assegurar mínima duração do pulso, o indutor utilizado deve ter o menor valor possível (dentro dos limites de eficiência desfibrilatória).

Na figura 2.24 mostra-se o diagrama em blocos do desfibrilador desenvolvido por Monzón & Guillén.

O gerador consiste em uma fonte de tensão variável, do tipo chaveada. Os tiristores  $GTO_1$  e  $GTO_2$  liberam pulsos retangulares de 10 kHz, que passando pelo transformador  $T_1$ , são retificados pelos díodos  $D_1$  e  $D_2$ . A tensão  $V_g$ , nesse estágio, pode variar de 50 a 250 V, dependendo da largura dos pulsos produzidos no bloco de PWM. A corrente de carga,  $I_c(t)$  é detectada pelo detector de  $I_d$ , através de um amplificador isolador; e então, comparada com o valor de  $I_d$  pré-ajustado (REF  $I_d$ ). Quando ambos os sinais forem iguais, o comutador  $Sw_1$  será desligado. O

bloco REF  $I_d$  atua, também, como parâmetro de controle no modulador de pulsos, para que os pulsos gerados tenham largura adequada. Quando o desfibrilador é disparado, a fonte chaveada comuta e depois de alguns mili segundos, liga Sw1. A impedância entre os eletrodos permanece constantemente monitorada para evitar danificação, tanto do comutador quanto do indutor se, por acaso, o desfibrilador for operado com carga maior que  $Z_{MAX REF}$ . Os sinais de referência e gatilhamento são gerados dentro do bloco de controle. Os dados entram via teclado ou processador associado, e os dados de saída,  $V_d(t)$  e  $I_d(t)$ , podem ser registrados através de amplificadores isolados.

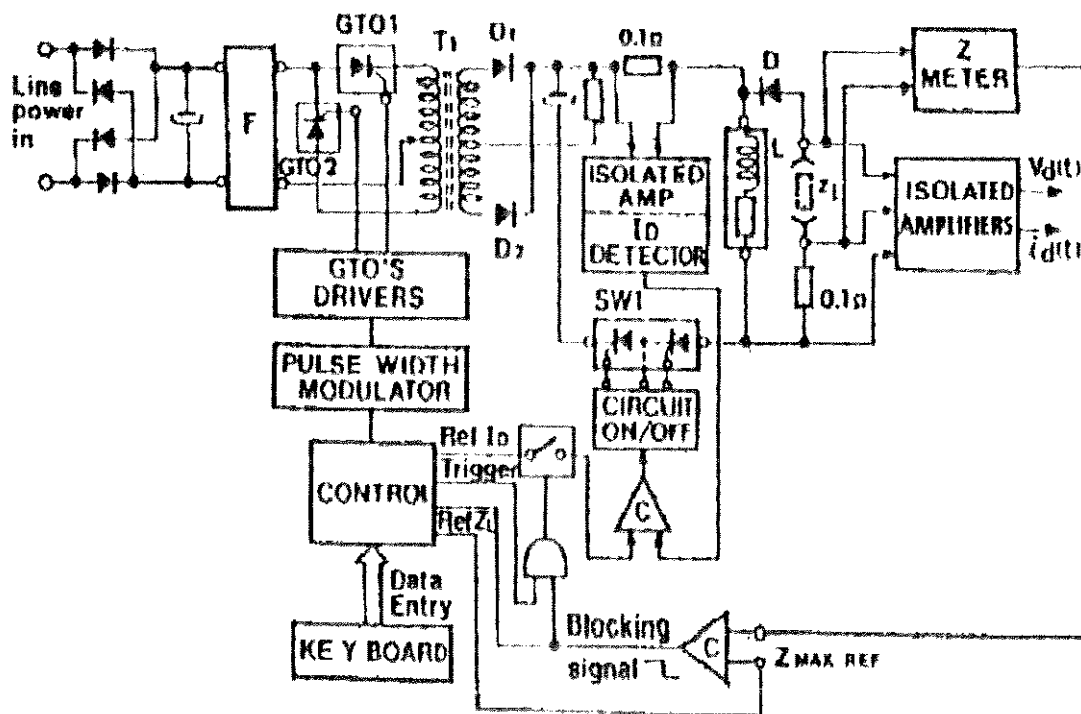


Figura 2. 24. Diagrama de Blocos de um Desfibrilador de Corrente Controlada (de Monzón & Guillén, 1985).

## 2.4 CARDIOVERSORES

Um desfibrilador pode ser usado terapêuticamente para reverter várias outras arritmias, no entanto, se o contra-choque for aplicado aleatoriamente, há grande probabilidade dele cair dentro do período vulnerável dos ventrículos. A descarga pode ser temporizada para ocorrer fora desse intervalo, através de sincronização com qualquer porção do ciclo cardíaco. Esta técnica de desfibrilação sincronizada é denominada de cardioversão. Na prática, a onda R do ECG é tomada como referência, porque apresenta-se bastante identificável devido a sua elevada amplitude e componentes de frequência mais altas.

A figura 2.25 mostra o diagrama de blocos de um cardioversor típico. Nele se inclui um cardioscópio, que permite a monitoração do estado fisiológico do coração, antes e depois da cardioversão.

Os eletrodos captam o sinal de ECG do paciente, que é transferido ao amplificador via chaves analógicas. Depois de amplificado o suficiente para ser processado, o sinal é aplicado, de um lado, ao cardioscópio (para ser monitorado) e de outro, a um filtro passa-faixa (centrado em aproximadamente 17 Hz e com uma banda passante entre 0,5 e 25 Hz) que reforça as componentes de frequência presentes na onda R. Um detector de limiar, normalmente ajustado de 40 a 60 % da amplitude máxima da onda R (já

amplificada) definirá quando o bloco de atraso será ativado, ao mesmo tempo que converte o sinal analógico em digital. O atraso de 30 ms objetiva a liberação do pulso nas proximidades da onda S, de modo a que não ocorra dentro do período vulnerável dos Átrios. O pulso será liberado somente quando a saída do bloco lógico AND tiver nível "1", o que implica em que duas condições sejam satisfeitas: que o operador tenha acionado os detonadores das pás e que o bloco de atraso tenha sido ativado. Durante a descarga cardioversora, o circuito de *trigger* permanece ativado, abrindo os contatos das chaves analógicas, para proteger o amplificador de ECG, e liberando a descarga produzida no bloco desfibrilador, via pás desfibrilatórias (Webster, 1978).

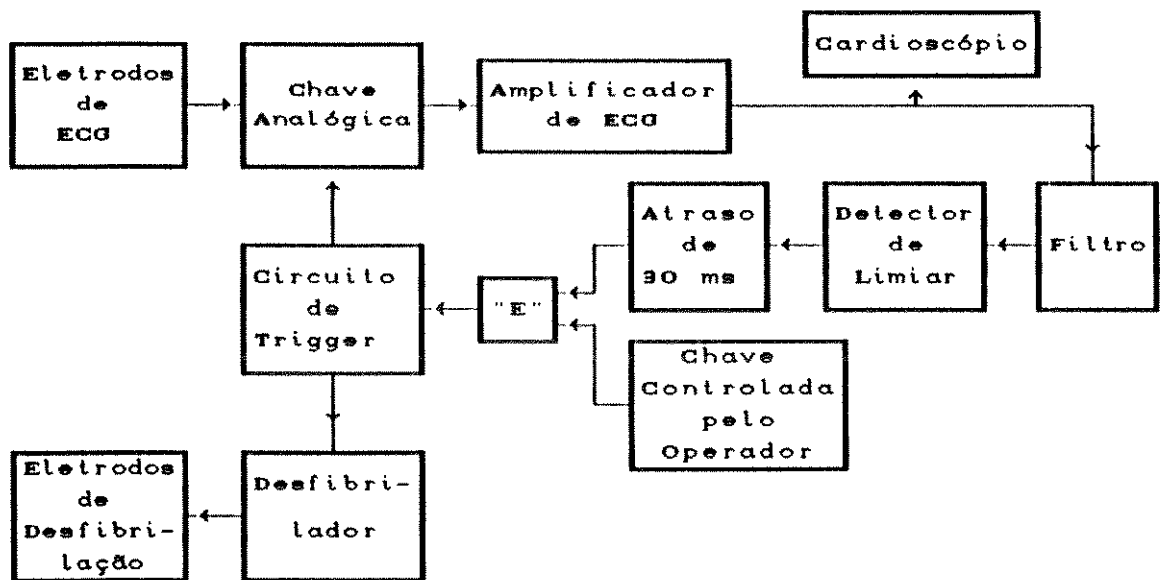


Figura 2.25. Diagrama de Blocos de um Cardioversor (de Webster, 1978).

Os primeiros sincronizadores eram ajustados externamente, algo semelhante aos controles de nível de *trigger* de osciloscópios, mas hoje tais controles raramente aparecem, em virtude do desenvolvimento de melhores circuitos para detecção da onda R. Eles requeriam, também, que a onda R tivesse polaridade positiva ou possuísem uma chave de reversão de polaridade. O método mais comum de detectar a onda R, ora em uso, conjuga retificador, filtro e detector de limiar. O atraso existente entre a detecção da onda R e o disparo do cardioversor também não é fixo, e alguns pesquisadores consideram-no sob aspectos diferentes, por exemplo, Killip empregou um atraso de 70 ms com relação ao início do complexo QRS (Killip, 1963) e outros, como o ECRI aceitam até 40 ms após o ápice da onda R (ECRI, 1983a), apesar que a ANSI limita a 30 ms (AAMI, 1981; Carr & Brown, 1981).

Há certas arritmias, como a taquicardia ventricular (TV), em que se torna difícil distinguir entre um complexo QRS largo e uma onda T proeminente. Nesta situação, há 50 % de probabilidade de que ocorra sincronismo com uma ou outra onda e em tais casos, é mais recomendável efetuar a descarga instantânea.

Como mencionado anteriormente, item 2.2.2.4, existem, na atualidade, equipamentos de uso externo ou implantáveis que detectam arritmias e imediatamente deflagram um pulso cardioversor. Constituem estes a vanguarda tecnológica no âmbito do tratamento de arritmias e ressuscitação nos casos de morte súbita por parada cardíaca.



## 2.5 DESFIBRILADORES-CARDIOVERSORES COMERCIAIS

Com o intuito de obter os subsídios necessários para o desenvolvimento do projeto do Analisador, realizou-se uma pesquisa sobre as especificações, características e recursos dos desfibriladores comercialmente disponíveis, tanto a nível nacional quanto mundial. Para tal, foram consultados catálogos de fabricantes, manuais de operação/manutenção e artigos específicos, dentre os quais salientam-se as reportagens sobre avaliação de desempenho de desfibriladores-cardioversores/monitores, realizados pela Emergency Care Research Institution (ECRI) americana.

De forma global, os equipamentos comerciais apresentam características construtivas e parâmetros semelhantes, haja visto que quase a totalidade baseia-se no princípio da descarga capacitiva amortecida (sub ou criticamente amortecida). Dependendo do aspecto funcional, podem apresentar monitor cardíaco, registrador de pena, alarme de bradi e taquicardia, entre outros recursos. Quanto ao aspecto técnico, os equipamentos mais modernos apresentam sofisticação a nível de controle de suas funções, por meio de microprocessador, processamento digital, memorização digital dos últimos 5 s de monitoração, entre outros.

A tabela 2.1 apresenta os principais parâmetros de alguns equipamentos comerciais, através da qual obtém-se uma gama de valores típicos e que foram extremamente valiosos na definição do projeto do Analisador.

Tabela 2.1. Desfibriladores Comerciais : parâmetros típicos.  
 (Extraído e adaptado de ECRI (1973a, 1975, 1978, 1983b),  
 Catálogos de fabricante TEB, Instramed e Funbec).

Parâmetro	W	Vp	Ip	Td	Tcm	Forma de onda	Cardioversão	Energia indicada
Marca	(Ws)	(V)	(A)	(ms)	(s)			(armazenada ou liberada)
Air Shields LPD II	360	--	--	4	--	--	Sim	--
American Optical Pulsar 4	3000	2245 -615	55,9 -12,3	4,5 4,3	5,3	"Low"	Sim	--
B-D Med. Systems ELD-320W	3000	2560	51,2	5,3	--	--	Sim	--
Birtcher 489	400	--	--	4	--	--	Sim	--
Burdick 190/195	360	--	--	8,7	--	--	Sim	--
Card. Recorders Life Aid	3000	2220	44	11,7	--	--	Não	--
Datascope M/D2	342	3000	60	4,7	10	"Edmark"	Sim	Armazenada
E for M 15 D - 24	360	--	--	7,1	--	--	Sim	--
Gould Life Guard 1500	306	2918	58	4,1 9	9,5	"Low"	Sim	Armazenada e liberada
Gould Life Guard 1510	339	3083	62	4, 8,4	8	"Low"	Sim	Armazenada e liberada
HP 78620 A	3000	2545	50,9	5,2	--	Sen. amortecida	Sim	--
Litton SC 820	350	--	--	7,1	--	--	Sim	--
Mennen-Greatbatch 936/H	365	2877	57	6,1	13,5	"Edmark"	Sim	Arma. e libe.
MRL Porta Pak 500 PB	270	820	16	26	6	Trapezoidal	Não	Liberada
Physio Control Lifepak 2	310	2800	58	6	8	--	Sim*	Liberada
Physio Control Lifepak 3	340	2880	57	5	8,5	"Edmark"	Sim	Arma. e libe.
Physio Control Lifepak 4	333	2877	57	5,1	9,5	"Edmark"	Sim	Liberada
Physio Control Lifepak 5	3000	2390	48	8,6	--	--	Sim	Liberada
Physio Control Lifepak 6	360 400*	3000	60	9	10	"Edmark"	Sim	Arma. e libe.

Physio Control Lifepak 7	360	400	3000	60	9	10	"Edmark"	Sim	Liberada
Physio Control Lifepak 331	350	2900	58	6	15		Sen. amortecida	Sim	Liberada
Pioneer 2015 A	320	--	--	3,7	--	--	--	Sim	--
Roche 7800-03	300	2375	48	10,3	--	--	--	Sim	--
Safeguard 3	320	--	--	6	--	--	--	Não	--
Siemens Sirecard	300	2465	49,3	5	--	--	Sen. amortecida	Não*	--
Surv. Instr. Safeguard III	300	2675	53,5	4,0	--	--	--	Sim	--
Travenol Laboratories Monopulse 807 B	190	1200	25	20	8	--	--	Sim	Liberada sobre carga de 75 ohms
Funbec DF - 01	400	--	--	4	10	(350J)	"Edmark"	Sim	Armazenada e liberada
Instramed HS - 01	360	--	--	--	10		Sen. amortecida	Sim	--
TED DF-01	360	--	--	--	12		Sen. amortecida	Sim	--

W = energia armazenada/liberada, Vp = amplitude máxima do pulso, Ip = pico de corrente, Id = duração do pulso, Tcm = tempo de carga, \*: Opcional, @: Testes realizados com este nível de energia.

Com o propósito de melhor ilustrar o funcionamento de um desfibrilador comercial, citam-se como exemplos o Funbec DF - 01 e o Physio Control Lifepak 6s.

### 2.5.1 Funbec DF - 01

Optou-se pela descrição deste equipamento por ser nacional e aquele que há em maior número no Hospital de Clínicas da UNICAMP, quiçá, nos hospitais do país.

Devido à inexistência de um manual de manutenção do

equipamento em que houvesse abundância de informações, diagramas funcionais e esquemáticos; tornou-se inviável apresentar uma análise de seu circuito, tomando por base o diagrama de blocos. Por isso, optou-se por simplesmente relacionar suas características gerais e principais especificações técnicas (dadas pelo próprio fabricante).

#### 2.5.1.1 Características gerais

(1) **Proteção do paciente:** um pré-amplificador com terra "flutuante" isola o paciente da rede elétrica, oferecendo com isso, maior segurança contra micro-choques. As pás desfibrilatórias e o circuito de descarga são isolados da rede.

(2) **Proteção contra descarga do desfibrilador:** o circuito do monitor (que possui congelamento de traçado) é protegido contra danos decorrentes da alta tensão produzida pelo próprio desfibrilador ou contra interferência causada por bisturi elétrico.

(3) **Disparo sincronizado:** um circuito interno permite disparo instantâneo ou sincronizado com a onda R do ECG.

(4) **Sinalização sonora de sístole:** sincronizada com a onda R.

(5) **CRT de alto contraste:** permite boa visualização do

traçado, mesmo em ambientes bem iluminados. Possui, ainda, linha de base auto-ajustável. Quando utilizado para fins de monitoração, a resposta de frequência do monitor varia de 0,5 a 30 Hz; quando empregado com finalidade diagnóstica, a resposta de frequência estende-se de 0,1 a 150 Hz.

(6) Padronização automática: 80 bpm e 10 mm (1mV), quando a chave de ganho encontra-se na posição calibrado (cal).

(7) Filtragem: o monitor possui filtros para atenuar interferências tais como tremor somático, flutuação da linha de base e interferência da rede.

(8) Telefone e gravador: o monitor pode, opcionalmente, transmitir ou receber eletrocardiograma por telefone e gravar ou reproduzir em gravador comum. Os níveis mínimos de entrada e saída são, respectivamente, 100 mV (pp) e 250 mV (RMS).

(9) Carga: acionando-se a tecla de carga, controla-se a energia armazenada e entregue ao paciente. Com as pás de desfibrilação interna, a energia é automaticamente limitada em 50 J.

(10) Indicador de energia: apresenta duas escalas, a da esquerda indica a energia armazenada e a da direita, a energia liberada sobre uma carga de 50  $\Omega$ . *Nota do autor:* conforme o aparelho, a máxima energia liberada atinge 400 ou 450 J.

(11) Capacidade da bateria: permite 3 h de monitoração contínua ou 30 descargas desfibrilatórias.

Ao invés de empregar um relé para comutação carga-descarga, esse equipamento emprega duas lâmpadas xênon conectadas nos dois terminais de saída, configurando-se como uma chave liga-desliga (descarga-carga). Em toda a literatura consultada, não há qualquer indício de que outro desfibrilador faça uso da mesmo componente, nem qualquer recomendação quanto ao seu uso. Por outro lado, têm sido constatado, no Hospital de Clínicas da UNICAMP, problemas de disparo do pulso quando o paciente possui algum outro equipamento conectado e este se encontra aterrado.

#### 2.5.2 Physio Control Lifepak 6s

Este equipamento constitui uma unidade de tratamento cardíaco, englobando desfibrilador-cardioversor, monitor de ECG, registrador de papel e alarmes de bradi e taquicardia; um equipamento bastante sofisticado, que emprega microprocessador, conversores A/D e D/A, memórias, entre outros.

A figura 2.26 mostra o diagrama de blocos do estágio de monitoração de ECG.

As funções de monitoração de ECG são realizadas pelos seguintes blocos: (1) pré-amplificador, (2) processador de sístole, (3) retentor de imagem, (4) registrador, (5) CRT, (6)

carregador, (7) fonte de alimentação e amplificador de deflexão, e (8) lógica de gravação ativada por alarme. Os números aqui seqüenciados correspondem aos blocos assinalados com os mesmos números.

O sinal de ECG, proveniente do paciente, chega ao pré-amplificador, ou via eletrodos de captação ou via pás desfibrilatórias. O pré-amplificador foi projetado para rejeitar sinais de modo comum, sinais DC espúrios, interferências de 60 Hz da rede ou outras interferências de rádio-freqüência. Seu CMRR mínimo vale 65 dB. Provê isolamento elétrica (por meio de *chopper* modulando em 20 kHz) entre o paciente e o estágio subsequente de amplificação e processamento.

O estágio processador de sístole promove a amplificação final de ECG, calibração do sinal e controle da amplitude a ser mostrado no CRT. Além disso, detecta a onda R do ECG para cada evento de sístole sucessiva, gera os pulsos de sincronização para cardioversão e produz o tom de sístole, o alarme de freqüência (bradi e taquicardia) e saída para o cardiômetro digital. A detecção de onda R envolve filtragem, diferenciação, detecção de magnitude de inclinação e detecção de duração.

O estágio de retenção amostra o ECG numa freqüência elevada, converte cada amostra para a forma digital e armazena sucessivas amostras na memória. Faz a leitura dos dados armazenados na memória, que representam os últimos 5 s, converte-os

para a forma analógica e gera a rampa de varredura horizontal que serve de base de tempo para o CRT, mostrando os sinais de ECG com 5 s de atraso.

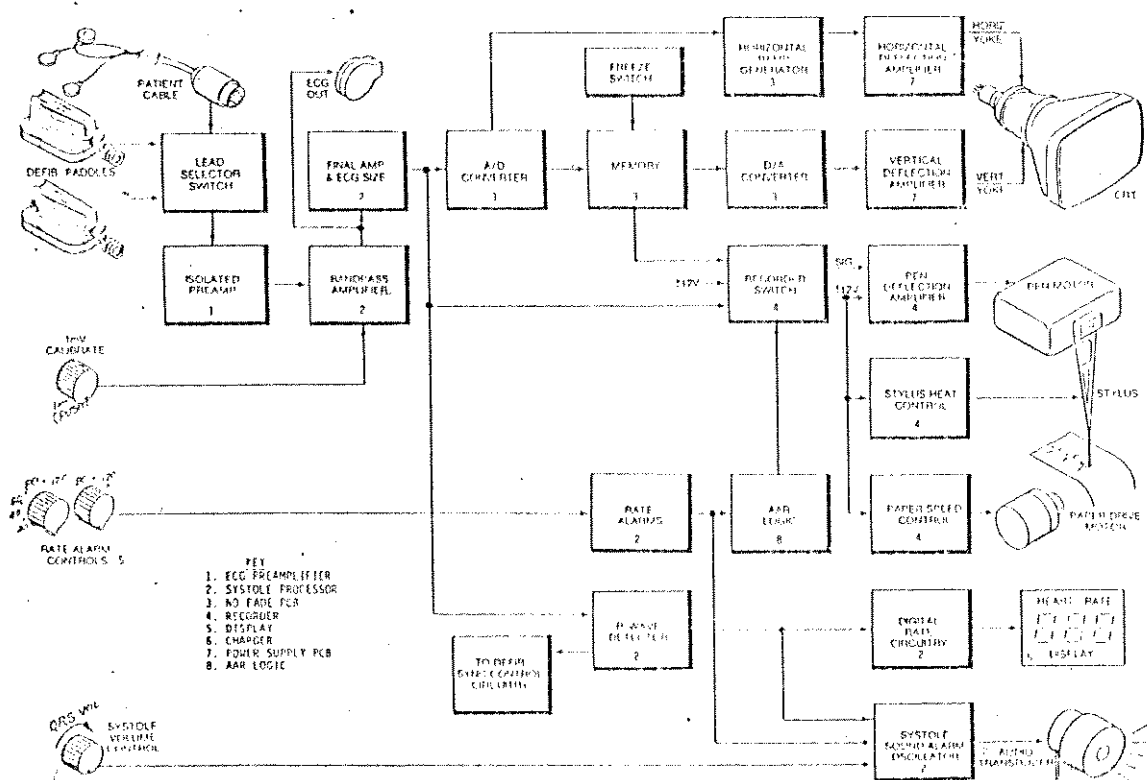


Figura 2.26. Diagrama de Blocos do Estágio de Monitoração e Registro de ECG do Cardioversor Lifepak 6, da Physio Control.

O estágio de fonte de alimentação fornece as tensões DC de baixo nível, as tensões de ânodo do CRT e amplificação para os sinais de deflexão do CRT.

A etapa de registro (gravação) amplifica o sinal de ECG para aplicação ao registrador. O sinal de ECG pode estar em tempo



real (banda passante adequada para diagnóstico), que é obtido do processador de sístole ou pode estar atrasado (banda passante de monitor), que provém da memória (estágio de retenção). Esse estágio controla, ainda, o aquecedor de pena do registrador e o acionador (à velocidade constante) do trator de papel.

A etapa de lógica de gravação ativada por alarme ( *AAR logic* ) controla a gravação automática durante as condições definidas pelo alarme de frequência cardíaca (bradi e taquicardia).

O mostrador do cardiômetro, um *display* com três algarismos de sete segmentos, mostra a frequência cardíaca e sinaliza cada batimento.

O estágio carregador retifica a CA da rede, carrega a bateria (fonte alternativa), seleciona a forma de alimentação e monitora o nível de tensão da bateria.

A figura 2.27 ilustra o diagrama de blocos do estágio desfibrilador. Os circuitos que constituem o estágio desfibrilador são: painel de controle, capacitor e indutor de armazenamento de alta energia, carregador, pás, relé de transferência, medidor de energia, carga de teste e bateria de 12 V.

A saída de 12 V do carregador alimenta todos os circuitos do estágio desfibrilador. Os 12 V passam através de um relé, liberando várias tensões. Toda a lógica é zerada quando a ali-

mentação é ligada pela primeira vez.

O carregador mantém a bateria no nível ideal de carga enquanto operando através da rede de CA.

O bloco de carga do desfibrilador contém todos os circuitos lógicos e o conversor DC-DC necessários para carregar o capacitor de desfibrilação. Todos os controles do painel frontal e os indicadores interconectam-se com esse bloco.

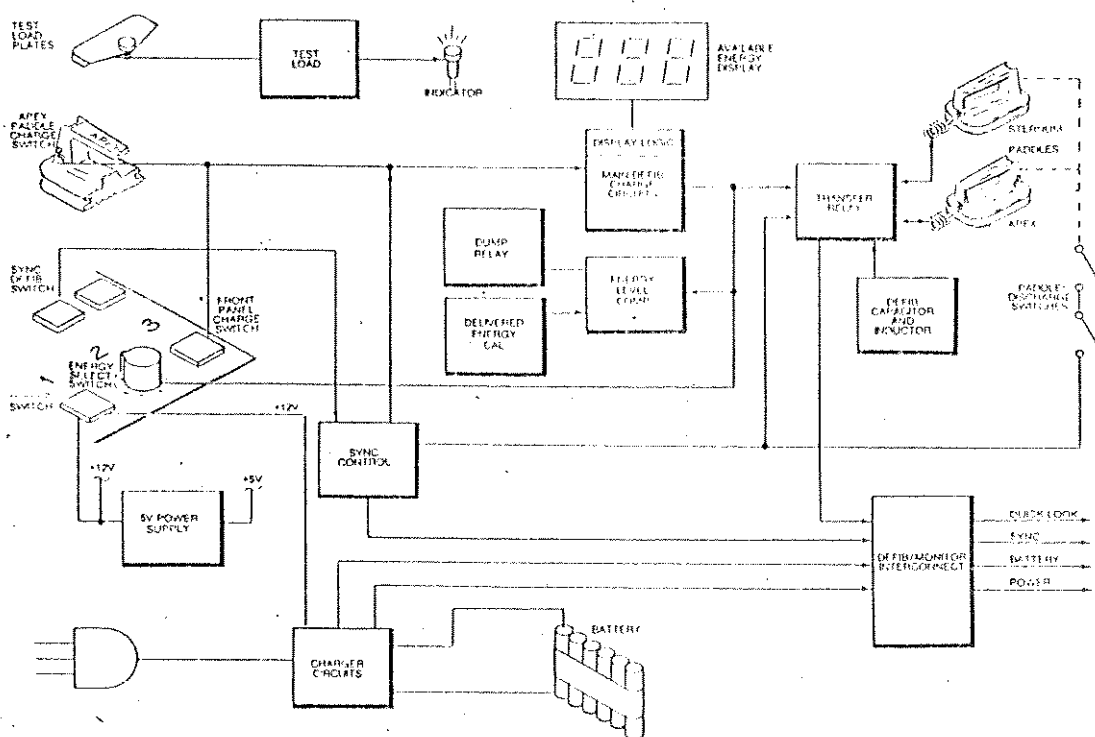


Figura 2.27. Diagrama de Blocos do Estágio Desfibrilador-Cardioversor do Lifepak 6s da Physio Control.

O medidor digital de energia possui três dígitos de sete segmentos (LEDs), um indicador de energia disponível e outro

de carga de teste. Nesse estágio ocorre a conversão BCD-7 segmentos e os dígitos são multiplexados.

A carga de teste constitui-se de um resistor de potência, de 50  $\Omega$ , e uma rede sensora de corrente isolada por transformador. O bloco fornece um sinal similar à corrente da carga de teste para cálculo da energia da carga de teste, no bloco de carga do desfibrilador.

O bloco comparador de nível de energia fornece o sinal de parada de carga quando o nível de energia selecionado iguala-se ao nível de calibração (comparação feita por nível de tensão).

O bloco calibrador de energia liberada determina a precisão da carga armazenada (e posteriormente liberada) no capacitor de desfibrilação.

O bloco de relé para descarga interna efetua a descarga internamente no desfibrilador, nos casos em que o equipamento é desligado carregado, quando se desiste da descarga ou quando se altera o valor previamente ajustado.

O bloco controle de sincronismo determina o disparo sincronizado quando o desfibrilador é comutado para o modo cardioversão. E o sinal de controle provém do bloco detector de onda R (parte integrante do processador de sístole).

## 2.6 CONCLUSÕES

A partir dos dados coletados, pode-se inferir que os parâmetros típicos representativos dos desfibriladores comerciais resumem-se em:

(1) a energia máxima armazenada/liberada atinge aproximadamente 400 J (atualmente, nos EUA, 360 J no máximo (Alferness & Ideker, 1990)),

(2) a intensidade de pico da corrente liberada pode chegar a 60 A,

(3) a amplitude máxima do pulso pode atingir a aproximadamente 3 kV,

(4) a duração média da onda é de 5 ms,

(5) a forma de onda principal é do tipo senoidal amortecida (ou *Lown* ou *Edmark*), com algumas unidades produzindo a forma de onda trapezoidal (exponencial truncada),

(6) tempo máximo para plena carga atingindo a 10 s.

A figura 2.28 ilustra as formas de onda mais comumente encontradas nos equipamentos comerciais.

Quanto às características intrínsecas dos instrumentos, pode-se relacionar as seguintes grandezas (Guillén & Arredondo, 1986b), conforme indicado na tabela 2.2.

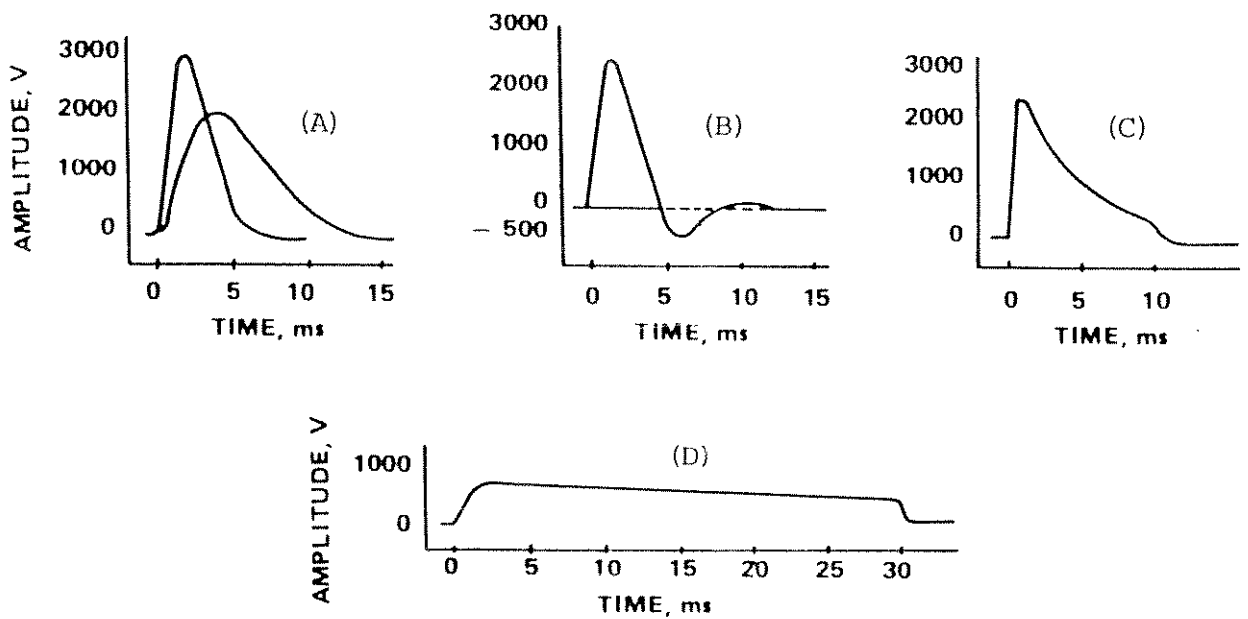


Figura 2.28. Formas de Onda Fornecidas por Desfibriladores Comerciais. Em (A): Criticamente Amortecida (Edmark e Pantridge), 320 J; em (B): Sub-amortecida (Lown-Gurvich), 320 J; em (C): Exponencial Truncada, 300 J; em (D): Trapezoidal, 300 J (de ECRI, 1980).

Tabela 2.2. Características Intrínsecas de Desfibriladores Comerciais (Guillén & Arredondo, 1986b).

Parâmetro	Mínimo	Normal	Máximo	Unidade
C :Capacitância Isolação	18 3000	30 5000	60	$\mu\text{F}$ V
L :Indutância	10	30	40	mH
$R_i$ :Resistência Interna		10	15	$\Omega$
$E_{re}$ :Energia Real de Carga	350	450		J
$T_d$ :Tempo de Descarga (50 $\Omega$ )	2	5	10	ms
$T_e$ :Tempo de Carga a Energia Max.		10	15	s

### ANALISADORES DE DESFIBRILADORES-CARDIOVERSORES

#### 3.0 GENERALIDADES

Os analisadores de desfibriladores-cardioversores constituem-se nos instrumentos de teste que aferem as características do pulso desfibrilatório (energia, duração, pico de tensão ou corrente, entre outros) e verificam a existência de sincronismo correto no disparo do contra-choque (nos casos de cardioversão). O seu emprego permite a detecção de degradações na performance dos desfibriladores-cardioversores, bem como a ação corretiva sobre equipamentos defeituosos que, se utilizados clinicamente, falhariam e poderiam provocar a perda de vidas. Os analisadores servem também para calibrar os instrumentos após sua manutenção corretiva e para comparar diferentes modelos entre si.

Este capítulo apresenta uma revisão da literatura sobre os diversos métodos empregados e os parâmetros aferidos na avaliação de desempenho de desfibriladores-cardioversores. Como todo cardioversor permite o disparo instantâneo além do sincronizado, todos os testes realizados no desfibrilador devem ser feitos no

cardioversor e neste, além dos demais, deve ser verificada a existência, correta ou não, do sincronismo.

É imprescindível que os fabricantes de desfibriladores-cardioversores empreguem um analisador para aferir a energia entregue pelo pulso desfibrilatório, a fim de garantir a eficácia da dose aplicada; porém, no Brasil, até há pouco tempo, pelo menos um dos fabricantes não possuía um medidor de energia e se contentava em calculá-la, a partir da tensão armazenada no capacitor de saída<sup>1</sup>. Quanto ao sincronismo de cardioversão, o teste era (*e talvez ainda seja*) obtido por meio do próprio sinal de calibração do monitor cardíaco embutido (um pulso quadrado e não um complexo QRS). Além disso, é conveniente que o analisador possibilite a visualização da forma de onda (com a qual pode-se determinar outros parâmetros), o que permite comparação com a onda desejada pelo fabricante e/ou preconizada por meio das normas concernentes.

### 3.1 MÉTODOS PARA MEDIR ENERGIA

O parâmetro referencial para aplicação do contra-choque é a energia. Nos desfibriladores-cardioversores DC, ela é armazenada em capacitores e, de modo geral, indicada num medidor de

---

<sup>1</sup> Informação obtida por meio de entrevista informal com os próprios fabricantes, cujos nomes serão salvaguardados por questão de ética profissional.

painel ou por meio de marcações no seletor de níveis. A unidade empregada é o watt-segundo (Ws) e corresponde ao joule (J).

Testa-se o desfibrilador-cardioversor aplicando o pulso desfibrilatório sobre as placas (eletrodos) do Analisador, como se fossem o tórax do paciente. Para simular a impedância transtóricica, emprega-se um divisor resistivo de 25, 50, 75 ou 100  $\Omega$ , que equivale a um valor de referência para efeitos de aferição. Atualmente, utiliza-se 50  $\Omega$  como valor médio dessa impedância, mas há divergências sobre o valor mais correto. De acordo com as normas IEC 601-2-4 e ANSI/AAMI DF-02, o valor padronizado é 50  $\Omega$ .

Define-se energia como a área sob a curva da potência ( $v \times i$ ), traçada em relação ao tempo. Matematicamente, corresponde à integral potência-tempo. Se a resistência de carga mantém-se constante (valor padrão), aplicando-se a Lei de Ohm e substituindo seu equivalente para corrente, na definição de energia, esta corresponderá à integral, no tempo, do quadrado da tensão dividido pela resistência padrão.

Há, basicamente, quatro métodos para medir a energia liberada pelos desfibriladores-cardioversores:

(1) pela elevação de temperatura em um resistor padrão, resultante da aplicação do pulso desfibrilatório, já que a elevação de temperatura é proporcional à energia absorvida. Pode-se, então, usar um termômetro de vidro para medir a variação de



temperatura e um gráfico de energia versus temperatura, para prover a conversão ou ainda, um dispositivo conversor temperatura-energia. Outra alternativa seria o emprego de uma ponte termométrica resistiva, como a reportada por Stockton & Smith, em que o instrumento foi construído para medir resistências em torno de 50  $\Omega$ , pelo processo termométrico. Neste caso, as variações de temperatura são observadas como variações de resistência (Stockton & Smith, 1981). Apesar de simples, essa técnica não permite repetição rápida de medidas, devido à sua lenta resposta às variações de temperatura, o que impede a avaliação da capacidade do desfibrilador em fornecer múltiplas descargas sucessivas;

(2) empregando um computador digital para efetuar a integração do produto dos valores instantâneos de tensão e corrente (Stratbucker & Chambers, 1969; Jones et al., 1981). Embora preciso, sua limitação decorre da necessidade da disponibilidade de um computador com interface adequada, comprometendo sua portabilidade. Há possibilidades de se desenvolver um microcomputador dedicado (Sum & Dewhurst, 1979; Stockton & Smith, 1981);

(3) por meio de integração gráfica via forma de onda obtida em osciloscópio, pois a energia é proporcional à curva de  $P(t)$ , que pode ser obtida pelo produto gráfico  $v(t) \times i(t)$  (Balagot & Bandelin, 1969) ou através da relação  $v^2(t)/R$ . Suas desvantagens: requer um osciloscópio com memória, câmera fotográfica para osciloscópio, tempo para revelação e computação da

energia. Torna-se inviável para utilização dentro de hospital;

(4) eletronicamente computada pelo *hardware* do analisador. O cálculo da energia processa-se por meio de dois estágios: o primeiro eleva ao quadrado a amplitude instantânea do pulso desfibrilatório 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 joule (Cook & Horowitz, 1972; Finlay, 1974).

### 3.2 MÉTODOS PARA TESTE DE SINCRONISMO

Para testar cardioversores, precisa-se simular o complexo QRS (sinal de disparo do cardioversor) e medir o tempo de resposta (disparo do pulso de cardioversão). Um dos seguintes métodos pode ser empregado:

(1) com auxílio de um simulador de ritmos cardíacos e um osciloscópio com memória, empregá-lo no modo *gatilhado externamente* e efetuar a descarga cardioversora sobre um divisor resistivo de 50 ohms, conforme ilustra a figura 3.1. O disparo do cardioversor sobrepujar-se-á à onda R do ECG, mostrada no osciloscópio. A condição de sincronismo satisfatório só não ocorre se o pulso cardioversor cair sobre a onda T do ECG;

(2) por meio de um circuito eletrônico analógico-digital que simule o complexo QRS e meça o intervalo de tempo

entre ele e o surgimento do pulso cardioversor.

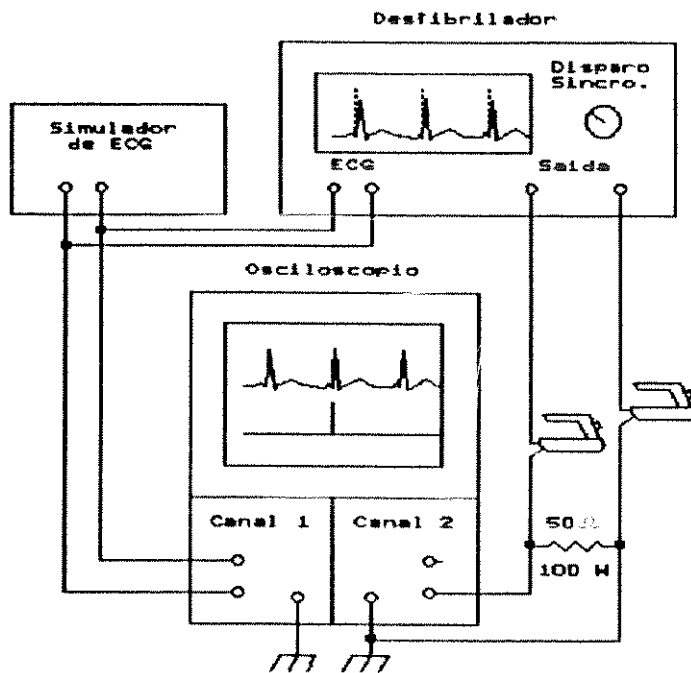


Figura 3.1. Diagrama para teste de sincronismo do pulso cardioversor. O atraso ocorrido entre o pulso de trigger e o contra-choque é determinado com auxílio do osciloscópio com memória (de Tacker Jr., 1980).

### 3.3 ANALISADORES DESCRITOS NA LITERATURA

Um modo simples (mas um tanto rudimentar) de realizar uma avaliação comparativa entre vários desfibriladores DC, empregado em 1969, utilizava os dispositivos de teste mostrados na figura 3.2 (Balagot & Bandelin, 1969).

A energia liberada foi determinada aplicando-se o pulso desfibrilatório sobre resistências de 50, 75 e 100  $\Omega$ , pelo método

de integração gráfica, no qual:

- (1) foram medidos simultaneamente a tensão e a corrente sobre a carga, em função do tempo;
- (2) tirou-se uma fotografia dessas formas de onda;
- (3) as formas de onda de tensão e corrente foram multiplicadas entre si, para obtenção da potência em função do tempo;
- (4) a área sob a curva da potência foi medida com um planímetro e, em seguida, multiplicada por uma constante apropriada, para fornecer a energia liberada de acordo com a expressão:

$$E = \int_0^T v(t) \cdot i(t) dt \quad (3.1)$$

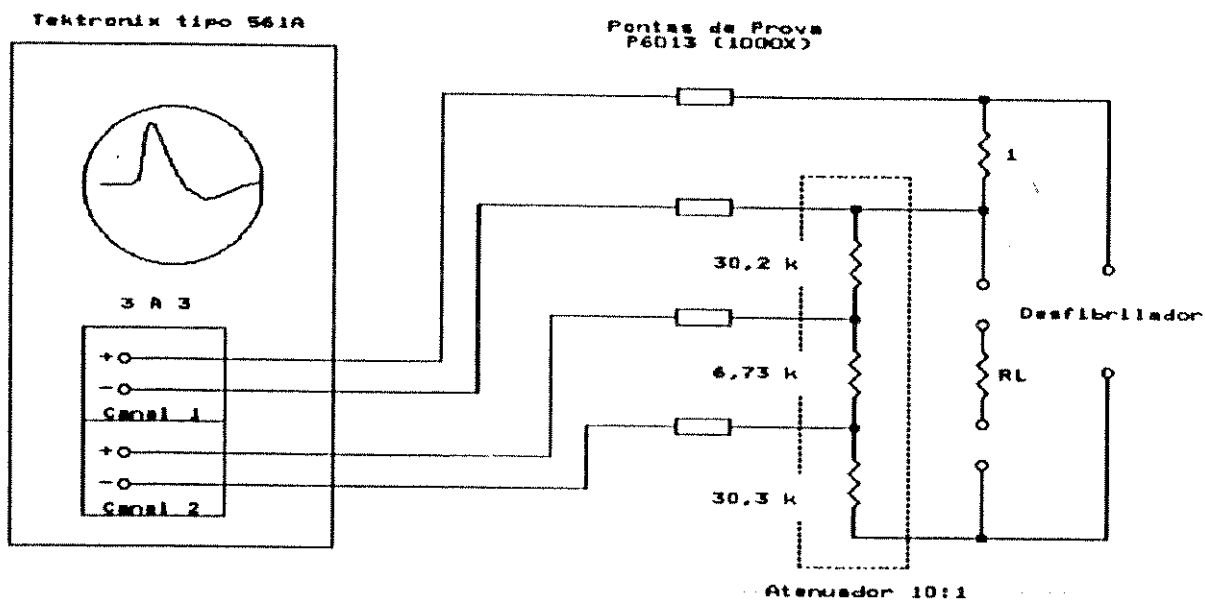


Figura 3.2. Diagrama esquemático do circuito de teste empregado por Balagot & Bandelin (1969). RL pode ser ajustada para 50, 75 e 100  $\Omega$ .

O sistema de medida de tensão e corrente (figura 3.2) requer o emprego de um divisor de tensão de alta impedância, com atenuação 10:1 e pontas de prova especiais para alta-tensão. O resistor de 1  $\Omega$  serve para obtenção da corrente, por meio da amostra de tensão, já que o osciloscópio não mede corrente.

De acordo com os autores, estima-se que o erro máximo do sistema atinja 5 %, devido a erros de calibração, escala, traçado do gráfico e planimetria.

Já o grupo de Ewy realizou uma análise comparativa entre desfibriladores DC, com um Analisador desenvolvido por M.D. Ewy, o qual fornece a leitura direta da energia e da carga total liberadas, da integral tensão-tempo e da duração da fração positiva do pulso liberado (Ewy et al., 1972b). O diagrama em blocos desse instrumento pode ser visto na figura 3.3 .

O circuito de entrada é constituído por uma rede resistiva, em configuração ponte, que possibilita, por meio do resistor ajustável, alterar a resistência de entrada para 25, 50, 75 ou 100  $\Omega$ . O bloco multiplicador realiza o produto  $i \times v$ , através do qual calcula-se a potência. Esta, processada pelo bloco integrador, resulta na energia liberada pelo desfibrilador. Do mesmo modo, as amostras individuais de tensão e corrente são aplicadas ao integrador, resultando nos parâmetros de carga liberada e integral tensão-tempo. Para medir a duração do pulso,

emprega um integrador, no qual aplica-se um pulso com amplitude constante (obtida através dos blocos detector de nível e limitador) mas largura igual a do pulso desfibrilatório.) Obtém-se, em sua saída, uma tensão proporcional à duração do pulso.

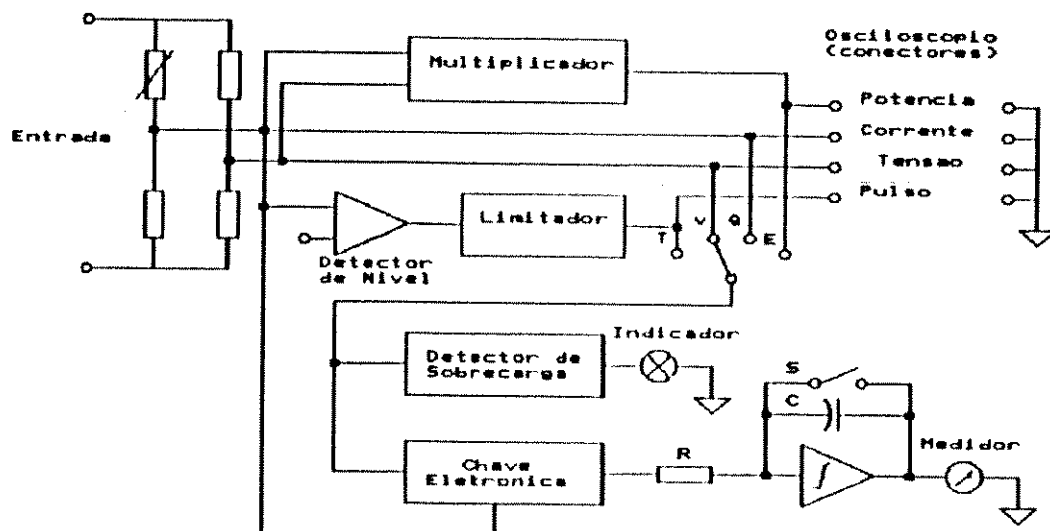


Figura 3.3. Diagrama de blocos do analisador de Evy et al. (1972b). A carga resistiva pode ser ajustada em 25, 50, 75 ou 100  $\Omega$ .

Por fim, permite que se observe a forma de onda de tensão, corrente, potência e de onda quadrada (produzida no detector de nível), através de um osciloscópio. O grau de exatidão das leituras está susceptível a erros de 3 % nas medidas de carga e integral tensão-tempo, e 5 % nas medidas de energia.

Também em 1972, foi desenvolvido um outro instrumento para avaliar o desempenho dos desfibriladores (Cook & Horowitz,

1972). Esse analisador mede o valor de pico do pulso desfibrilatório, a energia das frações positiva e negativa separadamente e a duração do pulso. A figura 3.4 ilustra o diagrama em blocos do aparelho.

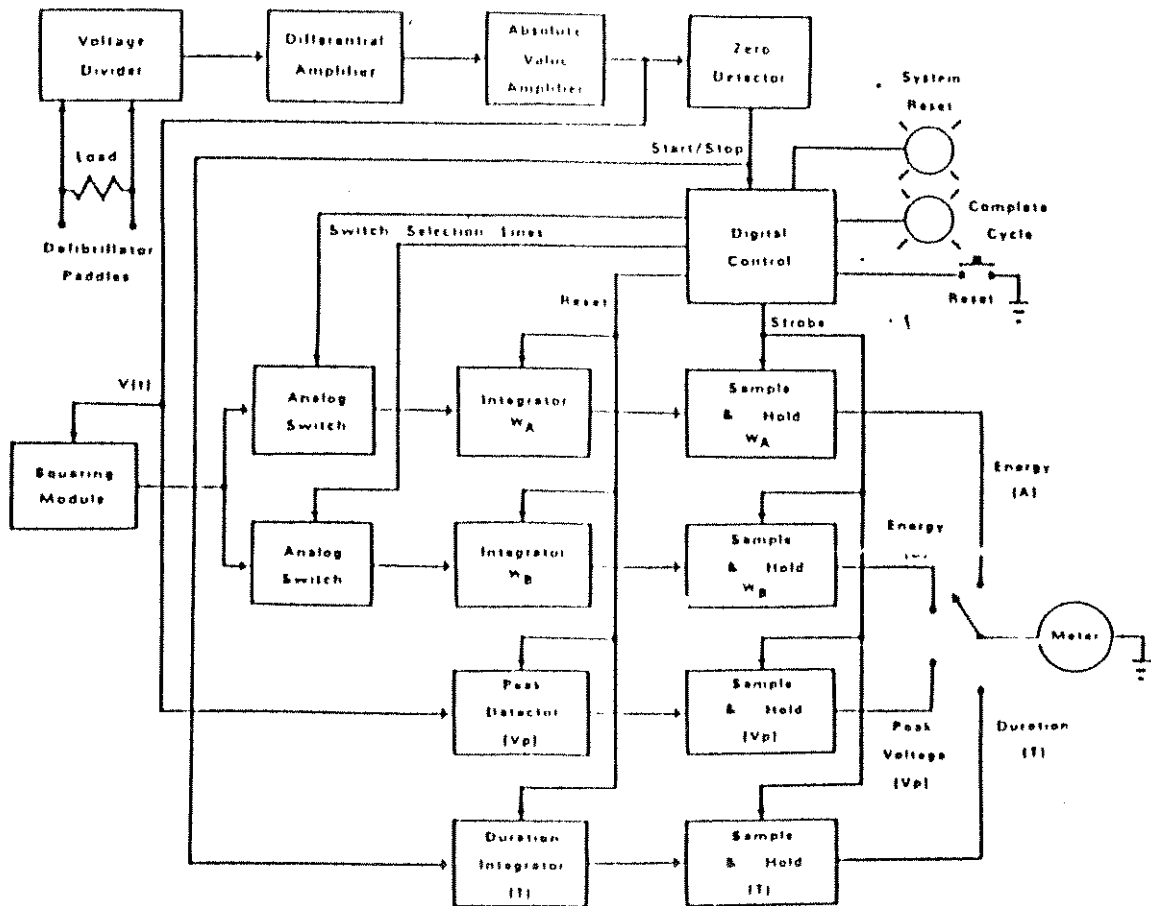


Figura 3.4. Diagrama de Blocos do Analisador Desenvolvido por Cook & Horowitz (1972).

O pulso desfibrilatório é aplicado a uma carga de 50 ohms que foi acoplada a um divisor resistivo de alta impedância, através do qual se obtém uma amostra do pulso. Esta é aplicada a um amplificador diferencial, para não haver necessidade de

especificação de polaridade ou condição de aterramento das pás desfibrilatórias. Em seguida, o bloco de valor absoluto converte o sinal em valores positivos, em conformidade com as características dos blocos detector de pico e função quadrática.

Na seqüência, o pulso passa por um detector de zero, a fim de proporcionar os sinais digitais para a unidade de controle e integrador por duração de pulso. O bloco de controle digital ativa os integradores de frações positiva e negativa ( $W_a$  e  $W_b$ ), através das chaves analógicas (e que recebem o sinal  $v^2(t)$  do bloco função quadrática); o detector de pico e o integrador por duração de tempo (que mede a duração do pulso). Os resultados das medidas realizadas permanecem memorizadas nos blocos *sample & hold*, cujo *drift* é quase nulo (0,25 % /min), a fim de manter a resposta congelada no medidor (galvanômetro) por um tempo suficiente para que se efetue a leitura da função selecionada. Há, ainda, uma saída para acoplamento de um osciloscópio.

Para testar desfibriladores, Finlay apresentou um medidor de energia como um dos procedimentos de inspeção de funcionamento, ressaltando a necessidade de verificação das correntes de fuga através das pás desfibrilatórias e eletrodos de ECG e chassis (Finlay, 1974). Na figura 3.5, ilustra-se o diagrama em blocos do medidor exemplificado.

Em 1979, foi desenvolvido um testador de desfibriladores mais sofisticado que emprega técnicas digitais e



microprocessador para medir, não só a energia liberada como também o pico de tensão, o tempo de subida da onda e mostrar a forma de onda (Sum & Dewurst, 1979).

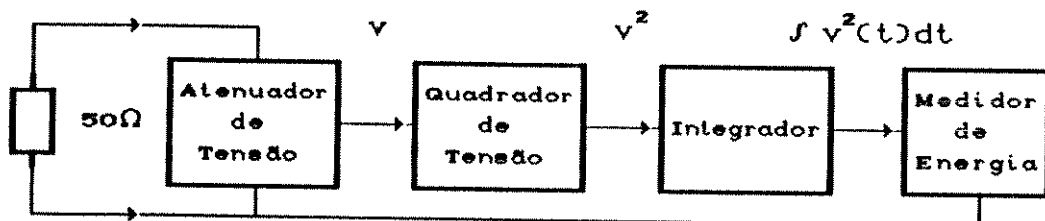


Figura 3.5. Diagrama de blocos do medidor de energia apresentado por Finlay (1974).

A seguir, descreve-se o funcionamento desse aparelho, auxiliado pela figura 3.6.

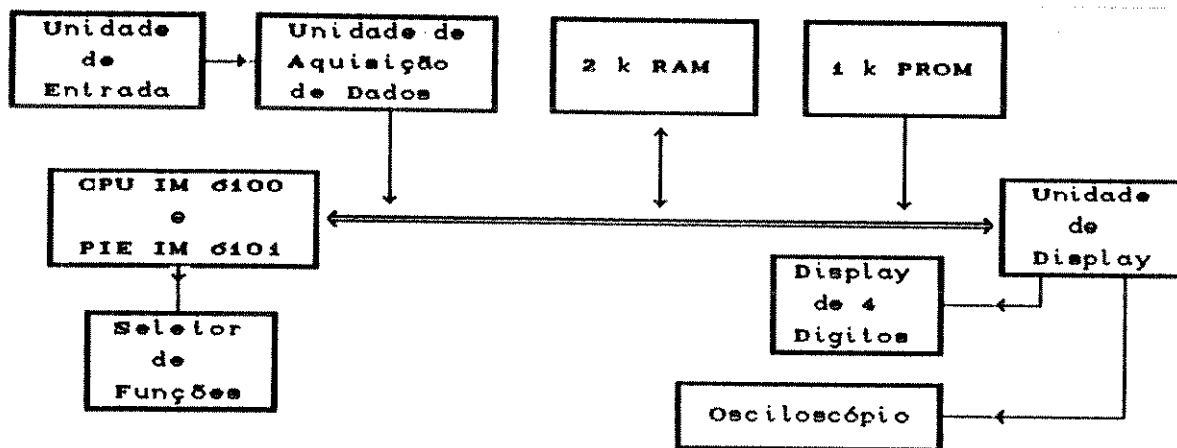


Figura 3.6. Analisador de desfibriladores, baseado em microprocessador, desenvolvido por Sum & Dewurst (1979).

A unidade de entrada recebe e atenua o pulso desfibri-

latório, na relação 1:1000, e isola o restante do circuito do estágio de entrada, mediante um OP AMP isolador especial para essa aplicação. A unidade de aquisição de dados trabalha com DMA, para aumentar a velocidade de aquisição e processamento, limitada somente pelo próprio conversor A/D. O programa inicializador encontra-se gravado numa memória PROM de 1 kbyte mas os dados de entrada são armazenados numa RAM de 2 kbytes. A energia é calculada de acordo com uma rotina de integração trapezoidal. A exatidão da computação depende da exatidão do conversor A/D e do número de amostragens tomadas. A unidade de *display* (unidade de saída) é formada por um decodificador para *display* de sete segmentos e por um conversor D/A, que reconverte o sinal digital no pulso desfibrilatório, que, agora, pode ser mostrado em um osciloscópio comum, e isento dos problemas da alta tensão.

De acordo com os autores, a precisão do instrumento chega a 0,5 %, nas medidas de energia e o pico de tensão a aproximadamente 50  $\mu$ s, na determinação do tempo de subida.

### 3.4 ANALISADORES COMERCIAIS

A ECRI, *Emergency Care Research Institution*, nas edições de agosto de 1971, junho de 1972 e outubro de 1983, do periódico *Health Devices*, apresentou uma avaliação de vários Analisadores existentes no mercado norte-americano. Apresenta-se aqui, de forma sucinta, as características e comentários mais contundentes, além de outras informações obtidas de catálogos.

O Analisador *Dempsey* modelo 429 emprega o quarto 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 alto grau de exatidão (2 %) e excelente resolução". Utiliza alimentação CA da rede; possui três faixas de alcance (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 à tomada aterrada. Não obstante, o operador corre perigo quando testa desfibriladores com saída aterrada".

A primeira versão do modelo DT-271 da Health Technology computava separadamente as frações positiva e negativa do pulso desfibrilatório (que depende da posição das pás sobre os eletrodos do Analisador). Na segunda versão, passou a calcular a energia total. As leituras são mantidas enquanto as pás desfibrilatórias estiverem aplicadas ao Analisador. O equipamento é portátil e alimentado a bateria (possui indicador de condição de carga) e sinal para calibração dos próprios circuitos. Não obstante essas qualidades, sua "exatidão (9 %) é apenas razoável e sua resolução boa".

O Analisador da *Physio-Control* baseia-se no método calorimétrico, por meio de um termômetro de Hg. A "resolução da

energia liberada é razoável" (9 %). O tempo requerido para que o sistema se recupere para uma nova leitura é de, "aproximadamente 10 min". "As protuberâncias do termômetro de vidro podem quebrar-se facilmente. Deve ser empregado somente se excelente exatidão e intervalo entre leituras forem preteridos em função do custo".

Um dos mais simples testadores de desfibriladores é o modelo DT-1A, da Dempsey, pois ele apenas indica se a energia liberada é superior a 100 J ou não. Serve apenas para análise qualitativa de funcionamento.

O Locus B indica o valor de pico do pulso desfibrilatório, ao invés de medir sua energia, como preconiza o fabricante.

Outro modelo analisado foi o Westwood DFT-70. Este equipamento está calibrado em termos de energia armazenada, baseado numa eficiência "altamente discutível" dos desfibriladores e que varia de modelo para modelo. Seu método de medição de energia é inválido pois depende da forma de onda do pulso. "Constataram-se erros de até 16 % para pulsos cuja forma de onda corresponde ao tipo Lown mas de até 80 % para a forma de onda trapezoidal.

O modelo DT 100P da Electronics Unlimited mede a energia total liberada até o limite de 500 Ws, "com boa precisão" (4 %). As leituras são mantidas no mostrador até ocorrer re-inicialização manual. "O equipamento possui facilidade de operação e

*está livre de manutenção, já que não emprega baterias ou fontes externas*" (ECRI, 1972).

O Pioneer PMS 101 mede a energia liberada até o limite de 500 Ws com *"razoável exatidão (10 %) e boa resolução"*. Possui circuito detector de subtensão para verificar a condição da bateria e *check up* da maioria dos circuitos internos. As leituras permanecem no medidor até que seja acionado o zeramento manual. A saída para osciloscópio está isolada da entrada por meio de um transformador. Há opções a bateria e a rede de CA.

O Analisador Willms Ergometer mede a energia total liberada até um máximo de 400 Ws, *"com boa exatidão (4 %) e resolução"*. Sua maior vantagem é a simplicidade, já que emprega uma termopilha para medir a energia diretamente, ao invés de computá-la eletronicamente. Com a aplicação do pulso desfibrilatório, o ponteiro se deflexiona mas imediatamente volta ao zero, o que implica em rapidez de leitura. No entanto, o tempo de recuperação é longo: *"em torno de 10 s"*.

O modelo QED III, da Biotek, mede a energia total liberada até o limite de 1 kJ, com exatidão de 2 % e boa resolução. Além de medir energia, verifica também o sincronismo dos cardioversores e permite a conexão de um osciloscópio. As leituras permanecem congeladas até que se elimine o contacto das pás com os eletrodos. É um equipamento portátil, alimentado à baterias. Mais avançado, já microprocessado, foi lançado o modelo

QED IV, que emprega LCD de 3 e 1/2 dígitos, melhorando consideravelmente a resolução do medidor, com relação ao QED III.

O modelo QED I, também da Biotek, apenas indica (por meio de um LED) se a energia liberada é maior que 160 J (numa escala) ou maior que 320 J (na outra escala). Sua principal finalidade decorre da necessidade de se inspecionar diariamente o funcionamento dos desfibriladores. O usuário de tal instrumento não é o técnico mas o médico, a enfermeira, o para-médico.

*Cardiac Recorders* desenvolveu um Analisador que mede a energia liberada por desfibriladores, até um limite de 500 J, duração máxima de 40 ms e pico de tensão de 5 kV. O instrumento, CR 581/3, é ligado quando pressionam-se as pás desfibrilatórias sobre seus eletrodos mas a leitura deve ser feita enquanto elas estiverem sobre os eletrodos.

A *Dynatech*, por sua vez comercializa vários testadores. Os modelos DT 2A e DT VA indicam apenas se a energia liberada ultrapassou um determinado limiar. No caso do primeiro modelo, esse limiar vale 200 J e para o DT VA há três níveis: 100, 200 ou 300 J.

O modelo 429 B, da *Dynatech*, constitui um medidor de energia, de precisão, compatível com as formas de onda *Lown*, *Edmark* e trapezoidal. Muito fácil para utilizar, possui somente uma chave liga/desliga e o seletor de alcance. Possui auto-reset

transcorridos 5 s após a leitura e seu medidor é analógico. Já o modelo 429 A sofreu novas sofisticacões que incorporam o uso de um microprocessador para calcular a energia. Mede até 700 J com precisão de 2 %; e se o medidor permanecer ligado sem uso, por mais de 2 min, um alarme visual é ativado no seu mostrador tipo LCD, ao mesmo tempo que corta parte da energia de alimentacão do circuito, para não descarregar a bateria. Possui também uma saída isolada para osciloscópio e pode ser alimentado com a CA da rede.

O modelo mais sofisticado da Dynatech é o PEI 3100 B, um instrumento destinado à análise do desempenho dos desfibriladores-cardioversores. Permite a medida precisa da energia liberada (até 700 J), verifica o tempo de resposta entre o pulso de trigger do cardioversor e o pulso de cardioversão (medindo, de fato, o tempo), e possui uma saída para conexão de um osciloscópio. Além disso, possui ondas padrão de ECG que permitem aferir o bom funcionamento do monitor cardíaco do cardioversor sob teste.

Por fim, descreve-se o analisador da Bio-Design, modelo DA-1. Esse equipamento mede a energia total liberada pelo desfibrilador, pelo processo de integracão eletrônica do quadrado da tensão em relacão ao tempo, sobre um resistor padrão de 50  $\Omega$ . Emprega um indicador digital de energia, cujas medidas podem variar entre 10 e 500 J. Utiliza um sistema de zeramento 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: pico de tensão, duração, tempo de subida e forma. São essas as saídas:

(1) pulso desfibrilatório em tempo real, para ser observado via osciloscópio,

(2) pulso em tempo expandido, para ser visto via osciloscópio,

(3) pulso em tempo expandido, para ser registrado em eletrocardiógrafo, através dos terminais em que seriam conectados os cabos de ECG do paciente.

Para mostrar a onda expandida, o analisador DA-1 amostra uma fração do pulso desfibrilatório a cada  $140 \mu\text{s}$  e, em 26 ms, armazena um total de 185 dessas amostras. Então, as amostras são reproduzidas (*play back*) na saída do analisador, numa razão de 28 ms (35,7 Hz). Desse modo, a forma de onda é reproduzida em *slow motion* como uma série de degraus de tensão. Um pulso desfibrilatório de 10 ms é visto como uma forma de onda de 2 s, no eletrocardiógrafo. O sistema de memória do DA-1 repete essa saída a cada 6 s.

O equipamento possui precisão de 3 %, é alimentado com a CA da rede e não apresentou (de acordo com a reportagem do ECRI) problemas de perigo com choques elétricos. Sua limitação ocorre com pulsos de duração inferior a  $100 \mu\text{s}$  (Ecri, 1973b).



### 3.5 CONCLUSÕES

Duas são as categorias de analisadores: os testadores, também cognominados de *Go-No Go Testers*, em que apenas se determina a existência de descarga desfibrilatória superior a um limiar pré-definido; e os medidores propriamente ditos, que medem a energia liberada, possibilitando, portanto, calibração e aferição. Os primeiros têm sua aplicação principal na inspeção cotidiana de funcionamento dos desfibriladores, executada pela enfermeira-operadora dos equipamentos, enquanto os segundos destinam-se às equipes de manutenção.

Quanto à verificação do sincronismo dos cardioversores, o emprego de um osciloscópio digital constitui um fator inibidor para realização de um teste de funcionamento pois, além de muito caro, envolve o emprego de outros instrumentos (comprometendo a manutenção no local de uso). Por isso, acredita-se que um sistema eletrônico dedicado represente a opção mais viável.

Para sintetizar as informações e permitir uma comparação de características e especificações entre os vários analisadores, apresenta-se, ao final deste capítulo, a tabela 3.1.

**Tabela 3.1. Comparação de Características entre Diversos Analisadores de Desfibriladores-Cardioversores. Extraído e Adaptado de ECRI (1971b, 1972, 1973b) e Catálogos de Fabricantes.**

Especificações	Método de medida	Mede	Limite (J)	Alcances (J)	Erro (X)	Resistencial de entrada ( )	"Reset"	"Display"	Testa Sincronismo	Saída para Osciloscópio	Alimentação	Preço \$ US
Bio Design DA - 1	Integral de v2/R	Energia liber.	500	500	3	50	Manual	Digital (LEDs)	Não	Normal e Expandida	Rede de CA	1195
Biotek QED III	Integral de v2/R	Energia total liberada	1000	150/500/1000	2	50	Automático	Analógico	Sim	Sim	Bateria (4 x 9 V)	850 e
Biotek QED IV	Integral de v2/R	Energia liber.	1000	200/1000	2	50	Manual	Digital (LCD)	Sim	Sim	Bateria (29 V)	--
Cardiac Recorders CR 581/3	Integral de v2/R	Energia Liber.	500	500	3	50	Automático	Digital (LCD)	Não	Não	Bateria (9 V)	--
DT - 1A	--	Energia liberada > 100 J	--	--	10	--	--	Lâmpada	Não	Não	--	150
Dempsey 429	Integral de v2/R	Energia total liberada	400	40/100/400	2	50	Automático	Analógico	Não	Sim	Rede de CA	575
DT 2A	--	Energia liber.	--	200	~15	50	--	Lâmpada	Não	Não	O sinal	301
DT VA	--	Energia liber.	--	100/200/300	~15	50	--	Lâmpada	Não	Não	O sinal	301
Dynatech Nevada 229 A	Integral v.i (digital)	Energia total liberada	700	50/700	2	50	Na medida seguinte	Digital (LCD)	Não	Sim	Bateria (9 V)	966
429 B	Integral de v2/R	Energia liber.	1000	40/100 # 400/1000 +	2 # 3 +	50	Automático	Analógico	Não	Não	Rede de CA	1257
PEI 3100 B	Integração digital	Energia liber.	700	100/300/700	2	50	Manual	Digital (LEDs)	Sim	Sim	Rede de CA	1634
Electronics Unlimited DT 100 P	Integração analógica	Energia liber.	500	500	--	--	Manual	--	--	--	Sem	290
Health Technology DT 271	Integração analógica	Energia fração +ou- do pulso	400	400	10	--	--	Analógico	Não	Sim	Bateria (2 x 15 V)	450
Locus B	Integração gráfica	Pico de tensão	--	0-50 unid. - relativas	--	--	--	Analógico	Não	Sim	Sem	150
Physio Control	Termométrico	Energia total liberada	--	-30 - +50.CI (I.C reso.)	9,6	50	--	--	--	Não	Sem	75
Pioneer PHS 101	Integração analógica	Energia liber.	500	500	--	--	Manual	--	--	Sim	Bateria ou rede CA	--
Westwood DFT - 70	Integração gráfica	Energia armazenada	550	550	16* 80**	--	--	--	--	Sim	Sem	195
Willms Ergometer WE	Termométrico	Energia liber.	400	400	--	--	--	Analógico	--	--	Termopilha	340

Observações: \* para forma de onda tipo "Low", \*\* para forma de onda tipo trapezoidal, e com opcionais, -- informação desconhecida. Preços listados em dólares americanos.

## CAPÍTULO 4

### O ANALISADOR DESENVOLVIDO

#### 4.0 INTRODUÇÃO

Por intermédio da revisão bibliográfica apresentada no Capítulo 3, observou-se que não há unanimidade na globalidade dos parâmetros aferidos pelos Analisadores, entretantes, todos medem ou fornecem uma indicação da energia liberada pelo desfibrilador.

Com relação ao testador de cardioversores, não há, nos artigos pesquisados, qualquer menção a um circuito para determinação do sincronismo ou uma medida do *delay* entre os pulsos de *trigger* (onda R do ECG) e de cardioversão; apenas um método de verificação, com auxílio de um osciloscópio com memória. Portanto, um método nem sempre acessível para equipes de manutenção ainda incipientes. Por outro lado, há três instrumentos industrializados que possuem tal implementação (Biotek e Dynatech).

Por isso, optou-se por desenvolver um equipamento que preenchesse os requisitos de um instrumento de calibração e, com

simplicidade, permitisse executar a rotina de manutenção dos DF/CVs, o que não inclui medidas de isolação de entrada, correntes de fuga, resistência de terra, entre outras, que podem ser realizadas com instrumentos existentes para tal finalidade e, além disso, constituem testes comuns a todo equipamento eletromédico.

Para minimizar os problemas de consumo, inerentes ao emprego de baterias, utilizou-se dispositivos de tecnologia CMOS e circuitos contendo número mínimo de componentes.

#### 4.1 DESCRIÇÃO GERAL DO ANALISADOR (VERSÃO 2)

O Analisador projetado (v. 2), além de efetuar as medidas rotineiras de energia liberada e verificação de sincronismo adequado à cardioversão, permite a obtenção de outros parâmetros que possuem implicações fisiológicas, tanto no sucesso quanto no que tange aos efeitos adversos do processo desfibrilatório: a amplitude máxima, a duração e o tempo de subida do pulso.

A figura 4.1 ilustra o diagrama de blocos geral do instrumento, por meio do qual explica-se seu princípio de funcionamento.

O pulso desfibrilatório é acoplado ao Analisador através de um par de eletrodos. A energia é dissipada sobre uma rede resistiva de  $50 \Omega$  (divisor de tensão), que, de um lado, simula a impedância transtorácica e de outro, atua como divisor de tensão

para obtenção de uma amostra de tensão a ser aplicada ao bloco *retificador*. Com o valor absoluto do sinal de entrada, pode-se determinar a energia total do pulso aplicado, mesmo quando este apresenta frações positivas e negativas. Com auxílio de um bloco de seleção de alcances (*seletor de escalas*), compatibiliza-se a magnitude do sinal com a escala de leitura.

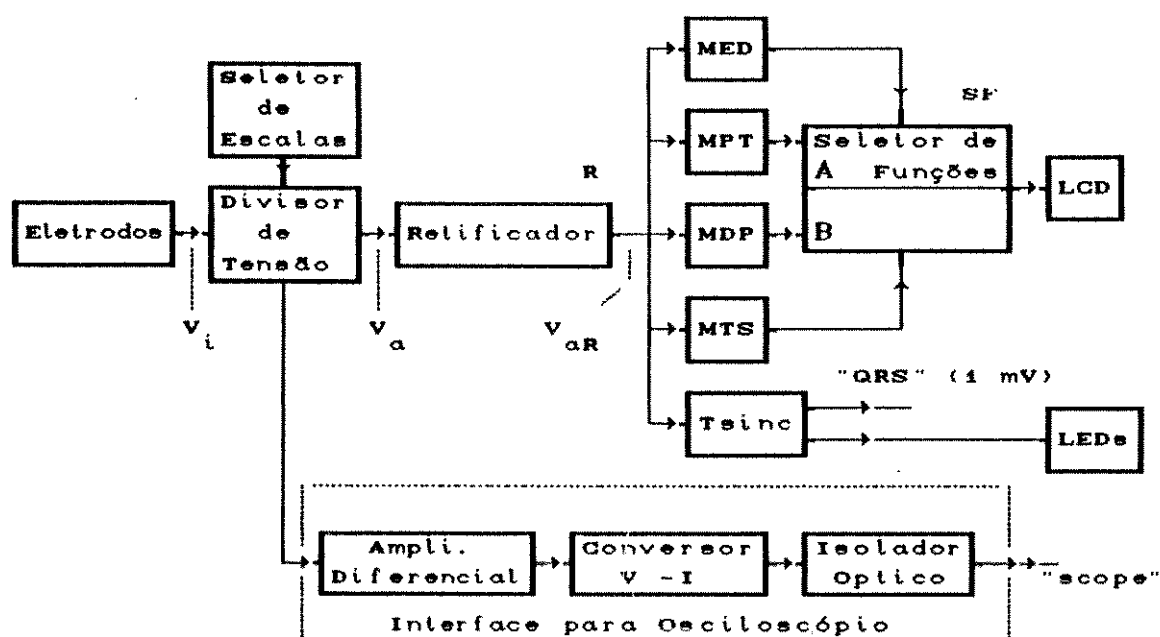


Figura 4.1. Diagrama de Blocos simplificado do Analisador.

Depois de retificado, o sinal é aplicado a cinco blocos distintos: ao medidor de energia entregue por desfibriladores (*MED*), ao medidor de pico de tensão (*MPT*), ao medidor de duração de pulso (*MDP*), ao medidor de tempo de subida (*MTS*) e ao testador de sincronismo (*Tsinc*). Os quatros primeiros blocos são conectados ao mostrador de cristal líquido via bloco seletor de funções

(SF). O bloco Tsinc possui dois sinais de saída: o primeiro corresponde ao complexo QRS simulado e que se constitui no *trigger* do cardioversor e o segundo, que aciona o mostrador composto de LEDs codificados, que sinalizam a existência ou não de sincronismo correto.

Uma fração não retificada do sinal de entrada é acoplada à *interface com saída isolada para osciloscópio*, de modo a propiciar reprodução de ambas as frações do sinal de entrada. O método empregado utiliza um isolador óptico.

## 4.2 Os ELETRODOS

Os eletrodos constituem o elo de ligação entre o desfibrilador e o Analisador. Foram confeccionados em aço inoxidável plano de 0,4 mm de espessura e área útil de 100 cm<sup>2</sup>, de formato quadrado. Suas dimensões satisfazem a todos os tamanhos de pás desfibrilatórias, cuja área máxima gira em torno de 78 cm<sup>2</sup>.

## 4.3 O DIVISOR DE TENSÃO

Como a amplitude do pulso desfibrilatório pode atingir em torno de 6 kV, somente o emprego de um atenuador permitirá o processamento do sinal em baixa amplitude. Para tal, utilizou-se um divisor resistivo de 50  $\Omega$  (Machin, 1978) que, por um lado, simula a impedância transtorácica e por outro, atenua o sinal nos níveis desejados. A figura 4.2 ilustra a rede empregada e suas

interconexões.

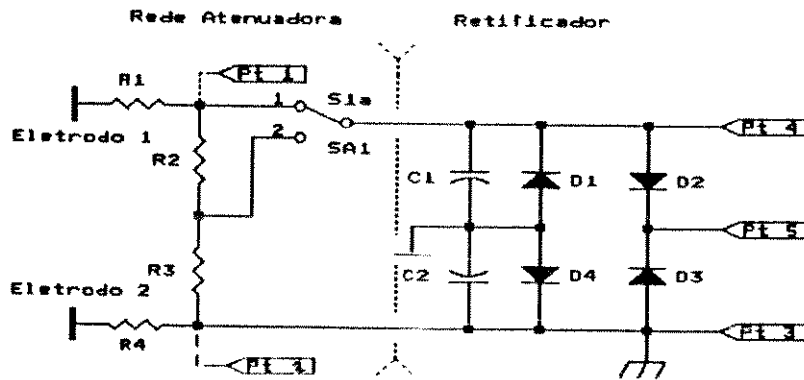


Figura 4.2. Diagrama esquemático da Rede Atenuadora Principal e do Bloco Retificador.

Tabela 4.1. Resistência e Indutância dos elementos projetados para o Divisor Resistivo principal.

	Resistência ( $\Omega$ )		Indutância (mH)
	Valor nominal	Valor real	
R <sub>1</sub>	24,00	24,90	1,68
R <sub>2</sub>	0,71	0,71	0,069
R <sub>3</sub>	0,33	0,33	0,031
R <sub>4</sub>	24,96	25,9	1,7
R <sub>T</sub>	50,00	51,84	3,5

Os resistores empregados são do tipo não-indutivo, para garantir reprodutibilidade da onda desfibrilatória. No entanto, por serem de alta potência (120 W), foram construídos com fio constantan, o que, irremediavelmente, produz um pequeno efeito indutivo. Porém, o fio foi enrolado de modo a minimizar esses

efeitos. A tabela 4.1 mostra os valores de indutância e resistência encontrados *in loco*. Esses valores apresentam-se superiores aos limites aceitáveis (Finlay, 1974).

As atenuações produzidas pelo divisor valem 48,076 e 151,515 e foram calculadas para estabelecer as duas escalas de medida do MED: 100 e 1000 J, respectivamente.

#### 4.4 O RETIFICADOR

A existência de frações positivas e negativas do pulso desfibrilatório (tanto em desfibriladores de descarga capacitiva amortecida com forma de onda do tipo *Lown-Gurvich* quanto de pulsos retangulares bipolares) requer um bloco que obtenha o valor absoluto do(s) pulso(s), a fim de calcular sua energia total. Por outro lado, isto torna o instrumento independente da posição das pás desfibrilatórias sobre os eletrodos do Analisador.

O retificador empregado baseia-se na configuração ponte e seus díodos foram selecionados pelo critério da menor corrente de fuga gerada, haja visto que o aparecimento de correntes espúrias, mesmo de reduzidíssima intensidade, fatalmente apareceriam, sob a forma de *drift*, no módulo MED e com isso, produziriam erro de medida, além de redução no tempo de congelamento da leitura. Por isso, optou-se pelos díodos FDH 300 de invólucro preto, fabricados pela Fairchild (Fairchild, 1987). Contudo, não são de fácil aquisição no mercado paulista, já que a produção é limitada



e sob encomenda. Porém, como no comércio, só existe o FDH 300 de encapsulamento incolor, a solução foi pintá-los ou cobri-los, para minimizar os efeitos fotocondutivos a que eles ficam intensamente submetidos.

A figura 4.2 mostra o circuito do retificador empregado. Os capacitores C1 e C2 atuam como filtro, a fim de atenuar ou eliminar pequenos sinais espúrios, gerados na saída do desfibrilador (quicá, devido às fugas no relé de transferência e/ou capacitor de saída) ou decorrentes de campo elétrico.

#### 4.5 O MED

O medidor de energia elaborado baseia-se em circuitos analógicos que calculam a energia do pulso liberado segundo a expressão matemática

$$\tau = \int_{T_0}^{T_1} \frac{V_i^2(t)}{R} dt \quad (4.1)$$

onde:  $\tau$  = energia liberada (J)

$V_i$  = tensão aplicada entre os eletrodos (V)

$R$  = resistência de entrada do Analisador ( $\Omega$ )

$T_0-T_1$  = duração do pulso (s)

Em decorrência da atenuação existente por meio do divisor resistivo, o sinal aplicado ao MED vale, em verdade, uma

fração do sinal de entrada, denominada de tensão de amostra,  $V_a$ .

Assim:

$$V_a(t) = \frac{V_i(t)}{k} \quad (4.2)$$

E portanto:

$$\tau = k^2 \int_{T_0}^{T_1} \frac{V_a^2(t)}{R} dt \quad (4.3)$$

onde:  $V_a$  = tensão na amostra (entrada do MED) (V)

$k$  = fator de atenuação

O MED permite medidas até o limite de 1000 J, cobrindo, portanto, toda a gama de desfibriladores comerciais existentes (e que usualmente não ultrapassa 400 J). Mas considerando que o limite recomendado para desfibrilação transventricular é de 50 J, e no intuito de oferecer uma calibração mais fina nessa faixa, preferiu-se inserir outro fundo de escala, de 100 J.

A figura 4.3 ilustra o diagrama em blocos do MED. O sinal de entrada, atenuado conforme a faixa de leitura escolhida, é aplicado ao bloco *função quadrática*, que atua, também, como conversor tensão-corrente.

A corrente resultante ( $i_{int}(t)$ ), diretamente proporcional a  $V_{aR}^2$ , passa por um integrador, cuja saída alimenta um

conversor analógico-digital (DVM), para que a resposta possa ser apresentada em um mostrador do tipo LCD de sete segmentos.

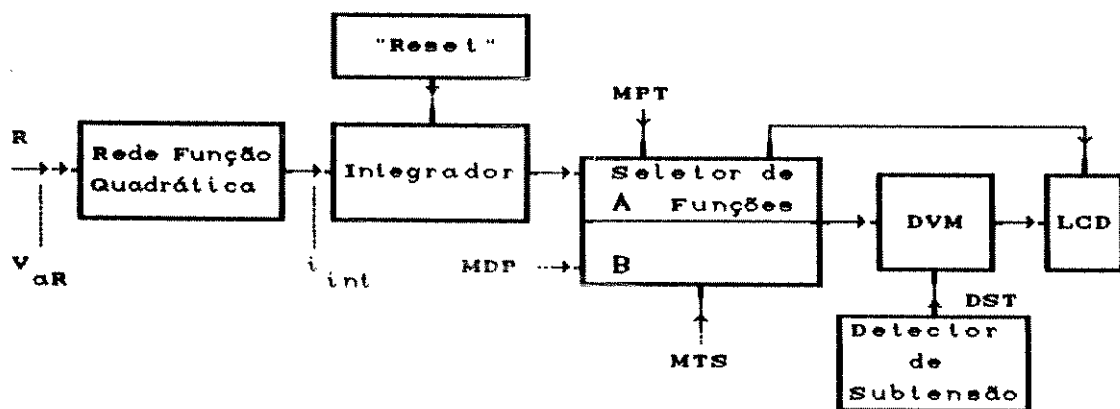


Figura 4.8. Diagrama de blocos do MED.

O sistema de re-inicialização manual do medidor constitui outra característica importante do Analisador, pois o técnico pode manter a leitura do mostrador *congelada* por tempo indefinido, em primeiro lugar porque o *drift* do MED é muito baixo (inferior a 1% / min) e em segundo, porque há um seletor que retém a leitura pela inibição do conversor A/D (bloco *DVM*).

#### 4.5.1 O Bloco Função Quadrática

Há alguns dispositivos monolíticos que desempenham a multiplicação de sinais analógicos (e portanto, a potenciação), tais como o MC 1495/1595 (Motorola, 1987), o ICL 8013 (Intersil, 1988) o AD 533 (Analog Devices, 1988) ou o MPY 100 (Burr-Brown, 1989); ou ainda, é possível desenvolver um multiplicador discre-

to, por meio de amplificadores log/anti-log e amplificadores de transcondutância (os mais comuns (Nohama & Manrique, 1991)), além dos sistemas *quarter square*, por divisão de tempo ou por razão de corrente (Tobey, 1986). Contudo, a maioria dos métodos necessita de tensões de referência e um diferencial entre a alimentação e o máximo sinal de entrada, como no caso do MC 1495, de 2 V; ou seja, deve existir uma alimentação mínima de 7 V, para haver uma excursão de 5 V no sinal de entrada. Além disso, o consumo eleva-se substancialmente e eles não funcionam bem com níveis muito baixos de excitação.

Por esses motivos, procurou-se uma solução mais compatível com os propósitos de baixo consumo, alimentação e máxima excursão do sinal de entrada. Trabalhou-se, então, com outro tipo de circuito, que sob a forma de uma rede de díodos, configura um gerador de funções, nesse caso específico, como gerador da função quadrática.

#### 4.5.1.1 Princípio de Funcionamento

Os geradores de função a díodos possibilitam a obtenção de funções não lineares por aproximação. Geralmente, utilizam amplificadores operacionais (OP AMPs) associados a redes de realimentação não lineares. A forma mais comum de gerar tais funções é através do uso de aproximação linear de segmentos, como ilustrado na figura 4.4. A exatidão da rede é determinada pelo número de segmentos utilizados. A curva completa é obtida pela

adição dos segmentos lineares, cujas tensões de disparo e inclinações são determinadas separadamente para cada segmento. A figura 4.5 indica como os segmentos podem ser gerados e somados pelo OP AMP. O ponto de soma ( $P_s$ ) do OP AMP constitui um ponto de soma de correntes advindas da rede de diodos, e o resistor ( $R_f$ ) provê o ajuste de escala.

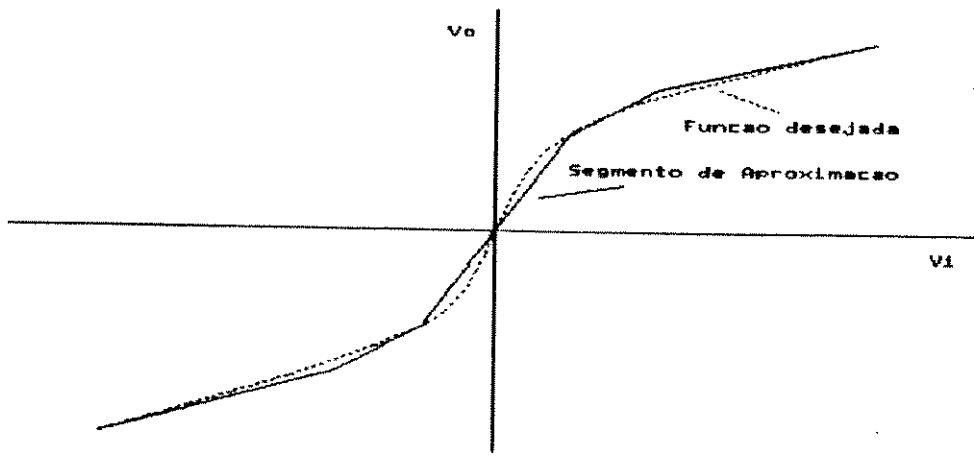


Figura 4.4. Representação Gráfica de uma certa Função Desejada e sua obtenção por meio de Segmentos de Aproximação.

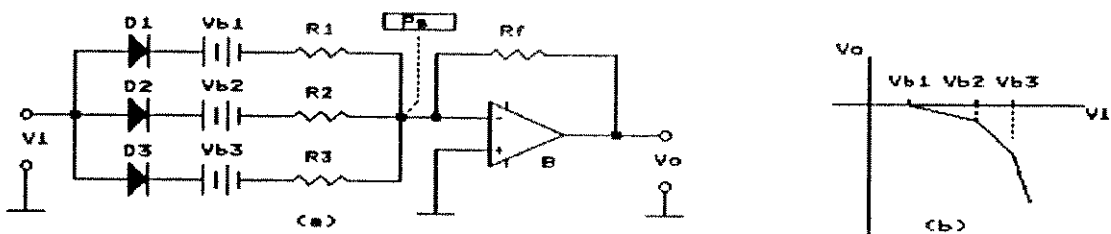


Figura 4.5. Exemplo de Circuito Gerador de Funções a Diodos, obtido pela Soma de Segmentos Lineares (a) e seus respectivos segmentos (b) (de Tobey, 1986).

No caso do circuito desenvolvido, em lugar de diodos comuns e fontes de polarização, foram empregados diodos zener, com diferentes tensões de zener, para compor a curva parabólica com dez segmentos.

#### 4.5.1.2 O Circuito Montado

O circuito (figura 4.6) foi projetado para gerar a função quadrática dentro da faixa de 0 a 40 V (correspondente a uma amplitude de entrada,  $V_i$ , de até 6 kV), produzindo, na saída, uma corrente da ordem de 0 a 8 mA.

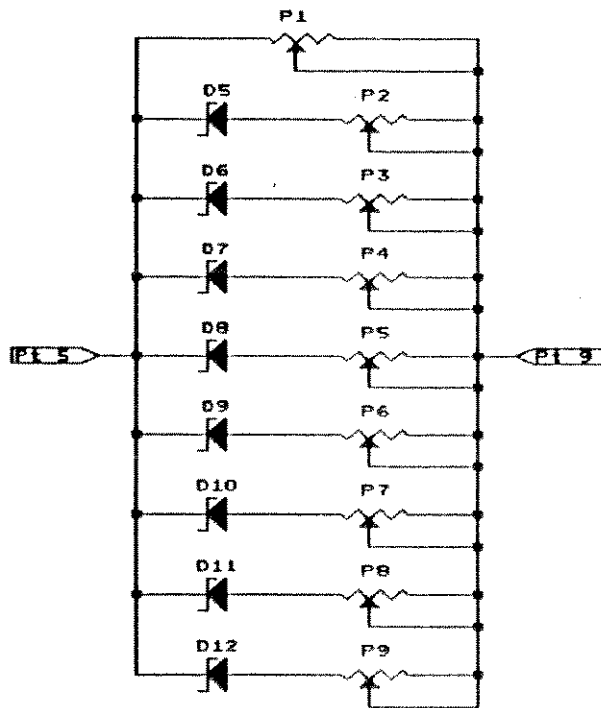


Figura 4.6. Diagrama Esquemático da Rede Função Quadrática.

Devido à tensão perdida nos diodos da ponte retifica-

dora, calibrou-se a rede quadradora interligada ao retificador, de modo a reduzir os erros introduzidos pela tensão da barreira de potencial daqueles díodos. Como consequência de dados experimentais, optou-se por empregar um passo de 1,48 V de amplitude de entrada, para uma corrente de 10  $\mu$ A na saída. Com isso, estabeleceu-se uma regra de calibração, ordenada conforme a tabela 4.2.

Tabela 4.2. Regra de calibração empregada na Rede Função Quadrática (RFQ).  $V_i$  representa tensão no atenuador de entrada;  $I_i$ , corrente de entrada;  $V_a$ , tensão na amostra (entrada da RFQ);  $I_{int}$ , corrente na saída da RFQ (entrada do integrador e DVM, saída do Voltímetro Digital. "OF" significa "Overflow".

Energia (J)	$V_i$ (V)	$I_i$ (A)	$V_a$ (V)	$I_{int}$ ( $\mu$ A)	DVM (mV)
10	223,607	4,4721	1,476	10	10
40	447,213	8,9443	2,952	40	40
90	670,820	13,4164	4,427	90	90
160	894,427	17,8886	5,903	160	160
250	1118,034	22,3607	7,379	250	250
360	1341,640	26,8328	8,855	360	360
490	1565,240	31,3050	10,331	490	490
640	1788,854	35,7770	11,806	640	640
810	2012,460	40,2490	13,282	810	810
1000	2236,070	44,7214	14,758	1000	1000
1210	2459,675	49,1935	16,234	1210	1210
1440	2683,280	53,6656	17,100	1440	1440
1690	2906,888	58,1377	19,185	1690	1690
1960	3130,495	62,6099	20,661	1960	1960
2250	3354,100	67,082	22,137	2250	"OF"

Para calibração estática da rede utilizou-se o esquema mostrado na figura 4.7. A comprovação de seu desempenho, em termos dinâmicos, encontra-se ilustrada no capítulo 5, item 5.2.1.

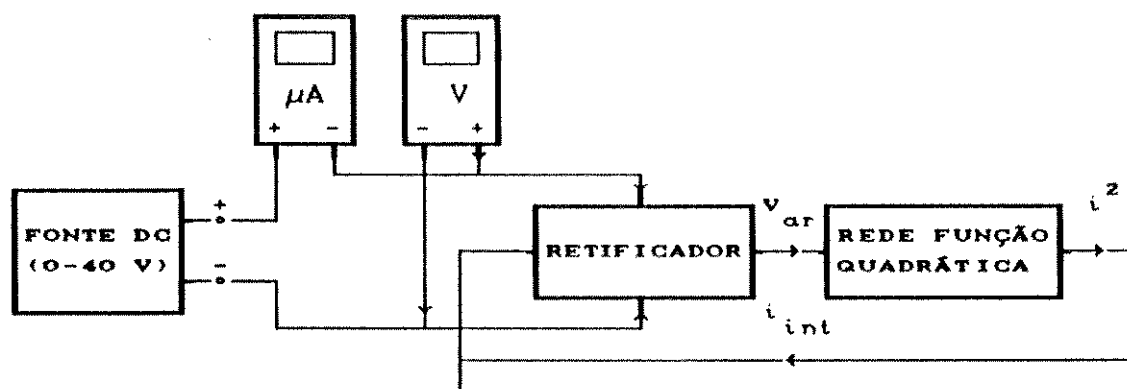


Figura 4.7. Ilustração do Esquema de Calibração da Rede Função Quadrática.

#### 4.5.2 O Integrador

O pulso desfibrilatório, depois de atenuado, retificado e potenciado, é integrado, para concluir o cálculo da energia.

##### 4.5.2.1 Princípio de Funcionamento

O integrador analógico constitui um dispositivo extremamente útil em computação, processamento e geração de sinais. Emprega um OP AMP na configuração inversora, conforme ilustra a figura 4.8. Na situação ideal, a equação que o define é:



$$V_o = - \frac{1}{R.C} \int_{T_0}^{T_1} V_i(t) dt \quad (4.4)$$

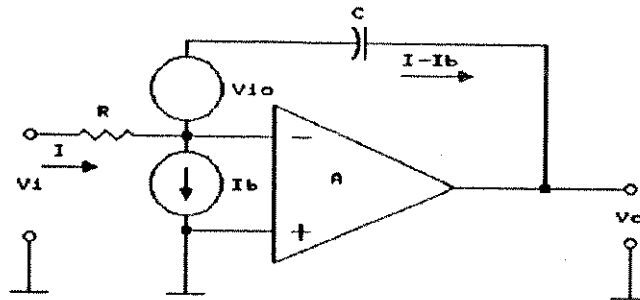


Figura 4.8. Efeitos da Corrente de Polarização e Tensão de Offset sobre o Integrador (de Tobey, 1986).

Contudo, num modelo mais real, tal como ilustrado na figura 4.8, deve-se levar em conta a tensão de *offset* e a corrente de polarização do OP AMP, já que, devido a esses fatores DC, a saída do integrador passa a constituir-se de duas componentes: o sinal integrado mais o termo de erro:

$$V_o = - \frac{1}{R.C} \int V_i dt + \frac{1}{R.C} \int V_{io} dt + \frac{1}{C} \int I_b dt + V_{io} \quad (4.5)$$

onde:

- R = resistência de entrada ( $\Omega$ )
- C = capacitância de integração (F)
- $V_i$  = tensão de entrada (V)
- $V_{io}$  = tensão de *offset* de entrada do OP AMP (V)

$I_b$  = corrente de polarização do OP AMP (A)

O termo de erro compõe-se da tensão de *offset* de entrada e da corrente de polarização. A integral da tensão de *offset* resulta numa rampa de tensão. Além dessa rampa de erro, o *offset* de entrada cria, uma tensão de *offset* na saída, de valor igual ao da entrada. A corrente de polarização flui quase que integralmente pelo capacitor de realimentação, carregando-o também sob a forma de uma rampa. Os erros resultantes da corrente de polarização podem ser minimizados pelo aumento na capacitância de realimentação e os de *offset*, pela compensação externa.

Para melhorar o desempenho do integrador, deve-se escolher criteriosamente um capacitor de realimentação que possua uma corrente de fuga inferior à corrente de polarização do amplificador. Capacitores de poliestireno ou de teflon são a melhor opção, para integração de longa duração.

Para escolha do OP AMP, deve-se utilizar como critérios a exatidão desejada e a duração do tempo de computação. Os amplificadores a FET são recomendados para integração de média duração, porque possuem baixa corrente de polarização.

#### 4.5.2.2 O Integrador Desenvolvido

Para o projeto do integrador, consideraram-se os parâmetros discriminados na tabela 3.1, especialmente a duração do

pulso desfibrilatório e a energia máxima, já que a amplitude havia sido considerada no cálculo do atenuador.

O capacitor ( $C_3$  da figura 4.9) foi selecionado considerando-se três condições: (1) o tempo de integração, (2) baixa corrente de fuga e (3) a conversão de escala (tensão-energia).

O OP AMP empregado ( $U_1$ ), o CA 3130, de encapsulamento metálico, satisfaz as condições exigidas pelo integrador, ou seja, baixíssima corrente de polarização (5 pA) e compensação externa de *offset* de entrada, além de proteção diferencial de entrada, elevada impedância de entrada (1,5 T $\Omega$ ), alimentação simples ou bipolar, *slew rate* relativamente elevado (10 V/ $\mu$ s), compensação de frequência via capacitor externo e baixo custo.

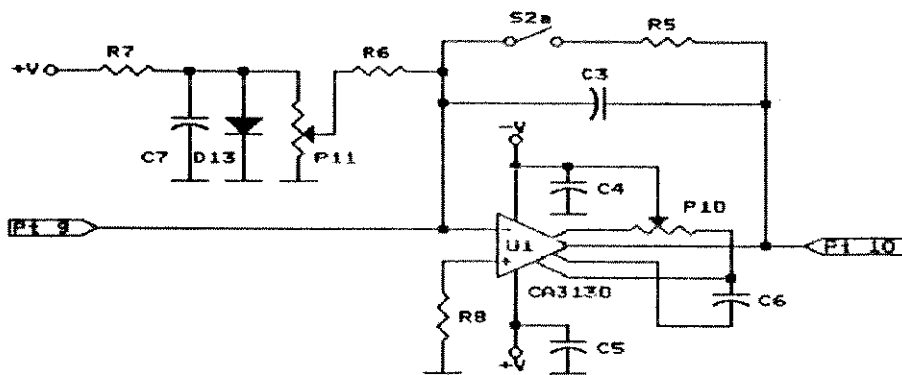


Figura 4.9. Diagrama Esquemático do Integrador desenvolvido.

Com o CA 3130, praticamente eliminam-se os problemas inerentes à corrente de polarização e à tensão de *offset*. Na

figura 4.9 mostra-se o diagrama do Integrador montado. Devido à associação do integrador a outros circuitos do Analisador, tornou-se necessária a inserção de um circuito de compensação de corrente de polarização ( $D_{13}$ ,  $P_{11}$ ,  $C_7$ ,  $R_7$ ).

A tensão de saída do integrador permanece praticamente inalterada (devido ao baixo *drift*) e é aplicada ao voltímetro digital via seletor de funções. Para efetuar nova medida, deve-se acionar manualmente o controle de *reset* (uma chave,  $S_{2a}$ , que curto-circuita o capacitor de integração).

#### 4.6 O MEDIDOR DE PICO DE TENSÃO

Como a amplitude máxima do pulso tem suas implicações fisiológicas relacionadas aos danos cardíacos, como descrito no Apêndice I, importante se torna aferir o valor máximo da tensão gerado pelo desfibrilador; que pode estar alterada em decorrência de um curto-circuito no indutor de amortecimento (caso dos desfibriladores por descarga senoidal amortecida) e ser, portanto, um indicativo (para o técnico) do defeito existente.

Os dados pesquisados mostram que a amplitude máxima normal (aproximadamente 400 J armazenados) chega a 3 kV, para descarga amortecida mas podendo atingir até 6 ou 7 kV (nos mais antigos), para descarga simples. Desse modo, projetou-se o medidor com o propósito de medir pulsos de até 6 kV e com duração mínima de 50  $\mu$ s.

A figura 4.10 ilustra o diagrama de blocos desse estágio do Analisador. Constitui-se basicamente de um detector de pico e um voltímetro digital. O sinal já retificado é novamente atenuado (Atenuador 2) até um nível adequado (3,2 V), passa pelo módulo de correção de  $2 V_f$  (tensão nos díodos devido à barreira de potencial) e somente então, o sinal vai para o detector de pico. Os demais blocos já foram ou serão descritos *a posteriori*.

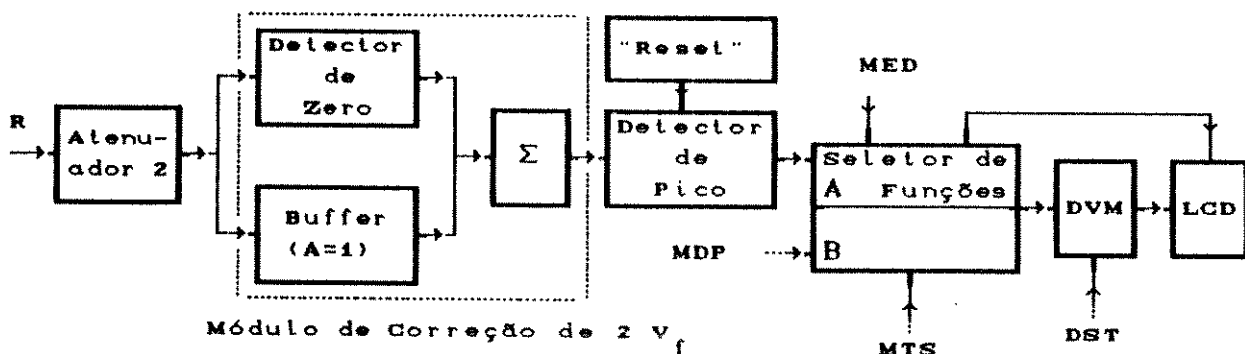


Figura 4.10. Diagrama de Blocos do Medidor de Pico de Tensão.

#### 4.6.1 Princípio de Funcionamento

Um detector de pico é essencialmente um circuito de *Amostragem e Retenção* (*Sample & Hold, S & H*) cujos modos de operação são controlados pelo sinal monitorado. À medida que o sinal de entrada cresce acima da tensão mantida, o detector segue o sinal, no seu modo de amostragem. Quando o sinal decresce, o detector mantém a máxima tensão anteriormente medida, em seu modo

retenção. A saída mantém-se estável ao nível do maior pico detectado até que surja um pico maior ou que o circuito seja re-inicializado, pelo controle de reset (também uma chave, S, que curto-circuita o capacitor C de retenção e amostragem).

A figura 4.11 mostra a estrutura básica de um detector de pico e a forma de onda característica de sua saída.

Esse circuito detecta picos positivos. O OP AMP atua como amplificador não-inversor de ganho unitário. O sinal de entrada carrega o capacitor de retenção sempre que a amplitude de entrada for superior à tensão já armazenada, pois do contrário, o diodo D1 fica *cortado*. Caso o sinal de entrada seja transitório (ou um pulso único), o diodo cortado impede que o capacitor se descarregue. O diodo D2 desvia os sinais negativos para a massa, reduzindo a tensão inversa a que ficaria submetido o diodo D1, reduzindo, conseqüentemente, as correntes de fuga que atenuam a amplitude de saída.

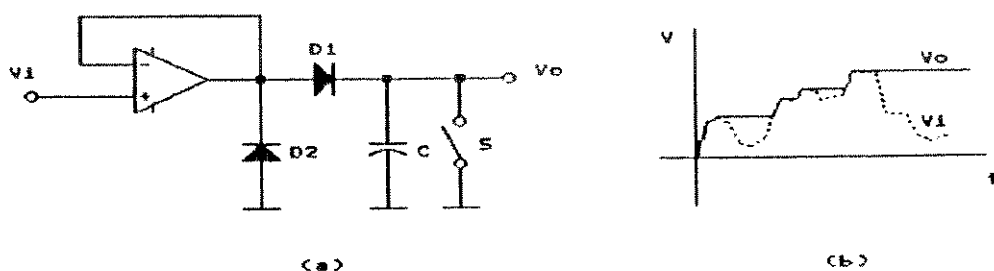


Figura 4.11. Estrutura Básica de um Detector de Pico (a) e Exemplo de Formas de Onda de Entrada ( $V_i$ ) e Saída ( $V_o$ ) (b).

#### 4.6.2 Erros Comuns nos Detectores de Pico

Os erros mais freqüentes que ocorrem num detector de pico são:

(1) na amostragem, devido à tensão de *offset* de entrada do amplificador, à tensão de modo comum, à banda passante, ao erro de ganho, aos erros provocados por *overshooting* (que podem carregar o capacitor com valor acima do próprio pico), e ao limiar de condução do diodo D<sub>1</sub> (aproximadamente 0,6 V);

(2) na retenção, gerados por correntes parasitas que provocam geralmente, queda da tensão de saída. Esses fatores incluem: corrente de entrada do amplificador, fugas do diodo D<sub>1</sub>, chave de inicialização (*reset*), absorção dielétrica do capacitor e qualquer corrente de carga de saída.

#### 4.6.3 Possíveis Soluções

Os problemas apresentados no tópico anterior podem ser solucionados (ou minimizados) por meio dos seguintes cuidados:

(1) utilizando-se amplificadores com elevada impedância de entrada, portanto, OP AMPs com circuito de entrada FET ou BIFET e conforme o caso, OP AMPs dos tipos *chopper-stabilized* ou *varactor* (Graeme, 1977; Tobey et al., 1986),

(2) escolhendo-se díodos que apresentem baixa corrente de fuga,

(3) escolhendo-se capacitor de retenção com baixa absorção dielétrica e baixa corrente de fuga, preferencialmente

de teflon ou poliestireno,

(4) empregando-se técnicas de desacoplamento adequadas,

(5) utilizando um segundo OP AMP como *buffer* mas inscrito no elo de realimentação, para evitar os erros de *offset* e ganho, tal como indicado na figura 4.12 (Graeme, 1977). Nesse caso, A2 deve ser mais rápido que A1, para não ocorrer sobrecarga do capacitor devido ao retardo no elo de realimentação. Empregar ainda, compensação de fase adequada.

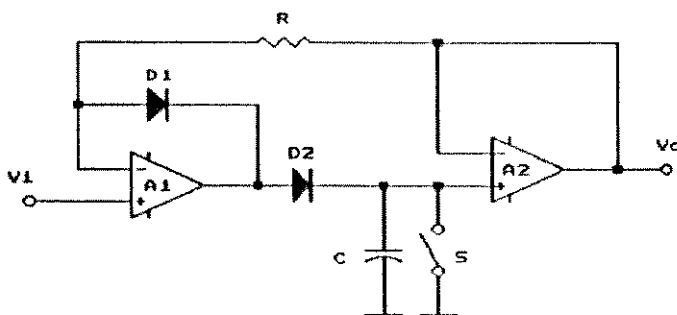


Figura 4.12. Detector de Pico implementado com "Buffer" de Saída, para evitar "Droop" devido à Carga no Capacitor (de Graeme, 1977).

#### 4.6.4 Aumento de Velocidade do Detector de Pico

Uma das mais sérias limitações dos detectores de pico é seu tempo de aquisição (*acquisition time*), que corresponde ao tempo necessário para ocorrer a comutação do modo retenção para o modo amostragem e para adquirir um novo pico. Depende de inúmeros fatores: tempo de comutação entre os modos de operação, velocidade com que o capacitor é carregado e o *settling time* do circuito. Às considerações básicas de *settling time*, uma resposta de instalação sem *overshoot* faz-se necessária para evitar sobrecarga



do capacitor de retenção.

A velocidade de carga do capacitor de retenção é controlada, fundamentalmente, por um compromisso entre um tempo de aquisição curto e um tempo de retenção longo, apesar de que, teoricamente, o tempo de aquisição de um S & H ser baixo e o de retenção alto (*ad infinitum*). Este é limitado pela diminuição na tensão de saída, resultante da descarga do capacitor de retenção, em virtude das correntes parasitas. Capacitâncias grandes são desejáveis porque reduzem a fuga mas aumentam o tempo de amostragem, resultando daí, o compromisso entre esses dois parâmetros de tempo. Uma forma de evitá-lo consiste em usar dois detectores de pico em cascata. Nessa arquitetura, o primeiro tem um capacitor de baixo valor para aquisição rápida. Uma maior velocidade de redução da tensão devido à fuga é contornada pelo segundo detector, que adquire a tensão armazenada no primeiro antes que ocorra uma fuga significativa. Para essa transferência, o segundo circuito pode ter um tempo de amostragem prolongado e uma maior capacitância, porém, com um tempo de retenção extremamente maior.

Outra solução para o problema emprega um reforçador de corrente de carga para o capacitor, de modo a reduzir o tempo de aquisição; contudo, este método apresenta limitações no tempo de comutação para sinais baixos, devido aos díodos do circuito (Graeme, 1977).

Um outro método possível inclui reforço e grampeamento do amplificador de entrada, pela remoção da compensação de fase

durante a transição da comutação e pelo ajuste seletivo do ganho durante a transição. Entretanto, para se beneficiar do reforçador-grampeador, o circuito deve trabalhar com picos repetitivos, que não é o caso do Analisador (Graeme, 1977).

#### 4.6.5 O Circuito Desenvolvido

Assim como no caso do MED, uma das características desejadas no MPT era um elevado tempo de congelamento da resposta. Porém, como o pulso desfibrilatório tem curta duração, o tempo de aquisição deve ser curto, o que traz complicações técnicas intransponíveis com um detector simples. Buscou-se, por isso, uma solução alternativa, como o explicitado no item 4.6.4, em que se indica o emprego de dois detectores de pico associados em cascata, onde o primeiro faz aquisição rápida com baixo tempo de retenção e o segundo, adquire o sinal com baixa velocidade mas retém-no por longo tempo.

Cada um dos detectores baseia-se na arquitetura denominada de detector de pico com diodo reforçador, (Graeme, 1977; Jung, 1981). Para melhorar o desempenho do circuito, inseriram-se diodos com baixíssima corrente de fuga (FDH 300 pintados de preto), ainda minimizada pela redução da polarização reversa dos diodos (quando no estado de corte) devido à configuração do circuito ( $D_{14}$  e  $D_{15}$ , figura 4.13). Assim, a fuga torna-se essencialmente a corrente de polarização do amplificador operacional mais a corrente de fuga do capacitor de retenção. Por isso, optou-se

por OP AMPs com entrada à FET (que possuem corrente de polarização reduzidíssima, da ordem de 50 pA), tipo ICL 7611, e capacitores com a menor fuga e absorção dielétrica encontrados no mercado (poliester metalizado, tanto de 100 nF quanto de 10  $\mu$ F, este, composto pela associação de três capacitores de 3,3  $\mu$ F).

Os dois estágios são idênticos excetuando-se os capacitores, que foram determinados em função dos tempos de aquisição e retenção desejados. A figura 4.13 ilustra o circuito projetado.

Assim como no bloco MED, também aqui o sinal resultante do detector de pico vai para o seletor de funções e ao voltímetro digital. Duas escalas de medida ( $S_{1b, c}$ ) podem ser selecionadas: 1 e 6 kV, com resolução de 1 e 10 V (figura 4.14).

#### 4.6.6 Correção de Erro provocado pelos Diodos do Retificador

De *per si*, o detector de pico não necessita de um sinal de entrada retificado, contudo, para medir a amplitude máxima do sinal, independentemente de sua polaridade, torna-se necessário o emprego de uma ponte retificadora.

No entanto, a queda de tensão nos díodos em condução ( $V_f$ ) provoca um erro de magnitude variável e tanto maior quanto menor for o sinal de entrada. Por isso, tornou-se necessário inserir um módulo de correção para minimizá-lo, principalmente com amplitudes reduzidas.

#### 4.6.6.1 Princípio de Funcionamento

A figura 4.14 ilustra o diagrama esquemático do módulo de correção. Este compõe-se de: um detector de zero, com saída calibrada no nível de correção; um *buffer*, conectado em paralelo com o detector de zero; e um somador do tipo não inversor, que adiciona o nível de correção ao sinal proveniente do *buffer*.

O sinal de entrada  $V_a$  ( $V_i/k$ ), ao passar pela ponte retificadora, sofre uma redução de  $2 V_f$  ( $\cong 1,4 V$ ). Em seguida, para compatibilizar o sinal com os demais estágios do medidor de pico, ele é novamente atenuado ( $k_1$ ). Logo, o erro provocado pelos díodos da ponte será  $2 V_f/k_1$ . Para recuperar essa diferença de potencial, inseriu-se o bloco de correção, que efetua uma soma entre o sinal advindo da ponte ( $V_a - 2 V_f$ ) e um sinal de erro ( $2 V_f/k_1$ ) obtido a partir do próprio sinal de entrada. Este sinal de erro é gerado somente em presença do sinal de entrada. Como há o segundo atenuador na entrada do Medidor de Pico, de fato, o valor a ser corrigido corresponde a  $2 V_f/k_1$ , onde  $k_1$  representa a atenuação ocorrida nesse atenuador. Os dois sinais são, então, somados e a adição corresponde ao sinal de entrada do MPT ( $V_a/k_1$ ). A figura 4.15 ilustra graficamente o funcionamento do circuito.

#### 4.6.6.2 O Detector de Zero

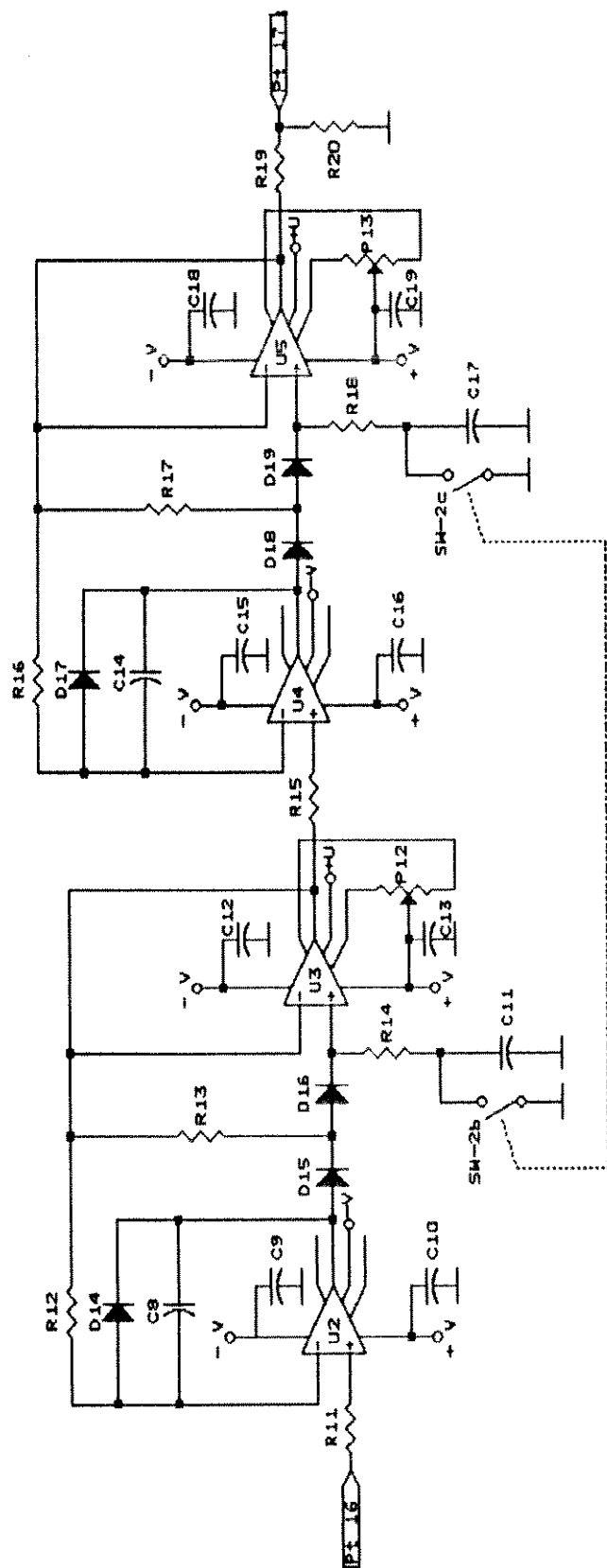


Figura 4.13. Diagrama Esquemático do Detetor de Pico Desenvolvido.

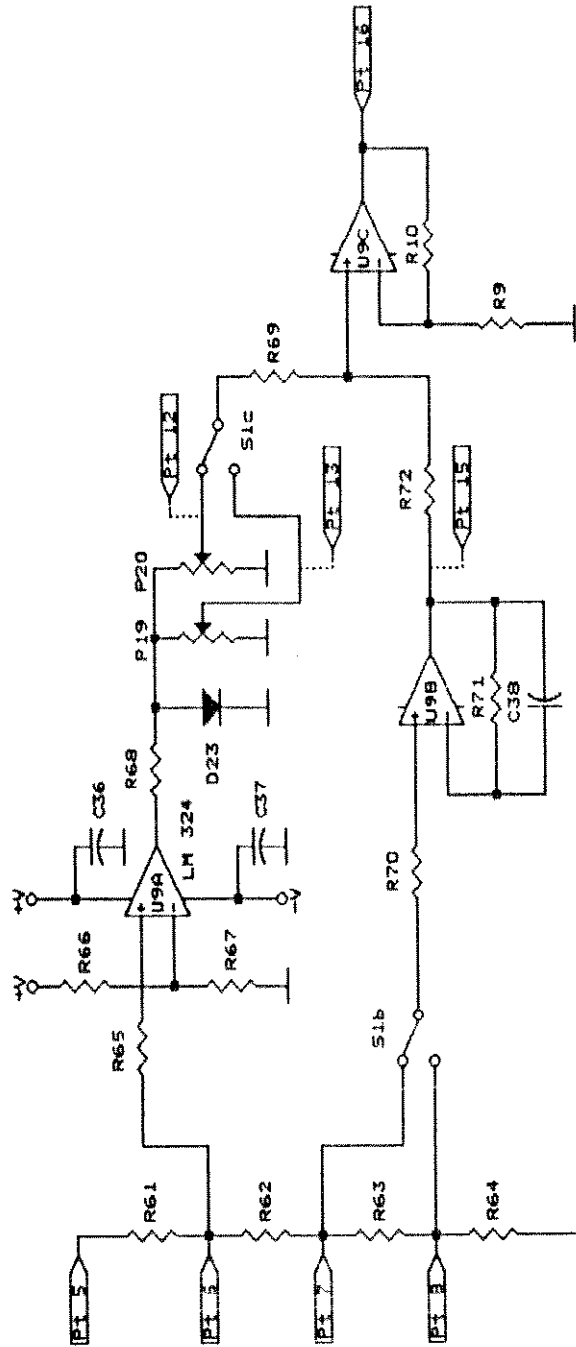


Figura 4.14. Diagrama Esquemático do Módulo de Correção de 2 Vf.

Em verdade, o detector de zero empregado (figura 4.14) possui um pequeno limiar, a partir do qual o sinal presente é reconhecido, evitando assim, que ruídos ativem o detector.

#### 4.6.6.3 O Redutor de Escala

Ilustrado na figura 4.14, o redutor de escala tem por objetivo compatibilizar o nível de erro provocado na entrada com o nível realmente existente na entrada do detector de pico. Calculados os fatores para ambos os alcances, 1 e 6 kV, esses fatores resultaram em 6,93 e 13,2, o que corresponde a 60 e 200 mV, respectivamente.

#### 4.6.6.4 O "Buffer"

O emprego de um *buffer* (figura 4.14) tem por objetivo isolar a entrada do amplificador somador da rede atenuadora, de modo a não ocorrer efeito de carga quando da interconexão.

#### 4.6.6.5 O Amplificador Somador

Como o sinal de entrada é positivo e também o detector de pico desenvolvido detecta picos positivos, surgiu a necessidade de desenvolver um amplificador somador não inversor (figura 4.14). Para evitar qualquer alteração na amplitude do sinal de entrada, ele foi projetado para ter ganho unitário.

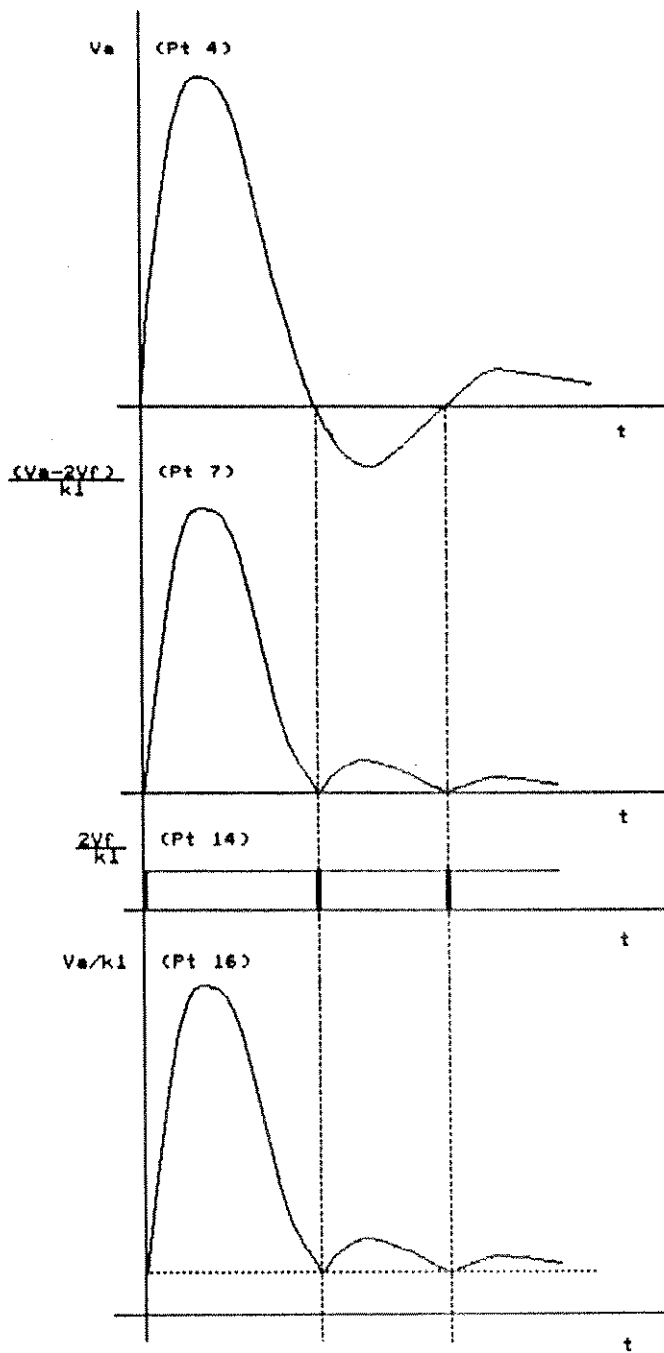


Figura 4.15. Representação Gráfica do Processamento de Sinais através do Estágio de Correção de Erro de 2  $V_f$ .



## 4.7 O MEDIDOR DE DURAÇÃO DE PULSO

Este bloco permite a determinação direta da duração do pulso desfibrilatório, sem a necessidade do emprego de um osciloscópio de memória.

De acordo com a norma americana ANSI/AAMI DF-02, de 1981, a duração do pulso pode ser aferida referenciada em 10 ou 50 % de sua amplitude máxima (figura 4.16).

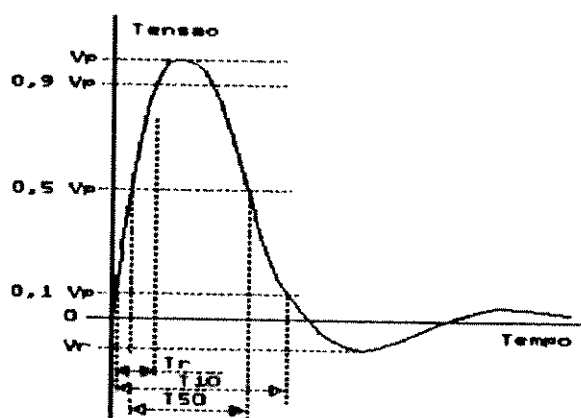
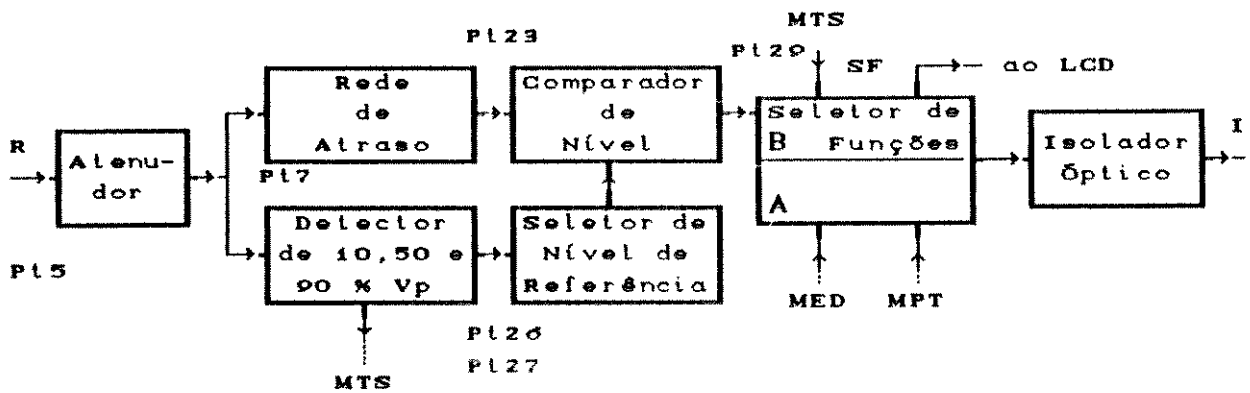


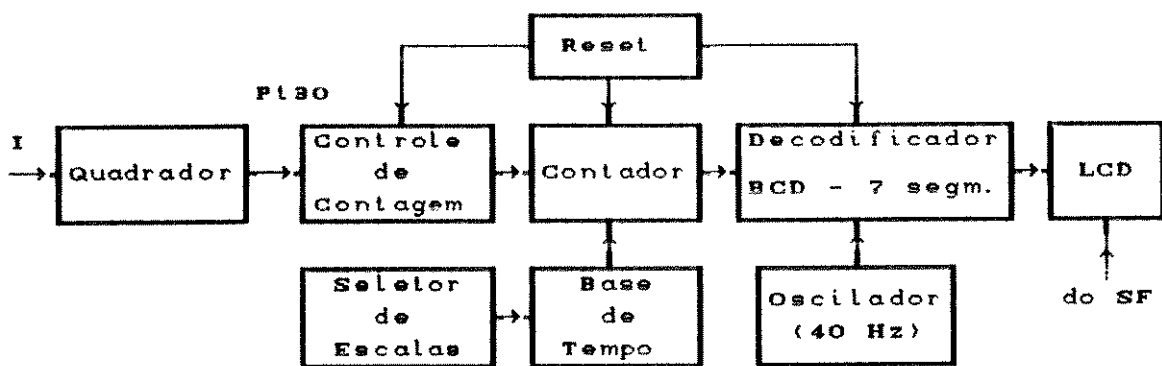
Figura 4.16. Representação gráfica dos parâmetros típicos do pulso senoidal amortecido (de ANSI/AAMI).

O instrumento projetado permite medir pulsos numa faixa de  $100 \mu\text{s}$  a  $100 \text{ ms}$ , atendendo às recomendações da norma ANSI/AAMI DF-02, que preconiza (de acordo com as pesquisas atuais) duração do pulso desfibrilatório na faixa de  $3,1$  a  $9,2 \text{ ms}$  ( $T_{10}$ ) ou  $2,1$  a  $4,17 \text{ ms}$  ( $T_{50}$ ) para onda senoidal amortecida; e de  $2$  a  $24 \text{ ms}$  para onda exponencial truncada (trapezoidal).

O Medidor constitui-se fundamentalmente de três subsistemas: a rede de atraso, a unidade de controle (Detector de 10 e 50 %, Comparador de Nível, Seletor de Nível de Referência e Reset), e o bloco contador (Contador, Decodificador 7 segmentos, Base de Tempo, Oscilador de Baixa Frequência).



(a)



(b)

Figura 4.17. Diagrama de Blocos do Medidor de Duração e Pulso: (a) etapa analógica de processamento e (b) etapa digital.

A figura 4.17 mostra o diagrama de blocos do Medidor. O

pulso desfibrilatório, depois de devidamente acoplado, atenuado (atenuador principal,  $Pt_4$ ), retificado ( $Pt_5$ ) e novamente atenuado (segundo atenuador,  $Pt_7$ ), de um lado, passa por um detector de pico, a fim de se extrair 10 ou 50 % de sua amplitude máxima (limiares de comparação,  $Pt_{26}$  e  $Pt_{27}$ ) e, por outro lado, é atrasado em aproximadamente 10 ms ( $Pt_{29}$ ). Ambos os sinais, daí resultantes, são aplicados a um comparador de nível ( $Pt_{23}$  e  $Pt_{26}$  ou  $Pt_{27}$  que comuta para + V ( $Pt_{29}$ ) quando a amplitude do sinal atrasado ultrapassa e permanece superior ao limiar de 10 ou 50 %.

Por meio da figura 4.18, ilustram-se as principais formas de onda, com suas amplitudes e sucessões relativas.

Posteriormente, o sinal (já convertido em digital,  $Pt_{29}$ ) é acoplado opticamente ao circuito de *Controle de Contagem*,  $Pt_{30}$  (início e fim de contagem) e sucessivamente, ao *Contador* propriamente dito, ao *Decodificador*, ao *Seletor de Funções* e finalmente, ao *Display* (3 dígitos).

#### 4.7.1 A Rede de Atraso (*Delay Line*)

A unidade de atraso constitui o bloco fundamental do MDP, já que é ela quem permite a aplicação do pulso desfibrilatório ( $Pt_{29}$ ) ao comparador de nível, com suficiente atraso, a fim de compará-lo com o limiar de 10 ou 50 % (já determinado em tempo real, pelo detector de níveis de referência).

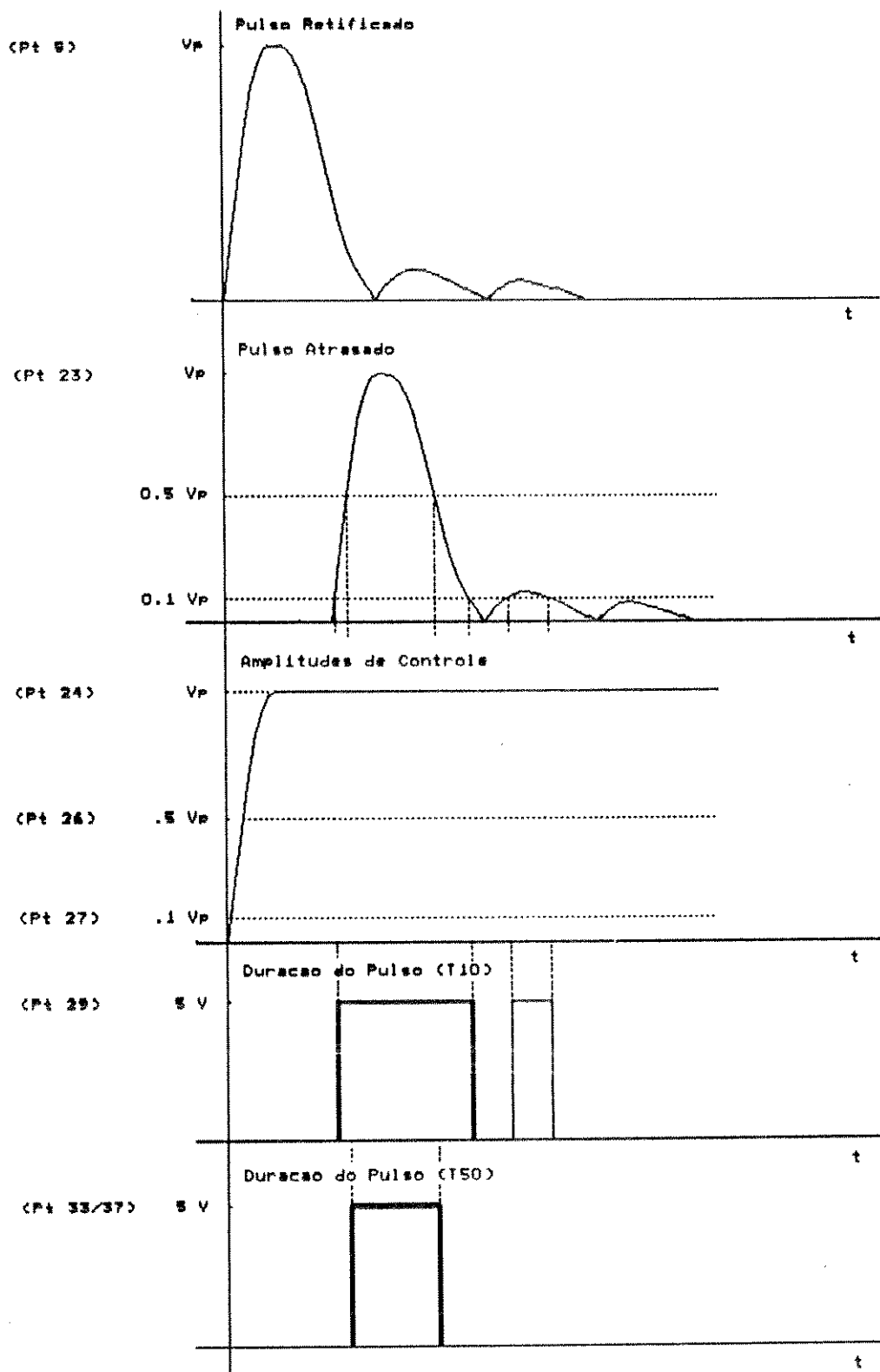


Figura 4.18. Principais Formas de Onda do Bloco MDP.

Dois são os métodos plausíveis de implementação. No primeiro, denominado de linha de atraso digital (figura 4.19), o sinal analógico de entrada é convertido em digital, atrasado digitalmente por meio de um *shift register* e depois, reconvertido em sinal analógico. No segundo (figura 4.20), intitulado de linha de atraso analógica, empregam-se *shift registers* analógicos (denominados de *bucket brigade memories* - BBMs) e o sinal é processado e atrasado analogicamente.

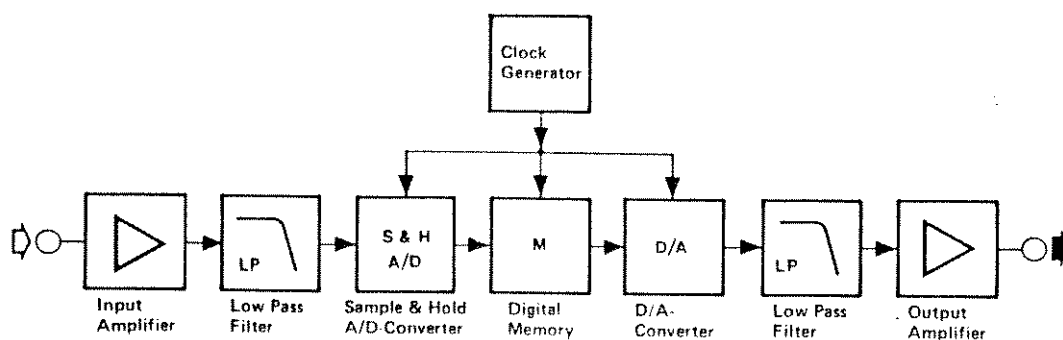


Figura 4.19. Diagrama de Blocos de uma Linha de Atraso Digital (de Elektor, 1979).

Como principal vantagem da linha de atraso digital destaca-se a sua maior capacidade de atrasar o sinal sem deformá-lo, ideal quando se deseja atrasos muito prolongados (superiores a 200 ms), como no caso de unidades de reverberação ou eco. Suas desvantagens principais envolvem: custo elevado dos conversores A/D e os erros de quantização inerentes ao processo de conversão analógico-digital.

Quanto à linha de atraso analógica, a redução de preços tornam as BBMs uma opção eficaz quando o atraso desejado não ultrapassa a 100 ms (Elektor, 1978).

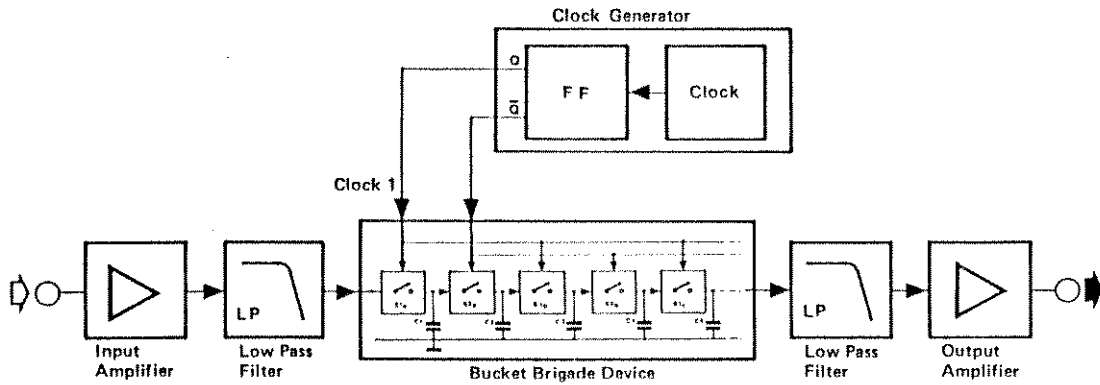


Figura 4.20. Diagrama de Blocos de uma Linha de Atraso Analógica (de Elektor, 1979).

Face ao reduzido atraso (aproximadamente 10 ms) necessário na aplicação do MDP, optou-se pela rede analógica de atraso, que implica, por outro lado, em menores custos e consumo.

#### 4.7.1.1 Princípio de Funcionamento

As BBMs operam de modo análogo à antiga brigada de bombeiros trasladando baldes de água de mão em mão. Os baldes correspondem a capacitores e a água, à carga elétrica.

Com auxílio da figura 4.21, descreve-se, a seguir, o

princípio de funcionamento de uma BBM, que se compõe de uma associação adequada de capacitores e chaves eletrônicas. As chaves são abertas e fechadas alternadamente por meio de um gerador de *clock* de duas saídas em contra-fase. Quando  $S_{1a,b,\dots}$  são fechadas, então  $S_{2a,b,\dots}$  permanecem abertas e vice-versa. O sinal de entrada é aplicado a  $S_{1a}$ . Quando esta chave é fechada,  $C_1$  carrega-se com o valor instantâneo do sinal de entrada, isto é, com uma amostra do sinal de entrada.

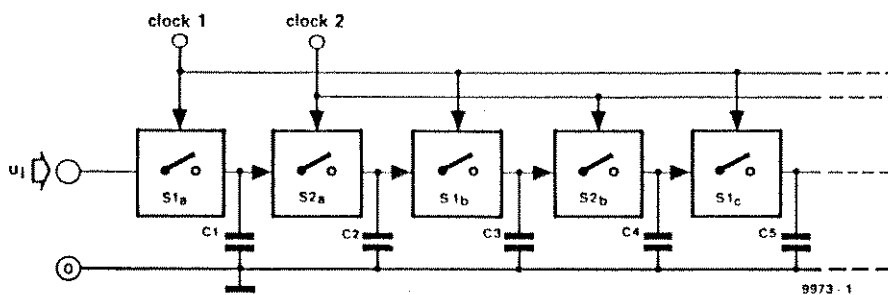


Figura 4.21. Diagrama ilustrativo sobre o Princípio de Funcionamento de uma BBM (de Elektor, 1978).

Quando  $S_1$  abre e  $S_2$  fecha, a carga de  $C_1$  é transferida à  $C_2$  via  $S_2 a$ . Quando  $S_1$  fecha novamente,  $C_1$  recebe nova amostra de sinal enquanto  $C_2$  transfere sua carga para  $C_3$  via  $S_1 b$ , e assim, sucessivamente.

Portanto, efetua-se um certo número de amostragens, as quais são tomadas em diversos pontos ao longo do sinal de entrada (figura 4.22) e transferidas através do *shift register* sob a forma de uma seqüência de pacotes de carga.

O sinal de saída aparecerá como uma série de pulsos, sincronizados com o sinal de *clock*, cuja envoltória descreve o sinal de entrada original, que pode ser recuperado com auxílio de um filtro passa-baixas, que removerá as componentes de alta frequência do sinal de *clock*, presentes no sinal defasado.

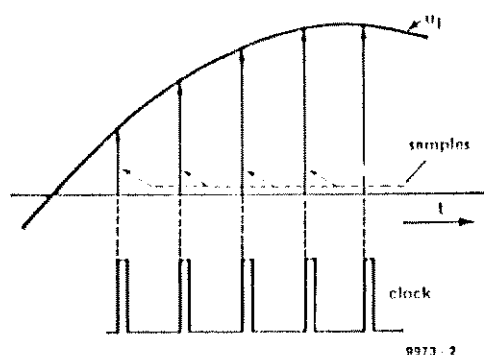


Figura 4.22. Representação do Processo de Amostragem em uma BBM (de Elektor, 1978).

O tempo de atraso produzido pela BBM depende de dois fatores: (1) o número de células de memória e (2) a frequência de *clock*. Como o sinal de entrada atravessa dois estágios a cada pulso de *clock*, o tempo de atraso corresponde a:

$$t = n / 2fc \quad (4.6)$$

onde:  $n$  = número de células de memória

$fc$  = frequência de *clock* (Hz)

Mas pelo teorema da amostragem, a frequência de *clock*



deve ser pelo menos duas vezes a máxima frequência do sinal de entrada. Isto induz à relação:

$$t = n / 4f_s \text{ (máx)} \quad (4.7)$$

onde:  $f_s$  = frequência do sinal de entrada (Hz)

Por conseguinte, deve-se adotar um compromisso entre o tempo de atraso e o espectro de frequência do sinal de entrada.

#### 4.7.1.2 A Rede de Atraso Desenvolvida

A Rede de Atraso compõe-se de uma BBM, um gerador de *clock* e um filtro passa-baixa. Contudo, para operar corretamente, a BBM requer um circuito de polarização DC, já que sua estrutura interna baseia-se em transistores tipo FET.

#### A BBM

Para implementação da Rede de Atraso, recorreu-se à BBM MN 3007, da Panasonic, que possui 1024 células de memória. Com este CI obtém-se um atraso de até 25,6 ms para uma faixa de frequência de zero a 10 kHz (onda desfibrilatória com duração mínima de 100  $\mu$ s), conforme a frequência de *clock* empregada. Devido a sua limitação em trabalhar somente com sinais DC e por razões intrínsecas ao dispositivo, para efeitos de polarização, necessário se fez o emprego de deslocadores de nível, na entrada

e na saída da BBM. A figura 4.23 mostra o diagrama básico de polarização do MN 3007. O amplificador U 6B proporciona a polarização DC (em torno de  $-1,8$  V, para máxima excursão de sinal; determinado experimentalmente devido à inexistência da folha de dados técnicos) e o acoplamento do sinal à entrada da BBM. No entanto, o sinal de entrada fica grampeado ao nível quiescente de polarização. A não utilização de um capacitor de acoplamento justifica-se pelo fato que o capacitor bloqueia a componente DC do sinal, que é, neste caso, imprescindível para a determinação da duração do pulso ( $T_{10}$  ou  $T_{50}$ ). Analogamente, para corrigir o grampeamento provocado na entrada, inseriu-se o amplificador somador U7 C, que desloca o sinal para o potencial de terra. Neste caso, o nível de grampeamento vale aproximadamente  $+1,8$  V. O amplificador U 6C (ganho unitário) isola o atenuador de entrada do circuito de polarização, para evitar efeito de carga e conseqüente distorção do sinal. Função equivalente desempenha o amplificador U 7B, na saída do MN 3007; porém, devido à presença do capacitor  $C_{22}$ , realiza também uma primeira filtragem das componentes de alta freqüência presentes no sinal atrasado.

### O Gerador de "Clock"

Considerando que para o funcionamento adequado do MDP é essencial que o atraso produzido na onda desfibrilatória seja maior que seu tempo de subida, optou-se por um atraso de 10 ms, respaldado pela norma ANSI/AAMI DF-02, que estipula um tempo de subida máximo de aproximadamente 1,5 ms. Por outro lado, foi

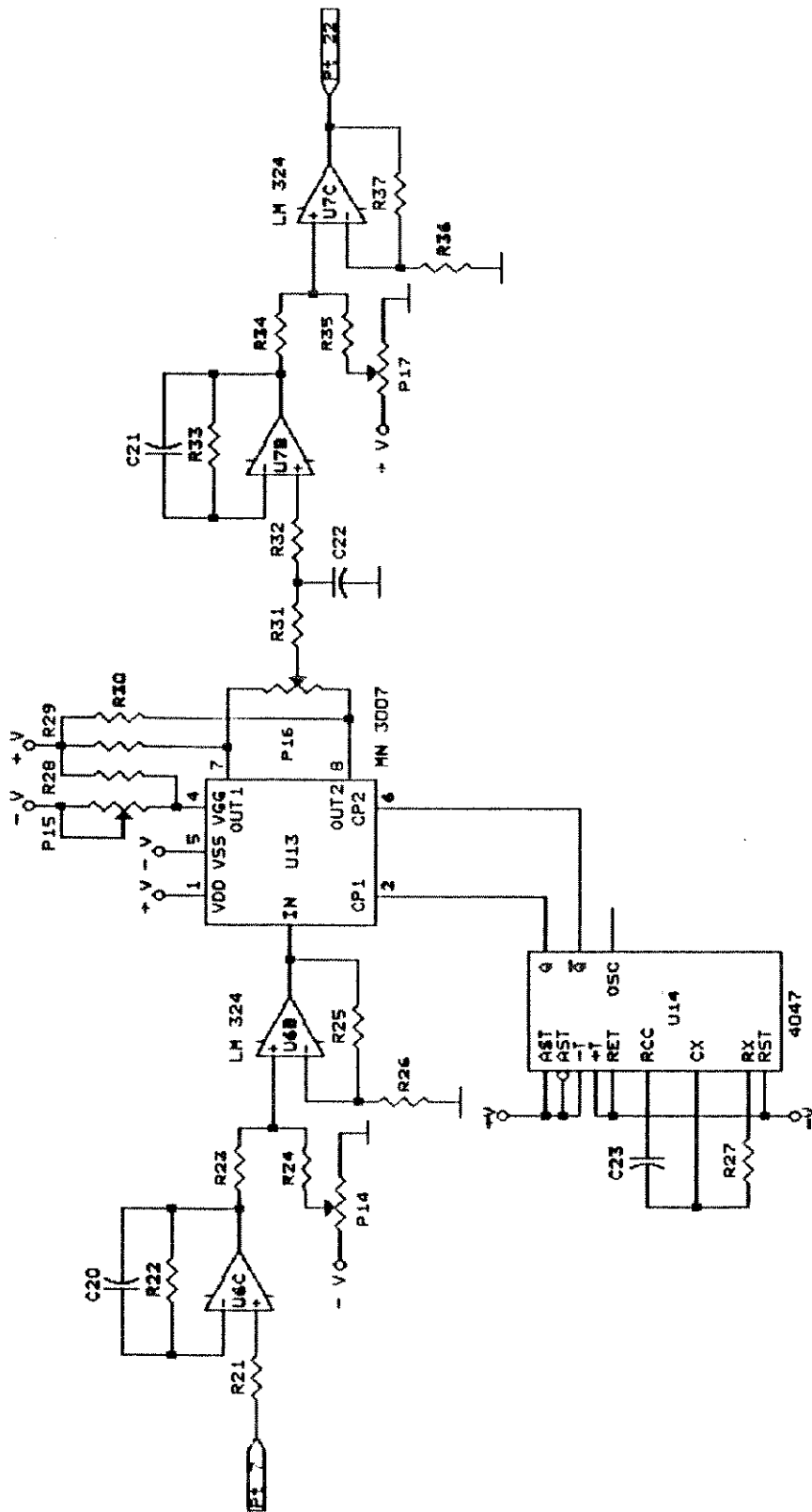


Figure 4.23. Diagrama Elétrico de Circuito de Polarização de 88M MN 3007.

mantido o compromisso com a resposta em frequência necessária (pelo menos 10 kHz).

Definida a mínima largura (máxima frequência) de pulso a ser medida, determinou-se a frequência de *clock*, obedecendo ao teorema da amostragem. Optou-se por 50 kHz. Este bloco foi construído com o CD 4047, um multivibrador astável (MA) de precisão, que possui duas saídas em contra-fase (Q e  $\bar{Q}$ ), cujo diagrama encontra-se ilustrado na figura 4.23.

### O Filtro Passa-Baixa

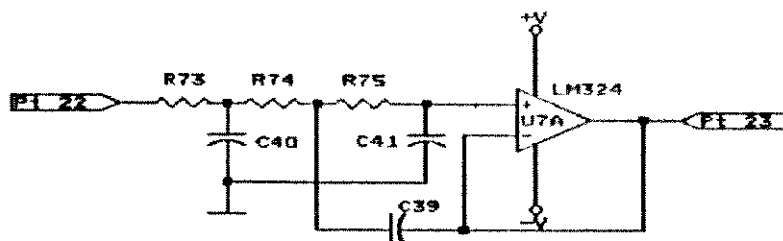


Figura 4.24. Diagrama esquemático do FPB desenvolvido (18dB/oitava).

A existência do filtro passa-baixa (FPB) permite eliminar distorções de *foldover*, decorrentes do processo de amostragem, evitando assim que as componentes de alta frequência do sinal de *clock* somem-se ao sinal de saída da *memória analógica*. Deste modo, o FPB (figura 4.24) foi projetado para restringir a banda passante a 10 kHz, com uma forte atenuação (18 dB/oitava) além dessa faixa. Optou-se por um FPB Butterworth, três polos, que com apenas um OP AMP alcança resultados satisfatórios para

esta aplicação (Stout & Kaufman, 1976). Não se deve esquecer que na saída do MN 3007 ( $Pt_{20}$ ) há um primeiro estágio de filtragem, de um polo, 6 dB/oitava, formado por  $U_{7B}$  e seus periféricos.

#### 4.7.2 O Detector de 10, 50 e 90 % do Pico

Este bloco objetiva a obtenção de um limiar variável, a fim de se determinar com exatidão a duração (e o tempo de subida) do pulso. Seu princípio de funcionamento baseia-se no detector de pico, de modo que, para cada medida efetuada, obtém-se a amplitude máxima do sinal de entrada e retira-se uma fração normalizada (10 ou 50 %) desse sinal, para servir como limiar variável de comutação de um comparador de nível. Desta maneira, garante-se uma detecção dinâmica dos referenciais, dependentes exclusivamente da amplitude da onda desfibrilatória.

Estruturalmente, o detector desenvolvido para este bloco é igual ao primeiro estágio do detector de pico do MPT (tempo de aquisição baixo mas também, baixo tempo de retenção), ilustrado na figura 4.13, acrescido do divisor resistivo responsável pela determinação dos referenciais normalizados. Particularmente, nesse caso, uma retenção de alguns mili segundos é suficiente para os propósitos desejados. Apesar disso, o não aproveitamento do mesmo circuito relaciona-se aos seguintes fatores:

(1) a forma da onda desfibrilatória, naquela aplicação, fôra alterada deliberadamente em virtude da inserção do circuito

de correção para compensação da tensão perdida nos díodos da ponte retificadora ( $2 V_f/k_1$ ), conforme ilustra a figura 4.15;

(2) a independência entre os dois medidores permite a leitura direta e consecutiva da amplitude máxima e da duração (ou vice-versa), sem a necessidade da aplicação de duas descargas desfibrilatórias;

(3) a mesma independência reflete-se na modularidade do Analisador.

O nível de 90 % da amplitude máxima não é utilizado no MDP, contudo, atuará como referência superior no MTS.

#### 4.7.3 O Comparador de Nível

Para medir a duração do sinal de entrada, emprega-se um comparador (figura 4.25), no qual se aplicam: o limiar de comparação (entrada inversora de  $U_{BA}$ ) e o sinal defasado no tempo (entrada não inversora de  $U_{BA}$ ). Quando a amplitude do sinal ultrapassa o limiar de 10 ou 50 %, o comparador comuta para +V, delimitando, assim, em um pulso quadrado de largura igual a  $T_{10}$  ou  $T_{50}$ . A figura 4.18 ilustra as formas de onda envolvidas nesse processo e a figura 4.25, o circuito.

O comparador escolhido foi o LM 339, um *chip* que possui internamente quatro comparadores de alta precisão, baixo consumo (0,8 a 2 mA), tempo de resposta de apenas 1,3  $\mu$ s; alimentação monopolar, saída com coletor em aberto, entre outros.

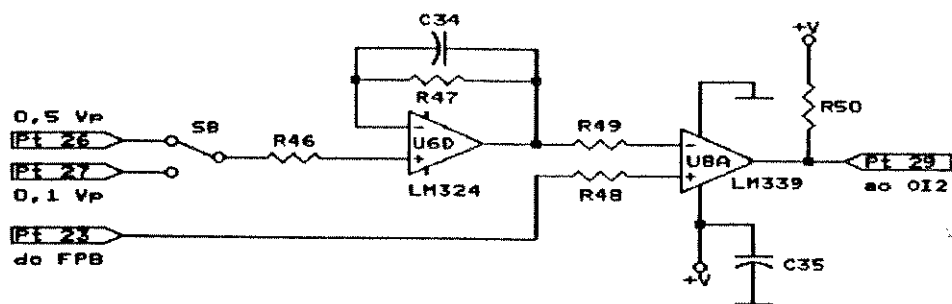


Figura 4.25. Diagrama do Comparador de Nível Desenvolvido.

#### 4.7.4 O Detector de Transbordo

Para evitar erros de medida decorrentes de saturação da linha de atraso (o que acarretaria distorção do sinal de saída), incluiu-se um detector de transbordo. Constatações empíricas e comparativas induziram à máxima excursão do sinal de entrada, isenta de distorção na saída. O valor correspondente, que é função da BBM e de sua polarização, vale aproximadamente 2,7 V para o MN 3007. Por isso, o detector projetado (figura 4.26) ativa um LED sempre que o sinal de entrada ultrapassa a referência de 2,5 V. O LED apaga-se automaticamente após alguns segundos ou quando o detector de 10, 50 e 90 % do pico é re-inicializado.

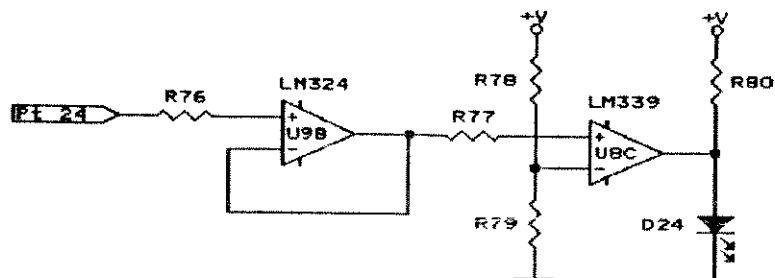


Figura 4.26. Diagrama Esquemático do Detector de Transbordo.

Como a máxima amplitude de entrada representa um valor fixo, o circuito emprega um limiar de comparação também fixo, obtido através de um divisor de tensão, conectado à própria alimentação.

#### 4.7.5 Isolador Óptico e Quadrador

Para evitar que problemas de ruído e interferências do pulso desfibrilatório atingissem a etapa digital, optou-se pela isolação óptica do sinal. Para tanto, empregou-se o CNY 75B, cuja isolação chega a 7,5 kV (Politronic, 1989).

Objetivando a perfeita configuração de um pulso digital, acoplou-se à saída do isolador óptico um quadrador (figura 4.27), baseado do CD 40106, operando como um comparador *Schmidt Trigger*. Este comparador atua como inversor, no entanto, como o sinal proveniente do foto-acoplador também vem invertido, então, na saída desse bloco, o sinal apresenta-se em fase com o original.

#### 4.7.6 O Contador

O MDP mede a duração da fração principal do pulso desfibrilatório, que é a porção da onda considerada como efetiva (norma ANSI/AAMI DF-2, de 1981). O *rabicho*, no caso da onda tipo *Lown-Gurvich* é desprezada, inclusive porque pouco se sabe a



respeito de sua eficácia na ação desfibrilatória, ainda que alguns pesquisadores acreditem que ele contribua para evitar a refibrilação (Jones & Jones, 1983).

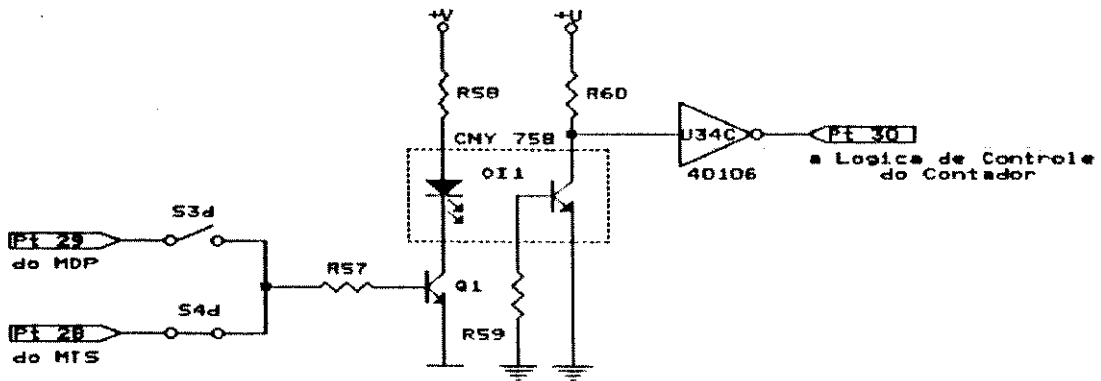


Figura 4.27. Diagrama Esquemático dos Circuitos Isolador Óptico e Quadrador.

#### 4.7.6.1 A Lógica de Controle do Contador

Após convertido em sinal digital, as bordas de subida e descida do próprio pulso servem para desencadear e interromper o processo de contagem.

A figura 4.28 ilustra o diagrama de blocos do circuito de controle e respectivas formas de onda. O dispositivo compõe-se de dois FFs tipo D, contidos em um CD 4013 ( $U_{41A}$  e  $B$ ) e por portas *NAND* ( $U_{1B}$ ), contidas em um CD 4011, mostrados no diagrama geral do contador, figura 4.29.

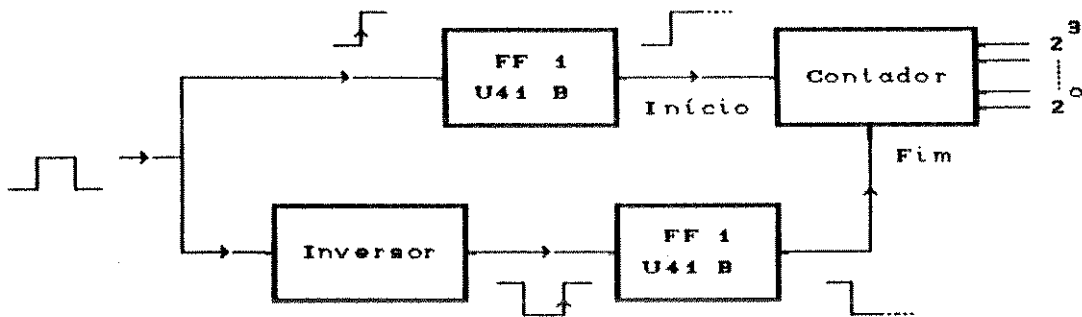


Figura 4.28. Diagrama de Blocos do Circuito de Controle do Contador com respectivas Formas de Onda.

#### 4.7.6.2 A Base de Tempo

A função do circuito de base de tempo é proporcionar uma ordem de grandeza para a medida de tempo desejada; aqui, particularmente, 10 e 100  $\mu$ s, em virtude das duas faixas de medida. Um oscilador a cristal gera uma frequência básica de 1 MHz que é dividida por 10 ( $U_{32}$ ) e por 100 ( $U_{33}$ ), para produzir os 10 e 100 kHz necessários (figura 4.29). A opção pelo cristal relaciona-se com o fato que ele é altamente estável às variações de temperatura e de tensão de alimentação.

#### 4.7.6.3 O Contador

O circuito contador (figura 4.29) associa quatro módulos contadores associados em cascata ( $U_{31A}$  e  $B$  e  $U_{30A}$  e  $B$ ). Os três primeiros medem, efetivamente a duração do pulso de entrada enquanto que o quarto apenas registra o *overflow* (e indicado pelo segmento AB4 do *display* LCD).

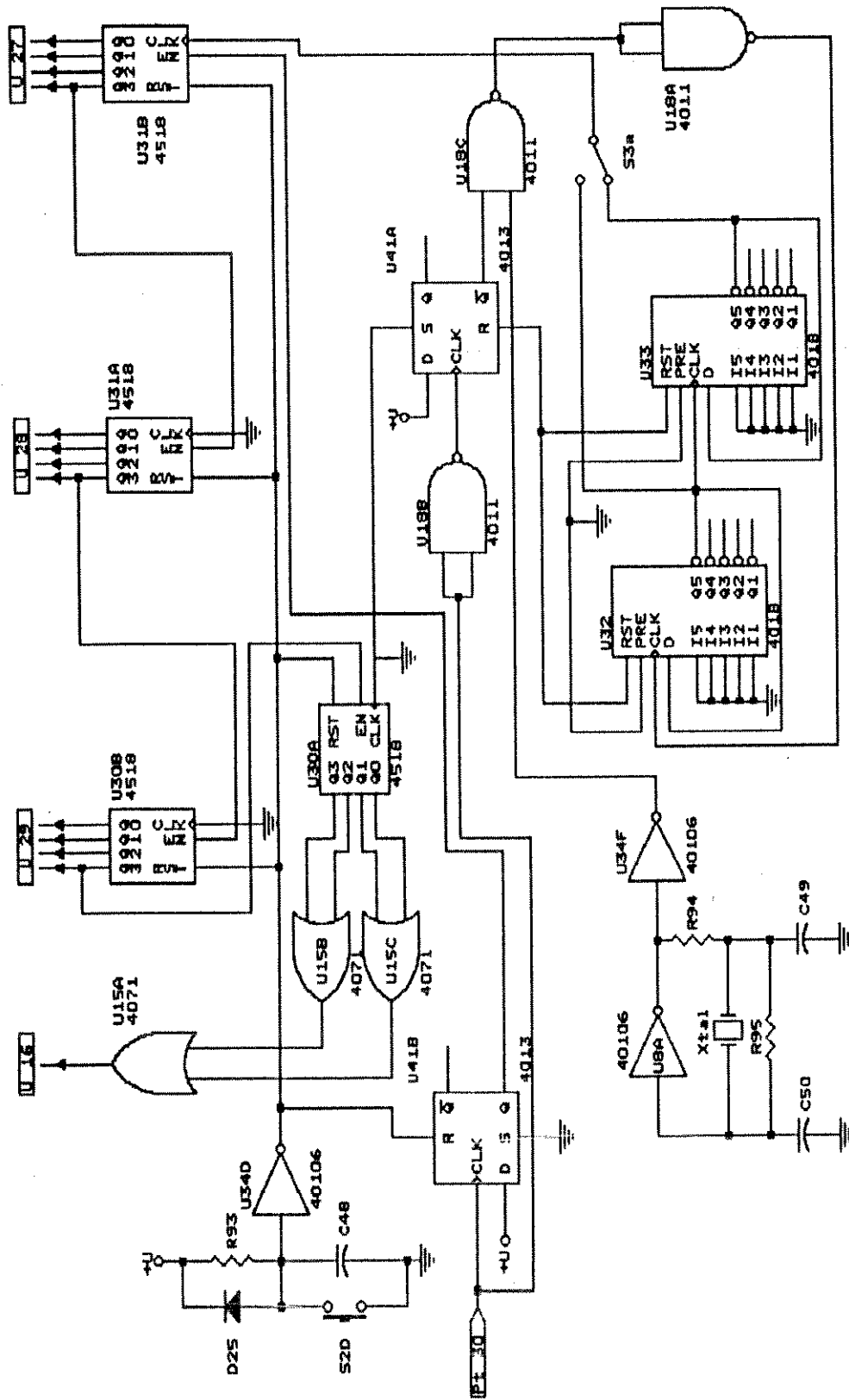


Figura 4.29. Diagrama Esquemático do Bloco Contador. Estágios que o constituem: 1) gerador de "clock" (10 e 100 us), 2) lógica de controle, 3) circuito de controle, 4) contadores.

O circuito integrado CD 4518, utilizado nessa aplicação contém, internamente, dois contadores decimais (do tipo *Ripple Cascading*) com saída BCD, pinos de entrada para *habilitação*, *clock* e *reset*, todos empregados para controle do contador.

O *reset* é realizado de dois modos: automaticamente ( $U_{34D}$ ), quando o circuito é ligado, e manualmente ( $S_{2D}$ ), após uma leitura. A inicialização atua sobre os módulos contadores e o circuito de controle.

#### 4.7.6.4 Os Decodificadores

Os decodificadores efetuam a conversão BCD (saída do contador) para sete segmentos (*display*).

Face à utilização do *display* LCD (item 4.12.3), houve necessidade do emprego de um decodificador específico, que gerasse uma componente AC para excitação dos segmentos, haja visto que uma componente contínua danifica o *display* (Elektor, 1980; Intersil, 1987). Dois foram os decodificadores encontrados no mercado: o CD 4055 e o CD 4056 (RCA, 1982). Optou-se pelo primeiro porque, à semelhança do ICL 7106 (empregado como DVM) o CD 4055 gera internamente um sinal de referência que é aplicado ao *back plane* (BP) do *display*, dispensando a referência de massa do circuito e garantindo a componente AC nos segmentos.

Para excitação do segmento AB4 e os pontos decimais,

utilizou-se o decodificador CD 4054 (RCA, 1982), próprio para conversão de pulsos monopolares em bipolares, em acionamento de segmentos isolados de LCDs.

Assim, pelo fato de exigir uma excitação alternada, o LCD precisa de decodificadores que efetuem uma conversão interna de tensão, de modo a gerarem pulsos de CA entre os segmentos e o terminal de BP. Mas isto implica numa alimentação bipolar para os decodificadores (figura 4.30). Além disso, eles requerem a aplicação de uma onda quadrada monopolar.

#### 4.7.6.5 O Oscilador de 40 Hz

A onda quadrada monopolar que, internamente ao decodificador, passa por *shifter level*, para gerar a componente de CA de excitação dos segmentos, é gerada através de um MA intrínseco a um CD 4047, oscilando numa frequência de 40 Hz (figura 4.30). Essa frequência é suficiente para que não ocorra cintilação do mostrador, bem como é baixa suficiente para a resposta do LCD.

Cabe ressaltar que o ciclo de trabalho deste oscilador deve ser exatamente 50 %, para que o valor médio da CA produzida seja zero e portanto, inexista qualquer componente contínua que possa danificar o mostrador de cristal líquido.

Do decodificador, o sinal prossegue através do *Seletor de Funções* até o LCD, onde a duração do pulso será registrada.

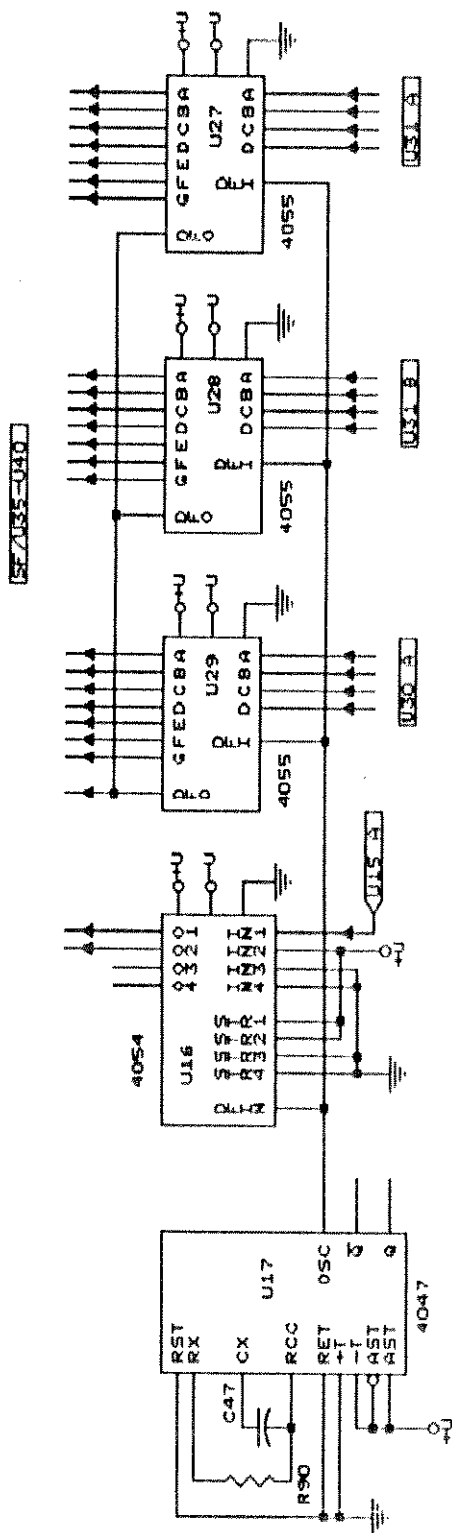


Figura 4.30. Diagrama Esquemático dos Decodificadores. U 17 gera o "clock" de 40 Hz para excitação AC do LCD. U 16 ativa o pino de transbordo (AB4) e fornece a decodificação do ponto decimal. Os demais CIs decodificam o sinal BCD proveniente do contador.

## 4.8 O MEDIDOR DE TEMPO DE SUBIDA

O princípio que norteia a determinação do tempo de subida é o mesmo da medida de duração de pulso do MDP, neste caso, medida do intervalo de tempo definido pelos limiares de 10 e 90 % da amplitude máxima da onda desfibrilatória. Mais precisamente, esses limiares são detectados em tempo real e empregados como referências de um comparador. A onda desfibrilatória passa por uma linha de atraso (10 ms) para chegar ao comparador depois das referências. Contudo, para o MDP havia uma só referência (ou 10 ou 50 %), o que possibilitava o uso de um comparador simples (que se mantinha ativo [V+] enquanto o sinal de entrada fosse superior à referência). Por sua vez, o Medidor de Tempo de Subida (MTS) requer um comparador composto, do tipo de janela (figura 4.31), que permanece ativo [V+] durante o intervalo no qual a amplitude do sinal de entrada é superior a 10 % mas inferior a 90 % do seu valor de pico.

De acordo com a norma ANSI/AAMI DF - 02, o tempo de subida de um pulso desfibrilatório senoidal amortecido deve estar compreendido no intervalo de 0,31 a 1,43 ms.

A figura 4.17 também representa o diagrama de blocos do MTS. À semelhança do MDP, a rede de atraso constitui, através da BBM, sua célula fundamental, que permitiu a implementação prática desse método. Por meio do detector de pico (Pt 24), otêm-se as referências de 10 (Pt 27) e 90 (Pt 25) % . Estas são aplicadas ao

comparador de janela (ativado em 10 e inibido em 90 % da amplitude máxima), cujo ciclo de trabalho corresponde ao tempo de subida da onda de entrada. O sinal daí resultante (Pt 28) é isolado da etapa digital via opto-acoplador (Pt 31). Este e os demais estágios são compartilhados integralmente com o MDP, de modo tal que não é possível (e constitui uma limitação do Analisador) medir duração e tempo de subida da onda desfibrilatória, com uma única descarga. A faixa de medidas desse módulo varia de 100  $\mu$ s a 10 ms (em duas escalas), com resolução de 10  $\mu$ s.

#### 4.8.1 O Comparador de Janela

A função precípua deste bloco consiste em gerar um pulso quadrado, cuja largura é controlada por meio dos dois limiares de referência (10 e 90 % da amplitude máxima) e que corresponde ao tempo de subida do pulso medido.

O circuito desenvolvido (figura 4.31) associa dois comparadores independentes (obtidos a partir de um LM 339) que recebem simultaneamente uma fração do pulso desfibrilatório (Pt 23) e a referência normalizada (Pt 27 e Pt 25); um deles, a referência inferior e o outro, a superior. Suas saídas estão interligadas através de um único resistor de coletor (o LM 339 tem saída com coletor em aberto), que se configura em um ponto de soma. O pulso resultante é aplicado à base de um transistor (atuando como chave eletrônica), em cujo coletor está conectado o LED do foto-acoplador, que é ativado a cada pulso correspondente ao intervalo



$T_{10-90}$  (ou  $T_{90-10}$ , que, no entanto, é desprezado pelo circuito de controle do contador). A figura 4.32 ilustra graficamente a sucessão de pulsos que ocorrem nos pontos principais do MTS.

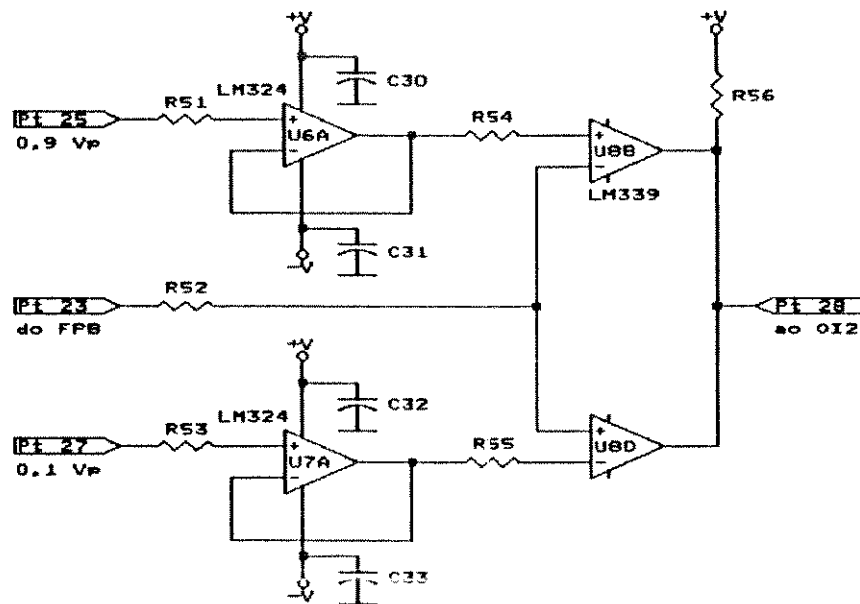


Figura 4.31. Diagrama Esquemático do Comparador de Janela implementado para o MTS.

Seria possível medir o tempo de descida da onda, pois, durante a transição  $T_{90-10}$ , o comparador encontra-se também ativado; no entanto, como as recomendações da AAMI e IEC, e a literatura estudada não mencionam tal parâmetro, optou-se por não implementá-la.

Analogamente ao MDP, o circuito de controle foi projetado de modo a detectar somente a fração principal do pulso aplicado. E por isso, mede-se sempre o tempo de subida da onda.

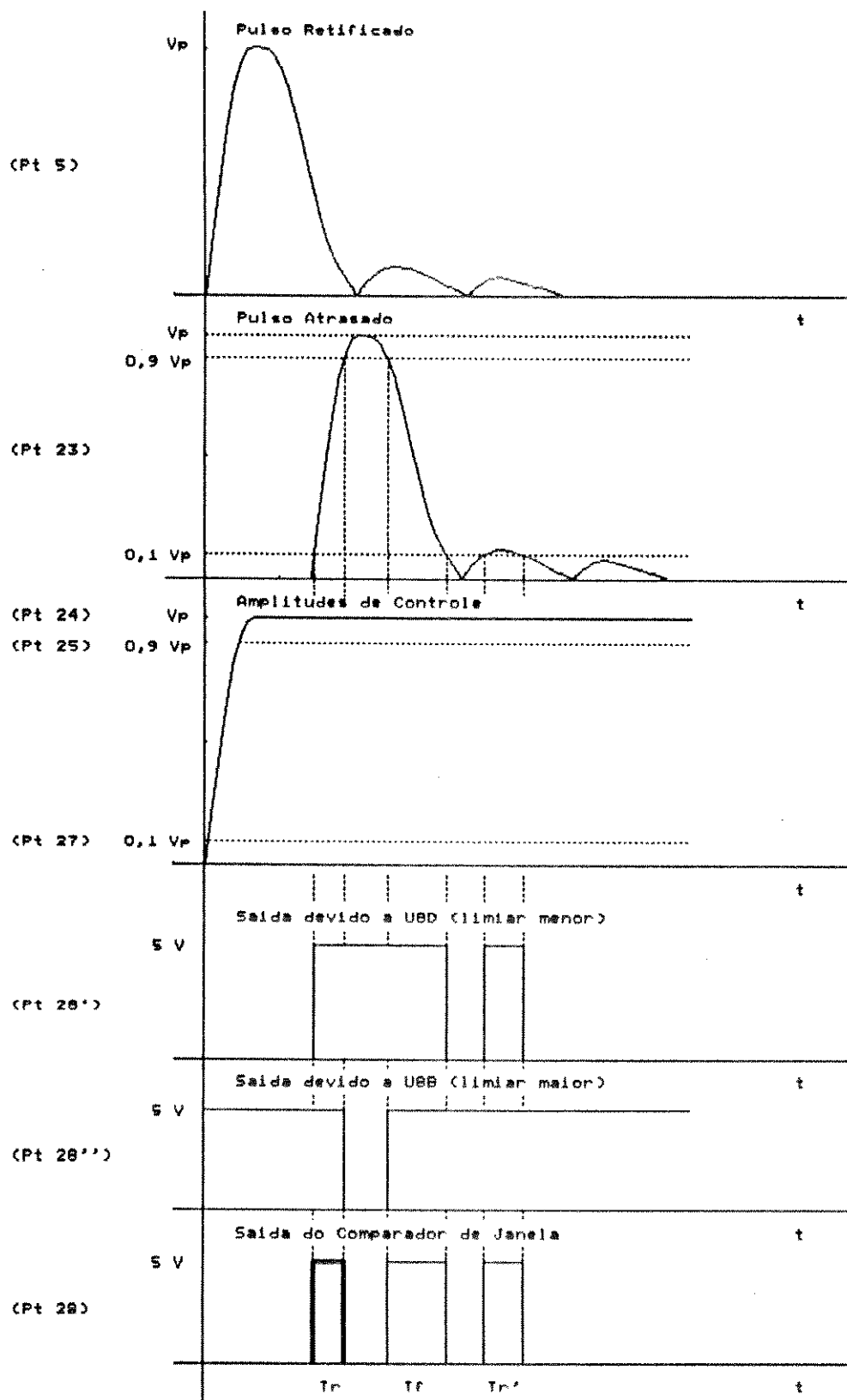


Figura 4.32. Representação Gráfica do Princípio de Funcionamento do Circuito Comparador de Janela do MTS.

## 4.9 O DVM

Com o propósito de apresentar as medidas de energia e amplitude máxima de tensão sob a forma digital, por meio do *display* LCD, aprouve-se empregar um conversor A/D com saída já decodificada e compatível com o LCD de  $3\frac{1}{2}$  dígitos.

Optou-se pelo ICL 7106, da Intersil, por apresentar preço acessível e as seguintes características: (1) baixa dissipação de potência (tipicamente menor que 10 mW) (2) corrente de entrada de 1 pA, (3) circuitos de *clock* e de referência dentro do próprio *chip*, (4) *drivers* internos para excitação direta do *display*, sem necessidade de componentes externos, (5) entrada diferencial e sistema de referência, (6) alta precisão no *auto-zero* menor que 10  $\mu$ V, (7) *drift* de zero menor que 1  $\mu$ V/ $^{\circ}$ C, (8) erro de *roll over* menor que um dígito, (9) baixo ruído (< 15  $\mu$ Vpp) e, (10) necessidade de pouquíssimos componentes externos (Intersil, 1980, 1987).

### 4.9.1 Princípio de Funcionamento

O ICL 7106 constitui-se num conversor de dupla integração, também conhecido como conversor de dupla rampa, cujo funcionamento pode ser descrito com auxílio das figuras 4.33 A e B.

Um ciclo de operação do conversor possui dois inter-

valos de tempo básicos:  $T_1$  e  $T_2$ . O intervalo  $T_1$  tem duração fixa, determinada pelo controle lógico. Durante este intervalo, o sinal de entrada ( $V_i$ ) é acoplado ao integrador, através da chave  $S_1$ , o que provoca o aparecimento de uma tensão de saída ( $V_{int}$ ). Dependendo do nível de  $V_i$ ,  $V_{int}$  será maior ( $V_{int a}$ ) ou menor ( $V_{int b}$ ), ao final de  $T_1$  (figura 4.33B).

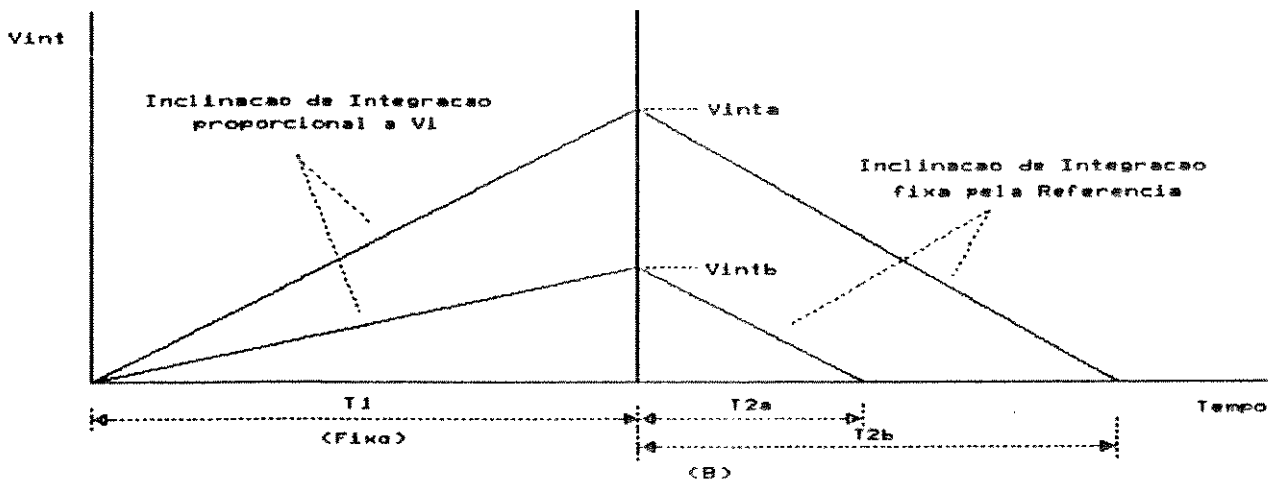
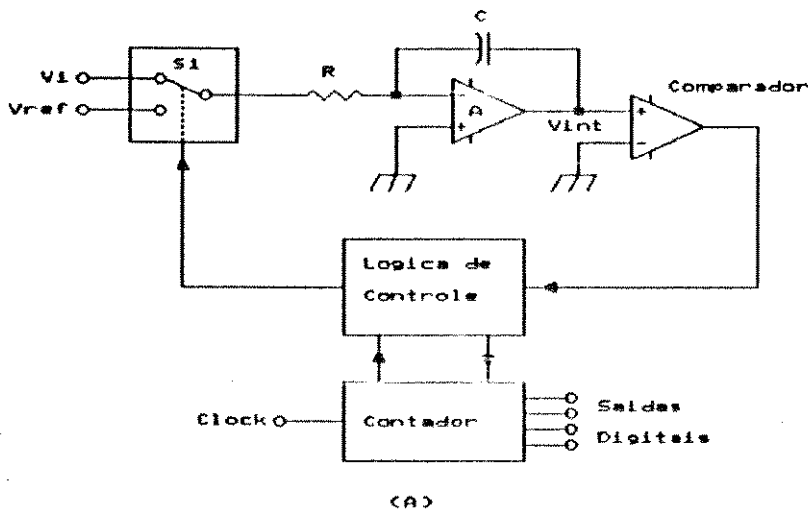


Figura 4.33. Diagrama de Blocos do Conversor A/D de Dupla Rampa (A) e Formas de Onda Explicativas de seu Funcionamento (B) (de Jung, 1978).

Durante o intervalo  $T_2$ , a entrada é desconectada e uma tensão de referência, com polaridade oposta, é aplicada, produzindo uma saída ( $V_{int}$ ) em forma de rampa descendente, com inclinação fixa. Quando a rampa cruza a linha de base (zero) e comuta o comparador,  $T_2$  se completa.

$T_1$  e  $T_2$  são intervalos que podem ser medidos pelo contador. Emprega-se aqui a relação entre  $T_1$  e  $T_2$ ,  $V_{ref}$  e  $V_i$ , de forma que:

$$V_i = V_{ref} \frac{T_2}{T_1} \quad (4.8)$$

Com  $V_{ref}$  e  $T_1$  constantes, o tempo  $T_2$  torna-se uma medida direta da tensão de entrada,  $V_i$ . Um contador efetua a contagem desse intervalo.

As vantagens desse tipo de conversor são: valores de  $R$  e  $C$  não críticos para obtenção de exatidão do conversor, "clock" de temporização também não, e principalmente, sua rejeição a ruídos (Jung, 1978). No entanto a tensão de referência determina sua exatidão, o que exige excelente estabilidade.

Sua principal desvantagem é o tempo de conversão, podendo atingir a faixa dos 10 ms, o que, nesta aplicação não se torna problemática, pois a tensão de saída do MED ou do MPT

mantêm-se estáveis por longos períodos de tempo.

#### 4.9.2 O Circuito Desenvolvido

A figura 4.34 ilustra o diagrama do DVM montado. Nesse caso, o processo de conversão do ICL 7106 divide-se em três fases principais (figura 4.35), que podem ser resumidas em (Intersil, 1980, 1987; Wobschall, 1987; Wigmore, 1989):

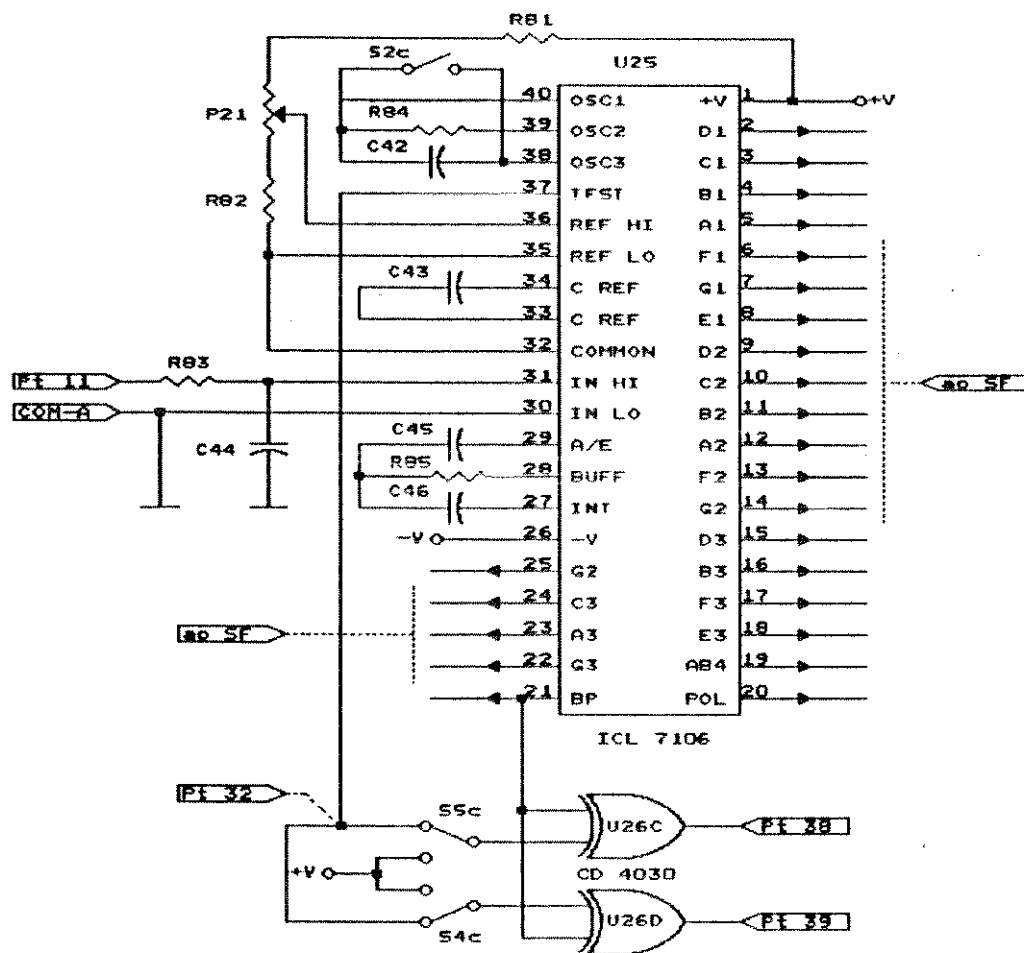


Figura 4.34. Diagrama Esquemático do DVM Desenvolvido.

(a) fase de auto-zeramento (figura 4.35a), em que as entradas IN LO e IN HI são desconectadas. Internamente, surge um *loop* constituído pelo amplificador A1, o integrador Az e o comparador A3 (Cint é descarregado nesse ínterim). O capacitor Caz carrega-se com uma tensão tal que compensa as tensões de *offset* de A1, Az e A3. Também CREF é carregado com o potencial de referência. Esta fase demora de 1000 a 2000 ciclos de *clock*;

(b) fase de integração (figura 4.35b), na qual o sinal de entrada é aplicado ao integrador Az (CINT, RINT), via entradas IN LO e IN HI. O intervalo de integração é fixo em 1000 ciclos de *clock* (e o processo ocorre como descrito no item 4.9.1);

(c) fase de integração de referência (figura 4.35c), em que a tensão de entrada é desconectada do integrador e é substituída pela tensão de referência, dada por CREF (e ajustada pelo *trimpot* P). O circuito em configuração ponte (DE+, DE-) permite que Vref seja aplicada sempre com polaridade oposta à do sinal medido.

A etapa digital compõe-se de um bloco de controle lógico; gerador de *clock* (cuja frequência é determinada por R e C); contadores BCD; *latches*; decodificadores BCD-7 segmentos e *drivers* de fase, para excitação do *display* LCD.

O DVM montado tem alcance de 2 V, porém, é empregado para medir até 1 V, tanto para o MED, onde 1 V (1000 mV) corresponde a 1000 J (ou 100.0 J); quanto no MPT, em que 1000 mV corresponde a 1 kV (ou 10.0 kV).

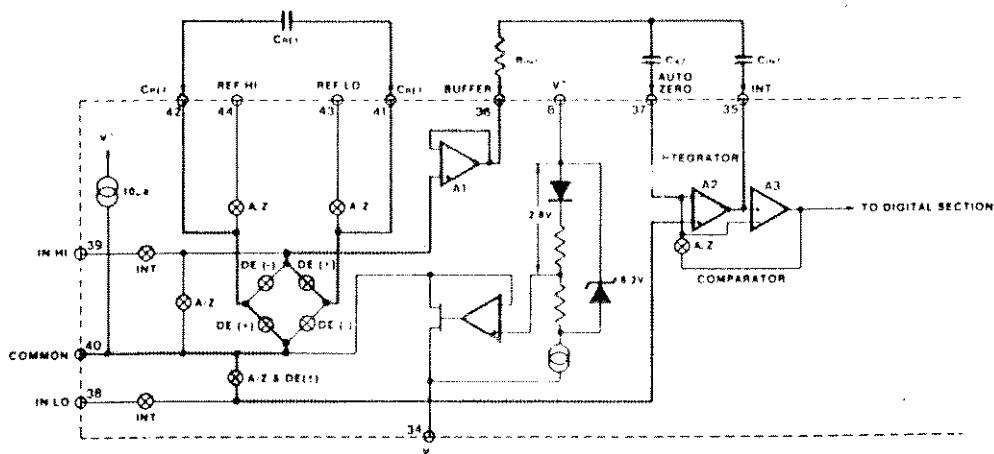
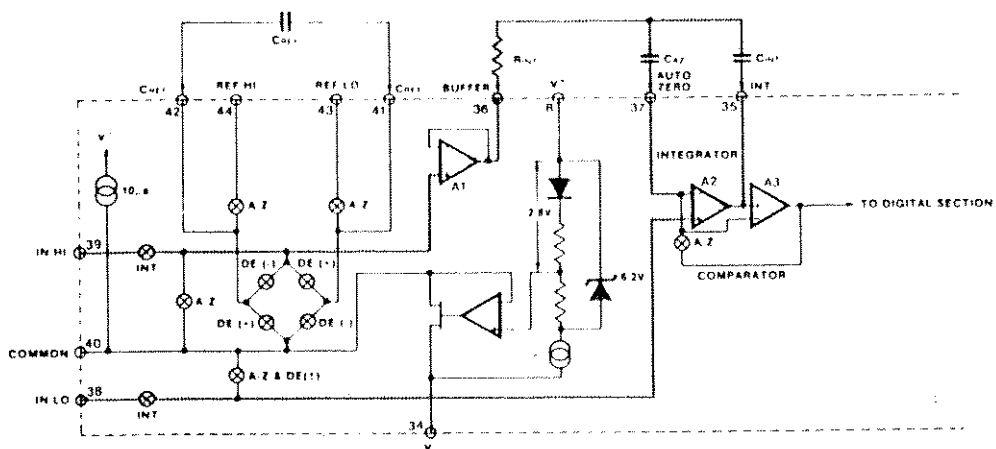
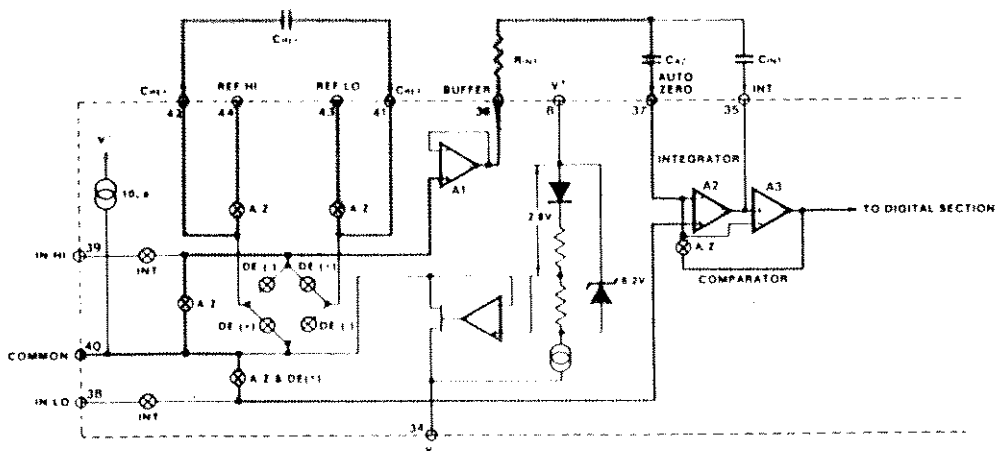


Figura 4.95. Diagrama Funcional do ICL 7106. Em (A), fase de "AUTO-ZERO"; em (B), fase de integração e em (C), fase de de-integração (de Wigmore, 1989).



Para congelamento permanente de leitura, inibe-se o *clock* interno do conversor por meio de curto-circuito do capacitor do oscilador (C42).

Para trabalhar com alimentação simétrica (o que não é comum), desconectou-se o terminal de *IN LO* dos terminais *COMMON* e *REF LO*, eliminando o terra flutuante e fixando-o ao terra do circuito analógico do Analisador (Elektor, 1981).

Na montagem do circuito em placa de *wire-up* procurou-se tomar os devidos cuidados, principalmente no que se refere às capacitâncias parasitas.

#### 4.9.3 O Detector de Subtensão de Bateria

O detector de subtensão de bateria (figura 4.36) constitui um bloco relativamente à parte do DVM mas será descrito como um estágio periférico, já que funciona em conjunto com o ICL 7106 e utiliza seus pinos de Test e BP.

Basicamente, o circuito é um comparador de nível que aproveita os limiares de comutação "0" - "1" de uma porta inversora EX-OR CMOS, cujo nível varia em função da alimentação do CI. Para  $V_{cc} = 5$  V, a tensão de transição de subida ocorre em  $\approx 2,8$  V e de descida,  $\approx 1,9$  V. Com isso, o comparador obtido possui uma histerese. No caso particular, o detector de subtensão

foi ajustado para 6,3 V, já que o ICL 7106 precisa de uma alimentação superior a 6 V.

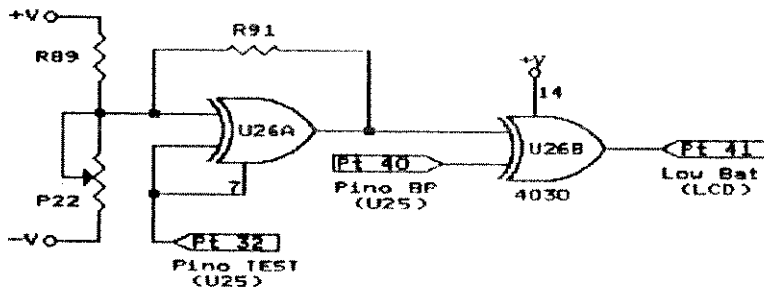


Figura 4.36. Diagrama Esquemático do Detector de Subtensão.

#### 4.10 O SELETOR DE ALCANCES

Praticamente, todas as funções do Analisador possuem duas faixas de medida:

- (1) MED, 100 e 1000 J;
- (2) MPT, 1 e 6 kV;
- (3) MDP, 0 a 10 e 0 a 100 ms;
- (4) MTS, 0 a 10 e 0 a 100 ms;
- (5) Interface para osciloscópio, 1:1000 e 1:2500.

Nos casos do MED e MPT, o alcance é selecionado por meio de uma chave seletora que determina o grau de atenuação e outra, mecanicamente acoplada, que ativa o ponto decimal do LCD, já que não há escala automática (figuras 4.2 e 4.37). Para o MED, a escala é escolhida através de  $S_{1a}$  (determina o grau de atenuação do sinal) e  $S_{1d}$  (ativa o ponto decimal) e para o MPT,

$S_{1a}$  e  $S_{1b}$  (definem a atenuação da escala),  $S_{1c}$  (determina o fator de correção de  $2V_f/k_1$ ) e  $S_{1e}$  (ponto centesimal).

A seleção de escala das medidas de tempo, MDP e MTS atua na base de tempo do bloco contador e nos pontos decimal/centesimal. As chaves  $S_{3a}$  (determina a frequência do oscilador, Pt 35 - 100 kHz e Pt 36 - 10 kHz, figura 4.29) e  $S_{3b}$  (pontos decimal/centesimal, figura 4.37). Para selecionar  $T_{10}$  ou  $T_{50}$ , deve-se acionar  $S_8$  (em 1, mede  $T_{10}$  e em 2,  $T_{50}$ , figura 4.25).

Os fatores de atenuação da Interface para osciloscópio são selecionáveis mediante a ação conjunta de  $S_{1a}$  e  $S_{1f}$ . Para a atenuação 1:1000,  $S_{1a}$  deve ser posicionada em 1 e para 1:2500, em 2 (figura 4.51).

#### 4.11 O SELETOR DE FUNÇÕES

Cabe ao seletor de funções (SF) a seleção dos parâmetros desejados. Em linhas gerais, o SF foi projetado de tal modo que permite:

(1) a medida de energia (ou amplitude máxima, duração ou tempo de subida da onda desfibrilatória), o teste de sincronismo e a observação da forma de onda (via osciloscópio), simultaneamente;

(2) medir-se energia, tensão e duração (ou tempo de subida), com a aplicação de uma única descarga;

(3) com duas descargas sucessivas, medida de todos os

parâmetros desejados.

O MED e o MPT compartilham o DVM ( $U_{25}$ ); o MDP e o MTS, todos os blocos pertinentes exceto os comparadores de nível de referência (10, 50 e 90 % de  $V_p$ ). Como o armazenamento de dados do MED e do MPT são reciprocamente independentes ( $C_9$  e  $C_{17}$ , respectivamente), torna-se possível efetuar seqüencialmente leituras de energia e pico de tensão, com uma única descarga desfibrilatória. Entretanto, para o MDP e o MTS, o mesmo contador é empregado para ambas as medidas, o que impede a realização seqüencial de leitura desses parâmetros, a partir de uma única descarga. E esta constitui uma das limitações do Analisador.

#### 4.11.1 Descrição do Circuito

A figura 4.37 ilustra o diagrama esquemático do SF, onde os seletores  $S_4$ ,  $S_5$ ,  $S_6$  e  $S_7$  são mutuamente exclusivos, ou seja, a opção por um elimina a leitura, no LCD, dos demais, respeitando as considerações expostas nos parágrafos precedentes.

##### As chaves seletoras

###### a. $S_4$

- secção a: determina que o DVM meça o parâmetro energia,
- secção b: aciona os terminais de controle das chaves analógicas (CCD 4066,  $U_{19}$  a  $U_{24}$ ) que interconectam o MED ao LCD.

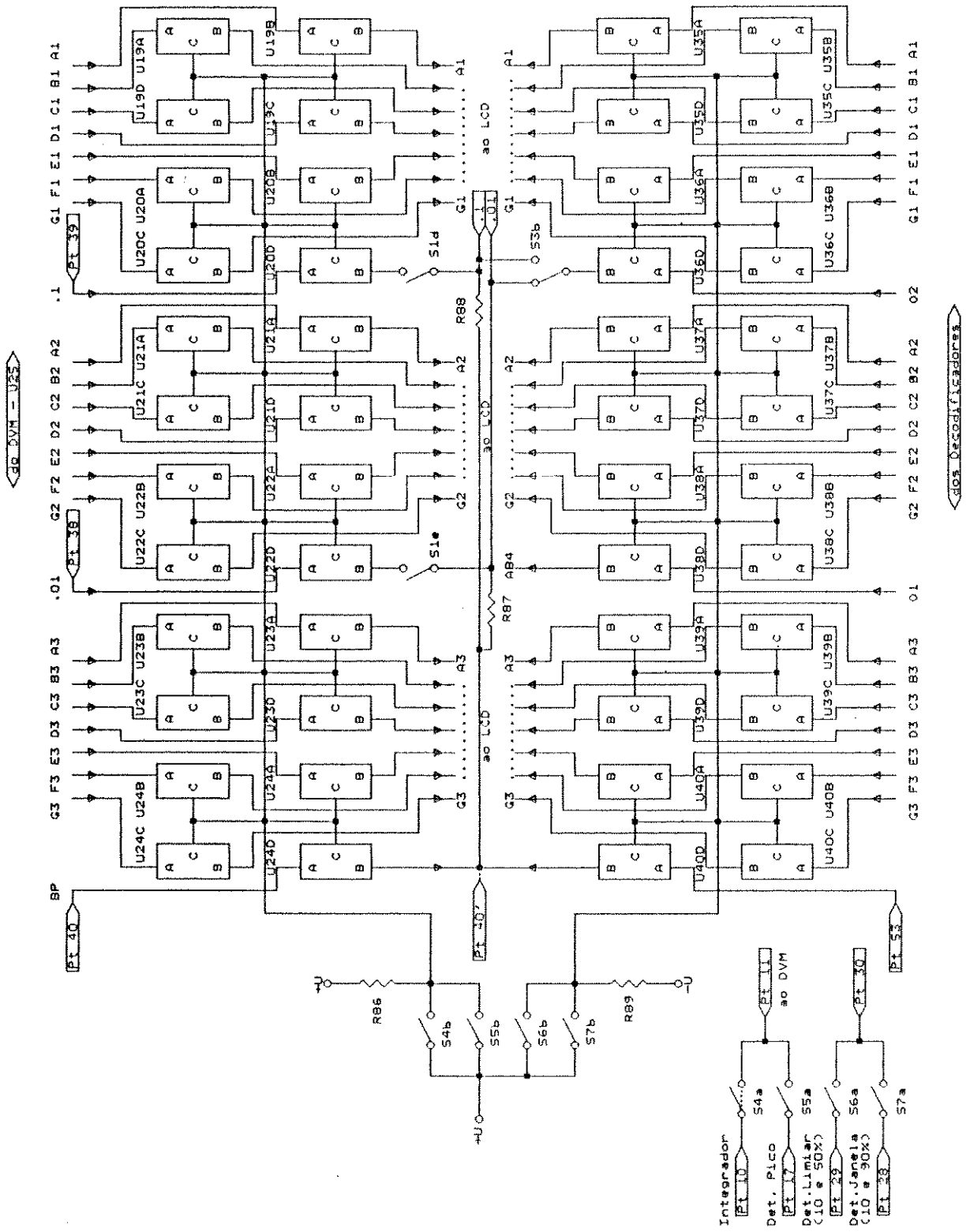


Figura 4.37. Diagrama Geral do Seletor de Funções do Analisador.

b.  $S_5$

- secção a: conecta a saída do MPT ao DVM,
- secção b: à semelhança de  $S_{4b}$ , interliga DVM e LCD por meio das chaves analógicas, via terminal de controle.

c.  $S_6$

- secção a: determina que o trajeto do sinal de controle do contador provenha do MDP ( $Pt_{29} - Pt_{30}$ ),
- secção b: aciona o pino de controle das chaves analógicas conectadas ao bloco decodificador 7 segmentos ( $U_{35}$  a  $U_{40}$ ), a fim de interligar o LCD ao pulso de medida de tempo.

d.  $S_7$

- secção a: seleciona a função MTS, controlando o trajeto do pulso de controle do contador ( $Pt_{28} - Pt_{30}$ )
- secção b: tem a mesma função de  $S_{6b}$ .

Portanto, a função das chaves analógicas  $U_{19}$  a  $U_{24}$  e  $U_{35}$  a  $U_{40}$  é selecionar o LCD para a função que se deseja efetivar a leitura. A escolha do CD 40106 deve-se ao fato que o LCD necessita de excitação AC. E o grande número de CIs decorre do número de segmentos do LCD de  $3 \frac{1}{2}$  dígitos.

#### 4.12 O DISPLAY LCD

A principal motivação para o emprego do mostrador de

crystal líquido (LCD) relaciona-se ao seu baixíssimo consumo de energia, limitado a um máximo de 20  $\mu$ A (Elektor, 1980).

#### 4.12.1 Princípio de Funcionamento

Um LCD consiste basicamente de duas lâminas de vidro entre as quais há uma camada de cristal líquido de 10  $\mu$ m de espessura. Essa camada consiste de uma estrutura molecular cristalina, que sofre influência de um campo elétrico. Dependendo da direção em que as moléculas são organizadas, o cristal líquido torna-se transparente ou reflexivo. A superfície interna das lâminas de vidro são recobertas por uma película condutora incolor, e que constitui os eletrodos. Uma tensão aplicada entre eles cria um campo elétrico que provoca mudança de direção nas moléculas do cristal. O segmento afetado altera-se em transparência.

A figura 4.38 mostra os aspectos constitutivos básicos de um LCD. As camadas de  $\text{SiO}_2$  ilustradas merecem menção. Elas isolam os eletrodos dos efeitos do cristal líquido e dos dois polarizadores de luz. O alinhamento da estrutura cristalina é tal que a transparência não se alterará até que uma tensão seja aplicada. A organização das moléculas do cristal encontra-se indicada na mesma figura. Quando uma CA é aplicada entre os dois eletrodos, as moléculas de cristal ficam arranjadas horizontalmente, caso contrário, verticalmente.

No LCD reflexivo, quando desenergizado, polarizadores

vertical e horizontal são laminados na célula de cristal líquido em ângulos retos entre si (figura 4.39a). A luz polarizada verticalmente penetra a célula pela frente (a) e segue a rotação do alinhamento do cristal, à medida que ela a atravessa, passando pelo polarizador horizontal até o refletor (E). A luz retorna, então, através das células, novamente defasada  $90^\circ$ , e sai do LCD através do polarizador vertical.

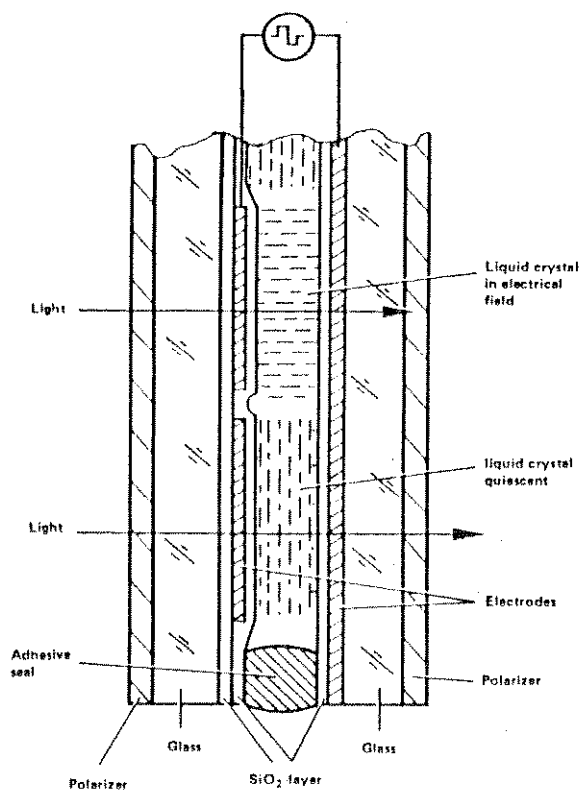


Figura 4.39. Construção Básica de um Cristal Líquido. A camada de Cristal é hermeticamente colocada entre duas películas de vidro que contêm eletrodos condutores e transparentes. Como mostrado, a direção das moléculas muda sob a influência de campo elétrico. Em combinação com os filtros polarizadores, as moléculas entre os eletrodos excitados causarão uma alteração na transparência do segmento correspondente (de Elektor, 1980).



No estado energizado, entretanto, figura 4.39b, as moléculas do cristal, nos segmentos selecionados e alinham-se em função do campo elétrico aplicado. Não ocorre rotação nos segmentos energizados. A luz polarizada verticalmente, nos segmentos energizados, não pode atravessar o polarizador horizontal, pelo contrário, é absorvida por ele. Os segmentos, contudo, aparecem como imagens escuras, contra um fundo luminoso. Com os filtros polarizadores paralelos, ao contrário, os segmentos energizados tornam-se transparentes e têm a aparência de imagens brilhantes sobre um fundo escuro.

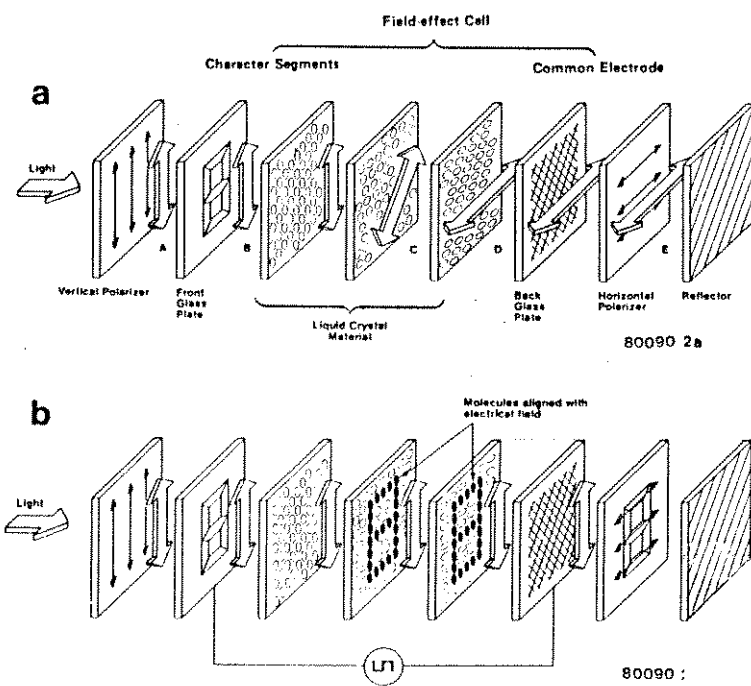


Figura 4.39. Funcionamento do LCD. Conforme a posição dos filtros polarizadores ocorre: (a) no LCD não energizado, os segmentos são transparentes quando os filtros encontram-se em paralelo. A luz polarizada sofre um deslocamento de  $90^\circ$  devido ao LCD; (b) os segmentos excitados tornam-se opacos quando os filtros configuram ângulos retos entre si. Não ocorre rotação em um LCD energizado (de Elektor, 1980).

#### 4.12.2 Características

A principal característica de um LCD é o contraste, apresentando uma relação claro-escuro em torno de 1:10 a 1:20. O contraste depende da tensão de operação. Atualmente, os LCDs operam numa faixa de 1,5 a 20 V. Na figura 4.40, ilustra-se a curva típica do contraste em função da tensão de operação. O contraste, em uma certa tensão, depende do percentual de moléculas que já mudaram de direção dentro do campo. Atingido o máximo, o contraste permanece inalterado, mesmo aumentando a tensão. O nível de tensão de operação é determinado pelo material básico empregado e pela densidade da camada de cristal líquido. Quanto mais fina a camada, mais intenso o campo (para uma mesma tensão) e mais baixa a tensão requerida para seu funcionamento.

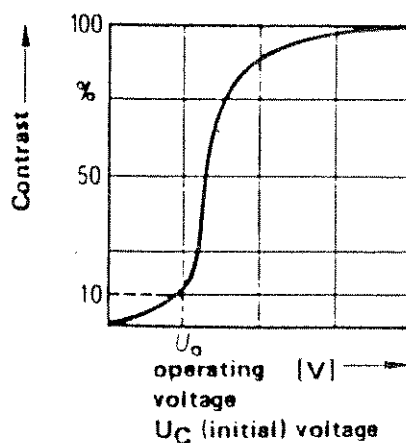


Figura 4.40. Característica de Contraste de um LCD. Atingida a tensão  $U_0$ , o contraste aumenta acentuadamente até alcançar seu ápice (de Elektor, 1980).

Os tempos de comutação do LCD dependem da tensão e da

temperatura. O intervalo de comutação, quando acionado, encontra-se na faixa dos 100 ms, o tempo de subida (contraste variando de 10 a 90 %) demora aproximadamente 70 ms e quando desativado, o tempo de queda (máximo contraste até 10 %) leva mais 230 ms. Dois fatores são importantes na resolução desses tempos: o tipo de material empregado e a temperatura (em ambientes quentes, o LCD comuta muito mais rapidamente).

#### 4.12.3 A Tensão de Controle

Os segmentos do LCD são acionados quando submetidos a uma corrente alternada. Esta é essencial e não faz diferença se os eletrodos foram ou não isolados contra os efeitos do cristal líquido. Se eles não foram isolados, a aplicação de uma tensão contínua resultará em eletrólise, destruindo os eletrodos. Se eles forem isolados, os íons do cristal líquido serão deslocados. Isto dispersa o campo elétrico e o *display* se apaga.

Por esse motivo, torna-se necessário excitar o LCD com uma forma de onda AC e, de modo geral, decodificadores especiais são empregados, como os já citados no item 4.7.6.4 ou como a implementação apresentada por fabricantes (Elektor, 1980).

Para evitar cintilação, a frequência mínima deve ser 30 Hz e o limite superior depende da resistência dos eletrodos e da capacitância dos segmentos no *display*. A capacitância depende da altura dos segmentos e sua ordem de grandeza varia entre

150 pF (8 mm/dígito) e 4 nF (25 mm/dígito). A resistência depende da superfície do segmento, entre outros, e varia entre 1,4 GΩ e 8 MΩ, respectivamente, sob DC. Sob CA, somente a resistência do segmento pode ser desprezada.

#### 4.12.4. O LCD Empregado

Preferiu-se utilizar um LCD bastante comum, de fácil aquisição no mercado e relativamente baixo custo, como é o caso do FSS 1200. Na figura 4.41, ele aparece com todas as suas interconexões. Alguns dos segmentos não são empregados e por isso, foram ligados ao BP.

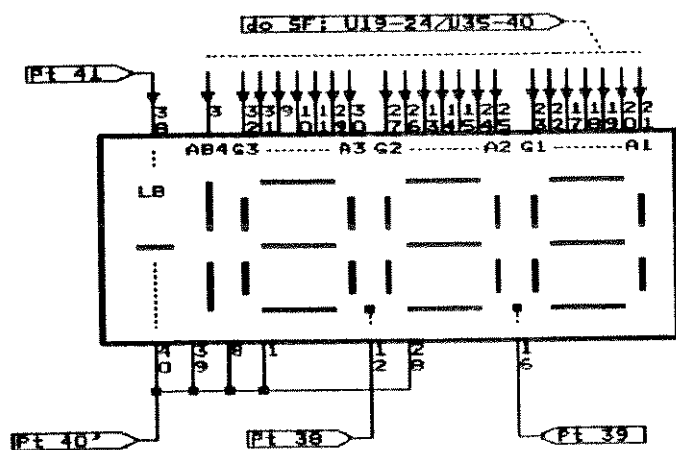


Figura 4.41. Diagrama e pinagem do LCD utilizado.

#### 4.13 O TESTADOR DE SINCRONISMO

Quando um desfibrilador atua no modo sincronizado (cardioversão), o acionamento do instrumento se dá pela ativação das chaves embutidas nas pás e pelo pulso de disparo produzido pelo ECG do próprio paciente, a onda R, conforme apresentado na figura I.41 (Apêndice I).

Para testar cardioversores, faz-se necessário simular a onda R do ECG e medir o tempo de resposta (atraso entre esse pulso de *trigger* e o disparo do cardioversor).

Para facilitar a indicação da existência de sincronismo correto optou-se por, ao invés de medir o tempo de atraso de sincronização, indicar, diretamente, se o *delay* encontra-se dentro dos limites permitidos ou não. LEDs coloridos e codificados sob as inscrições de *SINC CORRETO*, *SEM SINC* (disparo instantâneo), *SEM SINC* (atrasado) e *NÃO HOUVE DISPARO/TESTADOR LIGADO* indicam a condição de sincronismo do cardioversor. Ligando o Testador, o LED correspondente acende-se e assim permanece até que haja deflagração do pulso cardioversor. Ocorrendo o disparo, um dos outros três LEDs acender-se-ão: se o disparo for instantâneo (geralmente em decorrência de um lapso na seleção do modo de disparo do desfibrilador, além de problemas técnicos como indicados no Roteiro para Manutenção, Apêndice II), o LED correspondente sinalizará tal condição; se o disparo acontecer dentro dos 30 ms (AAMI, 1981) subseqüentes ao ápice do complexo QRS simulado, a

indicação será *CORRETO*; e se o disparo for tardio (ultrapassando aos 30 ms de atraso permitido), indicar-se-á *SEM SINC* (atrasado). Os LEDs, que sinalizam falha de sincronismo, piscam ao serem acionados. As duas situações de inexistência de sincronismo são perigosas porque podem ocasionar uma fibrilação ventricular, principalmente quando o *delay* torna-se exagerado, já que na outra hipótese, o pulso ocorre aleatoriamente durante o ciclo cardíaco.

#### 4.13.1 Descrição Geral do Circuito

A figura 4.42 ilustra o diagrama de blocos do Testador desenvolvido. O sinal analógico de entrada é convertido em digital por meio de uma interface que: 1) efetua uma conversão tensão-corrente para excitar um isolador óptico e 2) converte o sinal para somente dois níveis de tensão (0 e 5 V). Então, o sinal é aplicado ao bloco de Lógica de Teste de Sincronismo, juntamente com um sinal padrão, de 30 ms de duração, denominado de *Janela de Comparação*. Uma lógica *E* define a condição do sincronismo.

A *Janela de Comparação*, bem como a onda triangular que simula o complexo QRS, são geradas do seguinte modo: ao iniciar a operação do Testador (pressionando um dos eletrodos), iniciam-se (*reset*) todos os circuitos susceptíveis à transições e gera-se um atraso de aproximadamente 5 s (tempo para o operador acomodarse). A borda de descida desse pulso ativa um temporizador de

60 ms que, de um lado é convertido em onda triangular (complexo QRS) e de outro, abre a Janela de 30 ms.

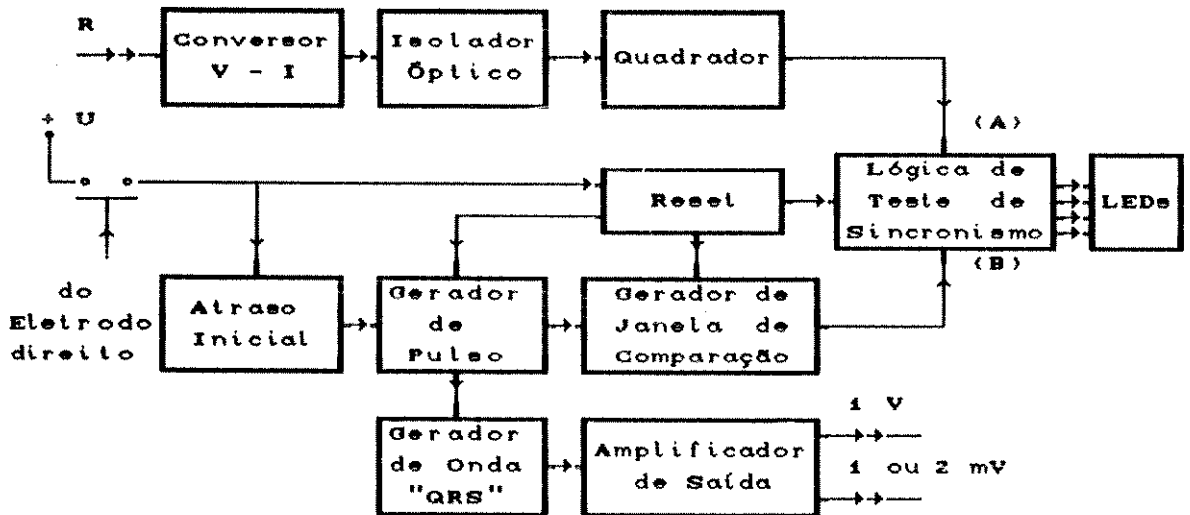


Figura 4.42. Diagrama de Blocos do Testador de Sincronismo.

A onda triangular simulada passa por um amplificador do tipo *Buffer* e sofre atenuações para permitir três níveis de saída: 1 e 2 mV (níveis comparáveis ao do ECG) e 1 V (calibração e sincronização de osciloscópio).

#### 4.13.2 O Conversor Tensão-Corrente

O pulso de cardioversão, proveniente do retificador ( $D_{92} - D_{95}$ ) ativa um transistor que opera numa configuração fonte de corrente (figura 4.43), cuja saída excita o isolador óptico OIs. A alimentação desse estágio é feita pelo próprio sinal de entrada, para reduzir o consumo do Instrumento.

### 4.13.3 O Isolador Óptico

A fim de propiciar uma maior proteção e eliminar problemas de ruído na etapa digital, empregou-se um isolador do tipo foto-acoplador CNY 75B (figura 4.43), que apresenta uma isolação de  $7,5 \text{ kV}_p$ , plenamente satisfatória para a aplicação.

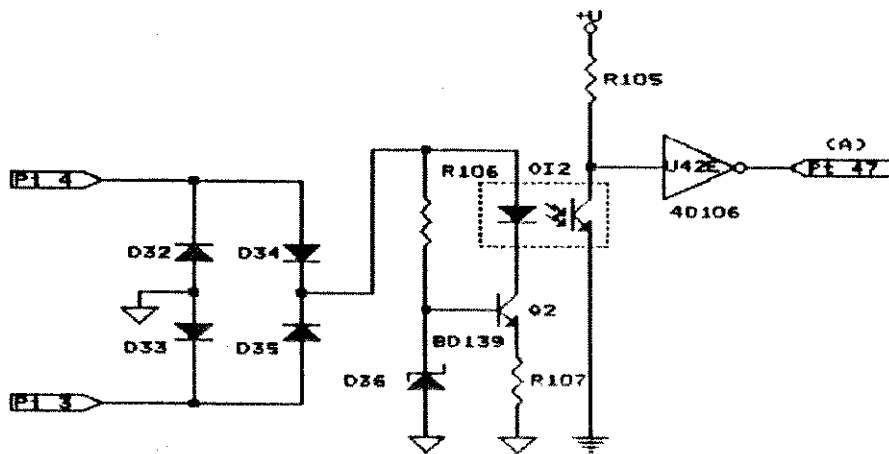


Figura 4.43. Diagrama Esquemático dos Estágios Retificador, Conversor Tensão-Corrente, Isolador e Quadrador.

### 4.13.4 O Bloco Quadrador

O bloco quadrador (figura 4.43) processa o estágio final da conversão analógico-digital, acoplado adequadamente o sinal de entrada aos demais estágios digitais. Compõe-se de um circuito *Schmitt Trigger* inversor, obtido a partir de um CI tipo CD 40106 (U42E).



#### 4.13.5 Os Blocos de Atraso e de "Reset"

Os circuitos de *reset* e de *atraso* (figura 4.44) foram construídos com dois multivibradores monoestáveis (MMD), obtidos a partir de inversores *Schmitt Trigger*, contidos dentro de um CI CD 40106 ( $U_{42F}$  e  $U_{42A}$ , respectivamente).

O pulso de *reset* tem 1 ms de duração, suficientes para re-inicializar os blocos lógicos. Atua sobre os seguintes estágios: geradores de pulsos (30 e 60 ms), lógica para teste de sincronismo e osciladores para excitação dos LEDs.

O bloco de Atraso é acionado quando o eletrodo direito é pressionado e produz um *delay* em torno de 5 s, para que o operador se acomode e acione as pás desfibrilatórias. A borda de descida desse pulso comanda os demais blocos do Testador.

Por meio da figura 4.45, ilustra-se a sucessão lógica de pulsos gerados no Testador.

#### 4.13.6 O Gerador de 60 ms

Este bloco constitui-se de um MM obtido a partir do CI CD 4538, que possui internamente dois monoestáveis de precisão. Ele foi configurado no modo de disparo por borda de descida e o sinal é retirado na saída inversora ( $\bar{Q}$ ) de  $U_{43A}$  (figura 4.44).

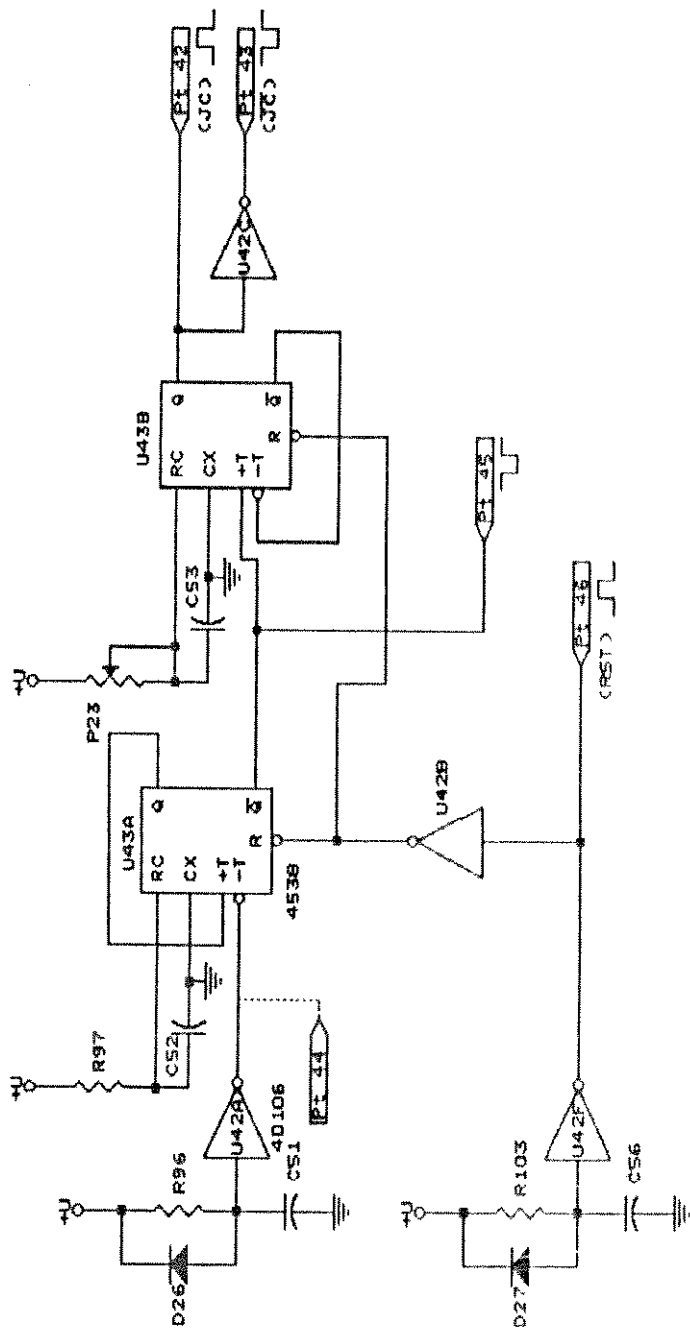


Figura 4.44. Diagrama Esquemático dos Circuitos de Atraso Inicial, Reset (RST), Gerador de 60 ms e Janela de Comparação (JC).

Esse sinal é aproveitado, tanto para gerar a onda triangular (que simula o complexo QRS), quanto para gatilhar o bloco *Janela de Comparação*. De *per se*, a duração do pulso gerado não tem um valor crítico, desde que igual ou superior à metade da duração do complexo QRS simulado. Contudo, utilizando uma duração maior, torna-se possível controlar, principalmente, a duração do complexo, além das rampas de subida e descida.

#### 4.13.7 A Janela de Comparação

Este bloco ( $U_{43B}$  e periféricos, figura 4.44) define o intervalo máximo dentro do qual o sincronismo do cardioversor ainda pode ser considerado correto. Em virtude da inexistência de um valor padrão estipulado pela norma IEC 601-2.4, optou-se pela referência fornecida pela AAMI através da norma ANSI DF-2, na qual admite-se um período máximo de 30 ms após o ápice do complexo QRS.

Este circuito constitui-se de um MM ativado pela borda de subida do pulso gerado pelo bloco *Gerador de 60 ms* ( $Pt_{45}$ ) e sua saída ( $Pt_{42}$ ) vai ao bloco de *Lógica de Teste de Sincronismo*, concomitantemente ao pulso de cardioversão já digitalizado.

O bloco de comparação possui ajuste de largura de pulso para que, caso se defina um *delay* mais apropriado, permita reajuste, a fim de atender à normalização exigida.

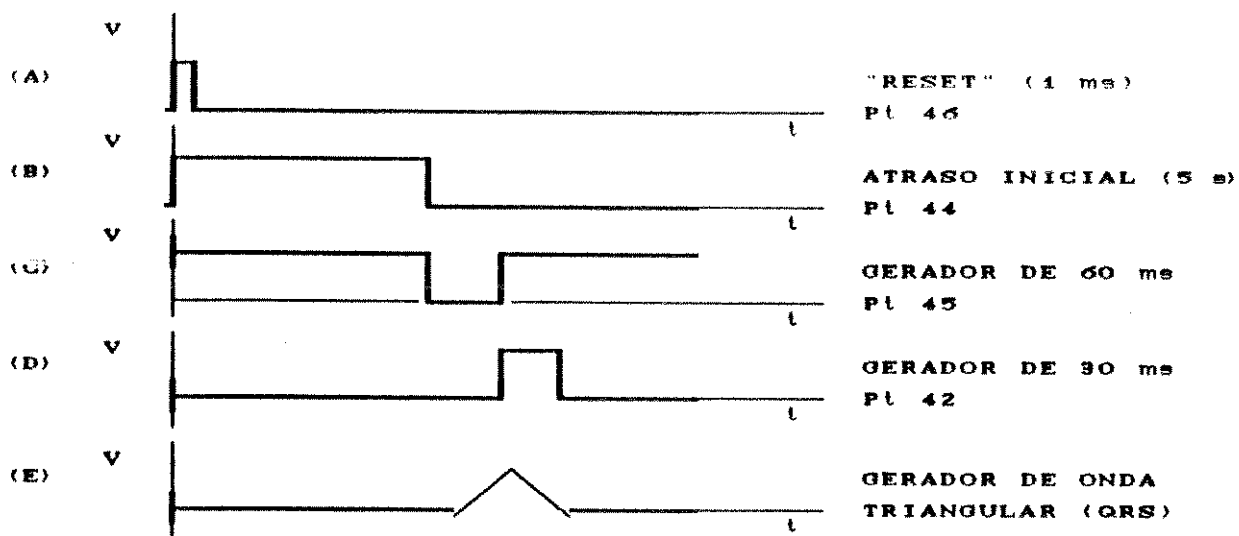


Figura 4.45. Sucessão de Pulsos Gerados no Testador. Ao ser ligado, são gerados os pulsos de "RESET" (A) e de ATRASO INICIAL (B). Em seguida, um pulso de 60 ms (C) dá origem às ondas "QRS" simulada (E) e à JANELA DE COMPARAÇÃO (D). Esta define o atraso máximo permitido e aquela constitui-se no "trigger" do cardioversor.

#### 4.13.8 A Lógica de Teste de Sincronismo

Este bloco (figura 4.46) processa os sinais advindos: 1) do cardioversor (mas já convertido em pulso digital) e 2) da janela de comparação, para determinar se há coincidência de acontecimentos entre os dois ou em que seqüência ocorrem.

Quatro situações são analisadas:

(1) quando o pulso de cardioversão ocorre dentro do intervalo correto, conforme a figura 4.47d;

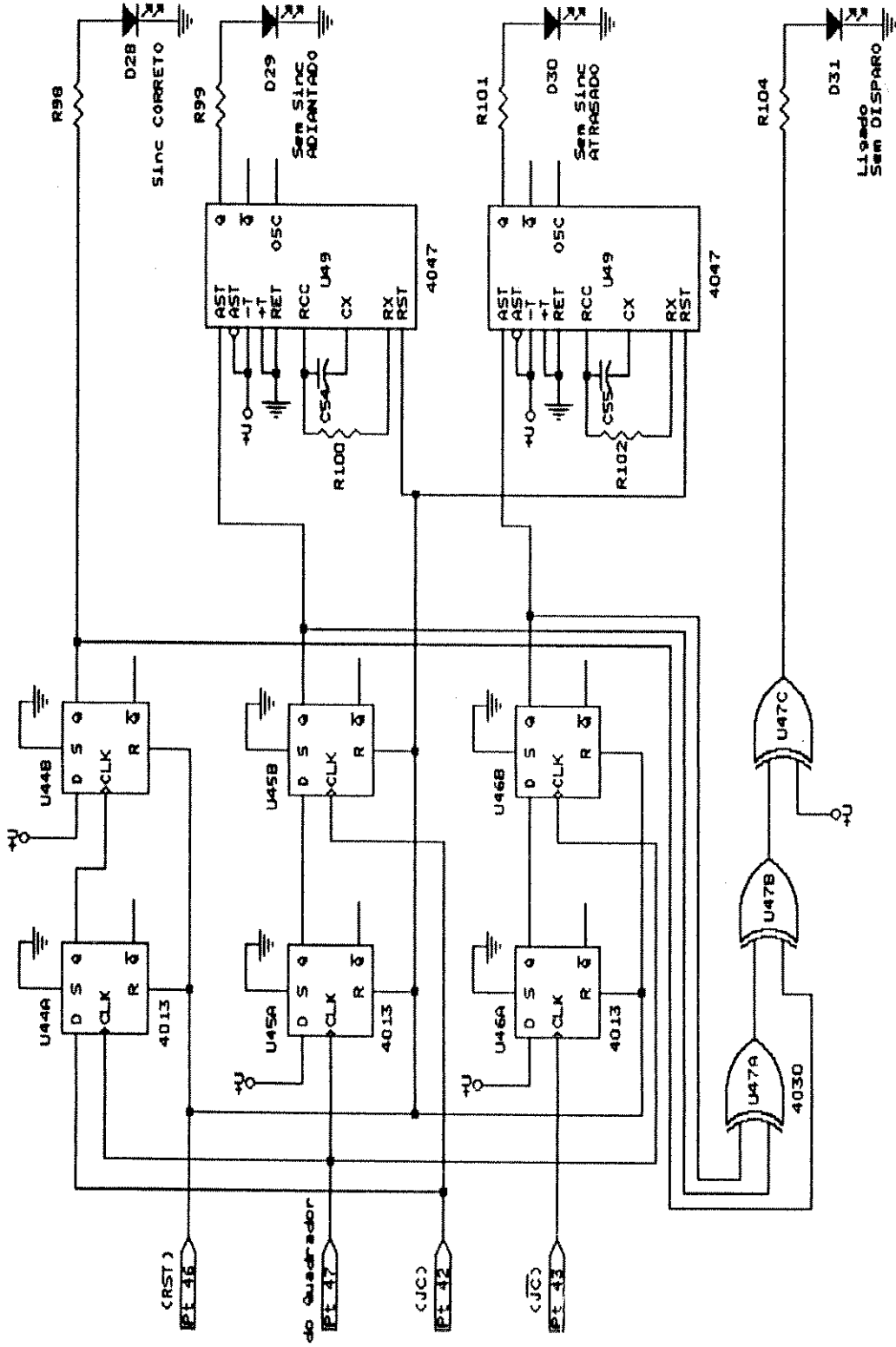


Figura 4.46. Diagrama Esquemático dos Blocos Lógica de Teste de Sincronismo e Display (LEDs).

(2) quando o pulso cardioversor surge antes da janela de comparação figura 4.47c, de modo geral quando o operador esquece de comutar o desfibrilador para o modo *disparo sincronizado* mas também por motivos técnicos, tais quais defeito no circuito de atraso ou desajuste na sensibilidade de detecção de onda "R";

(3) quando o pulso cardioversor acontece após a janela de comparação (figura 4.47e). Esta é a situação mais perigosa, já que, neste caso, há maior probabilidade que a descarga ocorra durante o período vulnerável do ciclo cardíaco, visto estar sincronizada, porém, com um atraso excessivo;

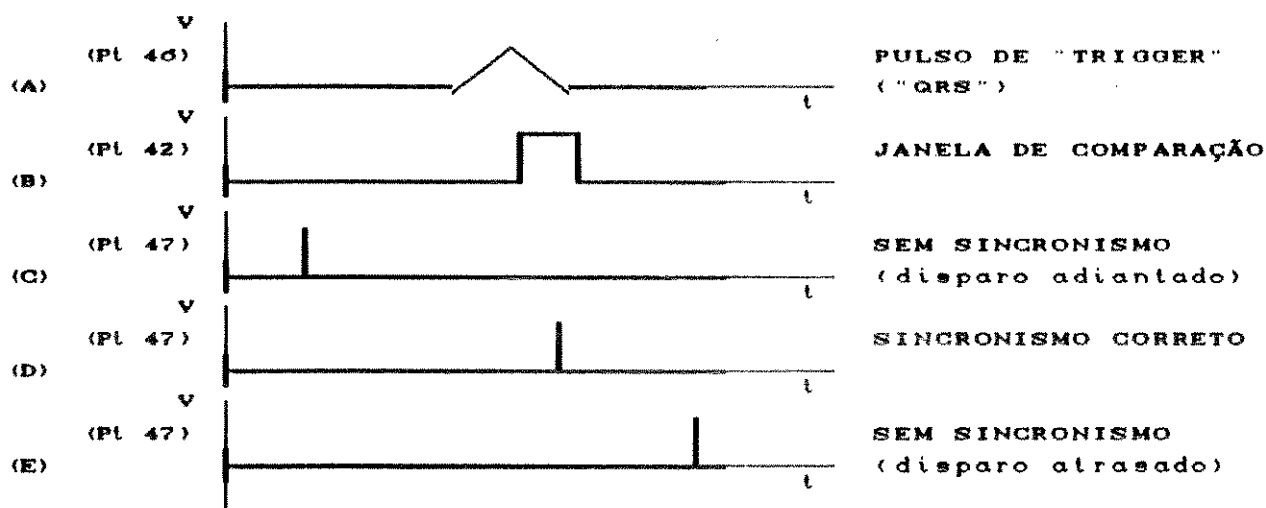


Figura 4.47. Condições de Sincronismo. Em (A), pulso de "trigger" do cardioversor; em (B) ilustra-se a janela de comparação. Se o pulso cardioversor surge antes do "QRS" (C) não há sincronismo; se ocorre dentro da janela (D), então há sincronismo correto e, se depois (E), há falha por atraso.

(4) quando não há liberação de pulso, ou por falha do cardioversor ou devido à ruptura de cabos nos conectores ou pás, ou defeito nos ativadores das pás, entre outros.

Por se tratar de uma análise de pulsos seqüenciais, empregou-se uma lógica baseada em *Flip flops* ( $U_{44}$ ,  $U_{45}$ ,  $U_{46}$ ), gatilhados ou pela janela de comparação ou pelo próprio sinal de cardioversão (já convertido em digital). Contudo, para indicação da inexistência de descargas, tomou-se a exclusão das demais saídas como sinal de controle, na função lógica OU-Exclusiva ( $U_{47A, B, D}$ ).

#### 4.13.9 LEDs

Quatro mostradores do tipo LED indicam a condição do sincronismo, e recebem as seguintes inscrições, em conformidade com a lógica de teste de sincronismo:

- (1) sincronismo correto,
- (2) sem sincronismo - atrasado,
- (3) sem sincronismo - instantâneo,
- (4) ligado (mas descarga inexistente).

Os *displays* permanecem ativados até que se desligue o testador. Porém, para enfatizar as condições de falha, optou-se por utilizar LEDs vermelhos com acendimento oscilante nas frequências de 0,5 e 1 Hz (pulso atrasado e disparo instantâneo,

respectivamente).

Os osciladores que controlam o acendimento dos LEDs vermelhos foram construídos a partir do CD 4047, um multivibrador astável (MA) gatilhado por borda de subida e com inicialização externa (U48 e U49), figura 4.46.

Para sinalizar a condição *correto* preferiu-se a cor verde e para a situação *ligado mas sem disparo*, a cor amarela.

#### 4.13.10 O Gerador de Onda Triangular

De fato, efetua-se, com este bloco, a conversão de um único pulso quadrado, 5 V, em um único pulso triangular de 60 ms, 1 V, que posteriormente será atenuado para 1 e 2 mV, a fim de efetuar a simulação do complexo QRS, *trigger* do cardioversor.

##### 4.13.10.1 Princípio de Funcionamento

O conversor de onda quadrada-triangular nada mais é que um integrador diferencial (figura 4.48), no qual a tensão de saída representa a integral da diferença entre os sinais das entradas 1 e 2 ( $V_1$  e  $V_2$ ), donde:

$$V_o = \frac{1}{R \cdot C} \int (V_2 - V_1) dt \quad (5.8)$$



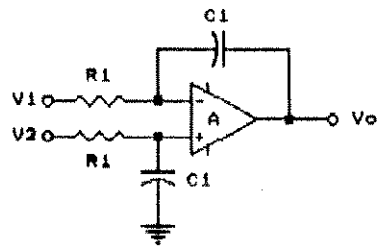


Figura 4.48. Diagrama Esquemático de um Integrador Diferencial (de Fox, 1978).

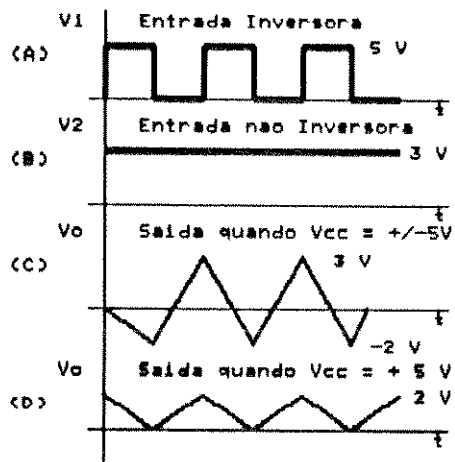


Figura 4.49. Formas de Onda Geradas em um Conversor de Onda Quadrada para Triangular. Em (A), sinal na entrada inversora; em (B), sinal na entrada não inversora; em (C) e (D), sinais de saída com alimentação simétrica e simples, respectivamente.

O desempenho do circuito é limitado pela tensão de

offset de entrada, assim como pelo perfeito casamento entre os capacitores e resistores, para preservar uma melhor razão de rejeição de modo comum (CMRR).

Considerando  $V_2$  uma tensão fixa, por exemplo, + 3 V e  $V_1$ , um trem de pulsos de duração T e amplitude 5 V, a tensão de saída apresentar-se-á como uma onda triangular (figura 4.49c).

No entanto, se a alimentação do OP AMP for simples (0 e + 5 V), a tensão de saída terá a forma da onda representada na figura 4.49d. Este é o caso do circuito desenvolvido.

#### 4.13.10.2 O Circuito Desenvolvido

O gerador de pulso triangular (figura 4.50) permite o ajuste da amplitude de saída, largura do pulso e tempos de inclinação (*slopes*) de subida (*rise time*) e descida (*fall time*), a fim de melhor simular o complexo QRS. O *trimpot* conectado à entrada não inversora controla a duração e a amplitude ( $P_{26}$ ) e os *trimpots* associados à entrada inversora ( $P_{24}$  e  $P_{25}$ ) ajustam as inclinações.

#### 4.13.11 O Amplificador de Saída

Este bloco,  $U_{508}$ , desempenha o papel de um amplificador de saída (figura 4.50) com ganho unitário mas com controle de nível do sinal de entrada e níveis de saída padronizados em 1 V

(sinal de calibração e sincronismo para osciloscópio), 1 e 2 mV (amplitude comparável a do ECG e aplicada ao cardioversor).

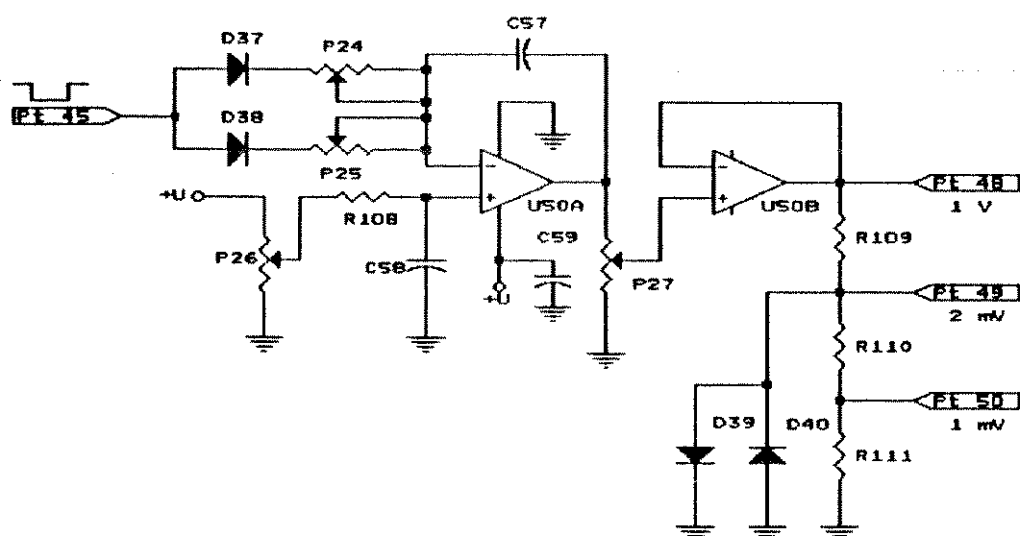


Figura 4.50. Diagrama Esquemático do Gerador de Onda QRS e seu Amplificador de Saída.

Para proteger as saídas contra transitórios indesejáveis, provenientes do próprio cardioversor, foram incluídos os díodos  $D_{39}$  e  $D_{40}$ .

#### 4.14 INTERFACE COM SAÍDA ISOLADA PARA OSCILOSCÓPIO

A análise da forma de onda produzida pela descarga desfibrilatória permite não apenas a medida de seus parâmetros principais como também a verificação do sincronismo de cardioversores (e/ou seu real atraso em relação ao pulso de *trigger*), e a constatação de problemas pertinentes ao *bounce* provocado pelo

relé de transferência carga-descarga (ou lâmpada xénon, no caso do cardioversor Funbec DF 01); o que evidencia seu grau de deterioração, inexistência ou *bypass* de indutor de amortecimento, entre outros.

Apesar dessas vantagens, cabe lembrar que a descarga desfibrilatória é apenas um pulso, o que torna imprescindível o emprego de um osciloscópio de memória e com o qual, em função de seu custo, deve-se tomar todos os cuidados imagináveis. Para protegê-lo, a maneira mais eficaz consiste em isolá-lo eletricamente do desfibrilador. Convém enfatizar que um dos problemas descritos por técnicos do ECRI, referia-se à falta de proteção contra choque elétrico, em vários analisadores de desfibriladores (ECRI, 1971b e 1976a).

Objetivando eliminar os perigos decorrentes de uma descarga acidental ou um trajeto inusitado de corrente através do osciloscópio, projetou-se esta Interface com saída isolada.

A figura 4.1 ilustra o diagrama de blocos do circuito desenvolvido. O sinal de entrada dessa unidade (ao contrário das demais) é obtido antes do retificador, para permitir o registro das frações positiva e negativa e tornar-se independente da posição das pás sobre os eletrodos. Após sofrer a atenuação adequada (há duas escalas de atenuação: 1000 e 2500), o sinal passa por um amplificador do tipo diferencial, com o qual se desloca a linha de base para 2,5 V. Tal polarização permite que o sinal de

entrada desloque o ponto de operação tanto para além quanto aquém sem resultar em ceifamento de uma das frações da onda. Um conversor tensão-corrente excita o LED de um foto-acoplador, em cuja saída obtém-se o sinal isolado.

Ao invés da isolação óptica, poder-se-ia empregar a isolação a transformador. Contudo, a aplicação direta de um transformador alteraria a forma de onda, haja visto que o circuito teria o comportamento de um filtro passa-alta. A implementação por meio de um amplificador *Chopper* tornaria complexa e elevaria, quiçá demais, o custo e o consumo. Foi também analisada a possibilidade de uso de um CI amplificador isolador (*Isolator Instrumentation Amplifier*), porém, o preço e a dificuldade para aquisição inviabilizaram a sua utilização.

#### 4.14.1 O Circuito Desenvolvido

A interface desenvolvida (figura 4.51) emprega um LM 358, o qual possui internamente dois OP AMPS, o primeiro dos quais atua como amplificador diferencial e o segundo, como fonte de corrente. Dois fatores influenciaram na escolha desse dispositivo: (1) baixo consumo (corrente quiescente de 700  $\mu$ A) e (2) a existência de dois OP AMPS internamente.

A entrada não inversora de  $U_{52B}$  está grampeada em um nível fixo de tensão (definido pelo Zener  $D_{42}$ , de 2,4 V), enquanto que na entrada inversora é aplicado o sinal sob teste. O

ganho desse estágio vale 0,1.

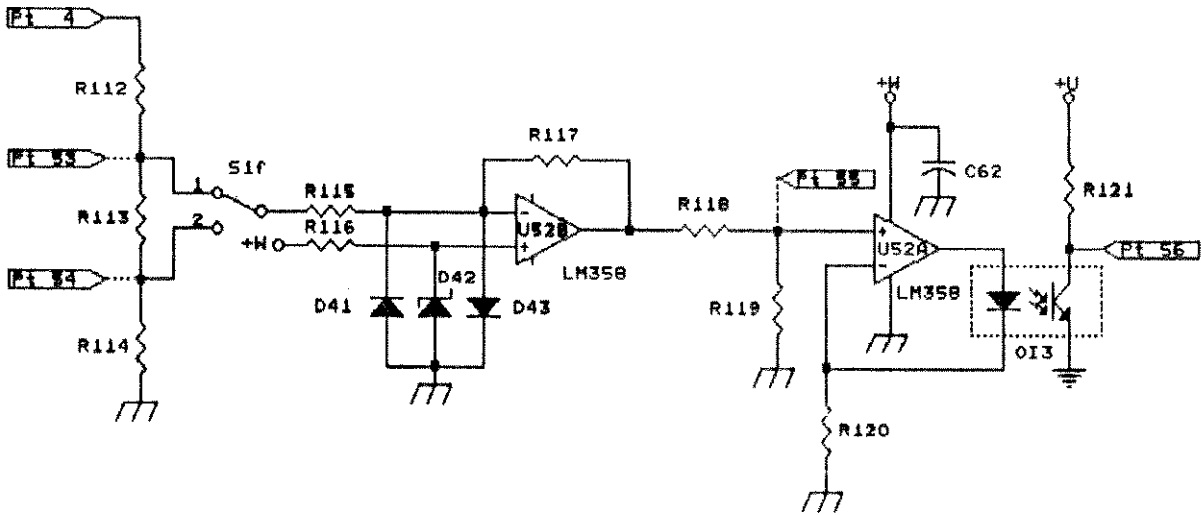


Figura 4.51. Diagrama Esquemático da Interface com Saída Isolada para Osciloscópio.

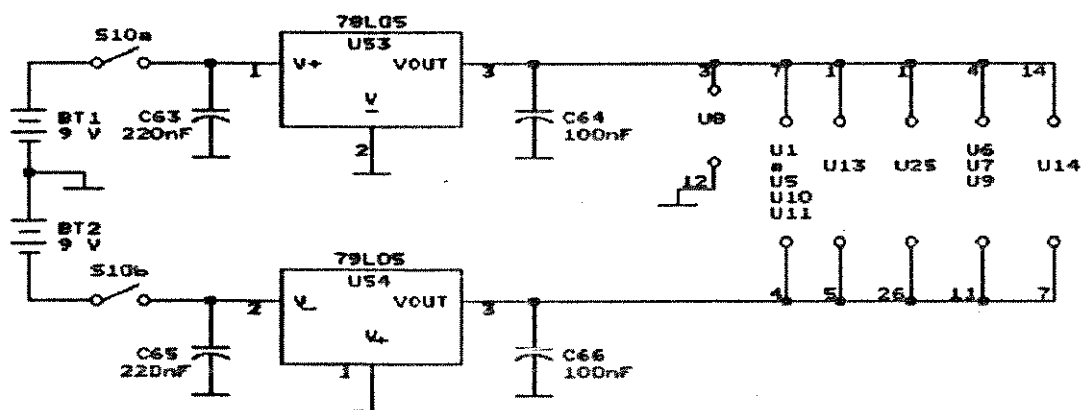
A fonte de corrente,  $U_{52A}$ , converte a entrada de tensão (Pt<sub>55</sub>) em corrente, objetivando polarizar o LED do foto-acoplador (OI3). Tal polarização estabelece um regime de operação dentro da faixa linear do foto-acoplador (0,5 a 15 mA). Este foi escolhido, particularmente em função da isolação requerida, quer dizer, um mínimo de 6 kV. Por isso, uma vez mais, optou-se pelo CNY 75B, da Polytronic.

O sinal de saída da interface é retirado através de um conector BNC, que facilita o acoplamento com a maioria dos osciloscópios.

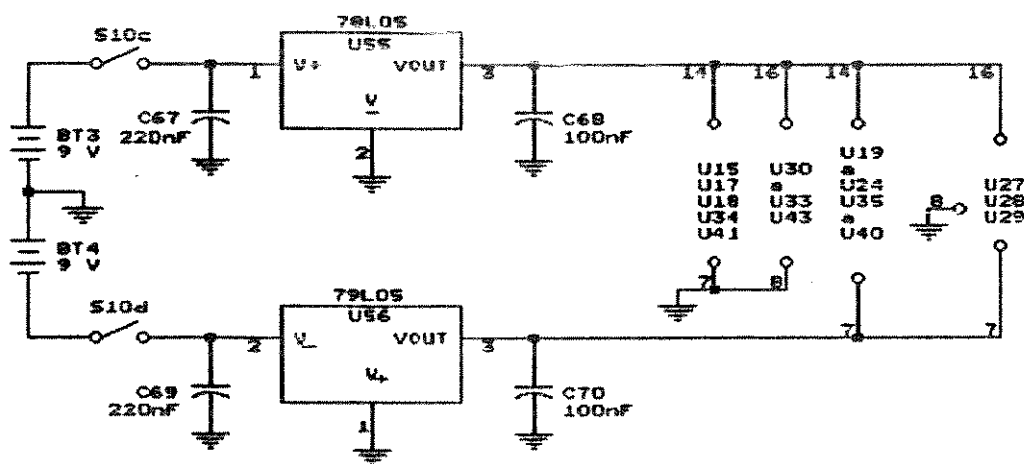
#### 4.15. FONTES DE ALIMENTAÇÃO

O Analisador necessita de três fontes de alimentação: uma para os estágios analógicos, outra para os blocos digitais e uma terceira para o circuito de entrada da interface para osciloscópio. As duas primeiras configuram-se como fontes simétricas de 5 V e a terceira, como fonte simples de + 9 V.

As fontes simétricas utilizam reguladores de tensão monolíticos de  $\pm 5$  V, dos tipos 78L05 e 79L05 (baixa potência, baixo consumo), respectivamente. A figura 4.52 mostra o esquema de ligação dos reguladores com os elementos ativos do circuito.



(A)



(B)

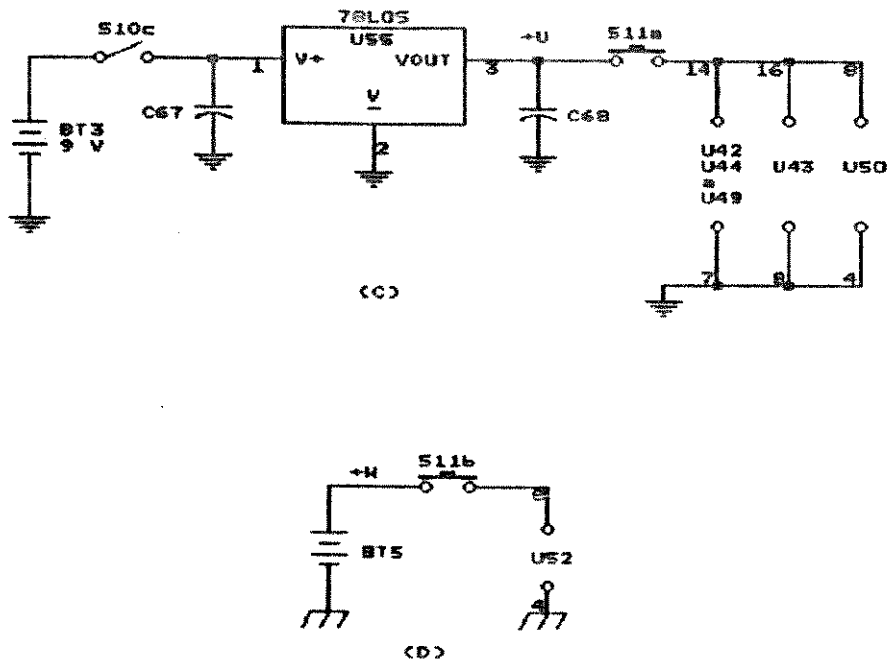


Figura 4.52. Diagrama das Fontes de Alimentação do Analisador. Em (A), etapa analógica; em (b), etapa digital; em (C), etapa de teste de sincronismo e, em (D), interface para osciloscópio.

As chaves  $S_{11a}$  e  $S_{11b}$  são ativadas somente quando o eletrodo disposto à direita no Analisador for pressionado. Com isso, a cada teste de sincronismo e/ou visualização da forma de onda (via interface para osciloscópio), deve-se pressionar esse eletrodo mas liberá-lo logo após efetuadas as medidas.



## CAPÍTULO 5

### RESULTADOS

#### 5.0 INTRODUÇÃO

A fim de avaliar o desempenho do Analisador, baterias de testes foram realizadas e encontram-se aqui descritas e comentadas. De modo geral, pode-se distinguir dois tipos de procedimento: no primeiro, em que foi omitida a rede atenuadora principal do Analisador, pela aplicação de pulsos de controle (duração e amplitude conhecidas), obtidos via geradores de pulso (baixa tensão); e no segundo, pela aplicação de descargas desfibrilatórias geradas por equipamentos comerciais (alta tensão).

Testes de sub-unidades dos medidores do Analisador foram realizados, tanto para efeitos de aferição da calibração estática quanto para comprovação de seu desempenho.

#### 5.1 O CHAVEADOR DE PULSOS

Como os geradores de pulsos disponíveis (HP 8012B e Tektronix PG 508) não forneciam tensão suficiente (até 40 V) para

aferição do Analisador, desenvolveu-se um chaveador eletrônico que atuasse em conjunto com o gerador de pulsos e uma fonte DC, para gerar as amplitudes desejadas.

A figura 5.1 ilustra o diagrama esquemático desse chaveador, constituído basicamente por transistores trabalhando em corte e saturação. O transistor  $T_1$  atua como uma chave eletrônica que se fecha quando é deflagrado um pulso através do gerador  $V_i$ . O resistor  $R_a$  serve para limitar o potencial aplicado à base de  $T_2$ . O resistor  $R_b$  limita a corrente através da saída, caso haja um curto (ainda protegido pelo fusível  $F_s$ ).  $D_a$  e  $D_b$  protegem  $T_2$  na eventualidade de uma inversão de polaridade da fonte DC.

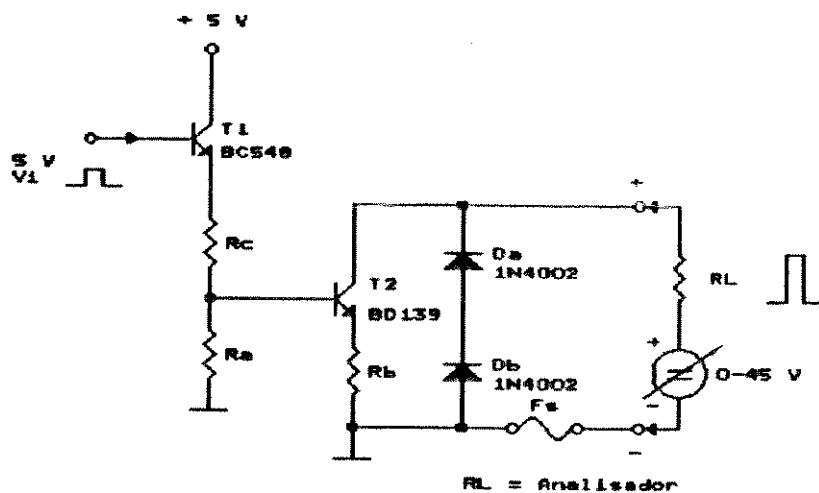


Figura 5.1. Diagrama Esquemático do Chaveador de Pulsos.

A fonte DC (0 a 45 V) determina a amplitude do pulso a ser aplicado, enquanto o gerador de pulsos delimita a sua duração.

Para verificação de sua performance, o chaveador foi submetido a uma série de testes, empregando-se pulsos com amplitude variando entre 10 e 40 V (pois até 10 V os geradores conseguiam fornecer) e duração de 100  $\mu$ s a 100 ms. As medições indicaram que para pulsos com duração inferior a 80  $\mu$ s, a deformação do pulso de saída (devido à capacitância intereletrodica e à migração de grande quantidade de portadores na base dos transistores, no momento da comutação) tornava-se significativa.

## 5.2 O MED

Dois estágios do MED foram exaustivamente testados, por se tratarem de processadores analógicos que definem a precisão do MED: a *rede função quadrática* (RFQ) e o *integrador*.

### 5.2.1 A Rede Função Quadrática

Para obtenção das curvas de resposta da rede quadradora foram aplicados pulsos com amplitude e duração variáveis (dentro da faixa de uso prevista, 0 a 40 V e 100  $\mu$ s a 100 ms).

Do mesmo modo que na calibração estática, o bloco retificador foi mantido. E para medir a corrente de saída, incluiu-se um resistor ( $R_{Teste}$ ) de muito baixo valor (se comparado com a resistência da RFQ,  $R_{RFQ}$ ), que não afetasse os resultados (figura 5.2). Três valores de  $R_{Teste}$  foram empregados (120, 470 e 1 k $\Omega$ ) pelo fato que sob baixas amplitudes do sinal de entrada,  $R_{RFQ}$

torna-se extremamente elevada ( $\cong 148 \text{ k}\Omega$ ) e para obtenção de uma amostra de tensão mensurável no osciloscópio (para cálculo da corrente), necessita-se de um resistor de maior valor que no caso de um sinal de amplitude mais elevada, onde  $R_{RFQ}$  apresenta-se bem menor ( $\cong 5,45 \text{ k}\Omega$ ).

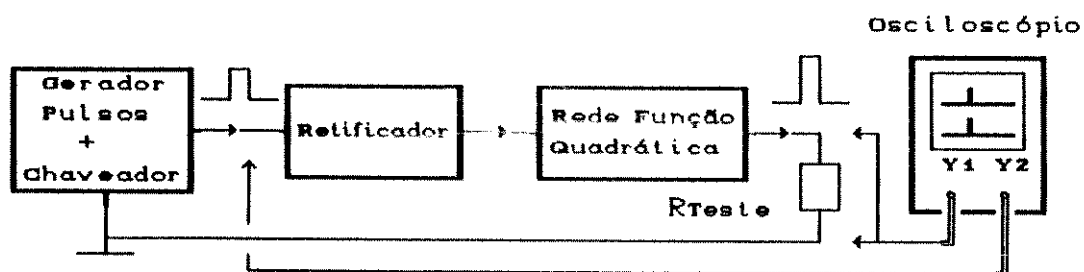


Figura 5.2. Diagrama Esquemático do Circuito de Teste para Calibração Dinâmica da Rede Função Quadrática.

Os resultados obtidos com a conversão V-I encontram-se representados na figura 5.3, onde o maior desvio da curva representa um erro de 1,3 % (na região de  $v_a = 35 \text{ V}$ ).

### 5.2.2 O Integrador

Para verificar as características de resposta do integrador, principalmente linearidade e precisão, empregou-se uma bateria de testes semelhante àquela aplicada à RFQ. Houve dificuldades em realizar as medidas porque o *offset* do gerador de pulsos provoca *drift* na integração. Os gráficos ilustrados nas figuras 5.4a e 5.4b,  $V_{o(Pt10)} = f(V_{a(Pt9)})$  e  $V_{o(Pt10)} = f(Td)$  mostram que a linearidade (pior coeficiente de correlação igual a

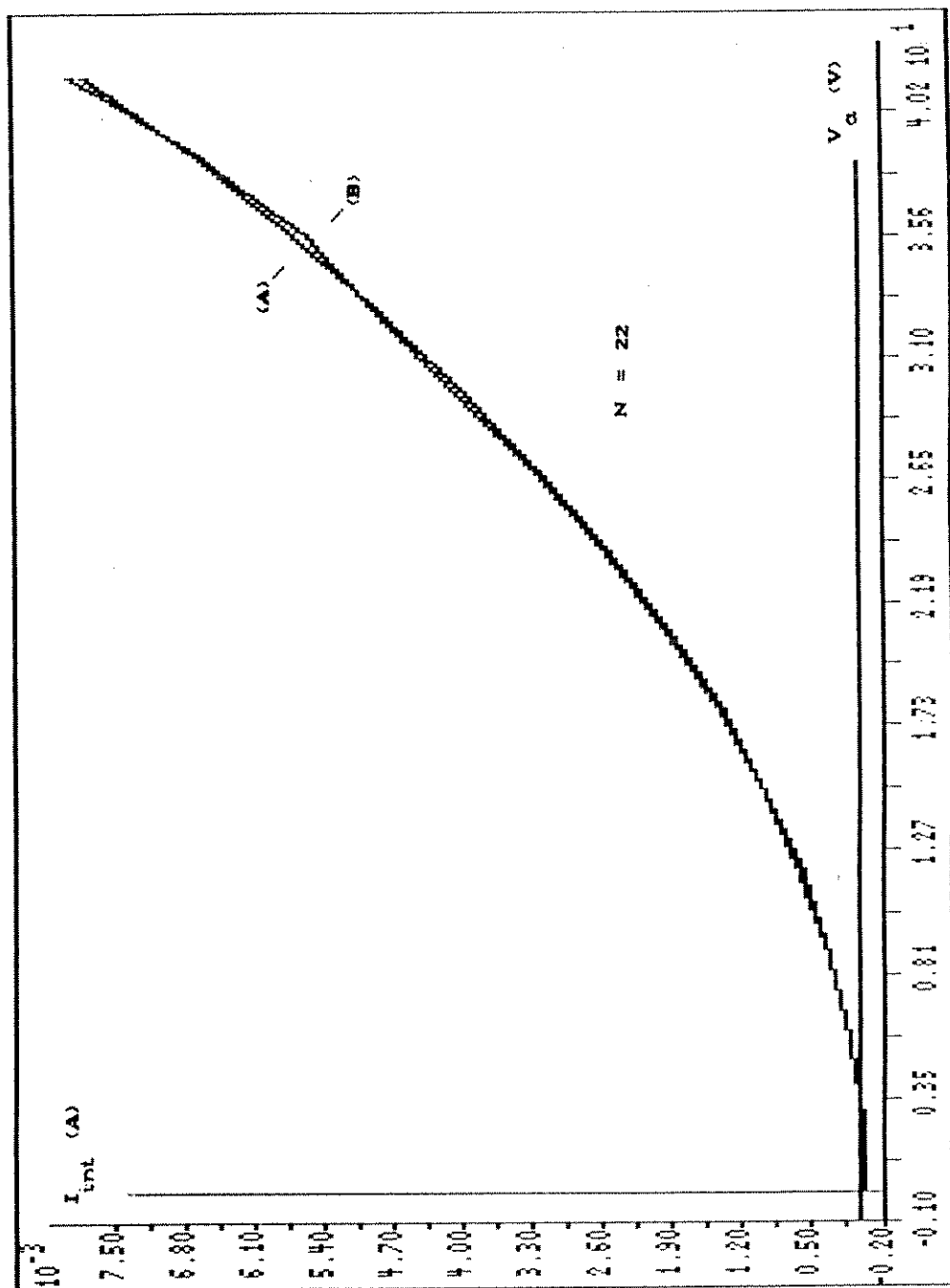


Figura 5.3. Curva de Resposta da Rede Função Quadrática. Em (A), Representação da função ( $I_{int} = 4,591 \cdot 10^{-6} V_a^2$ ); em (B), resultado obtido na aferição dinâmica.  $V_a$  corresponde à tensão aplicada em Pt4 e  $I_{int}$ , à corrente de saída da RFG (Pt9).

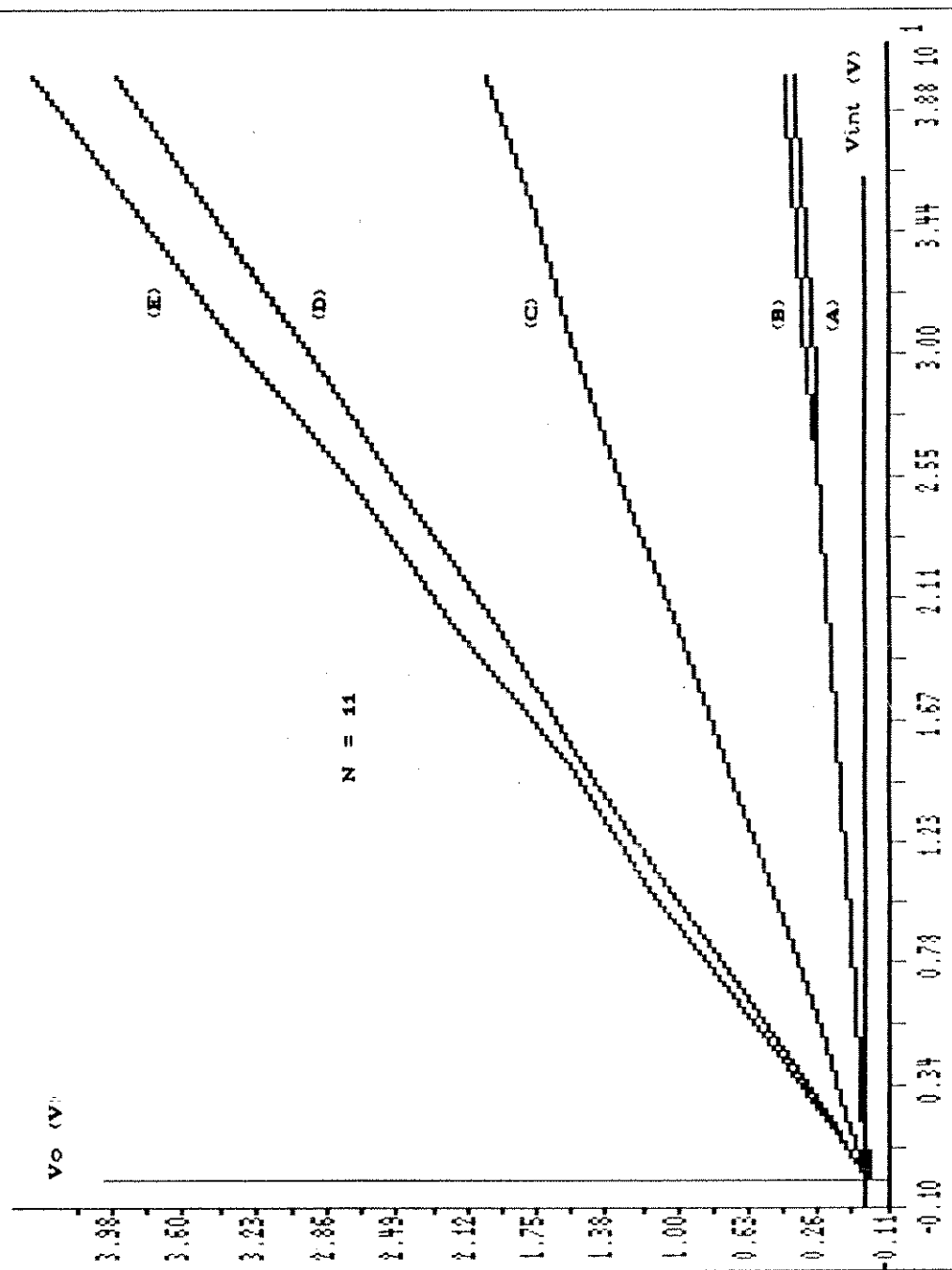


Figura 5.4a. Desempenho do Integrador em Função da Amplitude dos Pulsos Aplicados ( $V_o = f(V_{int})$ ). Local de medida:  $V_{int}$ , em Pt10;  $V_o$ , em Pt10. Condições: (A)  $T_d = 10$  ms,  $R_{int} = 100$  k $\Omega$ ; (B)  $T_d = 5$  ms,  $R_{int} = 47$  k $\Omega$ ; (C)  $T_d = 5$  ms,  $R_{int} = 10$  k $\Omega$ ; (D)  $T_d = 10$  ms,  $R_{int} = 10$  k $\Omega$ ; (E)  $T_d = 50$  ms,  $R_{int} = 47$  k $\Omega$ . Calculadas as retas de regressão linear, foram obtidas as seguintes equações e coeficientes de correlação, respectivamente: (A)  $y = (10,067x + 0,123) \cdot 10^{-3}$  e  $r = 0,99991$ ; (B)  $y = (11,08x - 0,2938) \cdot 10^{-3}$  e  $r = 0,99994$ ; (C)  $y = (51x - 3) \cdot 10^{-3}$  e  $r = 0,99983$ ; (D)  $y = (99,198x + 8,25) \cdot 10^{-3}$  e  $r = 0,99998$ ; (E)  $y = (110,46x - 7,318) \cdot 10^{-3}$  e  $r = 0,9999$ .

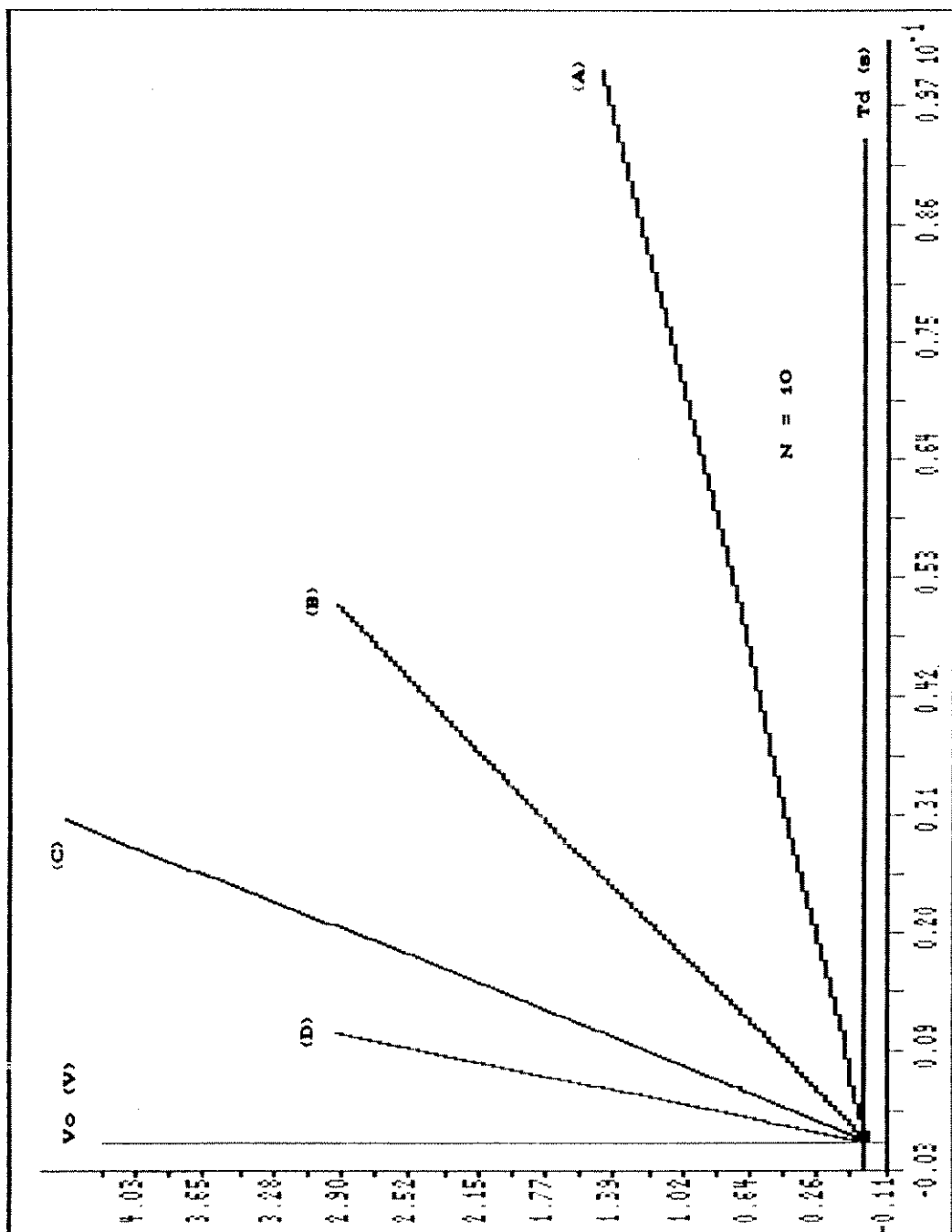


Figura 5.4b. Desempenho do Integrador em Função da Duração dos Pulsos Aplicados ( $V_o = f(T_d)$ ). Locais de medida:  $V_{int}$ , em Pt9;  $V_o$ , em Pt10. Condições:  $R_{int} = 10 \text{ k}\Omega$  e  $V_{int} = 1,48 \text{ V}$  (A);  $5,9 \text{ V}$  (B);  $14,8 \text{ V}$  (C);  $29,5 \text{ V}$  (D). Aplicando-se a regressão linear para cálculo das retas, obtiveram-se as seguintes equações e coeficientes de correlação, respectivamente: (A)  $y = (14,867x - 0,0013)$  e  $r = 0,99994$ ; (B)  $y = (59,32x + 0,0007)$  e  $r = 0,99999$ ; (C)  $y = (149,03x - 0,0066)$  e  $r = 0,99997$ ; (D)  $y = (297,04x + 0,0022)$  e  $r = 0,99999$ .

0,99983), a resposta ao pulso e a exatidão ( $e = 1,6 \% \text{ FSD}$ ) do instrumento são excelentes. Realizou-se também a análise em frequência do integrador, mediante a aplicação de um sinal senoidal (10 Hz a 10 kHz). E os resultados (aqui omitidos) atestaram a estabilidade e a resposta esperadas para a aplicação.

Durante a realização desses testes, substituiu-se a resistência de entrada do integrador (ilustrado pela figura 4.9),  $R_{RFQ}$ , por um resistor de valor ajustável equivalente.

### 5.2.3 O MED Completo

O desempenho do Medidor foi avaliado por meio dos testes mencionados, que incluíram:

1. aplicação de pulsos com duração (de 100  $\mu\text{s}$  a 100 ms) e amplitude (de 0 a 40 V) controladas, produzidos por um gerador Tektronix PG 508 (até 10 V) além de uma fonte DC e do chaveador desenvolvido (acima de 10 V); neste caso, com a rede atenuadora principal desligada;

2. aplicação de pulsos gerados efetivamente por desfibriladores comerciais (geralmente FUNBEC DF-01).

As figuras 5.5a 5.5b expressam graficamente os resultados obtidos no primeiro conjunto de testes. Em 5.5a, mostra-se  $V_{o(Pl10)} = f(V_{a(Pl4)})$ , onde  $V_o$  equivale à energia liberada (1 mV = 1 J). A figura 5.5b ilustra a resposta do MED relacionada com a duração do pulso ( $V_o = f(T_d)$ ).



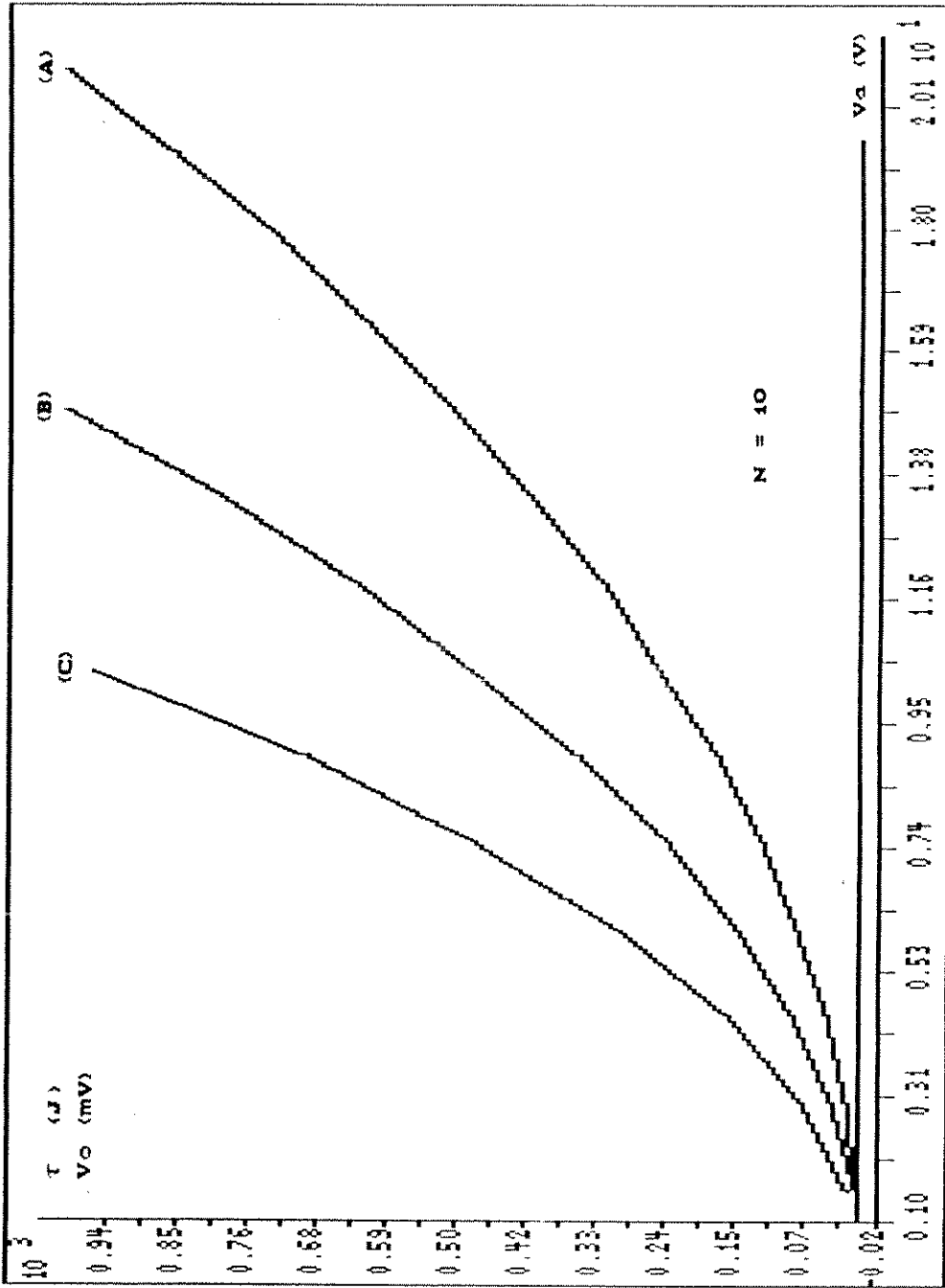


Figura 5.5a. Gráficos da Energia Medida pelo MED em Função da Amplitude dos Pulsos Aplicados ( $\tau = f(V_a)$ ) e que equivale a  $V_o = f(V_a)$ . Em (A),  $T_d = 5$  ms; em (B),  $T_d = 10$  ms e em (C),  $T_d = 20$  ms. Nessas medidas, foi omitida a rede atenuadora de entrada. Locais de teste:  $V_a$ , em P14 e  $\tau$  ( $V_o$ ), no próprio DVM do MED.

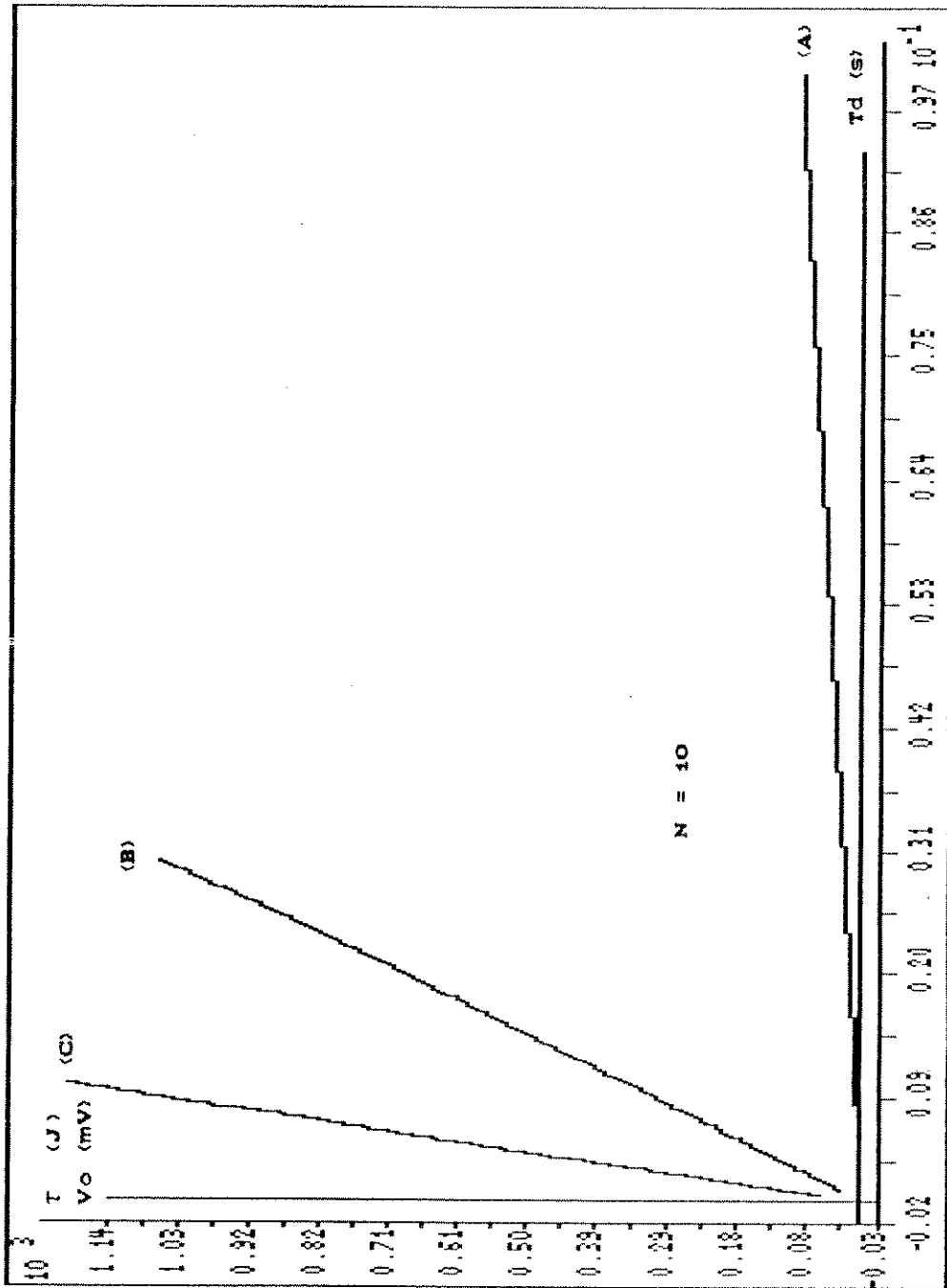


Figura 5.5b. Gráficos da Energia Média pelo MED em Função da Duração dos Pulsos Aplicados ( $T = f(T_d)$ ). Em (A),  $V_a = 1,48$  V; em (B),  $V_a = 8,86$  V e em (C),  $V_a = 10,86$  V. Aqui também, foi omitida a rede atenuadora de entrada. Locais de teste:  $V_a$ , em Pl.4 e  $T$  ( $V_o$ ), no próprio DVM do MED.

Apesar do uso de vários desfibriladores para a execução de testes preliminares, dois equipamentos foram tomados para determinação final do desempenho do MED. Um analisador BIOTEK, modelo QED III, serviu de elemento de comparação. Como o instrumento desenvolvido possui dois alcances de medida, 100 e 1000 J, apresentam-se dois conjuntos de gráficos (figuras 5.6a e 5.6b).

Por meio desses procedimentos, concluiu-se que o MED apresenta performance satisfatória, com um erro de exatidão de 2,07 % FS (fundo de escala); não linearidade máxima de 1,5 %; resolução de 0,1 J ou 1 J, dependendo do alcance (100 ou 1000 J); sensibilidade de  $0,1 \text{ J}/71,15 \text{ V}_i$ , para pulsos na faixa de 100  $\mu\text{s}$  a 100 ms; e congelamento da leitura por 45 s (*drift* de 1,3 mV/min).

## 5.3 O MPT

Para avaliar o desempenho do MPT, foram realizados testes de conjunto e, em particular, no detector de pico, com e sem a unidade de correção de erro de  $2\text{V}_i$ ; através de pulsos produzidos via chaveador de pulsos e por meio de desfibriladores.

### 5.3.1 Com Gerador de Pulsos

Dois casos foram analisados: somente o detector de pico e com a unidade de correção de  $2 \text{ V}_i$ . No primeiro caso, pretendia-se verificar somente as características do detector de pico e no

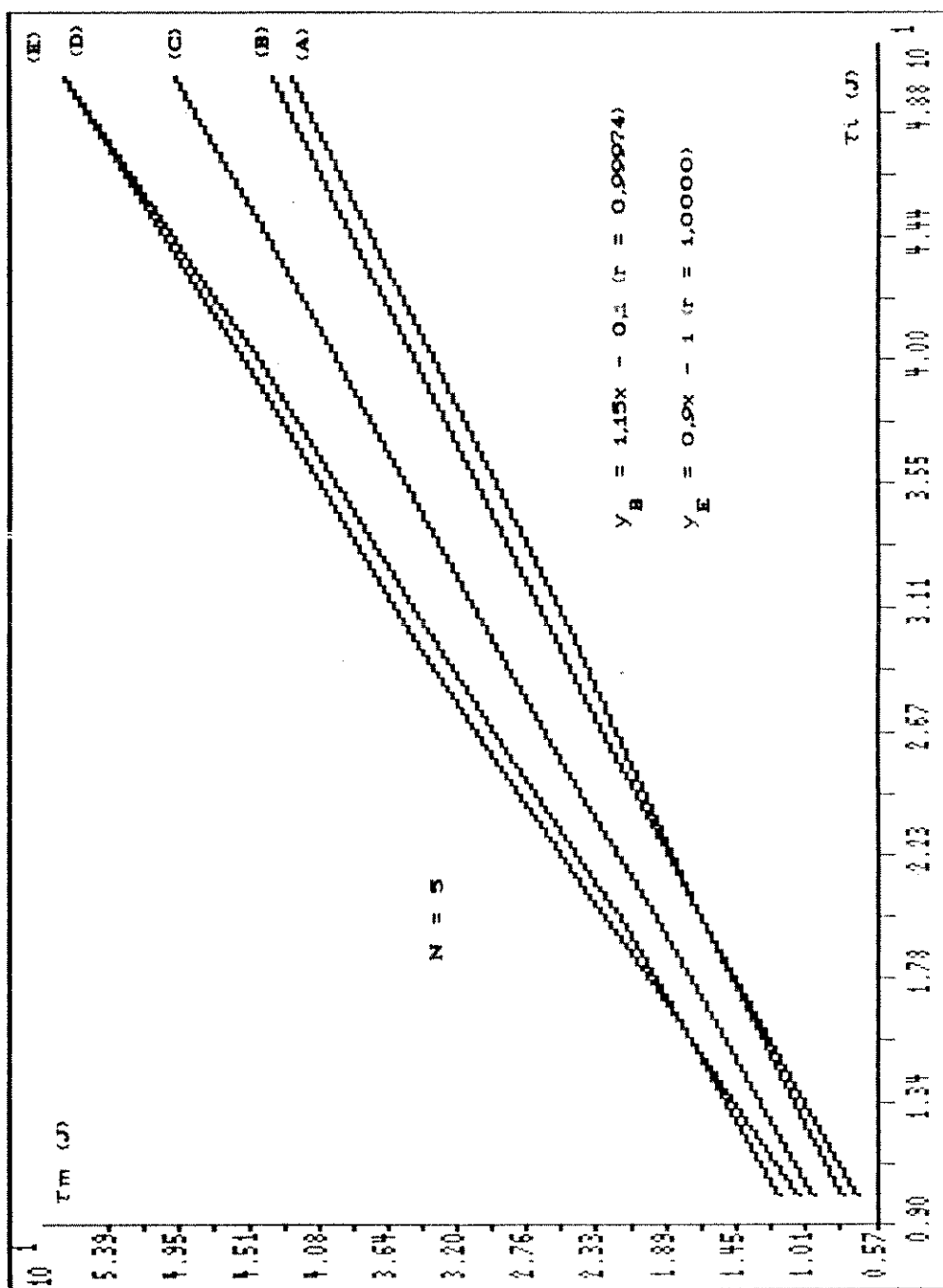


Figura 5.0a. Desempenho do MED (Curvas B e E) Considerando Pulsos Desfibrilatórios Gerados por Equipamentos Comerciais, e Comparação com o Analisador BIOTEK QED III (Curvas A e D). A curva (C) corresponde à referência. A abscissa representa a energia indicada ( $T_i$ ) no desfibrilador e na ordenada encontra-se o valor efetivamente medido ( $T_m$ ). Condição de teste: simulação do desfibrilador sob desfibrilação transventricular (máximo de 50 J) e MED selecionado para alcance de 100 J.

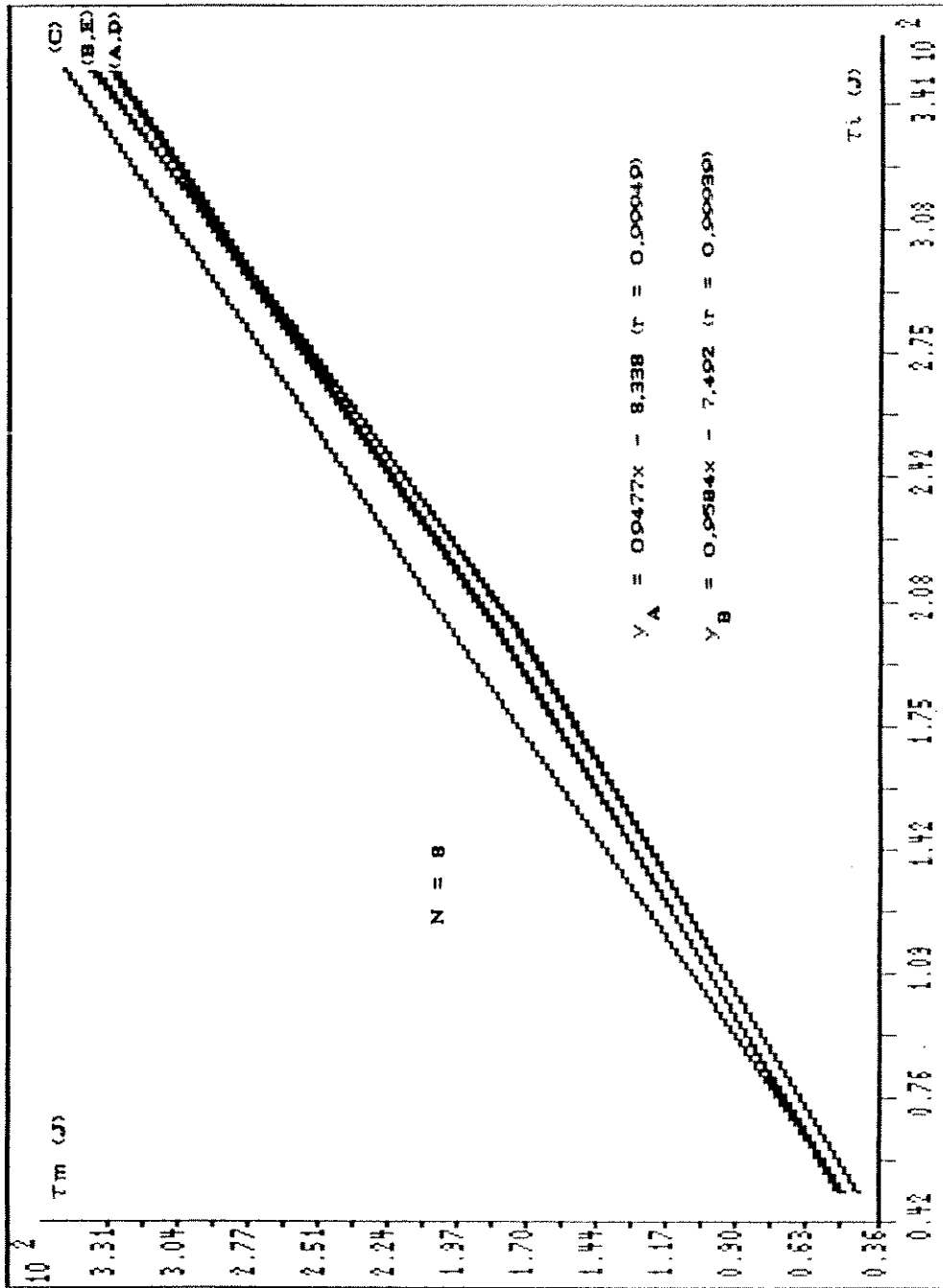


Figura 3. db. Desempenho do MED (Curvas A e B) Considerando Pulsos Desfibrilatórios Gerados por Equipamentos Comerciais, e Comparação com o Analisador BIOTEK GED III (Curvas D e E). A curva (C) corresponde à referência. A abscissa representa a energia indicada (Ti) no desfibrilador e na ordenada encontra-se o valor efetivamente medido (Tm). Condição de teste: MED ajustado para alcance de 1000 J.

segundo, a performance do medidor todo, e por isso incluiu-se não só a unidade de correção como também os blocos retificador e atenuador 2 ( $k_1$ ), excluindo apenas o atenuador principal.

Os gráficos 5.7a e 5.7b ilustram as relações de transferência de sinal do detector de pico ( $V_{o(U5)} = f(V_{a(Pt8)})$ ) e do MPT ( $V_{o(Pt17)} = f(V_{a(Pt8)})$ ), respectivamente. A figura 5.8 mostra a dependência da tensão de saída em função da largura ( $T_d$ ) dos pulsos (limitada pelo *settling time* do circuito). O erro de exatidão não ultrapassou a 2 % FS, com 1,25 % de não linearidade, para pulsos de 50  $\mu$ s a 100 ms. Para o MPT, a amplitude mínima de entrada (Pt4) deve ser maior que 1,4 V (equivalente a 68  $V_p$  entre os eletrodos de entrada). O tempo de congelamento da leitura chegou a 132 s (*drift* de 454  $\mu$ V/min).

### 5.3.2 Com Desfibriladores

Como não havia nenhum medidor de pico disponível para ser empregado como elemento de comparação, o elemento comparativo foi a forma de onda obtida por meio de um Analisador Biotek QED III, com auxílio do osciloscópio de memória. Os resultados obtidos indicaram um erro de exatidão menor que 2,4 %.

## 5.4 O MDP

Muitos testes foram empreendidos com o MDP e seus blocos constituintes. Primeiramente, a linha de atraso e seu

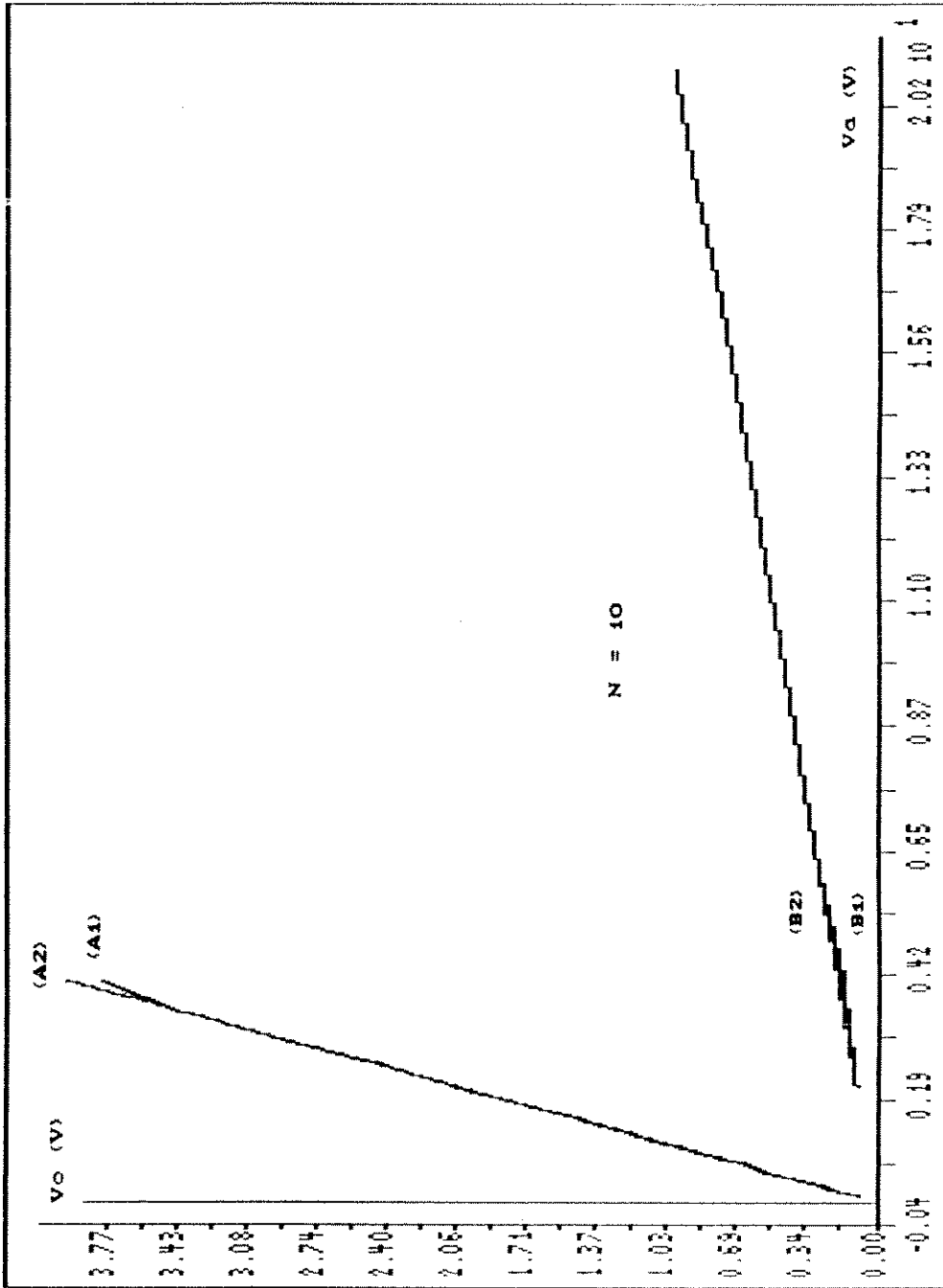


Figura 5.7. Desempenho do Detector de Pico (A) e do MPT (B). Condições de teste: em (A1) e (B1),  $T_d = 50 \mu s$ ; em (A2) e (B2),  $T_d = 5 ms$ . Locais: no caso de detector de pico,  $V_a$  aplicada em Pt8 e medida no pino 6 de U5; no MPT,  $V_a$  aplicada em Pt4 e medida pelo DVM do Analisador. Por meio de regressão linear, foram obtidas as seguintes equações e coeficientes de correlação: (A1),  $y = 0,9792x + 0,0112$  ( $r = 0,9995$ ); (A2),  $y = 1,0009x - 0,00076$  ( $r = 0,9999$ ); (B1),  $y = 1,000x - 0,00107$  ( $r = 0,9998$ ); (B2),  $y = 0,9938x + 0,005$  ( $r = 0,9999$ ). Obs.: para o MPT, as tensões aplicadas chegaram a 20,8 V e equivalente, na entrada do Analisador, a 1 kVp.

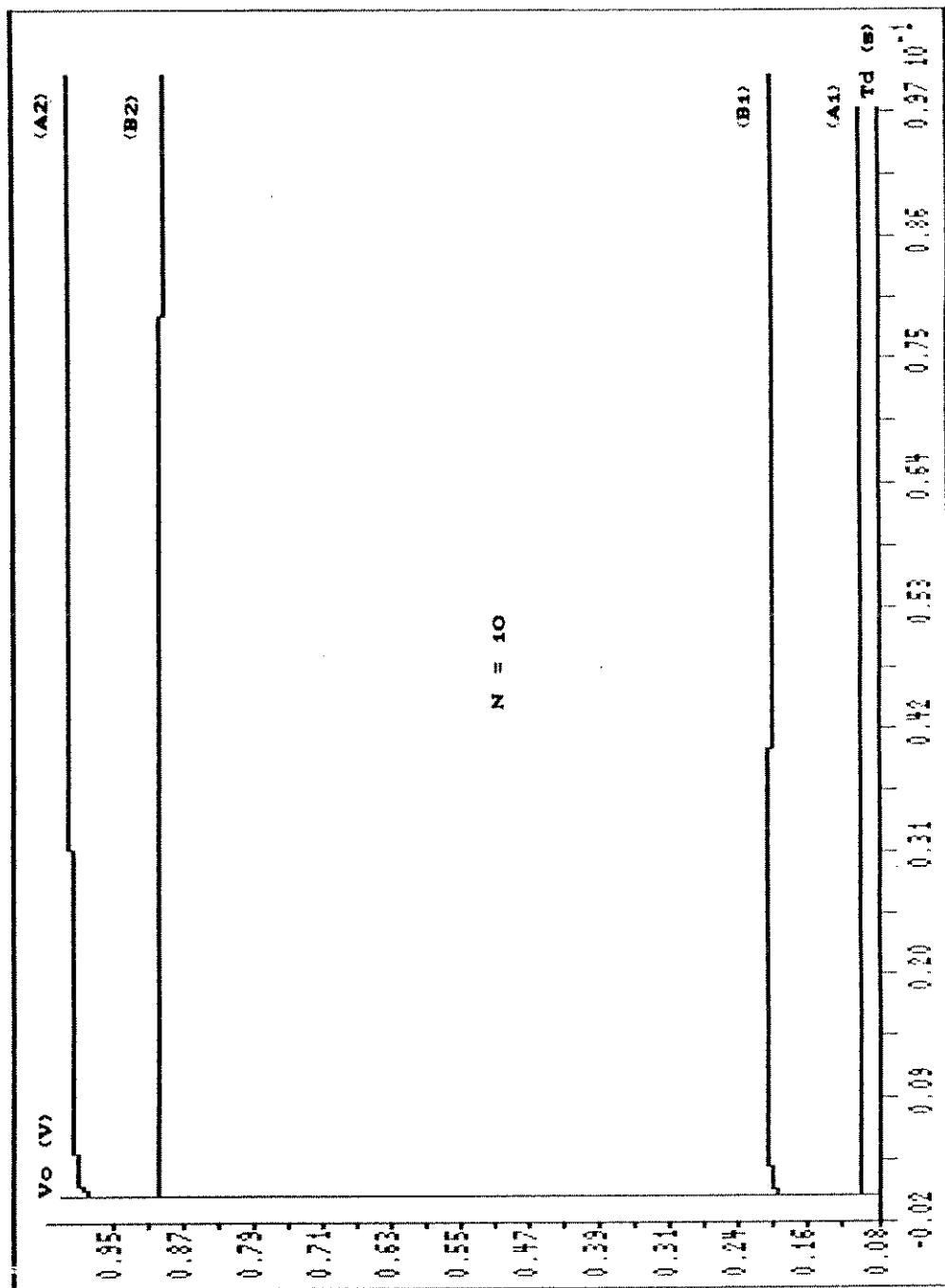


Figura 5.8. Desempenho do Detector de Pico (A) e do MPT (B) em Relação à Duração dos Pulsos Aplicados. Em (A), resposta do Detector de Pico: (A1) para  $V_a$  (PtB) = 100 mV e (A2) para  $V_a$  (PtB) = 1 V. Em (B), resposta do MPT: (B1) para  $V_a$  (Pt4) = 4,16 V (equivalente a 200 V na entrada do Analisador) e (B2), para  $V_a$  (Pt4) = 18,72 V (equivalente a 900 V na entrada).



filtro passa-baixas; em segundo lugar, o sistema de detecção dos níveis de referência (10 e 50 % da amplitude máxima do sinal de entrada); em terceiro, os estágios comparador e de controle do contador; e finalmente, o medidor como um todo.

À semelhança do que ocorreu com os medidores MED e MPT, os procedimentos de aferição e desempenho seguiram duas etapas: uma, por meio de gerador de pulsos e outra, com desfibriladores.

#### 5.4.1 Com Gerador de Pulsos

Como a linha de atraso consiste no bloco principal do MDP, procurou-se dimensionar tanto os limites da BBM quanto a performance do conjunto. A rotina de testes englobou a aplicação de pulsos retangulares, trapezoidais e senoidais: no circuito de polarização da BBM, no filtro FPB e em toda a linha de atraso.

Nas figuras 5.9a e b ilustram-se sinais obtidos nos pontos  $Pt_7$ ,  $Pt_{22}$  e  $Pt_{28}$  (Entrada e saída da BBM e saída do FPB). Na figura 5.10, apresenta-se a curva de resposta do FPB.

Para aferição do medidor, pulsos com duração e amplitude conhecidos foram aplicados e a resposta lida no LCD, comparando-a com o valor obtido no osciloscópio (Tektronix 2430) que serviu como instrumento padrão. Os resultados indicaram um erro de exatidão menor que 1,9 %, para a faixa de 100  $\mu$  a 99,9 ms, e 10 %, na faixa de 50 (limite inferior) a 100  $\mu$ s.

A 2ms 391mV VERT  
 0.0 V VERT  
 RF2 2.00 V 2ms  
 RF1 2.00 V 2ms  
 RF3 2.00 V 2ms

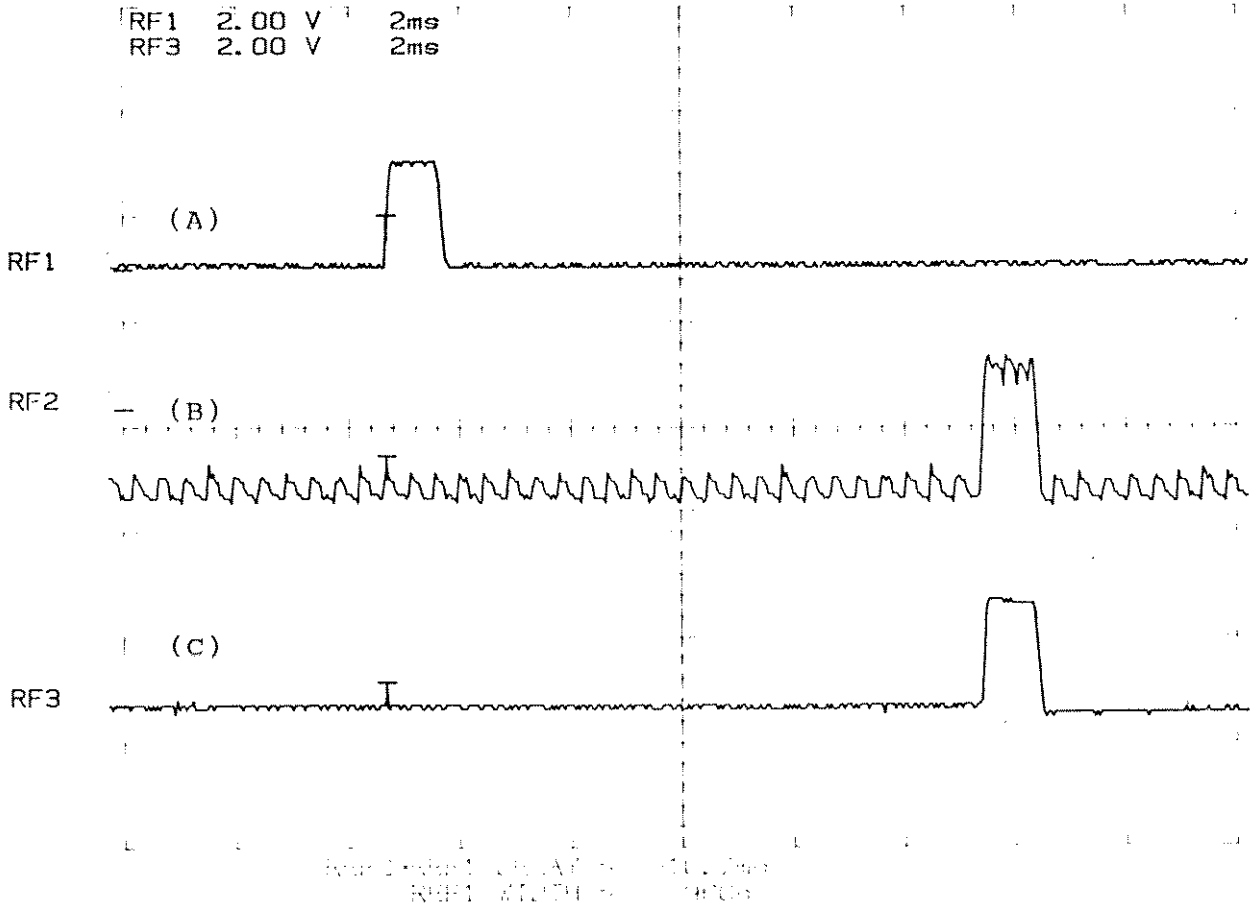
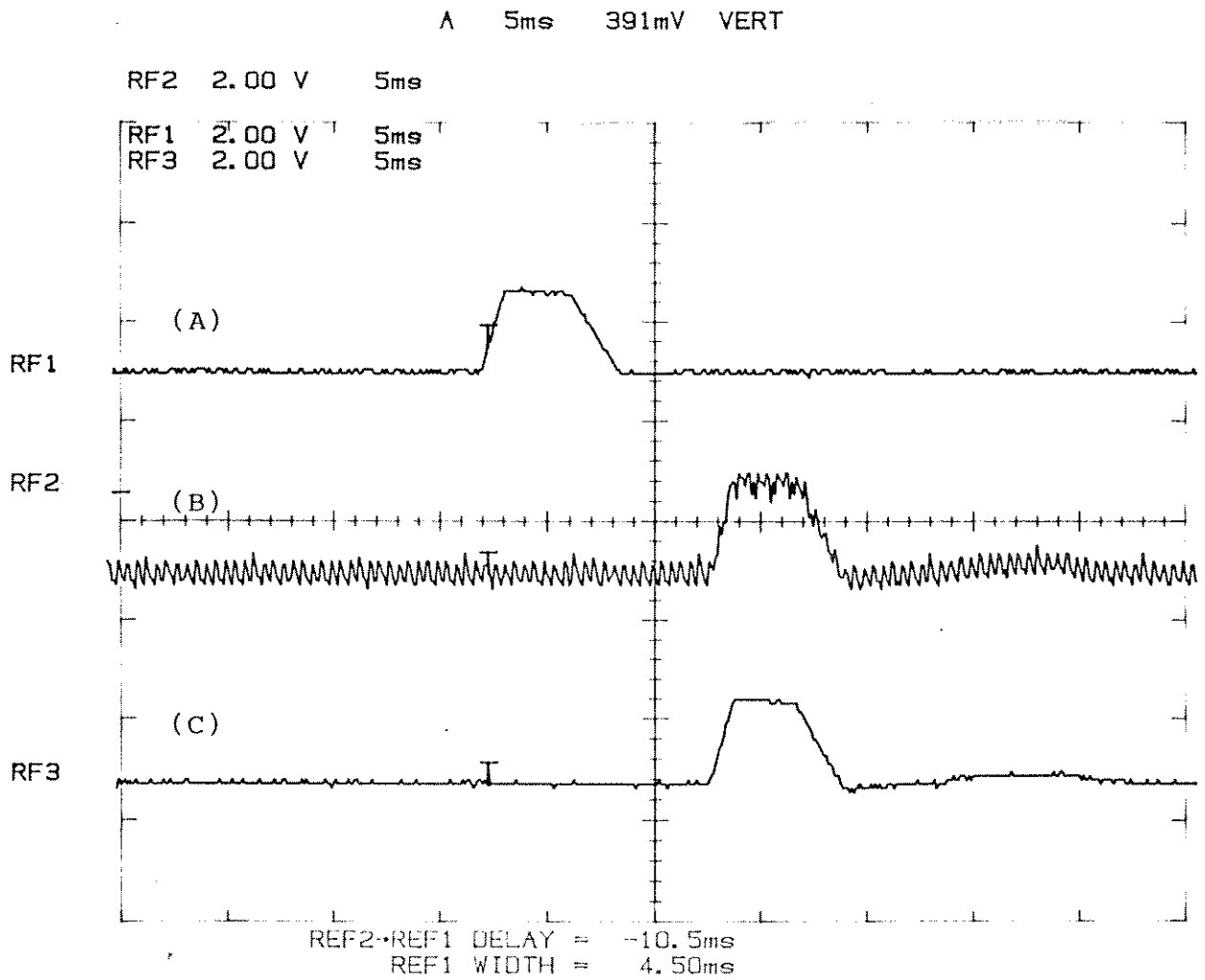


Figura 5.9a. Formas de Onda Obtidas na Entrada (A) e na Saída (B) da BBM, e na Saída do Filtro Passa Baixa (C).



**Figura 5.9b. Formas de Onda Obtidas na Entrada (A) e na Saída (B) da BBM, e na Saída do Filtro Passa Baixa (C).**

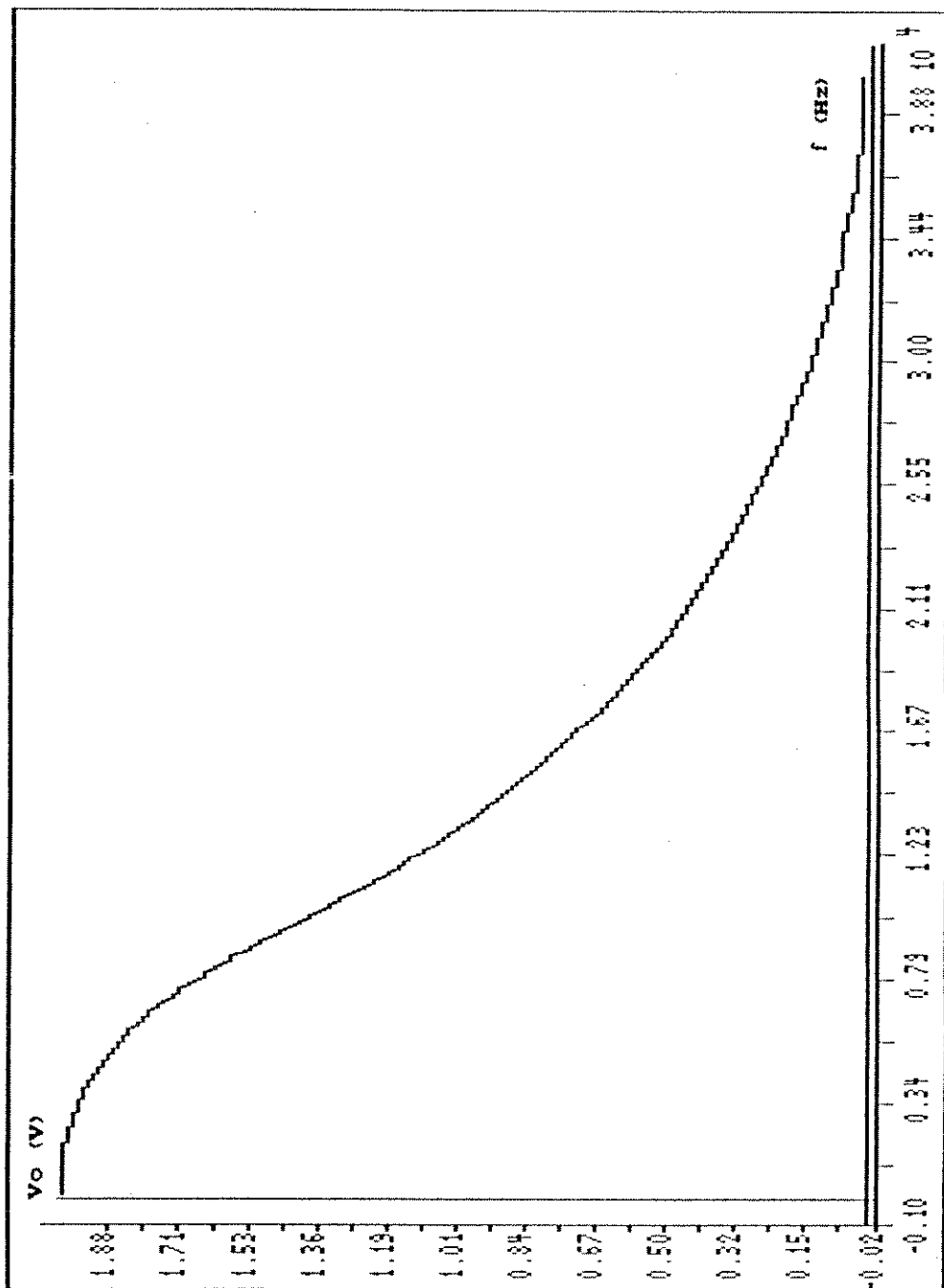


Figura 5.10. Curva de Resposta do Filtro Passa Baixa de 3a. Ordem.  
Localis de teste:  $V_a$ , em Pl22 e  $V_o$ , em Pl23.

#### 5.4.2 Com Desfibriladores

Os testes *in loco* apresentaram alguns problemas, principalmente devido a transitórios (*bounce*) surgidos no momento de comutação das lâmpadas xénon e/ou relés à vácuo dos desfibriladores ou quando o desfibrilador estava conectado à rede (parece haver problemas construtivos em alguns cardioversores). Por outro lado, a falha de medição indica uma possível pane no comutador de carga-descarga (xénon ou relé), entre outros.

A aferição das medidas realizadas com o Analisador ocorreu através de comparação com valores obtidos por meio da forma de onda observada no osciloscópio. Os erros atingiram a cifra de 2,5 %, para pulsos na faixa de 4 ms.

### 5.5 O MTS

Face ao compartilhamento de grande parte do *hardware* entre o MTS e o MDP, os procedimentos de teste aplicados ao MDP covalidaram a maior parte do desempenho do MTS e a diferenciação adotada vincula-se às diferenças intrínsecas.

#### 5.5.1 Com Gerador de Pulsos

Os testes de bancada, utilizando as rotinas já mencionadas no item 5.4.1, apontam para erros de exatidão de: 1,9 % (100  $\mu$  a 99,9 ms) e 10 % (50  $\mu$  (limite inferior) a 100  $\mu$ s).

### 5.5.2 Com Desfibriladores

Com desfibriladores, o resultado obtido pela comparação com a forma de onda indicou um erro de exatidão de 2,5 %, para pulsos com tempo de subida da ordem de 600  $\mu$ s.

## 5.6 O TSINC

Para avaliar o desempenho do testador de sincronismo foram empreendidas rotinas de testes com geradores de pulsos que continham entrada de gatilhamento (*trigger*) externo, tipo HP 8012B e/ou Tektronix PG 508 e cardioversores Funbec DF-01.

### 5.6.1 Com Gerador de Pulsos

Nesse caso, a onda triangular de 1 V/60 ms gerada no Analisador constituiu-se no pulso excitador do gerador. A figura 5.11 ilustra o esquema de ligação efetuado.

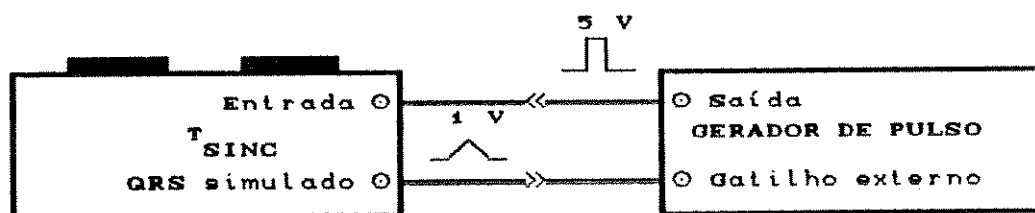


Figura 5.11. Ilustração do Esquema de Conexão entre o Testador de Sincronismo e o Gerador de Pulso.

Como o gerador possuía controle de *delay* na liberação do pulso de saída, tornou-se possível o ajuste deste atraso, de modo a simular um disparo sincronizado ou não. Ainda, devido ao *trigger* ser acionado pela borda de subida e não pelo ápice da onda triangular, isto possibilitou o disparo anacrônico, pulso adiantado (denominado de disparo instantâneo).

Uma segunda bateria de testes empregando o gerador de pulsos, utilizou onda trapezoidal no lugar do pulso retangular, de modo a simular a onda desfibrilatória (portanto, com ajustes na duração, nos tempos de subida e descida, segundo as indicações da norma AAMI/ANSI DF 02). As figuras 5.12 a, b e c mostram as situações testadas.

Os resultados obtidos nesses testes (e visualizados nos LEDs) mostraram uma eficiência máxima quando o tempo de subida do pulso triangular era menor que 10 ms. No entanto, isto é perfeitamente compreensível, já que o gerador de pulsos foi projetado para receber um pulso de *trigger* retangular (cujo tempo de subida é reduzidíssimo) e não uma rampa de ascendência lenta.

### 5.6.2 Com Cardioversores

Na segunda modalidade de testes (figura 5.13), o pulso triangular de 1 ou 2 mV/60ms, figura 5.14 (complexo QRS simulado) foi empregado como *trigger* de um cardioversor. Dezenas de baterias de testes foram realizadas. Surgiram alguns problemas,

CH1 5V A 20ms 453mV CH2

RF1 5.00 V 20ms

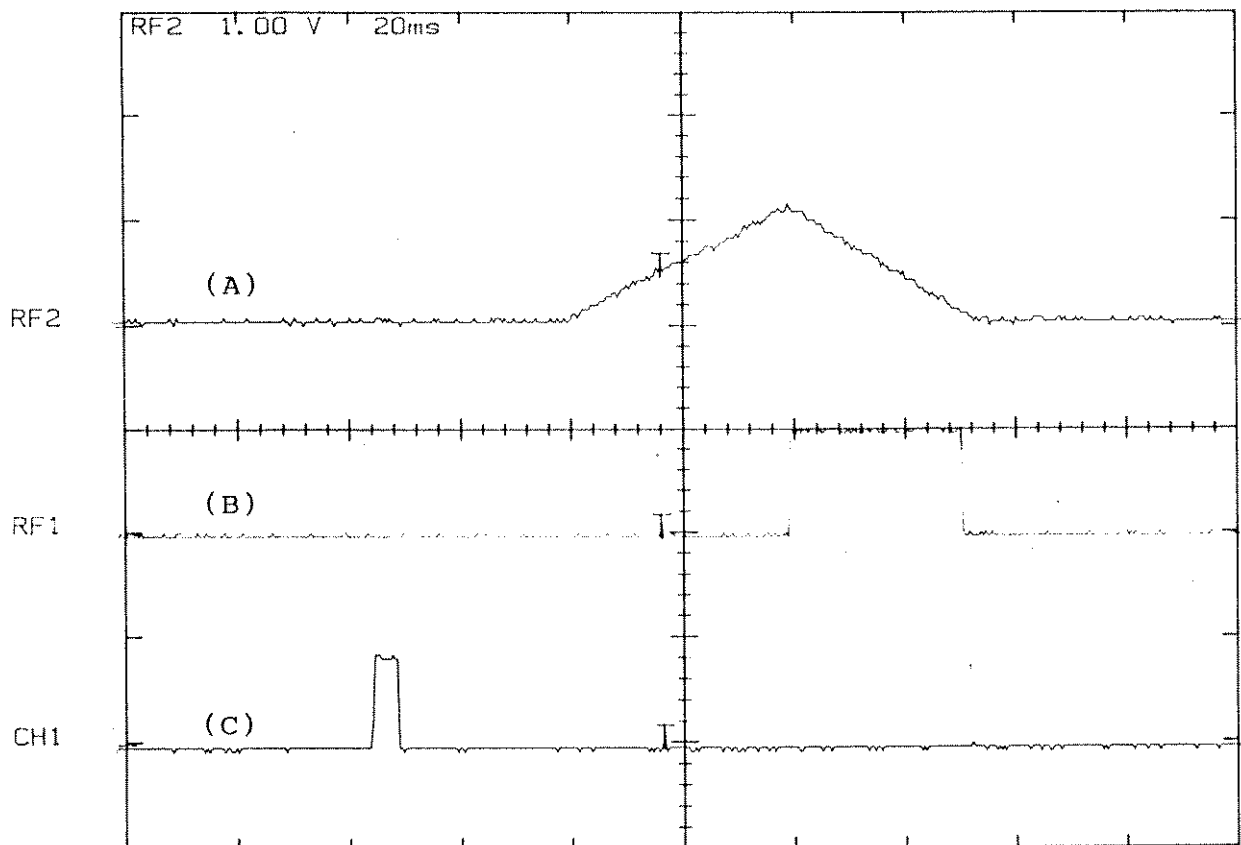
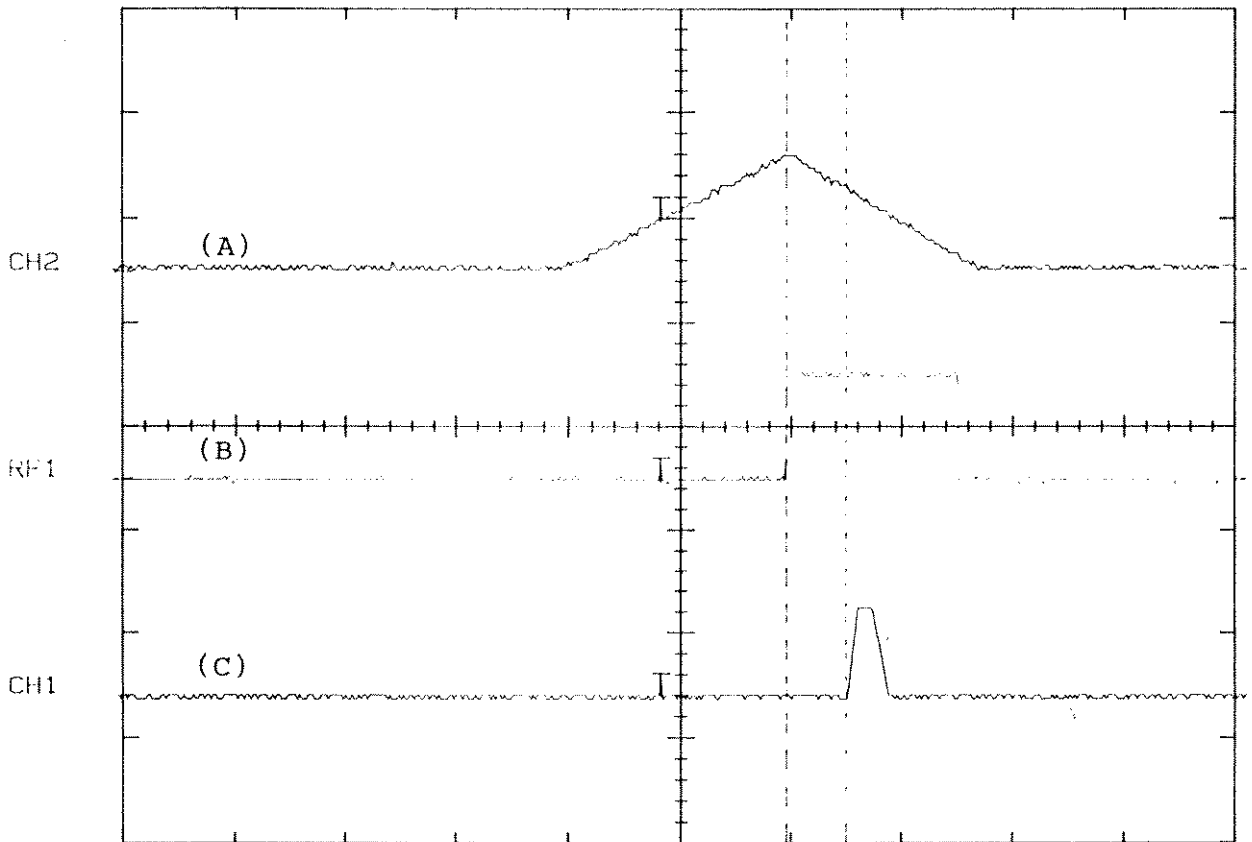


Figura 5.12a. Ilustração de Situações Simuladas e Testadas pelo Tainc. Neste caso, o pulso "cardioversor" (C) foi deflagrado antes do tempo (descarga praticamente instantânea). (A) representa o "complexo QRS" (Pl48) e (B) corresponde à "janela de comparação" (Pl42).



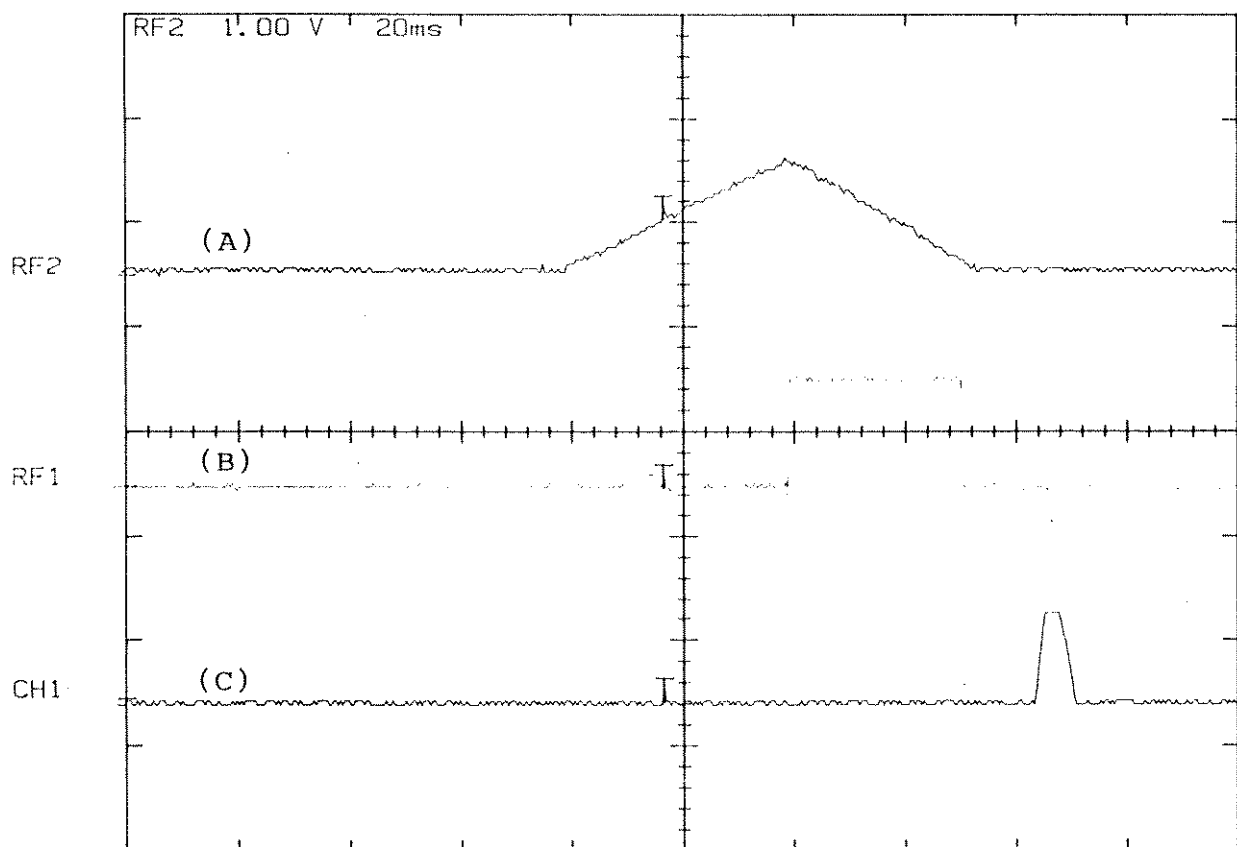
CH1 5V A 20ms 453mV CH2  
 CH2 1V  
 RF1 5.00V 10ms 10.000ms



**Figura 5.12b. Ilustração de Situações Simuladas e Testadas pelo Teinc. Neste caso, o pulso "cardioversor" (C) foi deflagrado no momento correto (descarga sincronizada). (A) representa o "complexo QRS" (Pt48) e (B) corresponde à "janela de comparação" (Pt42).**

CH1 5V A 20ms 453mV CH2

RF1 5.00 V 20ms



**Figura 5.12c.** Ilustração de Situações Simuladas e Testadas pelo Tsinc. Neste caso, o pulso "cardioversor" (C) foi deflagrado depois do Complexo QRS (descarga atrasada). (A) representa o "complexo QRS" (Pt48) e (B) corresponde à "janela de comparação" (Pt42).

tais como a danificação do amplificador operacional U50 e do isolador óptico OI2 (decorrente de um transitório proveniente dos eletrodos de captação de ECG), a indicação incorreta (acendimento de dois ou três LEDs simultaneamente) e o não disparo do cardioversor. Para solucionar os dois primeiros problemas, inseriram-se diodos de proteção à saída do Testador ( $D_{39}$  e  $D_{40}$ ) e no último caso (também problema no cardioversor), a solução foi utilizá-lo alimentado à bateria, já que, posteriormente, foi confirmado um erro de projeto no equipamento. A figura 5.15 ilustra um dos testes realizados com sucesso.

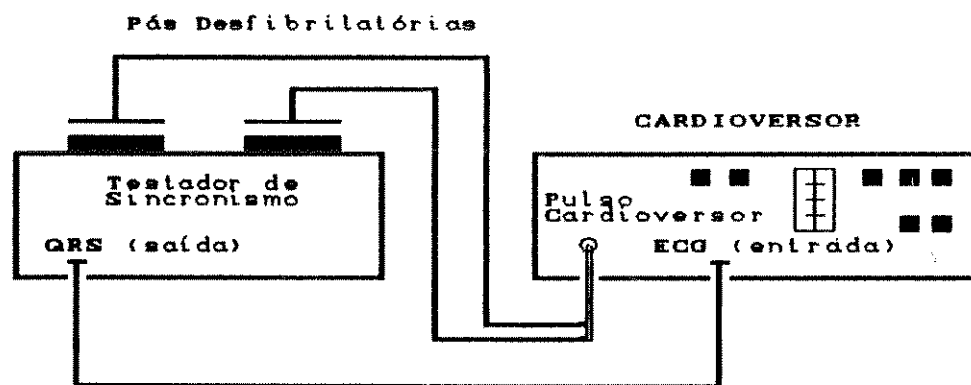


Figura 5.12. Ilustração do Esquema de Conexão entre o Testador de Sincronismo e o Cardioversor.

## 5.7 A INTERFACE PARA OSCILOSCÓPIO

Como não havia um outro instrumento que pudesse servir como padrão, a forma de onda obtida através da interface foi comparada com a curva obtida com o analisador Biotek QED III. As figuras 5.16a, b e c ilustram as formas de onda registradas. O erro de exatidão encontrado chega a  $\pm 4\%$ .

CH1 1mV A 50ms 453mV CH2  
 CH2 1V  
 RF1 2.00mV 50ms

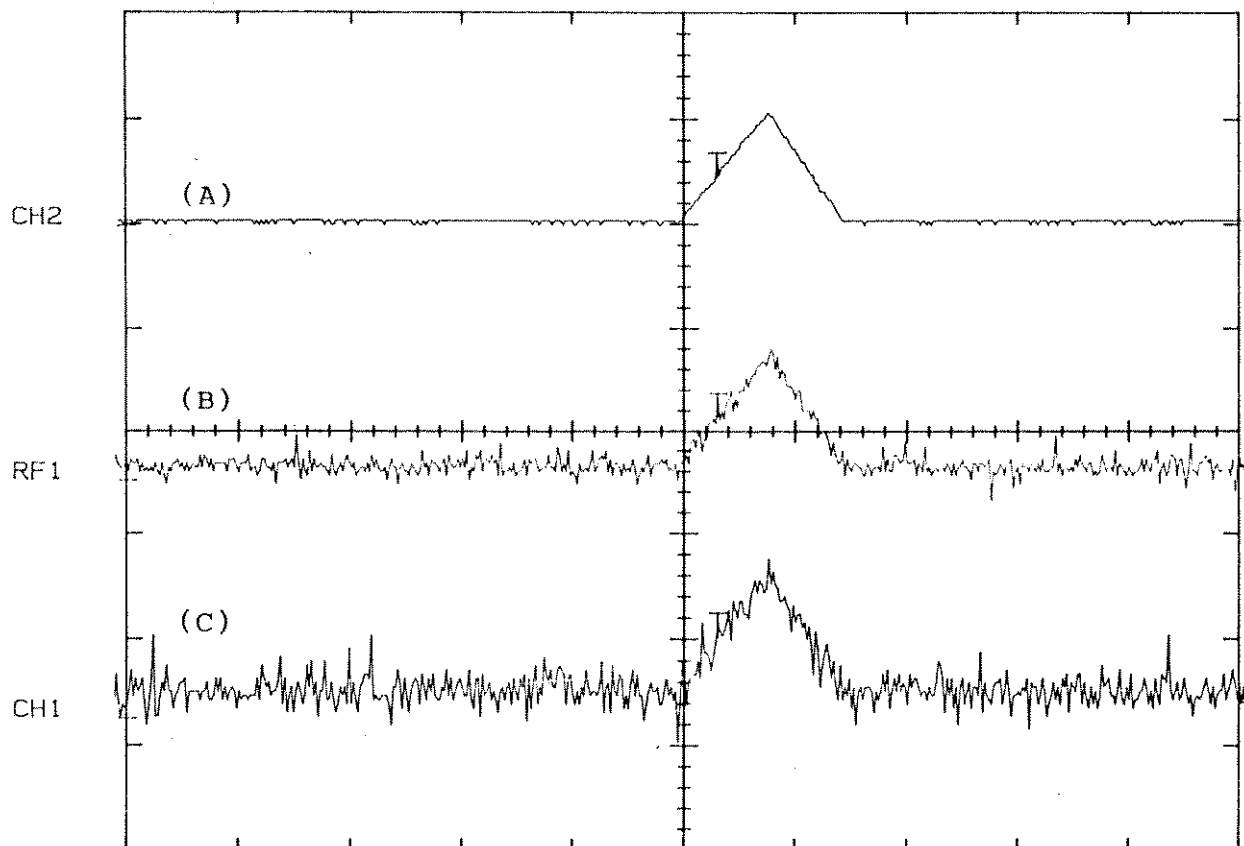


Figura 5.14. Complexo QRS Simulado pelo Testador de Sincronismo.  
 Em (A), sinal de 1 V; em (B), 2 mV e em (C), 1 mV.

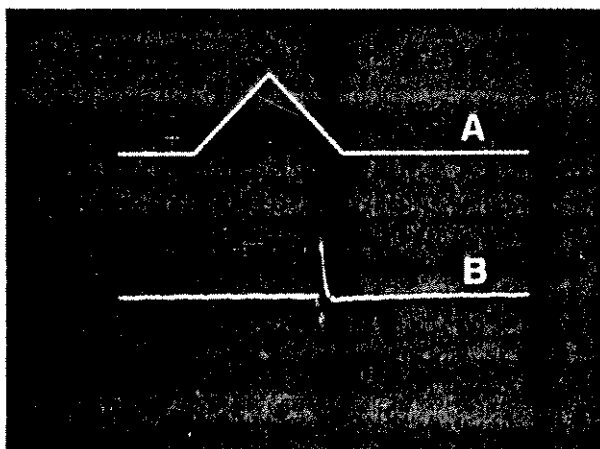
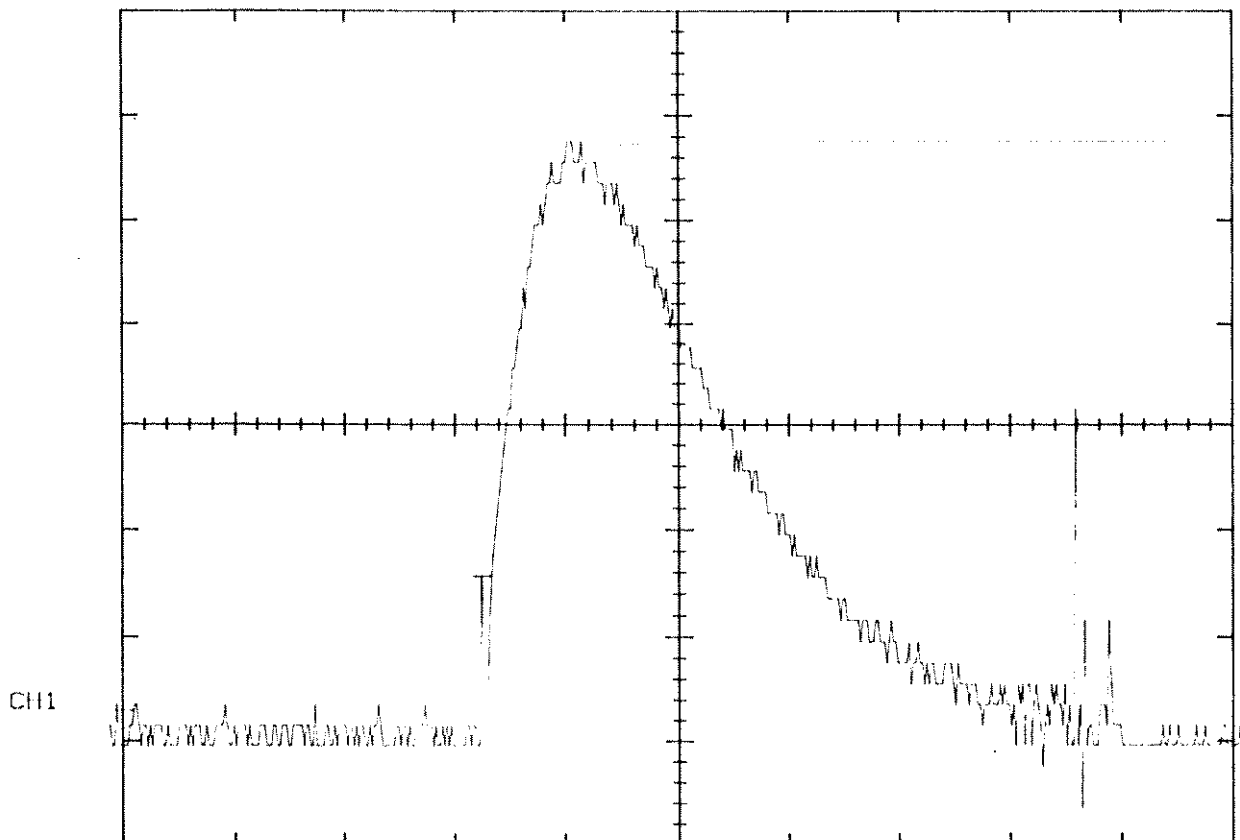


Figura 5.15. Ilustração de um Teste de Sincronismo aplicado a um Cardioversor Comercial. (A) representa o Complexo QRS (1 V) e (B), o pulso cardioversor. Atraso de 26 ms.

CH1 100mV

A 1ms 1.80 V VERT



**Figura 5.16a.** Forma de Onda Obtida via Interface Isolada para Osciloscópio. Pulso desfibrilatório de 10 J, 3,9 ms, 560 Vp. As espículas ocorridas no início e no fim do pulso decorrem provavelmente de problemas de comutação da lampada xênon existente na saída do desfibrilador.

CH1 500mV A 1ms 6.88 V VERT

1.465 V

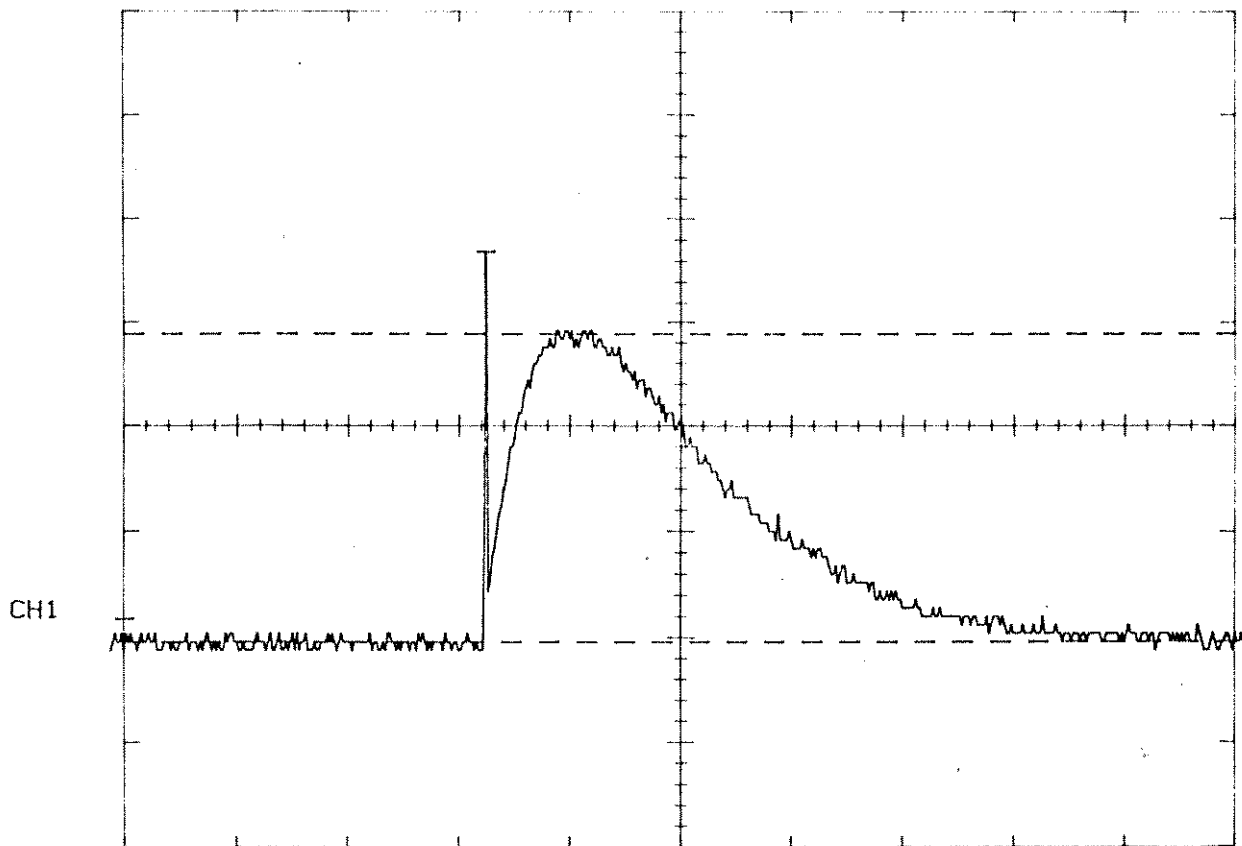


Figura 5.16b. Forma de Onda Obtida via Interface Isolada para Osciloscópio. Pulso desfibrilatório de 97 J, 2,86 ms, 1460 Vp. A espícula ocorrida no início do pulso decorre provavelmente de problemas de comutação da lampada xénon existente na saída do desfibrilador.

CH1 500mV A 2ms 6.08 V VERT  
RF1 500mV 2ms 3.8800ms

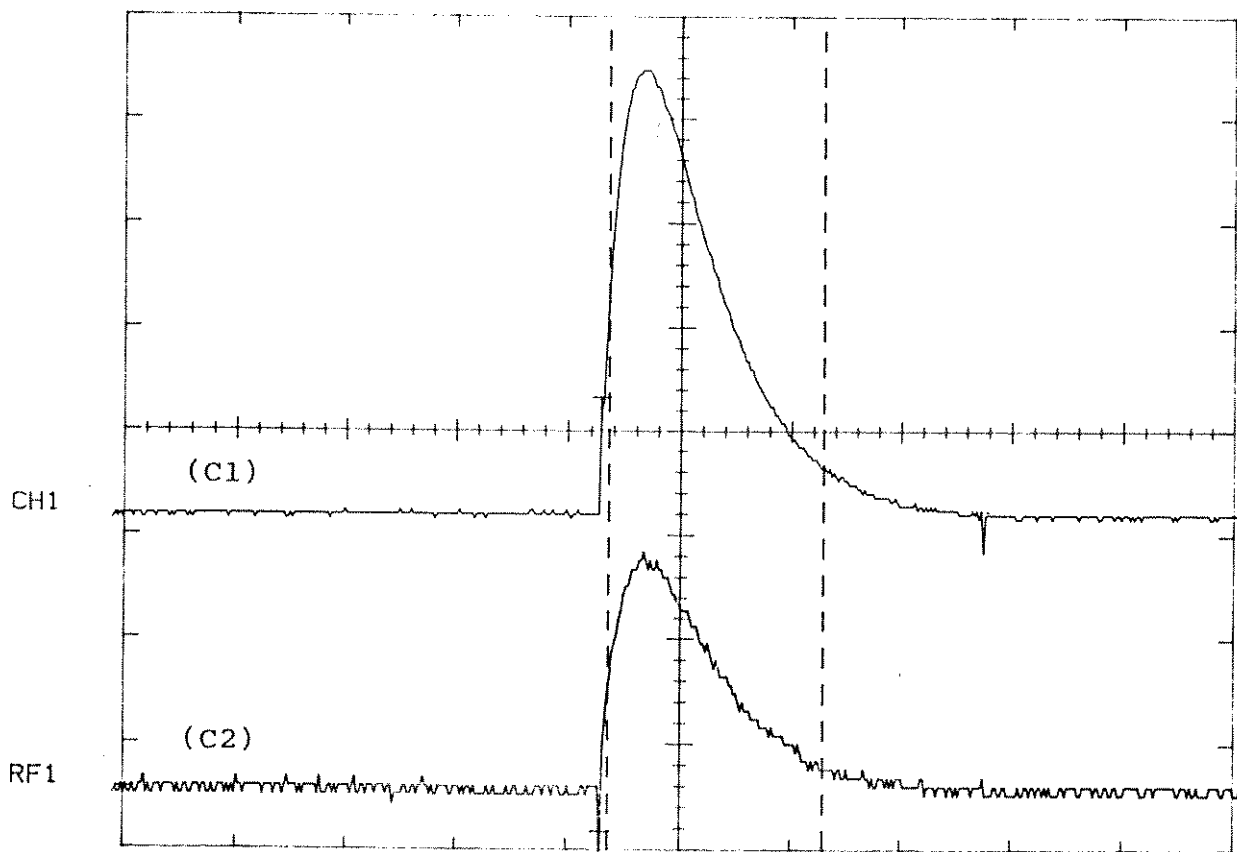


Figura 3.16c. Formas de Onda Obtidas via Interface Isolada para Osciloscópio. Em (C1), pulso desfibrilatório de 200 J; 3,86 ms e 2,14 kVp. Em (C2), pulso de 50 J; 3,86 ms e 1,1 kVp.

## 5.8 FONTE DE ALIMENTAÇÃO

O Analisador emprega três conjuntos de fonte de alimentação: um para a etapa analógica, outro para a etapa digital e um terceiro, para a interface com osciloscópio. O consumo geral dos medidores do Analisador chega a 11,5 mA sendo 300  $\mu$ A na etapa digital e 11,2 mA na analógica. Procurou-se diminuir ao máximo o consumo, no entanto, devido aos OP AMPs empregados, não foi possível reduzir mais. Por esse motivo, o tempo de vida estimado das baterias da etapa analógica não ultrapassa de 36 h de uso contínuo, enquanto que a vida útil da etapa digital supera a 260 h. A interface para saída isolada consome 3,1 mA e o tempo de vida estimado da bateria chega a 110 h.

## 5.9 RESUMO DOS RESULTADOS

Em síntese, a performance do Analisador pode ser expressa por:

Tabela 5.1. Desempenho dos medidores do Analisador.

MEDIDOR	DESEMPENHO
Energia Liberada	Exatidão: 2,07 % FS Não Linearidade: 1,5 % Alcances: 100 e 1000 J Resolução: 0,1 e 1 J Sensibilidade: 0,1 J/71,15 V "Drift" de leitura: 1,3 mV/min



Amplitude máxima	Exatidão: 2,0 % FS Não Linearidade: 1,25 % Alcances: 1 e 6 kV Resolução: 1 e 10 V Limite de Alcance: 68 V "Drift" de leitura: 454 $\mu\text{V}/\text{min}$
Duração do Pulso	Exatidão: 1,9 % (100 $\mu\text{s}$ a 100 ms, 100 J) Alcances: 10 ms e 100 ms Resolução: 10 $\mu\text{s}$ (> 50 $\mu\text{s}$ ) Limite de Alcance: 50 $\mu\text{s}$
Tempo de Subida	Exatidão: 1,9 % (100 $\mu\text{s}$ a 100 ms, 100 J) Alcances: 10 ms e 100 ms Resolução: 10 $\mu\text{s}$ (> 50 $\mu\text{s}$ ) Limite de Alcance: 50 $\mu\text{s}$
Interface para Osciloscópio	Exatidão: < 4% Atenuações: 1000 e 2500
Testador de Sincronismo	Nível de teste: 50 a 100 J Atraso correto: < 30 ms (em relação ao ápice do "QRS") QRS simulado: 1 e 2 mV/60 ms 1 V/60 ms

FS = Fundo de Escala

## CAPÍTULO 6

### DISCUSSÃO E CONCLUSÕES

#### 6.0 INTRODUÇÃO

Este capítulo compara o Analisador de Desfibriladores / Cardioversores (v. 2) projetado no Capítulo 4 com os Analisadores encontrados na literatura e comercialmente, no mercado internacional (Capítulo 3). Para efeitos comparativos, consideram-se 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.

#### 6.1 DISCUSSÃO

##### 6.1.1 Comparação entre o Analisador Desenvolvido e os Descritos na Literatura

Respaldado na revisão apresentada no capítulo 3, pode-se inferir que:

(1) somente quatro instrumentos dedicados à aferição e

calibração de desfibriladores foram descritos;

(2) apenas uma metodologia de teste foi utilizada para o sincronismo de cardioversores (Tacker Jr., 1980), através do qual é possível determinar com exatidão o tempo de atraso, porém, há que se recorrer ao emprego de um osciloscópio com memória. O Analisador desenvolvido não mede numericamente esse atraso pois acredita-se que o valor em si não seja primordial para os serviços de manutenção, sendo preferível a indicação de funcionamento correto dentro de uma faixa que se considere como segura. Por outro lado, o Analisador realiza esse teste sem necessitar do osciloscópio.

(3) dentre os instrumentos descritos, pode-se distinguir entre analógicos (os de Cook & Horowitz, Ewy et al. e Finlay) e microprocessados (o de Sum & Dewurst).

Comparando o Analisador desenvolvido com o de Ewy et al., este diferencia-se por: possuir uma entrada com resistência selecionável; não empregar retificadores, portanto, não trabalhar com valor absoluto do sinal de entrada; provavelmente, empregando um multiplicador de quatro quadrantes, baseado em amplificador de transcondutância (para cálculo da energia liberada); medir a duração total do pulso, já que opera com circuitos de conversão tensão-frequência e frequência-tensão; não proporcionar isolação entre osciloscópio e desfibrilador; medir carga e integral tensão-tempo; não medir amplitude máxima nem tempo de subida; fornecer a resposta em instrumento de bobina móvel.

Com relação ao analisador de Cook & Horowitz, as diferenças que sobressaem resumem-se em: calcular a energia das frações positiva e negativa independentemente e não a energia total; utilizar estágios S & H para manter a resposta congelada por tempo indeterminado; empregar arquitetura de integração por duração de pulso para determinar a duração do pulso; fornecer as medidas em galvanômetro; precisar de alimentação da rede (comprometendo sua portabilidade).

Quanto ao analisador de Sum & Dewurst, as diferenças de estrutura são integrais, pois trata-se de um microcomputador dedicado ao cálculo dos parâmetros desfibrilatórios. É capaz de medir energia, tempo de subida e amplitude máxima mas poderia também, calcular a duração do pulso. Com relação à interface para osciloscópio, traz uma grande vantagem: não exige osciloscópio de memória, porque possui a memória que armazena digitalmente a onda. Não é portátil e necessita de alimentação externa.

A tabela 6.1 compõe um quadro sinóptico de características do Analisador desenvolvido e daqueles descritos na literatura. Comparando-os, pode-se observar que o Analisador proposto (versão 2) apresenta 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 memó-

ria (bastante desejável pois, no Brasil, raras equipes o possuem),

(4) é portátil e alimentado a baterias.

Tabela 6.1. Comparação entre o Analisador Desenvolvido e os Descritos na Literatura.

Autores	EWY ET AL.	COOK & HOROWITZ	FINLAY	SUM & DEWURST	UNICAMP V. 1	UNICAMP V. 2
Parâmetros	Analogico	Ana/Digi	Analogico	$\mu P$	Ana/Digi	
Resistência de entrada ( $\Omega$ )	25, 50 75, 100	50	50	50	50	50
Carga Liberada (C)	Sim	Não	Não	Não	Não	Não
Exatidão (%)	3					
$\int V(t)dt$ (Vs)	Sim	Não	Não	Não	Não	Não
Exatidão (%)	3					
Energia Liberada (J)	Total	Fração + Fração -	Total	Total	Total	Total
Exatidão (%)	5			0,5	2,07	2,07
Duração do Pulso (ms)	Sim	Sim	Não	Não	Não	Sim
Exatidão (%)		3				1,9
Tempo de Subida ( $\mu s$ )	Não	Não	Não	Sim	Não	Sim
Exatidão				50 $\mu s$		1,9 %
Pico de Tensão (kV)	Não	Sim	Não	Sim	Não	Sim
Exatidão (%)		5		0,5		2,4
Sincronismo de Cardioversão	Não	Não	Não	Não	Sim	Sim
Interface para Osciloscópio	Não	Não	Não	Sim	Sim	Sim
Alimentação	Rede	Rede	-	Rede	Bateria	Bateria

OBS:  $\mu P$  = microprocessado, Ana/Digi = analógico/digital

Entretanto, o Analisador desenvolvido carrega consigo uma grande desvantagem: não faz uso de microprocessador e *software*, o que conferir-lhe-ia maior exatidão, versatilidade, miniaturização, menor consumo, a possibilidade de uma análise mais detalhada da forma de onda e ainda, automatização da rotina

de manutenção.

### 6.1.2 Comparação entre o Analisador Desenvolvido e os Produzidos pela Indústria Estrangeira

No intuito de comparar o Analisador desenvolvido com os analisadores comerciais (estrangeiros), organizou-se, na tabela 6.2, os parâmetros de comparação, para três fabricantes, mais o Analisador *sob judice*. Como as indústrias citadas fabricam mais de um modelo, especificou-se somente o modelo mais completo e mais recente.

Tabela 6.2. Comparação entre o Analisador Desenvolvido e os Análogos Comerciais Estrangeiros.

Fabricante	BIO DESIGN DA - 1	BIOTEK QED IV	DYNATECH PE13100B	UNICAMP V. 1	UNICAMP V. 2
País	EUA	EUA	EUA	BRASIL	BRASIL
Parâmetros	Analógico	uP	uP	Analógico/ digital	
Resistência de Entrada ( $\Omega$ )	50	50	50	50	50
Energia Medida (J)	Total	Total	Total	Total	Total
Exatidão (%)	9	2	2	2,07	2,07
Duração do Pulso (ms)	Sim	Não	Sim	Não	Sim
Exatidão	9 %		100 us		1,9 %
Tempo de Subida (us)	Não	Não	Não	Não	Sim
Exatidão (%)					1,9
Pico de Tensão (kV)	Não	Não	Não	Não	Sim
Exatidão (%)					2,4
Sincronismo de Cardioversão	Não	Sim	Sim	Sim	Sim
Interface para Osciloscópio	Sim	Sim	Sim	Sim	Sim
Alimentação (V)	Rede	Bateria	Rede	Bateria	Bateria
Preço (US dólar)	1195	1300	1634	350	650

### 6.1.3 Melhoramentos no Analisador

#### Seleção Automática de Alcances

Para aumentar a versatilidade do Analisador e facilitar seu manuseio, poder-se-ia adicionar um bloco de seleção automática de alcances (*auto-range*). No caso dos medidores de duração de pulso (MDP) e tempo de subida da onda (MTS), a implementação seria relativamente simples; bastando, para tal, a inclusão de um Flip-Flop e quatro chaves analógicas, conforme ilustrado na figura 6.1.

O circuito funciona do seguinte modo: ao ligar o Analisador, o sistema todo será inicializado (*reset*). Com isso, as saídas dos contadores apresentarão nível lógico zero, o que implicará em um nível zero também na entrada do FF. Sua saída  $\bar{Q}$  irá para nível lógico "1" e fechará as chaves analógicas (seletor de funções) conectadas ao circuito de excitação do ponto centesimal do LCD e ao *clock* de 100 kHz. Simultaneamente, a saída Q do FF permanecerá em nível "0", para inibir o ponto decimal do LCD e o *clock* de 10 kHz.

Para os medidores de energia (MED) e amplitude máxima (MPT), a implementação do seletor automático denotaria alterações bastante significativas, o que inviabilizaria a sua aplicação, principalmente em termos de consumo.

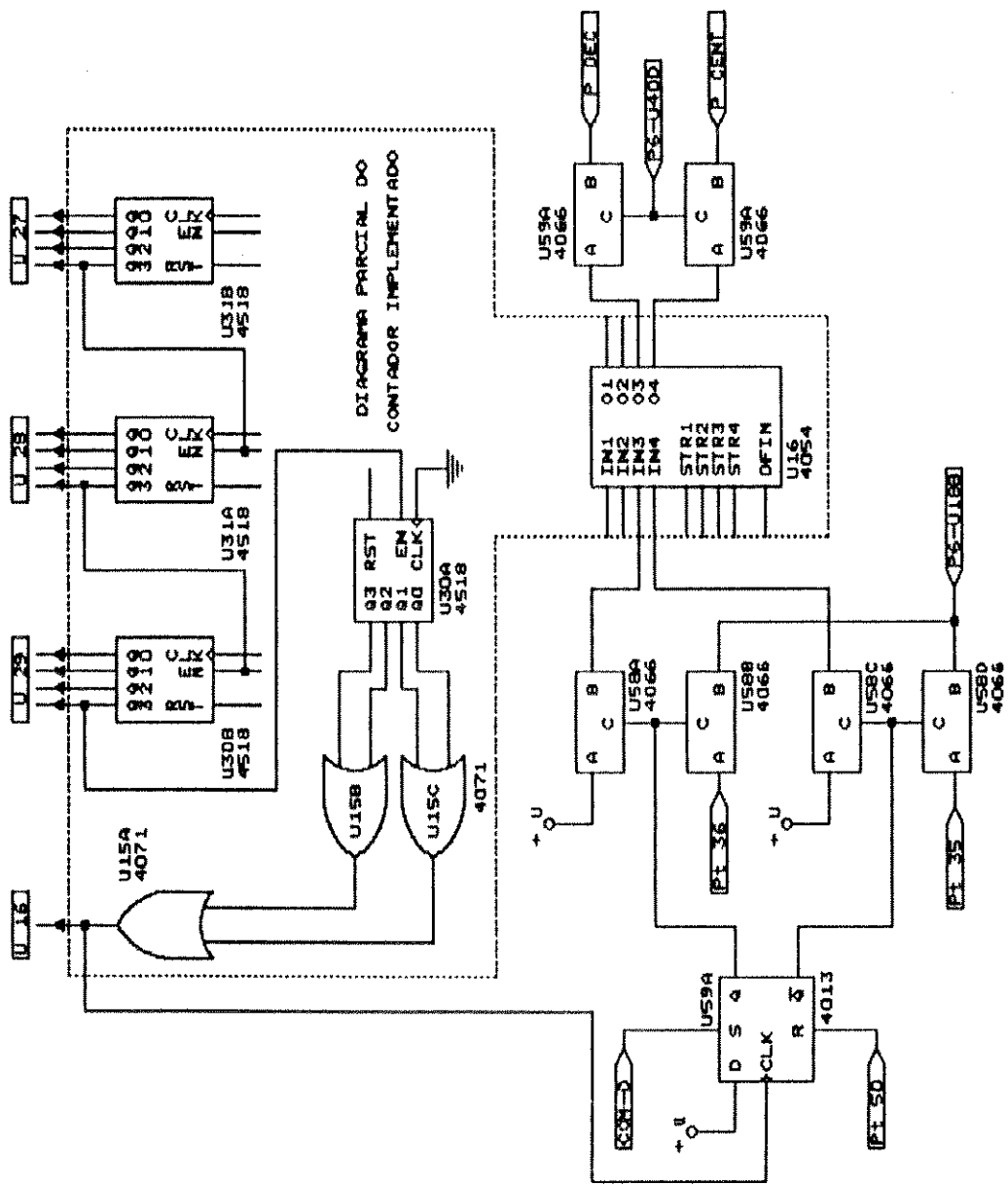


Figura 6.1. Possível Implementação para o Circuito de Escala Automática para os Medidores PDP e HTS.



## Mudança Automática de Funções

Poder-se-ia acrescentar um sistema automatizado e temporizado de apresentação das medidas. Para tal, seriam necessários incluir: (a) um conjunto de *latches* para permitir leitura de duração de pulso e tempo de subida, a partir de uma única descarga desfibrilatória; (b) um LCD com caracteres extra ( $\mu$ s, ms, J e kVp, duração do pulso, tempo de subida, energia liberada e amplitude máxima). Com essa implementação, após a aplicação de uma descarga, o Analisador forneceria, seqüencialmente e por um intervalo pré-determinado, os valores dos parâmetros medidos. Em seguida, haveria um *reset* automático, através do qual o instrumento estaria pronto para realizar uma nova medida.

## Simulação da Onda T do ECG

Verifica-se a condição de sincronismo através de um teste positivo, por meio da simulação do complexo QRS do ECG. No entanto, poder-se-ia realizar um teste negativo de funcionamento, no qual simular-se-ia a onda T para aplicá-la como sinal de gatilho (*trigger*) do cardioversor. Ela porém, não poderia detonar a descarga cardioversora. Como resultado, o testador indicaria inexistência de descarga. Com essa rotina, ter-se-ia certeza de que o cardioversor não provocaria, equivocadamente, uma fibrilação ventricular.

## Resposta em Frequência dos MDP e MTS

O emprego de dois tempos de atraso diferenciados, na linha de Atraso, propiciariam uma melhora na exatidão dos medidores MDP e MTS, para pulsos de curta duração (abaixo de 500  $\mu$ s). Isto poderia ser obtido com o aumento da frequência de amostragem da BBM e pela inserção de mais um filtro passa-baixa, cuja frequência de corte seria mais elevada (em torno de 20 kHz) que a do filtro já existente. Comparadores e opto-isoladores mais rápidos far-se-iam necessários.

## 6.2 CONCLUSÕES

O objetivo inicial deste trabalho era projetar e construir um Analisador de Desfibriladores/Cardioversores de custo acessível, que permitisse a realização de rotinas de manutenção e calibração bem simples.

Uma primeira versão do Analisador, contendo medidas de energia liberada, teste de sincronismo e interface isolada para osciloscópio foi implementada (Nohama & Farias, 1988, 1989), tendo apresentado resultados plenamente satisfatórios, inclusive permitindo a utilização de rotinas simples para execução de manutenção preventiva. No entanto, a necessidade de emprego de um osciloscópio com memória, para análise da forma de onda, traz consigo uma grande limitação, pois, com raras exceções, as equipes de manutenção não possuem tal instrumento (inclusive o próprio CEB, que o recebeu somente em fins de 1989). Por isso,

procurou-se desenvolver uma nova versão, que diretamente pudesse fornecer os parâmetros da onda desfibrilatória.

O protótipo versão 2 supre as necessidades de um instrumento destinado à análise de parâmetros de desfibriladores/cardioversores, inclusive para aferição industrial de linha de produção. Ainda que incipiente, a montagem do protótipo permitiu avaliar a performance do instrumento, em que pese o fato de que o Analisador ficou mais susceptível a problemas tais como ruído e interferências (que afetaram várias medidas). Mesmo assim, os resultados comprovam um bom desempenho do instrumento.

Não obstante esses resultados, face à complexidade do circuito, acredita-se que se tornará mais viável o desenvolvimento de um analisador microprocessado que, com menor número de componentes teria recursos para uma análise ainda mais detalhada da forma de onda desfibrilatória, assim como os custos poderiam ser minimizados e o tamanho do aparelho reduzido.

### 6.3 RECOMENDAÇÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

O Analisador desenvolvido representa um importante passo no âmbito da construção de instrumentos dedicados à manutenção de equipamentos médico-hospitalares, em nosso país. Principalmente, no campo dos equipamentos de suporte à vida, tão fundamentais quanto críticos, porque qualquer falha implica em morte do paciente. Contudo, outros trabalhos deverão sucedê-lo,

com o intuito de atender a situações e instrumentos específicos.

### Testador "Go-No Go"

Um trabalho relativamente simples seria o desenvolvimento de testador de desfibriladores destinado ao usuário (*staff clínico*), utilizado prioritariamente em salas cirúrgicas e UTIs, com o objetivo de certificação de que o desfibrilador esteja funcionando adequadamente. A figura 6.2 ilustra um possível diagrama de blocos desse instrumento.

À semelhança do Analisador projetado, este testador possuiria eletrodos para acoplamento do pulso desfibrilatório, uma rede atenuadora ( $50 \Omega$ ) para obtenção de uma amostra do pulso; uma rede função quadrática para determinação do quadrado da amostra de tensão; um integrador para calcular a energia liberada; um comparador, através do qual ajustar-se-ia a dose de comparação (por exemplo, 100 J) e um LED, para indicar se a energia liberada ultrapassara o nível de comparação ou não.

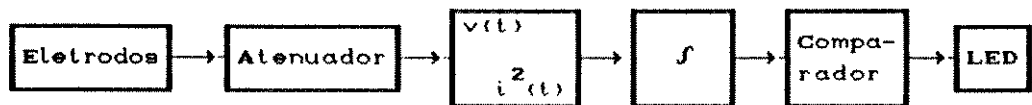


Figura 6.2. Diagrama de blocos de um testador de desfibriladores de salas cirúrgicas.

### Analisador Multiparametro Microprocessado

Outra possibilidade seria o desenvolvimento de um analisador microprocessado que contivesse os mesmos parâmetros do Analisador desenvolvido, acrescido de um medidor de pico de corrente (porque é uma referência utilizada pela norma ANSI/DF-02) e um *display* de cristal líquido, do tipo matricial, para mostrar diretamente a onda desfibrilatória, talvez o pulso de *trigger* e ainda, forneceria precisa e numericamente, o tempo de atraso de sincronização, no caso do cardioversor. A figura 6.3 mostra um diagrama de blocos viável de ser implementado.

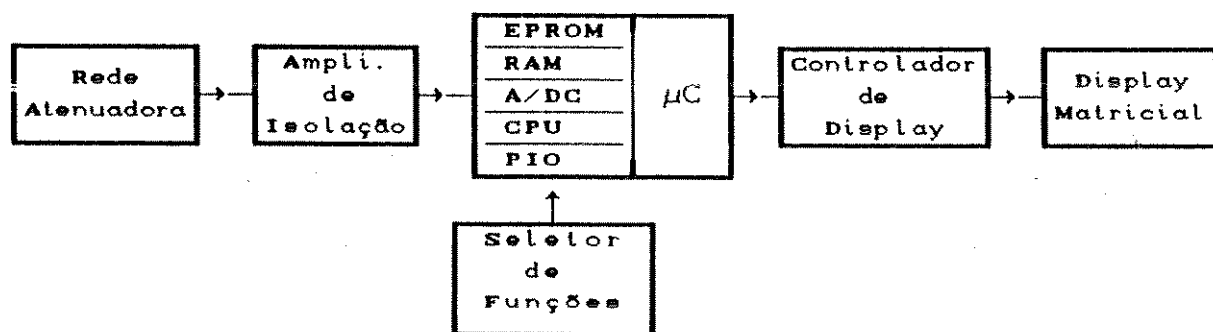


Figura 6.3. Diagrama de Blocos de um Analisador Microprocessado com LCD Matricial para Mostrar o Pulso Desfibrilatório.

Para torná-lo portátil, dever-se-ia utilizar um microcontrolador de tecnologia CMOS e que associasse o máximo de recursos (*hardware* e *software*) em um único *chip*, tal como o CI MC 68HC11A0 ou ainda melhor, o MC 68HC811E2, ambos da Motorola, que possuem EEPROM, RAM, A/DC, ... embutidos. Mas seria perfeitamente viável empregar microcontroladores mais comuns no mercado, tais

como os das famílias MCS 51 ou MCS 96 (Intel). Ainda, poder-se-ia usar o microprocessador Z-80 CMOS, que é barato e bastante comum, atualmente. Como *display* matricial, o emprego do LM 211B e sua placa controladora, HD 61830B (Hitachi), satisfaria à aplicação em foco.

#### **Analizador para Desfibriladores/Cardioversores Automáticos**

Outra alternativa seria o desenvolvimento de um analisador para proceder aos testes de desempenho de desfibriladores/cardioversores automáticos (primordialmente externos). Neste caso, tornar-se-ia necessária uma simulação de ritmos cardíacos (arritmias reversíveis por choque elétrico), bem como sua monitoração. Assim, o analisador conteria as mesmas características do instrumento descrito anteriormente, com osciloscópio incluso, mais um bloco simulador de arritmias, tais como fibrilação (atrial e ventricular), *flutter* atrial, taquicardias supra-ventriculares, ...

Um aspecto importante a se destacar refere-se à sensibilidade do detector de arritmias do cardioversor automático, já que a fibrilação pode ser do tipo *grossa* (amplitude maior que 0,8 mV), *média* (0,4 a 0,8 mV) ou  *fina* (0,1 a 0,3 mV) (Stults, et al., 1986). Além disso, nas demais arritmias, ocorrem variações de frequência e duração dos complexos QRS.

A rotina de testes deveria englobar pelo menos: (1)

tempo de atraso na detecção da arritmia, (2) tempo necessário para acionamento do desfibrilador, após detectada a arritmia, (3) medida da energia entregue, e (4) *delay* entre o complexo QRS de "trigger" e o pulso cardioversor.

Não custa lembrar que esses equipamentos automáticos podem cometer erros *positivos* ou *negativos*. Na primeira situação, libera descarga sobre um paciente saudável e no outro caso, falha na detecção de uma arritmia e conseqüentemente, não liberam o *contra-choque* quando necessário.

#### **Sistema Automatizado para Manutenção**

Um sistema mais complexo poderia ser projetado para execução de rotinas completas de avaliação de desfibriladores e cardioversores. O sistema conteria um programa iterativo com o técnico, de modo a fornecer-lhe um relatório completo do estado do aparelho (algo semelhante ao formulário apresentado no Apêndice II).

#### **Um Desfibrilador Moderno e Eficiente**

Porém, mais importante de todos seria o desenvolvimento de um desfibrilador/cardioversor de fato portátil e moderno, que associasse baixo custo às mais recentes tecnologias e cujo padrão de qualidade se igualasse ao dos equipamentos estrangeiros, já microprocessados, sintonizados com as mais recentes pesquisas no

campo da cardiologia e submetidos às mais rigorosas normas e controle de qualidade.

Ousando um pouco mais, poder-se-ia partir para o desenvolvimento de um desfibrilador automático externo, cujo campo de aplicação estender-se-ia desde sua utilização por equipes paramédicas até casos de pacientes cardíacos, em estágio pós-operatório.



## APÊNDICE I

### CONSIDERAÇÕES DE ORDEM FISIOLÓGICA

#### I.1 FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO

A função do coração é manter a circulação de modo que um suprimento adequado de sangue seja distribuído a todos os tecidos do corpo. Sua atividade mecânica, composta por contrações rítmicas dos átrios seguidas pelas dos ventrículos, é deflagrada pela despolarização de membrana das células miocárdicas e depende de três propriedades fisiológicas básicas do músculo cardíaco: auto-ritmicidade, condutibilidade e contratilidade. No coração normal, várias regiões da musculatura apresentam estas propriedades em graus diferenciados mas fortemente relacionados, conferindo uma vigorosa organização espaço-temporal a sua contração.

A seqüência de excitação do coração encontra-se ilustrada na figura I.1. A despolarização, iniciada no nódulo sinusal (NS) espalha-se através dos átrios, convergindo para o nódulo atrio-ventricular (NAV) e completando-se em cerca de 100 ms. A baixa velocidade de condução do NAV provoca um atraso de aproximadamente 100 ms, antes que a onda de excitação difunda-se

pelos ventrículos.

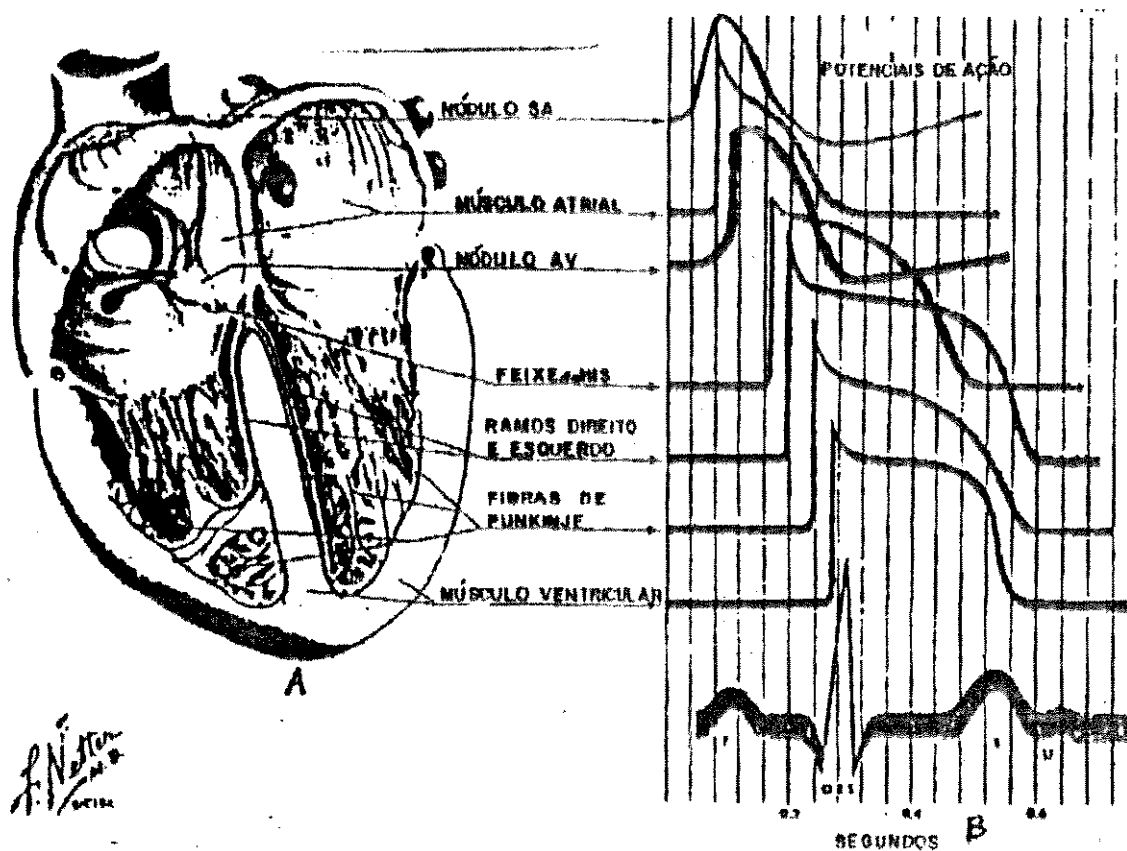


Figura I. 1. Corte ilustrativo de um coração humano mostrando as câmaras cardíacas, a distribuição dos tecidos especializados e os potenciais transmembrânicos de várias localidades do coração e um ECG de superfície (de Netter, 1978).

Após deixar o NAV, a ativação elétrica orienta-se rapidamente por fibras miocárdicas especializadas, o sistema de condução His-Purkinje, que descem pelo septo interventricular como feixes que se espalham por quase todo o miocárdio ventri-

cular. Estas fibras, finalmente, entram em contacto com as fibras miocárdicas ordinárias, através das quais a ativação elétrica é transmitida célula-a-célula ao restante do coração. As fibras de Purkinje, cuja distribuição no miocárdio é altamente difusa, ocasionam despolarização maciça de ambos os ventrículos mais ou menos simultaneamente e asseguram uma contração isolada, coordenada e síncrona (Vander et al., 1981).

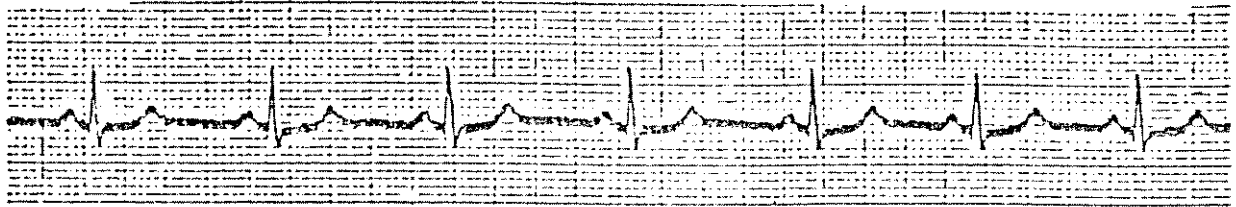
O coração normal, munido de suas propriedades básicas e sob controle modulatório do sistema nervoso autônomo, efetua seu trabalho contraindo-se 80 vezes por minuto (em média), e bombeando em torno de 6 l/min, em um indivíduo normal, de vida sedentária (Vander et al., 1981).

## I.2 RITMOS CARDÍACOS

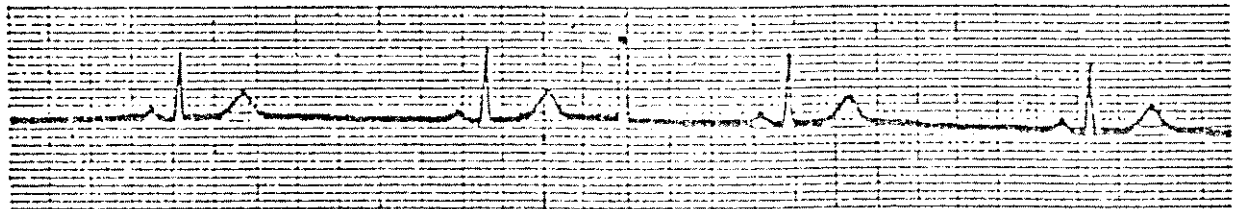
### I.2.1 O ritmo sinusal

O coração normal, em repouso, contrai-se sempre sob o comando dos impulsos gerados no nódulo SA, com uma frequência estabelecida na faixa de 60 a 100 bpm (figura I.2a). A estimulação nervosa autônoma, principalmente, e outras mudanças no ambiente das células, secundariamente, tais como temperatura, pH, pO<sub>2</sub>, entre outras; alteram o funcionamento e a frequência do nódulo SA (Cranefield et al., 1973). Se a frequência cair abaixo de 60 bpm, o ritmo será chamado de bradicardia sinusal (figura I.2b) e se ultrapassar 100 bpm, denominar-se-á taquicardia

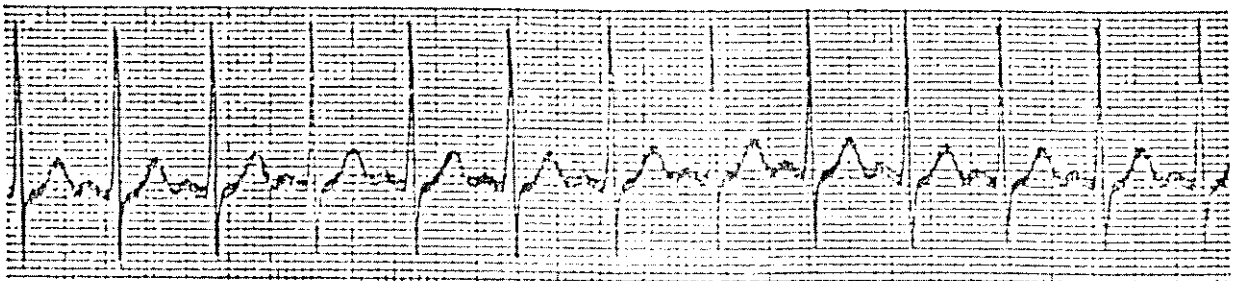
sinusal, (figura I.2c). Estes dois ritmos não constituem fenômenos anormais, ocorrendo especialmente em jovens, onde a frequência cardíaca varia periodicamente com a respiração (Katz, 1980).



(A)



(B)



(C)

Figura I.2. Ondas Eletrocardiográficas. (A) ritmo normal, (B) bradicardia sinusal e (C) taquicardia sinusal (de Schluter, 1981).

As doenças podem, direta ou indiretamente, danificar as células cardíacas e assim, alterar seu funcionamento. Distúrbios

na formação e/ou condução do PA provocam atividade elétrica anormal, que se reflete no ECG como ritmo e/ou morfologia das ondas P-QRS-T anormais. Algumas arritmias causam poucas alterações hemodinâmicas, enquanto outras evidenciam riscos de vida, como é o caso da fibrilação ventricular.

## I.2.2 Arritmias Reversíveis por Choque Elétrico

As arritmias que podem ser revertidas por contra-choque elétrico são: taquicardias ventricular, atrial ou nodal; flutter atrial; fibrilações atrial e ventricular (Escher & Furman, 1970; Bukstein, 1980).

### I.2.2.1 "Flutter" Atrial

Origina-se num foco ectópico, localizado em um dos átrios, ou devido ao fenômeno do movimento circular (no qual a onda de despolarização segue um trajeto inusitado, que permite reexcitação repetitiva do tecido marcapasso, que é capaz de responder a estímulos aplicados a intervalos muito mais curtos do que os de seu próprio ritmo espontâneo), produzindo um ritmo atrial regular muito rápido, cerca de 220 a 350 bpm. Entretanto, nem todo estímulo atrial excita o nódulo AV e, por isso, a frequência de batimento dos ventrículos é diferente e menor que a dos átrios. Além disso, pode ser fixa ou variável dependendo da existência permanente ou transitória da dissociação AV. Frequentemente, emprega-se o termo bloqueio AV e no caso da figura I.3,

denomina-se de bloqueio 3:1. Assim, se a frequência atrial atingir 330 bpm, a frequência ventricular corresponderá à 110 bpm.

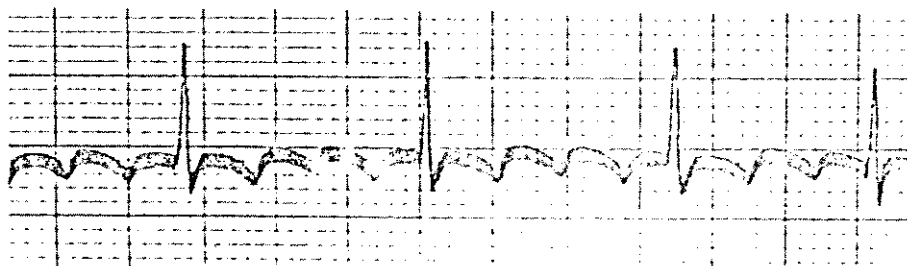


Figura I.3. "Flutter" Atrial com bloqueio AV de 3:1 e frequência ventricular de 110 bpm (de Dubin, 1976).

#### I.2.2.2 Taquicardia Supraventricular Paroxística

Devido à dificuldade em distinguir, por meio do ECG, entre a taquicardia atrial e a juncional, e porque essas arritmias apresentam características clínicas e fisiológicas semelhantes, são consideradas juntas sob a designação de taquicardias supraventriculares paroxísticas (Katz, 1980).

A taquicardia atrial (150 a 250 bpm) caracteriza-se por ondas P anormais seguidas por complexos QRS normais, depois de um intervalo P-R também normal. No entanto, as ondas P são difíceis de identificar pois, frequentemente, superpõem-se às ondas T, dando o aspecto de uma só onda. Mais ainda, os complexos QRS po-

dem ser irregulares devido à condução anormal. Por essas razões, na taquicardia atrial, o ECG pode refletir, superficialmente, a taquicardia nodal ou ventricular. A figura I.4 ilustra um caso típico de ECG dessa arritmia.

A taquicardia nodal, paroxística ou não, ocorre quando o ritmo do nódulo AV resultante do disparo repetitivo de um foco ectópico situado dentro ou nas adjacências da junção, possui frequência elevada (150 a 250 bpm). Nesse caso, aparecem ondas P invertidas, imediatamente antes ou logo após cada complexo QRS, conforme se pode observar por meio da figura I.5.



Figura I. 4. Taquicardia atrial paroxística sem bloqueio AV.  
Frequência Cardíaca: 166 bpm (de Dubin, 1976).

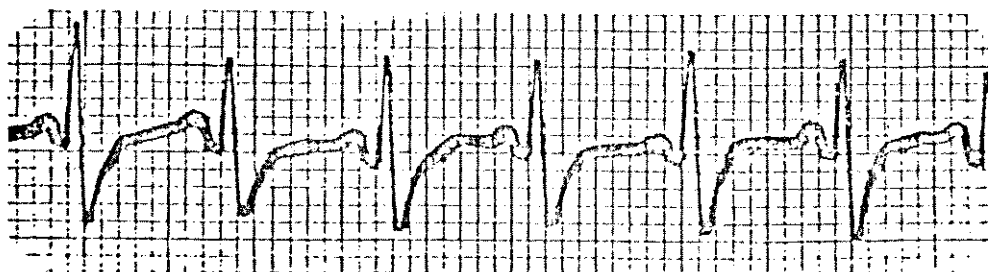


Figura I. 5. Taquicardia Nodal Paroxística (de Dubin, 1976).

### I.2.2.3 Fibrilação Atrial (FA)

A fibrilação atrial é muito mais comum que o *flutter*. Consiste numa atividade atrial de alta frequência (em torno de 400 bpm), completamente irregular e sem qualquer sincronismo, causada por vários focos ectópicos que disparam em frequências diversas. Diferentemente do *flutter* atrial, a fibrilação atrial produz um ritmo ventricular fortemente irregular, na faixa de 50 a 200 bpm. O seu registro eletrocardiográfico, exemplificado na figura I.6, caracteriza-se por: ausência de ondas P, que são substituídas por ondulações irregulares (em frequência e amplitude) na linha de base, batimento irregular dos ventrículos, inexistência de contração atrial efetiva, o que reduz o débito cardíaco em aproximadamente 30 % (Tacker Jr., 1980). Não constitui um ritmo incompatível com a vida mas exige tratamento, já que pode perdurar por vários anos.

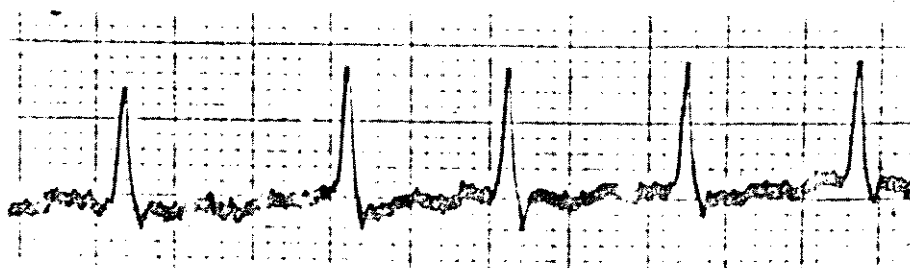


Figura I. 6. Fibrilação Atrial (de Dubin, 1976).

### I.2.2.4 Taquicardia Ventricular (Paroxística)



A taquicardia em que os complexos QRS são mais prolongados (maiores que 120 ms) e não mantêm uma relação constante com as ondas P, tem origem mais freqüente nos ventrículos. A freqüência ventricular é similar a das taquicardias supraventriculares paroxísticas (150 a 250 bpm), embora o ritmo apresente irregularidades leves, em contraste com o ritmo caracteristicamente fixo daquelas. Como a inervação parassimpática nos ventrículos é esparsa, a estimulação vagal, geralmente, não tem efeito sobre a freqüência das taquicardias ventriculares. Estas são mais perigosas que as correspondentes supraventriculares e podem culminar na fibrilação ventricular.

A taquicardia ventricular paroxística surge de uma salva de quatro ou mais contrações ventriculares prematuras (CVPs), originadas subitamente num foco ectópico ventricular e perpetuadas por circuitos de re-entrada ou nos ramos do feixe de His, nas fibras de Purkinje, no tecido ventricular infartado ou fibrótico, ou devido à combinação de ambos (Wellens et al., 1972). Embora os átrios despolarizem-se regularmente com freqüência própria, não se observam, de modo geral, ondas P distintas (porque estão  *mascaradas*  pelo complexo QRS). Como a freqüência ventricular é muito alta, o coração perde eficiência para bombear sangue. Exige, por isso, tratamento rápido, senão e o que é pior, pode converter-se em fibrilação ventricular (Watanabe & Dreifus, 1966). Na figura I.7, ilustra-se um ECG de um paciente que apresenta taquicardia ventricular.

### I.2.2.5 "Flutter" Ventricular

O *flutter* ventricular, ilustrado na figura I.8, é um ritmo originado pelo disparo rápido e repetitivo de um ou mais focos ectópicos, numa frequência de 150 a 300 bpm. Durante o *flutter* ventricular, não há, efetivamente, enchimento ventricular e portanto, débito cardíaco. As artérias coronárias não recebem sangue e o próprio coração não é suprido, o que resulta em fibrilação ventricular quando muitos focos ventriculares tentam compensar esse estado.

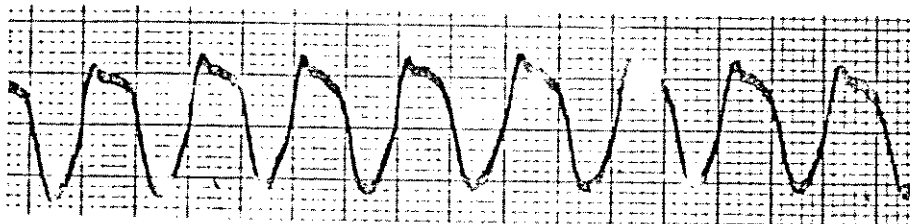


Figura I.7. Taquicardia Ventricular (de Schluter, 1981).

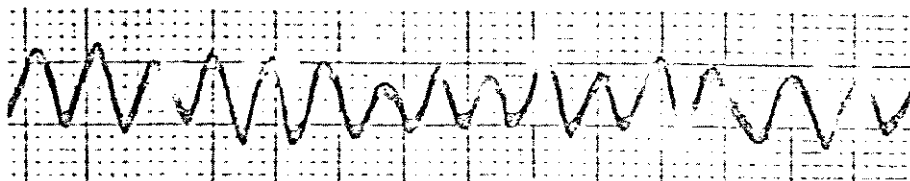


Figura I.8. "Flutter" Ventricular com Frequência Ventricular de aproximadamente 214 bpm (de Dubin, 1976).

### I.2.2.6 Fibrilação Ventricular (FV)

Definida como atividade descoordenada, caótica, aleatória e assíncrona das fibras ventriculares (Surawicz, 1971; Zipes, 1975) ou sucintamente como anarquia elétrica do miocárdio ventricular (Adgey, 1978; Chamberlain, 1986), a fibrilação ventricular constitui o mecanismo mais comum de parada cardíaca em pacientes com isquemia cardíaca, normalmente como complicação do infarto agudo do miocárdio (Chamberlain, 1986; Couto et al., 1987). Nos EUA, cerca de 680.000 habitantes/ano perecem de morte cardíaca súbita. Mais da metade como resultado de fibrilação ventricular (Geddes, 1976).

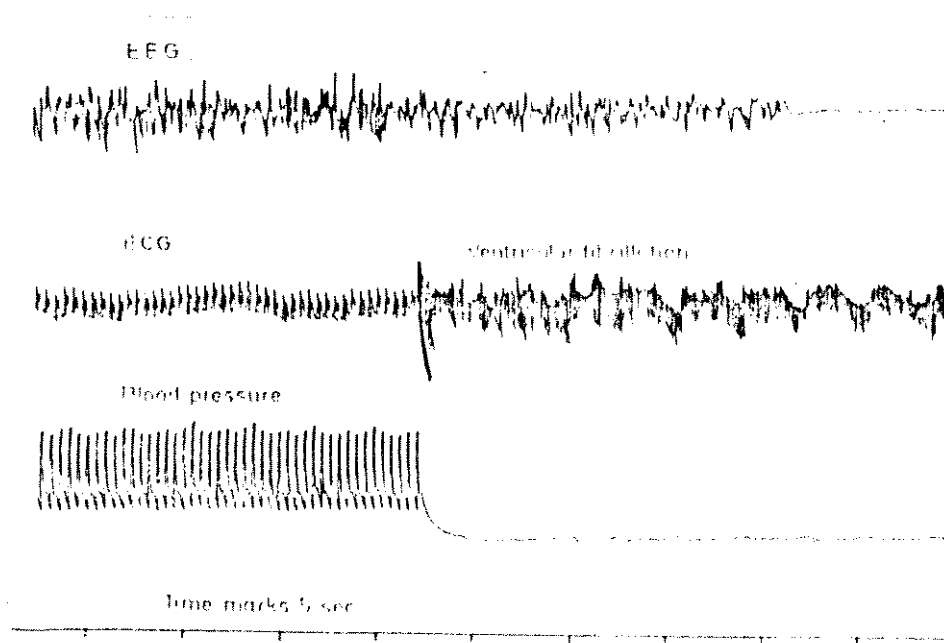


Figura I. 9. EEG, ECG e Pressão Sanguínea durante a Fibrilação Ventricular (de Geddes, 1976).

A contração descoordenada das fibras ventriculares

reduz o débito cardíaco a zero. Então, se a circulação de sangue oxigenado não é restaurada dentro de mais ou menos 3 min, aparecem danos irreversíveis no cérebro e em outros órgãos vitais. Já a partir de aproximadamente 30 s, o eletroencefalograma (EEG) torna-se isoeletrico e rapidamente cessa a respiração devido à anoxia dos centros respiratórios medulares (Geddes, 1976). Na figura I.9 mostram-se o EEG, a pressão sangüínea e o ECG, 30 s após o início da fibrilação.

### I.3 REFERÊNCIAS HISTÓRICAS DA FV

Em 1850, Ludwig e Hoffa produziram e descreveram, pela primeira vez, o fenômeno da fibrilação ventricular (FV), decorrente da aplicação de uma intensa corrente alternada (Surawicz, 1971; Zipes, 1975). O ventrículo entrava num estado de contrações irregulares e a pressão caía a zero (Wiggers, 1940a). Vulpian, em 1874, denominou-a de *mouvement fibrillaire* (Wiggers, 1940a; Surawicz, 1971). Outras denominações criadas: *Herzdelirium*, *delirium cordis*, contração fibrilar, movimentos vermiformes (Valentinuzzi et al., 1986). Em 1887, McWilliam descobriu que a FV poderia ser provocada tanto por agentes estimulantes quanto depressivos e que era mais fácil mantê-la em corações grandes que pequenos. Posteriormente, em 1894, Porter, concluiu que a fibrilação consistia numa desorganização funcional, ao invés de uma fragmentação morfológica ou ruptura na continuidade da fibra cardíaca. Descreveu, ainda, a relação do fenômeno com o período refratário e descobriu que certas substâncias injetadas na

corrente sangüínea conduziam à FV. Em 1899, Prevost e Batteli demonstraram que a fibrilação ventricular poderia ser induzida (e encerrada) com a aplicação de uma corrente elétrica intensa diretamente através do coração (Lown et al., 1986b). Em 1914, Garrey relacionou o início da FV às diferenças na excitabilidade e condução das diversas regiões do miocárdio. Posteriormente, outros pesquisadores enfatizaram a importância da heterogeneidade fisiológica no surgimento da atividade descoordenada (Surawicz, 1971). Wiggers, em 1930, estudou a FV produzida por  $K^+$  e atribuiu a descoordenação à depressão da condução dos potenciais de ação (PAs). Naum e Hoff, em 1939, atribuíram o aparecimento da FV ao foco de automaticidade, ocorrido durante o bloqueio intra-ventricular. Moe e colaboradores, em 1964, descobriram que a FV era facilitada por drogas e procedimentos que aumentam as diferenças de duração do período refratário em várias regiões do miocárdio (Valentinuzzi et al., 1986).

## I.4 MECANISMO E NATUREZA DA FV

O aparecimento da FV é atribuído a dois mecanismos distintos: automaticidade (desordem na formação dos potenciais de ação, PAs) ou re-entrada (desordem na condução dos PAs) ou, ainda, à combinação de ambos.

### I.4.1 Focos Ectópicos

A automaticidade é a capacidade de uma célula ou grupo

de células gerar espontaneamente PAs. O local natural de origem desses PAs é o nódulo SA, porém, podem surgir em outras regiões do coração, que manifestem um grau exagerado e anormal de automaticidade. Desse modo, essas regiões, denominadas de focos ectópicos, tornam-se simultaneamente marcapassos cardíaco, com frequência e trajetória de condução diversas, devido ou a um aumento da atividade simpática local ou a variações locais nas condições das células, em virtude de uma isquemia ou distensão (Cranefield et al., 1973); o que precipita o movimento fibrilatório, como decorrência da somação espaço-temporal da atividade elétrica gerada nessas múltiplas fontes.

#### I.4.2 Re-entrada

O mecanismo de re-entrada conduz ao movimento circular (Wiggers, 1940a; Cranefield, 1973; Zipes, 1975; Geddes et al., 1986) e envolve:

1. bloqueio unidirecional de condução em alguma região,
2. propagação através de uma rota alternativa, com velocidade suficientemente menor para permitir excitação retardada do tecido, além do bloqueio, e
3. re-excitação do tecido próximo ao bloqueio.

A figura I.10 ilustra um anel de tecido cardíaco (A). Ao se aplicar um estímulo, ele se propaga em ambos os sentidos (B); ao chegar no extremo oposto do anel, encontrando-se a fibra

em estado refratário absoluto, o estímulo se define. Sob certas condições (por exemplo, diferenças na velocidade de condução do PA, (C)), um impulso pode voltar a excitar seu ponto de origem (D), repetindo o ciclo e dando origem a uma excitação auto-sustentada (E).

A re-entrada contínua requer que a extensão do caminho percorrido seja, pelo menos igual ao comprimento da onda re-entrante, que corresponde ao produto da velocidade média de condução pelo período refratário (Zipes, 1975).

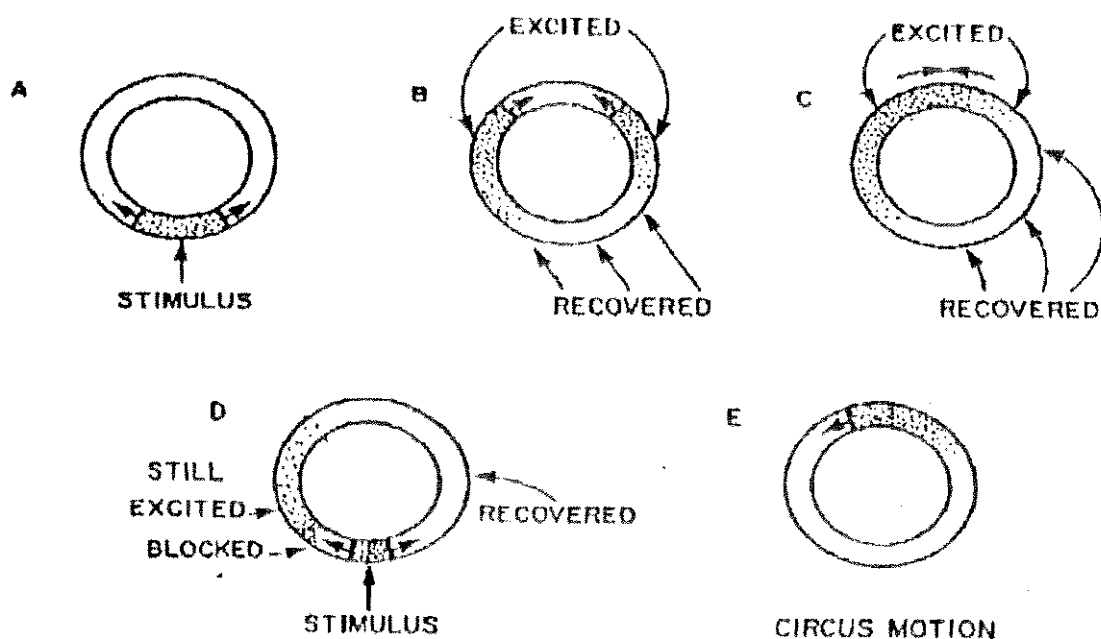


Figura I. 10. Ilustração da Teoria do Movimento Circular (de Geddes et al., 1966).

Em geral, concorda-se que o aparecimento dos focos ectópicos pode originar a fibrilação e que sua manutenção se deve ao movimento circular (excitação re-entrante).

Nem todos os animais são igualmente susceptíveis à fibrilação. Animais de pequeno porte raramente sofrem fibrilação e, se esta for induzida, recuperam-se espontaneamente (Wiggers, 1940a). Parece que a FV ocorre apenas em corações com elevado grau de diferenciação celular, caracterizados pela heterogeneidade de tecidos (Orías, 1953; Hoffman & Cranefield, 1960).

Há, no entanto, algumas dificuldades para identificar os mecanismos que conduzem à FV (Surawicz, 1971), principalmente porque:

(1) na maioria dos tipos de FV experimental, não se consegue localizar a fibra ou grupo de fibras nas quais a primeira onda de re-entrada ou atividade desordenada começou;

(2) em muitos casos experimentais, o surgimento da atividade descoordenada é devido à combinação de vários fatores ao invés de um só; e

(3) uma exploração de todos os fatores cardíacos e extracardíacos implicados raramente têm sido considerados num único experimento.

Não obstante, são os resultados experimentais que permitiram um melhor entendimento do fenômeno fibrilatório.



### I. 4.3 Causas

Tradicionalmente, classificam-se as causas da fibrilação, segundo sua origem e tipo de perturbação (Valentinuzzi et al., 1986).

Quanto à origem, enumeram-se:

(a) fatores clínicos, como a oclusão das artérias coronárias (Wiggers, 1940a; Adgey, 1978), a isquemia e o infarto agudo do miocárdio (Zoll et al., 1956; Wit & Bigger Jr., 1975; Crampton, 1980; Couto et al., 1987);

(b) fatores elétricos, decorrentes de estimulação experimental ou acidentes (eletrocução acidental ou proposital) e provocadores de micro ou macro-choques (Wiggers, 1940a; Zoll et al., 1956);

(c) fatores cirúrgicos, devido à manipulação cardiovascular, contato com metais, reação à doses tóxicas de drogas (como o *digitalis*, a *quinidina* e a *procainamida*) especialmente durante cirurgias (Wiggers, 1940a) e hipotermia, entre outros (Zoll et al., 1956, 1960).

Devido à heterogeneidade celular do coração, principalmente dos mamíferos, a introdução de perturbações podem detonar o fenômeno fibrilatório. Entre elas, encontram-se:

(1) elétrica, pela estimulação (com pulso único, trem de pulsos, ...);

(2) mecânica, porque talvez o fenômeno dispare pela redistribuição de cargas ao comprimir o tecido, ou poderia também dever-se ao potencial de meia-célula de Helmholtz (Wiggers, 1940a);

(3) térmica (Wiggers, 1940a), pois, aparentemente são os gradientes de temperatura que favorecem a fibrilação, introduzindo certa heterogeneidade adicional;

(4) química, seja por agentes endógenos ou farmacológicos. São eminentemente importantes os agentes adrenérgicos, os bloqueadores alfa e beta-adrenérgicos, as drogas anti-arrítmicas, os eletrólitos ( $K^+$ ,  $Ca^{++}$ ,  $H^+$ ), agentes anestésicos, oxigênio e acumulação de metabólitos (Valentinuzzi et al, 1986).

Quando a perturbação ocorre durante o período vulnerável, favorece sobremaneira o surgimento da FV (Lown et al., 1986a; Geddes et al, 1986).

#### I.4.4 Tipos

Por meio do ECG, pode-se distinguir dois tipos de fibrilação (Valentinuzzi et al., 1986):

(a) tipo I, ilustrado na figura I.11a, caracteriza-se por componentes de alta frequência e de amplitude elevada. Ao se observar o miocárdio, percebem-se vigorosas contrações. Geral-

mente reversível mas com o passar do tempo, pode converter-se no tipo II;

(2) tipo II, ilustrado na figura I.10b, é caracterizada por componentes de baixa frequência e amplitude. As contrações miocárdicas tornam-se débeis. Em geral, essa fibrilação é irreversível.

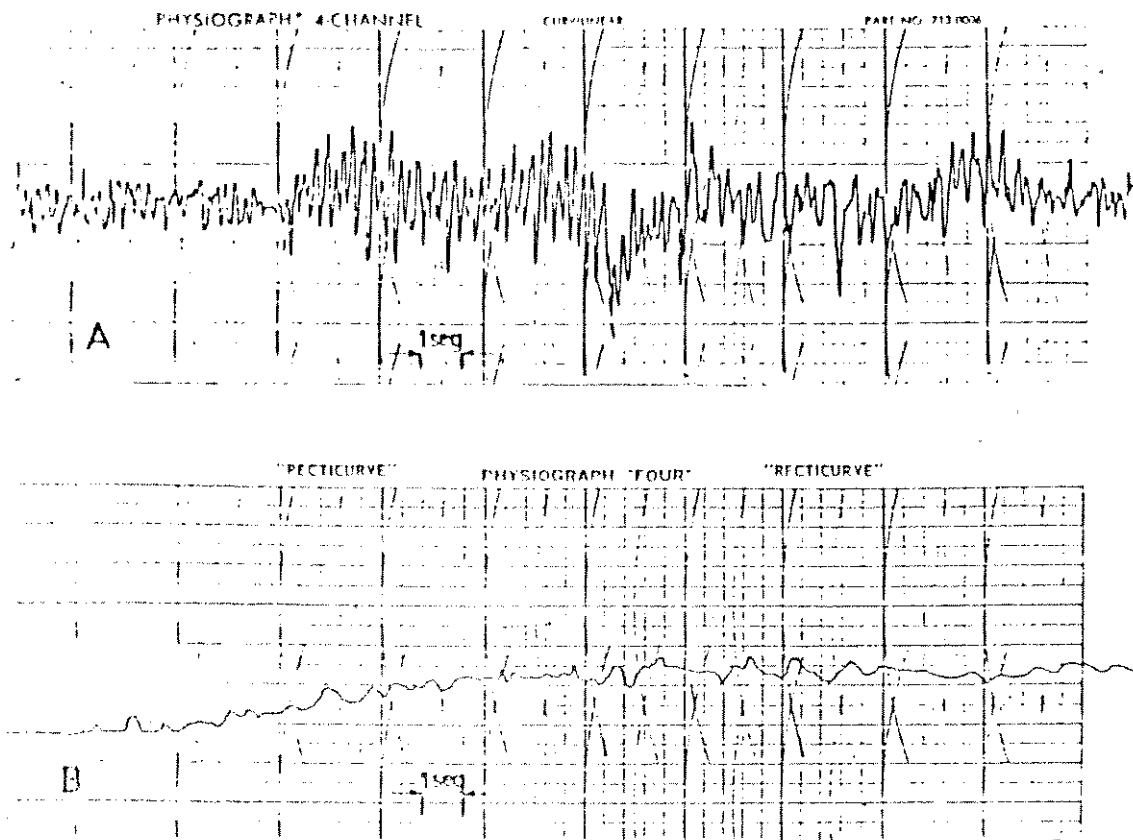


Figura I. 11. Fibrilação Ventricular. (A) Tipo I (grossa) e (B) Tipo II (fina) (de Valentinuzzi et al., 1983).

## I.5 FATORES QUE AUMENTAM A VULNERABILIDADE À FV

### I.5.1 Fisiológicos

Não se pode atribuir a um único fator o aparecimento da FV espontânea ou produzida experimentalmente. Entretanto, certas condições suscitam e mantêm a descoordenação. Entre elas: um estímulo excitável, para iniciar a desordem; uma certa massa crítica, para mantê-la; e uma certa relação crítica entre a duração e seu período refratário, no miocárdio todo ou em certas partes, para iniciar e manter a atividade.

#### I.5.1.1 O Estímulo Excitável

Um estímulo prematuro ou a aceleração da frequência ventricular precedem ao surgimento da FV (Watanabe & Dreifus, 1966). Não há registros de passagem espontânea direta do ritmo sinusal ou taquicardia supraventricular para FV (Surawicz, 1971). Os estímulos que a iniciam têm origem nos ventrículos e podem ser causados por fibras marca-passo, fibras não marca-passo que adquirem suas características, ou correntes resultantes de diferenças de potencial através da membrana, durante atividade ou repouso.

#### Automaticidade das fibras marcapasso

A atividade automática das fibras marcapasso no sis-

tema de condução ventricular pode produzir batimentos ectópicos. Sua automaticidade aumenta com o aumento da velocidade de despolarização diastólica, redução do potencial diastólico máximo ou do potencial de limiar (Surawicz, 1971).

Atribui-se a despolarização diastólica à redução de  $K^+$  e aumento na condutância ao  $Na^+$ . A estimulação beta-adrenérgica geralmente aumenta a velocidade de despolarização diastólica (Kassebaum & Van Dyke, 1966). Outros fatores que produzem o mesmo efeito: baixa concentração extracelular de  $K^+$  (Gettes & Surawicz, 1968); aumento extracelular de  $Ca^{++}$ , segundo Surawicz (1967); digitalis, estiramento e correntes despolarizantes fracas (Trautwein & Kassebaum, 1961); hipoxia, de acordo com Singer et al. (1967) e isoproterenol, segundo Van Dyke (1966).

Em geral, os fatores que aumentam a despolarização diastólica favorecem à fibrilação. Nas fibras de Purkinje, a despolarização diastólica apresenta um potencial diastólico máximo (potencial de membrana no final da repolarização), usualmente mais negativo que o potencial de repouso. Esse potencial diastólico máximo parece ser determinado pela condutância ao  $K^+$ , que é alta no final da repolarização e depois diminui progressivamente durante a despolarização diastólica (Vassale, 1966). Isto explicaria as observações de que o potencial diastólico máximo é mais negativo nas extra-sístoles prematuras que nas taquicardias, mesmo quando o potencial de membrana, no instante da despolarização, permanece constante. Um potencial diastólico máximo, menos

negativo, eleva o grau de automaticidade; e um potencial mais negativo, suprime-a. A figura I.12 ilustra essas variações.

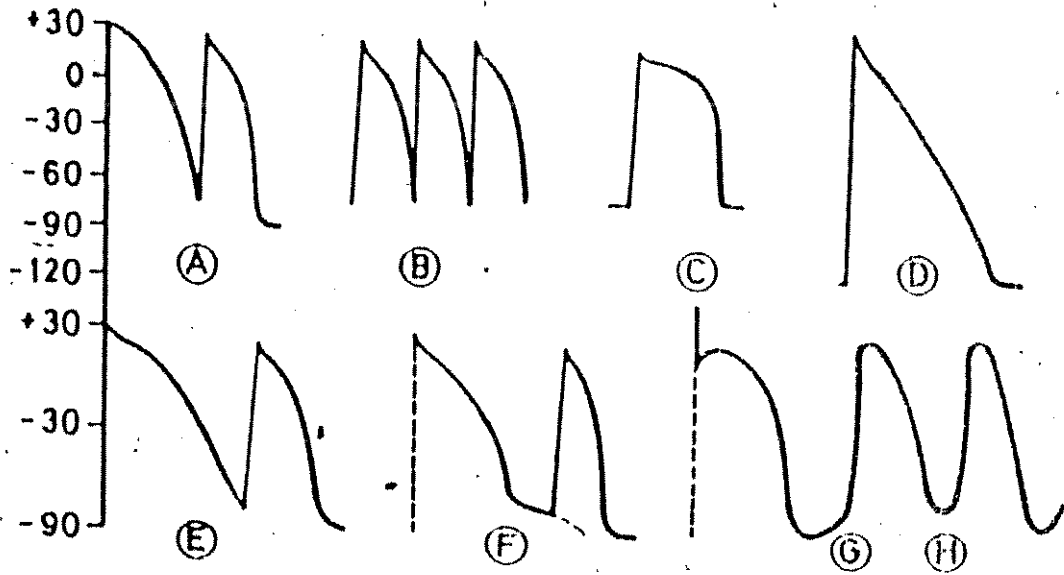


Figura I.12. Fatores que Aumentam a Despolarização e Favorecem a Fibrilação. (A) Extra-sístole prematura, (B) Taquicardia, (C) Despolarização, (D) Hiperpolarização, (E) Repolarização prolongada, (F) Pós-potenciais, (G) Despolarização diastólica aumentada, e (H) Potencial diastólico máximo diminuído (de Suravicz, 1971).

O automatismo pode ser afetado por variações no potencial de limiar de despolarização. Se a velocidade de despolarização diastólica e o potencial diastólico máximo permanecem constantes, o automatismo diminui com um potencial de limiar menos negativo e aumenta com um potencial mais negativo. E o potencial de limiar torna-se menos negativo quando há elevação na concentração extracelular de  $K^+$  ou  $Ca^{++}$ , e torna-se mais negativo quando baixa a concentração extracelular desses íons.

## Conversão das fibras não marcapasso em marcapasso

Em preparações isoladas, as fibras miocárdicas podem apresentar despolarização diastólica e funcionar como marcapasso. Isso pode ser conseguido pelo aumento da condutância ao  $\text{Na}^+$  ou pela redução da condutância ao  $\text{K}^+$ .

Segundo Mueller (1965), é possível obter automatismo nas fibras ventriculares, reduzindo a concentração extracelular de  $\text{K}^+$  e  $\text{Ca}^{++}$ . Há possibilidades, também, pela aplicação de 2 a 4 mM/l de bário, aconitina (Sano & Sawanobori, 1970), digitalis, pequenas descargas de corrente elétrica (alternada ou contínua) ou estiramento do miocárdio.

## Correntes resultantes das diferenças de potencial de membrana durante a atividade ou no repouso

As correntes despolarizantes, devido à rápida ativação do  $\text{Na}^+$ , são responsáveis pela diferença de potencial entre as porções de fibras ativas e em repouso. Porém, essas correntes são rapidamente inativadas e cessam após completa a despolarização. As correntes iônicas que fluem durante a repolarização são lentamente ativadas e inativadas. Diferenças de potencial entre as diferentes fibras encontram-se presentes durante a maior parte da repolarização. Essas diferenças de potencial serão amplificadas por todos os fatores que produzem diferenças na amplitude e

duração dos PAs nas diferentes regiões ventriculares. Moe et al. (1964) sugerem que a densidade dessas correntes pode ser suficiente para reexcitar as fibras de período refratário curto.

A ausência de diferenças apreciáveis entre a duração do PA, em fibras adjacentes, reduziria a probabilidade de ocorrer re-excitação durante a propagação do impulso em miocárdios normais. Entretanto, se uma fração do ventrículo é despolarizada pelo  $K^+$ , diferenças de potencial podem ser observadas no ECG, durante a repolarização (correntes sistólicas de injúria), e no repouso (correntes diastólicas de injúria), como ilustrado na figura I.13.

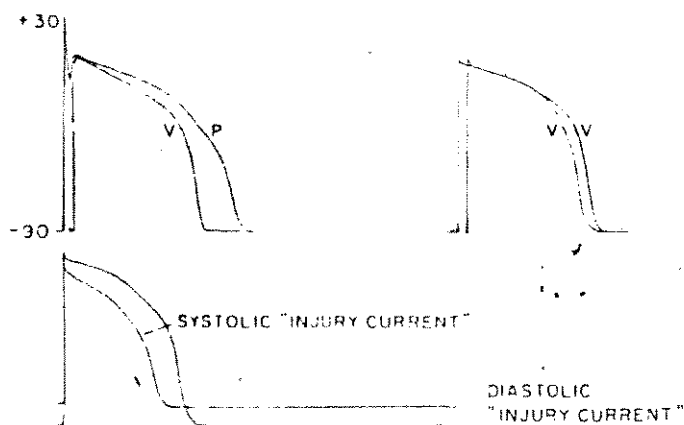


Figura I.13. Representação de Diferenças de Potencial que podem Gerar Reexcitação espontânea durante repolarização e em Repouso. Em (A), a ddp é produzida pelas diferenças na duração dos potenciais de ação das fibras de Purkinje (P) e do miocárdio ventricular (V). Em (B), a ddp surge devido à falta de sincronismo na repolarização das fibras ventriculares. Em (C), correntes sistólica de dano (SIC) e corrente diastólica de dano (DIC) (de Suravicz, 1971).



Há necessidade de estudos mais aprofundados para determinar se realmente são as correntes sistólica e diastólica de injúria as responsáveis pela reexcitação espontânea nos ventrículos (Valentinuzzi et al., 1986).

#### **I.5.1.2 Massa Crítica**

Garrey, em 1914, destacou a importância da massa crítica na indução e manutenção da fibrilação. De acordo com Martinez (Moe e Abildskov, 1959), a fibrilação atrial poderia ser mantida, se e somente se a massa de tecido fosse maior que 1 g. Ora, levando-se em consideração que a indução da fibrilação depende do mecanismo de re-entrada de uma certa onda de excitação, alguma região do miocárdio deve estar despolarizada no instante em que outra região, previamente despolarizada pela mesma onda, já tenha recuperado sua excitabilidade. Isto implica em que o comprimento da rota para reentrada seja igual ou maior que o produto da duração do período refratário pela velocidade de condução. Se a massa for muito pequena, a onda excitatória desaparece antes que uma porção do tecido recupere sua excitabilidade, bloqueando portanto, o movimento circular que tenderia acontecer.

#### **I.5.1.3 Desbalanço entre velocidade de condução e refratariedade**

A existência de uma massa crítica e um estímulo excitável não induzem ou mantêm a fibrilação a não ser que o miocár-

dio presente propensão à atividade descoordenada e por isso, subjaz a presença de heterogeneidade miocárdica, na qual haja alteração da velocidade de condução e/ou duração do período refratário, em diferentes áreas dos ventrículos.

### Velocidade de Condução

A velocidade de condução durante a propagação do impulso auto-sustentado é determinada: pelo tamanho da fibra, pelas propriedades passivas do condutor (resistências intra e extracelulares, resistência e capacitância da membrana) e pela velocidade de despolarização ( $dv/dt$ ).

A velocidade normal de condução das fibras de Purkinje atinge de 2 a 4 m/s e no miocárdio ventricular vale entre 0,5 e 1 m/s. Pequenas elevações na velocidade podem ser produzidas por pequenos aumentos na concentração extracelular de  $K^+$ , provavelmente devido ao decréscimo na diferença entre os potenciais de membrana e de limiar (Dominguez e Fozzard, 1970). Também a estimulação simpática produz tais elevações, segundo Wallace & Sarnoff (1964). Não parece que o aumento de velocidade de condução tenha qualquer implicação com o surgimento e a manutenção da fibrilação.

No entanto, a redução de velocidade é uma importante causa de vulnerabilidade. Os fatores que a reduzem podem ser divididos em duas grandes categorias: fatores dependentes do

potencial de membrana e fatores dependentes dos portadores de  $\text{Na}^+$  disponíveis.

A velocidade de condução decrescerá quando a despolarização começar em um potencial de membrana menor (menos negativo) que o potencial de repouso. Isso pode ocorrer quando o potencial de repouso ficar reduzido, quando a despolarização começar na fase 3, antes que a repolarização esteja completa, ou durante a despolarização diastólica. A figura I.12 ilustra essas situações.

O potencial de repouso pode ser reduzido pelo aumento da concentração extracelular de  $\text{K}^+$  ou por estiramento, segundo Panefski & Hoffman (1963). A despolarização, durante o final da fase de repolarização, pode ser causada por um impulso prematuro ou por impulsos de frequência maior que a duração do PA. A despolarização de fibras parcialmente repolarizadas é favorecida por fatores que prolongam a fase final da repolarização, como baixa concentração extracelular de  $\text{K}^+$ , quinidina e outros fatores que produzem pré-potenciais.

A hiperpolarização reduz a velocidade de condução pelo aumento da diferença de potenciais entre o potencial de membrana no início da despolarização e o potencial de limiar. Esse mecanismo foi postulado para explicar a diminuição da velocidade de condução associada à baixa concentração extracelular de  $\text{K}^+$ .

#### **Refratariedade Heterogênea**

Segundo Moe, Han e colaboradores, em um tecido absolutamente homogêneo é impossível ocorrer fibrilação. Demonstraram que um aumento na dispersão da refratariedade ventricular reduzia o limiar de fibrilação, facilitando o seu aparecimento, provavelmente, pela facilitação da re-entrada do impulso, de regiões contendo maior período refratário para outras, com período refratário menor (Surawicz, 1971; Abildskov, 1975).

Para Hoffman e Cranefield (1960), a diferença entre os PAs nas fibras de Purkinje e nas fibras ventriculares contribui para que haja o movimento circular (Surawicz, 1971). Ampliam essa diferença: o digitalis, a baixa concentração extracelular de  $K^+$ , concentrações tóxicas de quinidina, e fatores que facilitam a fibrilação no homem. Para Moore et al. (1965), frequências cardíacas baixas também aumentam as diferenças, favorecendo a dispersão. Por outro lado, frequências elevadas igualam a duração dos PAs das fibras de Purkinje à das camadas epi e endocárdicas.

A dispersão aumenta com os fatores que encurtam o período refratário, segundo Han, Moe e equipe (1964), tais como a isquemia, as doses tóxicas de oubaina, a estimulação simpática (Abildskov, 1975) e por fatores que o prolongam: clorofórmio, quinidina e hipotermia (Surawicz, 1971).

### I.5.2 Elétricos

Estudos sobre os fenômenos fibrilatório e desfibrilatório empregam estímulos elétricos para induzir a arritmia. Dentre os mais comuns, citam-se:

(1) pulsos retangulares: curta duração (alguns mili segundos) e amplitude adequada, aplicados durante o período vulnerável do ciclo cardíaco;

(2) trem de pulsos retangulares: os pulsos que compõem o trem de pulsos podem ter duração distinta e o número de pulsos depende da frequência escolhida e da duração total do trem;

(3) trem de pulsos senoidais: provenientes de uma fonte de CA, de 50 ou 60 Hz. A duração do trem depende do número de pulsos utilizados para estimular.

Toda a literatura demonstra que os pulsos de 50 ou 60 Hz são os mais efetivos para induzir a fibrilação. E por isso, extremamente relevantes são os cuidados tomados para evitar acidentes elétricos domésticos (macro-choques) e hospitalares (micro-choques).

#### 1.5.2.1 Limiar Fibrilatório

Nem todo estímulo consegue deflagrar o fenômeno fibrilatório. Para tanto, faz-se necessário aplicá-lo durante o período vulnerável do ciclo cardíaco (onda T do ECG) e com amplitude adequada. Denomina-se limiar fibrilatório à mínima amplitude capaz de provocar fibrilação. De modo geral, representa a ampli-

tude que possui 50 % de probabilidade para desencadear a arritmia. No entanto, não representa um valor fixo, pois depende de fatores como a forma de onda, a duração do pulso ou trem de pulsos, a frequência de repetição desses pulsos (Ruiz et al., 1985, 1987), o tamanho (Roy, 1980; Roy et al., 1986) e a posição dos eletrodos (Roy et al., 1987).

A figura I.14 mostra como varia a amplitude da corrente de estimulação fibrilatória, em função do instante em que intercepta o ciclo cardíaco (Valentinuzzi et al., 1986). O mínimo coincide com o ápice da onda T (região de maior vulnerabilidade).

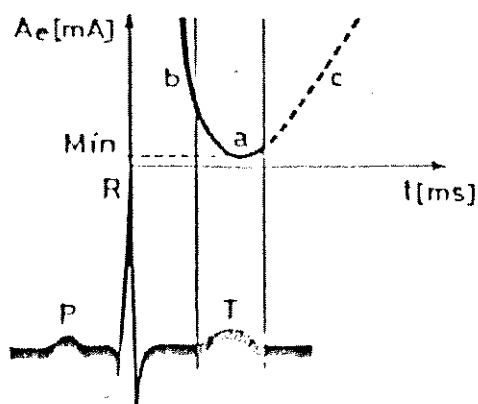


Figura I.14. Período Vulnerável do Ciclo Cardíaco. A mínima amplitude que provoca FV está representada por (a); em (b) e (c) a amplitude aumenta ao aproximar-se do PRA (de Valentinuzzi et al., 1986).

Para corrente alternada senoidal, de 50 ou 60 Hz, por exemplo, limiar encontrado para o homem gira em torno de 180  $\mu$ A (Starmer & Whalen, 1972).

## I.6. DESFIBRILAÇÃO

Uma vez estabelecida, a FV desorganiza, de tal modo, a atividade contrátil do coração, que o leva, irremediavelmente, em poucos segundos, à parada circulatória e sucessivamente à morte. Como o coração humano dificilmente volta espontaneamente ao estado normal (segundo Garrey, em estudos de 1924); faz-se necessária a ação desfibrilatória externa. Por isso, denomina-se desfibrilação ao processo pelo qual se reverte a situação catastrófica por que passa o coração, para a normalidade do funcionamento sincronizado, tanto elétrico quanto mecânico das células cardíacas.

Como a contração das fibras musculares constitui um fenômeno eletroquímico e mecânico, pode-se desfibrilar o coração por meio de drogas ou por estimulação elétrica e até mesmo, segundo alguns pesquisadores, por ultra-som.

### I.6.1 Tipos de Desfibrilação

#### I.6.1.1 Química

A desfibrilação química baseia-se na injeção de KCl através da corrente sanguínea com o objetivo de provocar a despolarização das membranas celulares do miocárdio, por meio da alteração do potencial de transmembrana e, modificando de forma significativa, sua excitabilidade. O primeiro a utilizá-la foi

d'Halluin, em 1914 (Wiggers, 1940b), que injetou solução de KCl na veia jugular e então, massageou o coração. Em 1929, Hooker injetou uma solução fraca de KCl na artéria carótida, sob pressão, enquanto que, em 1930, Wiggers injetou-a diretamente nas cavidades ventriculares (Wiggers, 1940b). Quando executada por operadores bem treinados, esse tipo de desfibrilação apresenta bons índices de sucesso, no entanto, há dois grandes problemas:

(1) conseguir que os íons de  $K^+$  espalhem-se pelos ventrículos quando a circulação está parada;

(2) remover o excesso de  $K^+$  ou neutralizá-lo com  $Ca^+$  (para recuperar mais rapidamente a excitabilidade e a contratilidade).

Mais recentemente, Breznock e colaboradores, em 1978, utilizaram um *cocktail* de acetilcolina e potássio para desfibrilar cães.

Devido a sua elevada periculosidade quando mal aplicada e à difusão da desfibrilação elétrica, há mais de 35 anos que a desfibrilação química foi abandonada.

#### I.6.1.2 Por Ultra-som (US)

Na busca de novas tecnologias de desfibrilação, principalmente para evitar os efeitos nocivos do pulso de alta tensão



empregados nos desfibriladores elétricos, alguns pesquisadores (Smallys et al., 1981) investigaram a possibilidade de aplicação do US na reversão de arritmias.

As propriedades terapêuticas do US são conhecidas desde há muito tempo e sua aplicação se difunde enormemente a cada ano. Descobriu-se que ele tem influência favorável sobre os efeitos do infarto do miocárdio, reduzindo as probabilidades de complicações (Yamanaka et al., 1971). Na terapêutica médica, costuma-se aplicar US com até  $3 \text{ W/cm}^2$  de intensidade, durante um intervalo máximo de 10 min (Speransky & Rokityansky, 1970). Aumentando a intensidade, torna-se possível reduzir o tempo de aplicação e, em verdade, isto se faz necessário quando utilizado para desfibrilação. Ademais, a rigidez das células determina a frequência de oscilação do US. Os equipamentos atuais geram US na faixa de 800 kHz a 1 MHz. No entanto, frequências mais baixas provocam efeitos mecânicos mais pronunciados sobre as células (Elpiner, 1963 e Gorkshkov et al., 1965).

As pesquisas inferiram que o US de 500 kHz e  $10 \text{ W/cm}^2$  é capaz de acabar com a FV quando aplicado diretamente sobre o coração, durante um intervalo de 30 a 100 s (figura I.16).

Constatou-se que o US produz um efeito anti-arrítmico, prolongando o período refratário das células miocárdicas, assim como a maioria das drogas anti-arrítmicas. Pelas observações feitas, o US de 500 kHz e  $4 \text{ W/cm}^2$ , com duração de até 30 s,

aumenta o período refratário em até 37 %. Porém, quando o tempo de aplicação e/ou a intensidade aumentam, o período refratário é reduzido (Smallys et al., 1981). Esses efeitos encontram-se ilustrados na figura I.17.

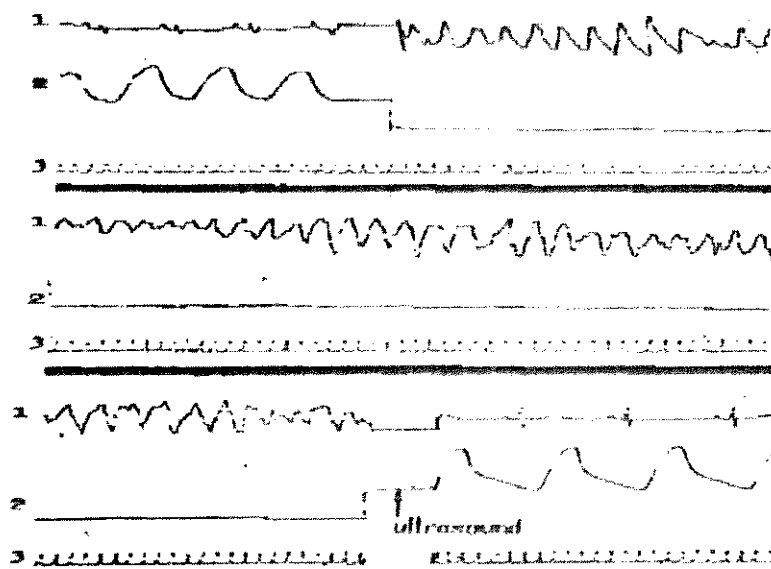


Figura I.16. Restauração da Atividade Cardíaca por Meio do Ultra-som. A aplicação do US começou depois de 25 s de fibrilação, com 40 s de duração. (1) Eletrocardiograma (der. II); (2) pressão arterial e (3) 0,1 s (de Smallys et al., 1981).

Porém, quando aplicado por mais de 2 min, surgem várias alterações histológicas. Se aplicado diretamente ao coração, as miofibrilas são destruídas e aparecem regiões anisotrópicas pronunciadas nos discos A, com alongamento dos sarcômeros. Os capilares se dilatam e ficam inativos.

As investigações de Smallys e colaboradores mostram, entretanto, que a aplicação do US de 500 kHz e  $10 \text{ W/cm}^2$ , por

menos de 2 min. provoca injúrias muito leves e até mesmo imperceptíveis.

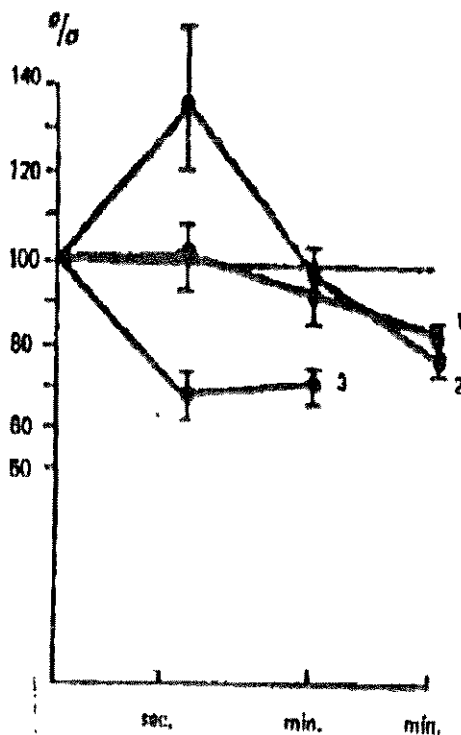


Figura I. 17. Variações no Período Refratário devido ao US. Na abscissa representa-se a duração do US e na ordenada, o período refratário; (1) 4 W/cm<sup>2</sup>, (2) 6 W/cm<sup>2</sup> e (3) 8 W/cm<sup>2</sup> (de Smallys et al., 1981).

Para concluir, enfatize-se que um sério problema permanece: a aplicação do US através do tórax. Neste caso, uma porção significativa das ondas de US são absorvidas pelos tecidos do tórax ou perdidos pelo ar nos alvéolos pulmonares. A necessidade de utilizar intensidades maiores conduz aos perigos dos danos causados nos tecidos e especialmente, na pele.

### I.6.1.3 Desfibrilação Elétrica

A desfibrilação elétrica baseia-se na aplicação momentânea de uma certa intensidade de corrente elétrica através do coração, de modo a produzir despolarização ou hiperpolarização das membranas celulares miocárdicas, tornando-as inexcitáveis por um instante, a fim de fazê-las voltar à despolarizar e repolarizar sincronamente. Entretanto, o mecanismo através do qual ocorre a desfibrilação ainda permanece um tanto quanto obscuro. Poucos estudos têm procurado desenvolver modelos de desfibrilação cardíaca por meio de impulsos elétricos (Chernysh et al., 1988).

A corrente desfibrilatória pode ser aplicada diretamente através do coração, por meio de eletrodos transventriculares (figura I.18a), nos casos de cirurgia de peito aberto, ou indiretamente (figura I.18b), através do tórax, com auxílio de eletrodos externos, nos casos de morte súbita. Nesta situação, somente uma fração da corrente estimulatória passa realmente pelo coração e o sucesso desfibrilatório dependerá, além da intensidade, da distribuição da corrente pelo coração. Estudos realizados em cães, (Geddes et al., 1977) procuraram identificar regiões que propiciassem maior facilidade à desfibrilação. Denominou essas zonas de *janelas torácicas* (figura I.19), onde, através do mapeamento, observam-se os contornos e suas respectivas doses desfibrilatórias de corrente por unidade de peso.

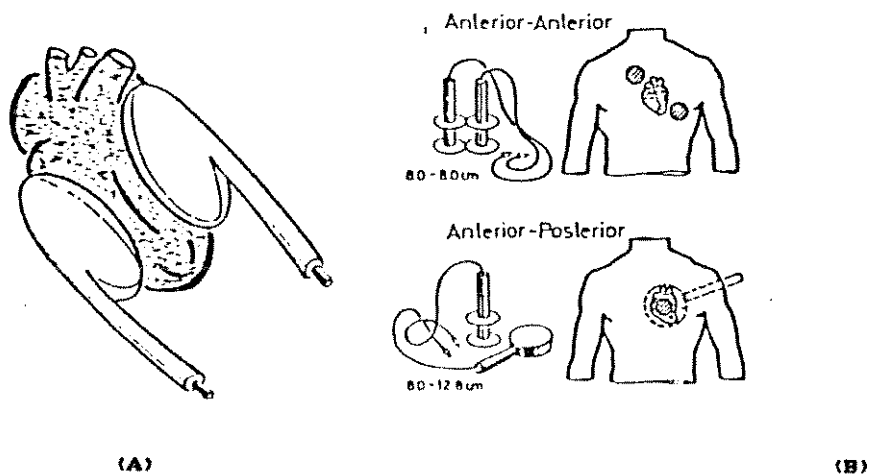


Figura I. 18. Modos Desfibrilatórios. (A) Desfibrilação transven-tricular; (B) desfibrilação transtorácica (de Valen-tinuzzi et al., 1988).

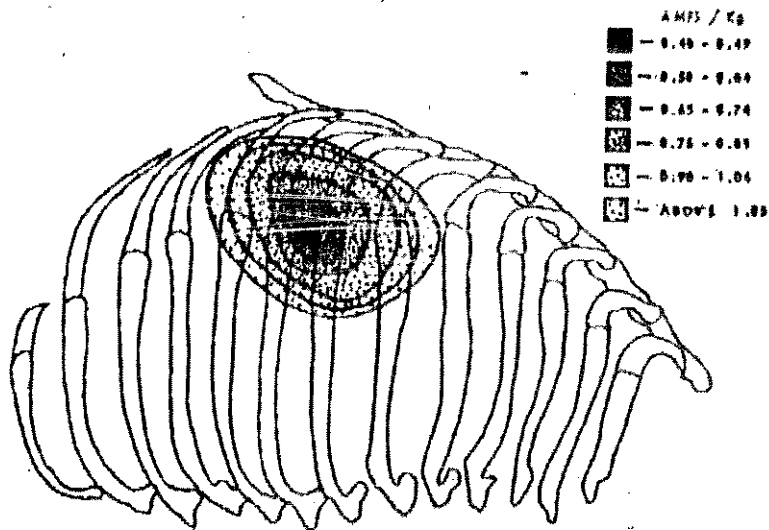


Figura I. 19. Janelas Torácicas. As regiões demarcadas correspondem às zonas isodose obtidas com um eletrodo móvel pequeno e outro, grande, colocado no semi-tórax oposto (de Geddes et al., 1977).

Considerada como um método imediato e extremamente eficaz de reversão, estudos extensivos têm sido realizados, tanto para definição de parâmetros e variáveis desfibrilatórias, bem como sobre seus resultados a longo prazo (Clyde et al., 1984), tendo-se observado sobrevivência de pelo menos 50 %, em três anos de análise.

O sucesso desfibrilatório depende, além da densidade de corrente, do estado anterior de saúde do paciente, da eficácia da manobra cardio-respiratória, do tempo de fibrilação, dos danos morfológicos e funcionais produzidos pela descarga elétrica (desfibrilatória), do bom funcionamento do DF/CV, da forma de onda do pulso desfibrilatório, entre outros. Portanto, há necessidade de critérios e margens de segurança bem definidos para que se possa, além de certeza do sucesso desfibrilatório, avaliar as consequências decorrentes do contra-choque aplicado.

### 1.6.2 Limiar Desfibrilatório

Para assegurar, com maior precisão, o sucesso da ação ressuscitatória, procurou-se identificar fatores que determinam o êxito da ação desfibrilatória, bem como quantificá-los, para objetivar o desenvolvimento de equipamentos compatíveis com doses eficazes. Surgiu, então, o conceito de limiar desfibrilatório.

Vários métodos foram desenvolvidos para definir o limiar desfibrilatório. Alguns pesquisadores empregaram complexos

procedimentos iterativos, com acréscimos e decréscimos de energia, degrau a degrau (Bourland et al., 1978; Babbs et al., 1978; Davy et al., 1987); outros exigiam várias tentativas que mostrassem êxito uniforme no mesmo valor de limiar (Deeb et al., 1981); outros (Armayer et al., 1979) tomaram a média das determinações de limiares sucessivos. Neste caso, definiu-se um percentual de 50 % de probabilidade de sucesso (Valentinuzzi et al., 1983), conforme ilustra a figura I.20. Outros, ainda, relacionam o limiar com uma curva dose-resposta, para chegar a índices mais seguros (Rattes et al., 1987). Apesar de todos esses esforços, percebe-se, ainda, uma certa fragilidade nos métodos e resultados obtidos (McDaniel & Schuder, 1987).

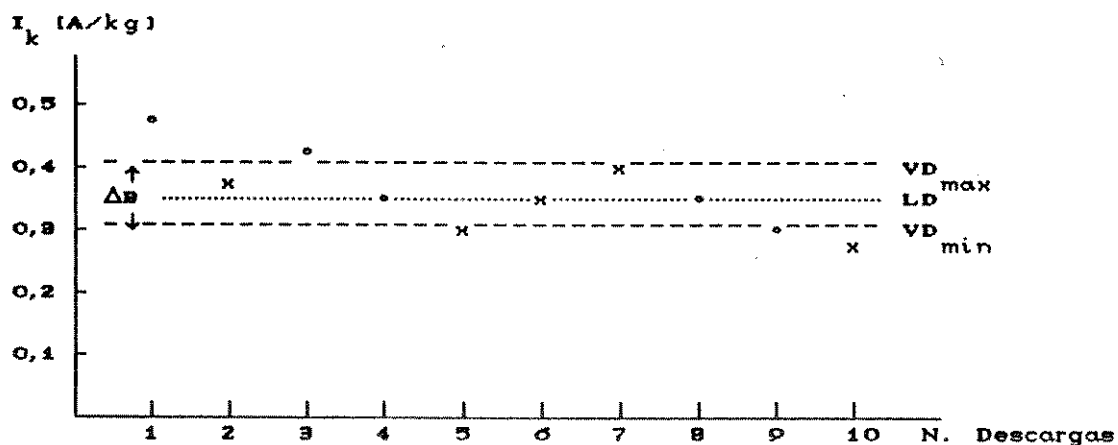


Figura I.20. Definição do Limiar Desfibrilatório. (•) representa uma descarga bem sucedida e (x) uma descarga fracassada. LD = limiar desfibrilatório;  $VD_{máx}$  = máx. valor que não desfibrila;  $VD_{mín}$  = mínimo valor que desfibrila;  $\Delta B$  = ( $VD_{máx}$  -  $VD_{mín}$ ) (redesenhado de Valentinuzzi et al., 1986).

A partir do conceito de limiar pôde-se estabelecer o

conceito de dose desfibrilatória.

À semelhança do agente farmacológico, que se relaciona com o peso corporal, também a grandeza elétrica (corrente, carga, energia) pode ser referida ao peso (ou tamanho do coração) ou extrapolado, ao peso corporal.

De modo geral, define-se dose desfibrilatória como a magnitude da grandeza elétrica necessária para desfibrilar, com 90 % de probabilidade e mínimos danos (Valentinuzzi et al., 1983).

A partir de pesquisas realizadas em animais, para determinação do limiar desfibrilatório, surgiram valores discriminatórios para identificar desfibrilação bem sucedida sem danos, com danos leves e/ou danos fatais. Foram definidos, então, doses gradativas, denominadas de: dose efetiva média (limiar desfibrilatório com 50 % de probabilidade de êxito), dose tóxica média (limiar desfibrilatório com danos em 50 % dos casos) e dose letal média (limiar desfibrilatório com probabilidade de causar morte em 50 % das tentativas). A partir disso, definiram-se fatores de segurança (que relacionam dose com injúria e dose efetiva sem danos).

Por meio das figuras I.21a e b, ilustram-se curvas de dose desfibrilatória obtidas para cães, com referência à corrente e à energia liberadas (Babbs et al., 1980).



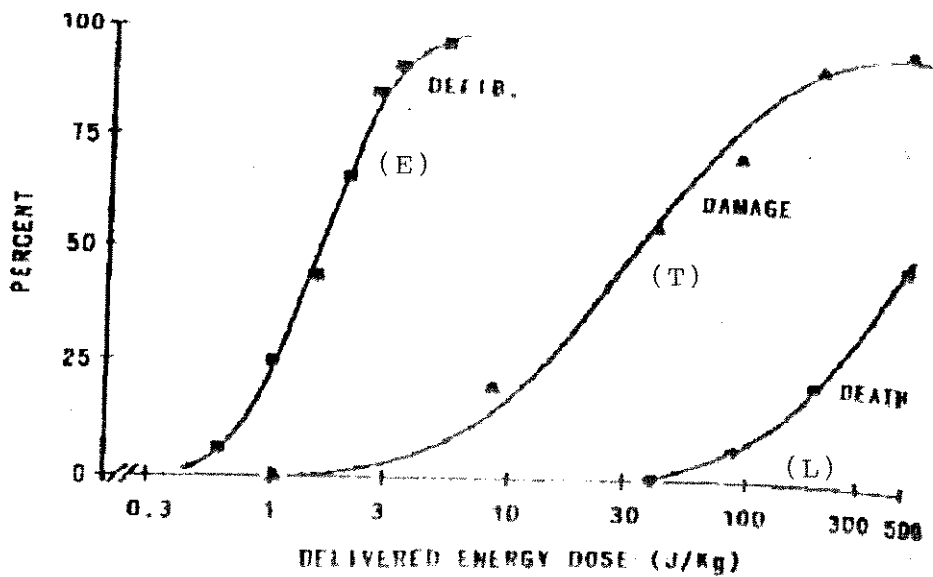
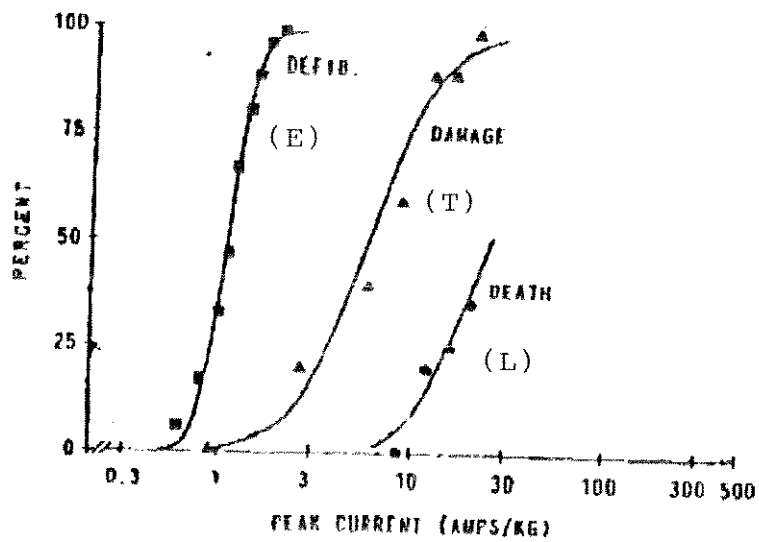


Figura I. 21. Curvas de Dose-Resposta Desfibrilat6ria. E: efetiva; T: t6xica; L: letal (de Babbs et al., 1980). Em (a), corrente e em (b), energia liberada.

Apesar desses e outros estudos, n6o h6 unanimidade nem consenso sobre os valores ideais a serem utilizados na pr6tica

clínica, visto que inúmeros fatores podem alterar a dose efetiva. Não obstante, vislumbram-se indícios de convergência entre os diversos grupos de pesquisa. A tabela I.1 sintetiza os resultados e métodos empregados por esses grupos distintos de pesquisadores.

Poder-se-ia imaginar que os valores obtidos como limiar desfibrilatório não se mantêm estáveis face à situação irregular por que passa o coração durante o episódio fibrilação-desfibrilação (parada circulatória, acidose, descarga elétrica,...). No entanto, vários estudos experimentais indicam que o limiar é um parâmetro fisiológico estável Babbs et al., 1978; Rattes et al., 1986). E se existem divergências, estas se justificam face às diferentes técnicas empregadas, na opinião desses pesquisadores. Porém, há estudos que indicam uma elevação transitória do limiar (Tacker Jr. et al., 1974).

### I.6.3. Parâmetros Desfibrilatórios

Fatores clínicos, fisiológicos e tecnológicos determinam o sucesso da ação desfibrilatória. Índices elevados ocorrem dentro do ambiente hospitalar, particularmente onde existem equipes altamente treinadas em ressuscitação, tais como UTIs e UCs. Mesmo fora do hospital, a criação de equipes paramédicas de ressuscitação têm elevado, significativamente, as chances de sobrevivência das vítimas de FV. Entretanto, para maximizar os índices de sucesso, urge compreender os fatores que afetam a desfibrilação.

Tabela I.1. Valores Desfibrilatórios Determinados por Diferentes Pesquisadores (de Valentinuzzi et al., 1986).

Autores	Formas de Onda	Experimento com	Limiar Desfibrilatório		Observações
			I	T	
GEDDES et al. (1974)	LC (V)	Galos, galos pombos, cabras, ovelhas	50 mA/g	25 mJ/g	
GUTGESEL et al. (1976)	DC (T)	Crianças	2 J/Kg*	4 J/Kg**	* para o 1. ano ** para o 2. ano
GOLD et al. (1977)	REC (V)	Bezerros	0,7 A/Kg	8,6 J/Kg	
BABBS et al. (1978)	LC (T)	Cachorros	1,1 A/Kg	1,1 J/Kg	
ARMAYOR et al. (1979)	DC (V)	Cachorros	89,5mA/g	1,1 J/Kg	
GASCHO et al. (1979)	LC (T)	Adultos		1,8 J/Kg	
PATTON e PANTRIDGE* (1979)	LC	Adultos	0,85 A/Kg		20 de 25 pacientes tem infarto de miocárdio
ARREDONDO et al. (1980)	DC (V)	Cachorros	69,5mA/g	18,3mJ/g	hipotermia
GEDDS et al. (1980)	TRAPEZ (T)	Cachorros pôneis	0,38 - 0,48 A/Kg		limiar p/ vários tipos de truncamento
KERBER et al. (1980)	LC (V)	Adultos		10 - 20 J	90% de êxito
ARREDONDO et al. (1982)	DC (V)	Cachorros	81,1mA/g	26,9mJ/g	oclusão coronária
MONZON et al. (1982)	DPPS (V)	Cachorros	59,6 - 52,5mA/g	20,1 - 30,5mJ/g	para 5 e 10 ms duração de uma onda
DEEB et al. (1983)	EXP. (V) TRUNC.	cachorros porcos		4,0 a 30J 15,8 a 17J	

V) = Transventricular e (T) = Transtorácica

### I.6.3.1 Parametros Fisiológicos

#### a. Massa Crítica Desfibrilatória (MCD)

Embora as explicações sobre a patogênese da fibrilação auto-sustentada permaneçam divididas entre as teorias dos focos ectópicos e circuitos de re-entrada (Wiggers, 1940a; Zipes et al., 1975), as evidências apontam para a necessidade da existência de uma massa crítica correspondente a uma quantidade mínima de miocárdio que sustente o estado fibrilatório, por assim dizer, uma massa tal que permita a propagação da onda re-entrante.

A existência de uma massa crítica fibrilatória induz à idéia de uma massa crítica desfibrilatória (MCD), correspondente a uma quantidade mínima de fibras cardíacas que devem ser despolarizadas para reverter a fibrilação. Em estudos realizados com cães, a MCD foi determinada por meio de dois experimentos (Zippes et al., 1975). No primeiro, aplicaram solução de KCl para despolarizar uma massa limitada do miocárdio, pela injeção da solução nas artérias coronárias descendentes anteriores, direita ou esquerda, ou circunflexa. No segundo grupo, determinaram a magnitude da corrente e tensão necessárias para terminar com a fibrilação no coração todo, quando os eletrodos eram posicionados no ventrículo esquerdo, no ventrículo direito e entre várias combinações, que alteravam a área de abrangência da corrente circulante.

Os resultados obtidos com a solução de KCl indicam que o percentual de sucesso desfibrilatório é maior quando se injeta o  $K^+$  simultaneamente nas artérias descendente anterior esquerda e circunflexa, que irrigam maior quantidade de miocárdio que a coronária direita (figura I.22). A MCD encontrada corresponde à aproximadamente 28 % da massa miocárdica, valor muito próximo ao obtido por Garrey, em 1914.

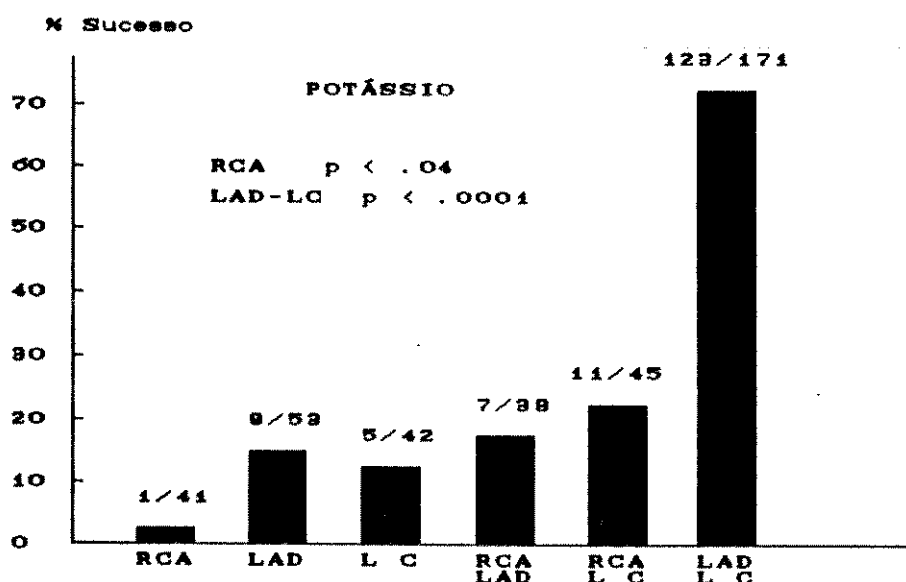


Figura I. 22. Gráfico do Percentual de Cloreto de Potássio Injetado que levou à Desfibrilação, em Função de uma única ou Combinação de Artérias Coronárias nas quais a Solução foi Injetada. Os números escritos acima das barras representam a relação entre o número de injeções bem sucedidas e o total de injeções. RCA: artéria coronária direita, LAD: descendente anterior esquerda e LC: circunflexa esquerda (de Zippe et al. 1975).

Com referência ao segundo grupo de experimentos, várias combinações de posições de eletrodos foram testadas. Os dados

fornece evidências de apoio à tese da massa crítica. Os resultados indicam que descargas elétricas de igual magnitude interrompem, mais frequentemente, a FV quando aplicadas com eletrodos colocados entre os ventrículos direito (RVa) e esquerdo (LVb) e raramente quando entre os pontos a-b, no ventrículo direito. A combinação RVa-LVb facilita a desfibrilação porque abarca inteiramente o ventrículo esquerdo, que possui maior massa miocárdica, (figura I.23), o que vem de encontro à tese da MCD.

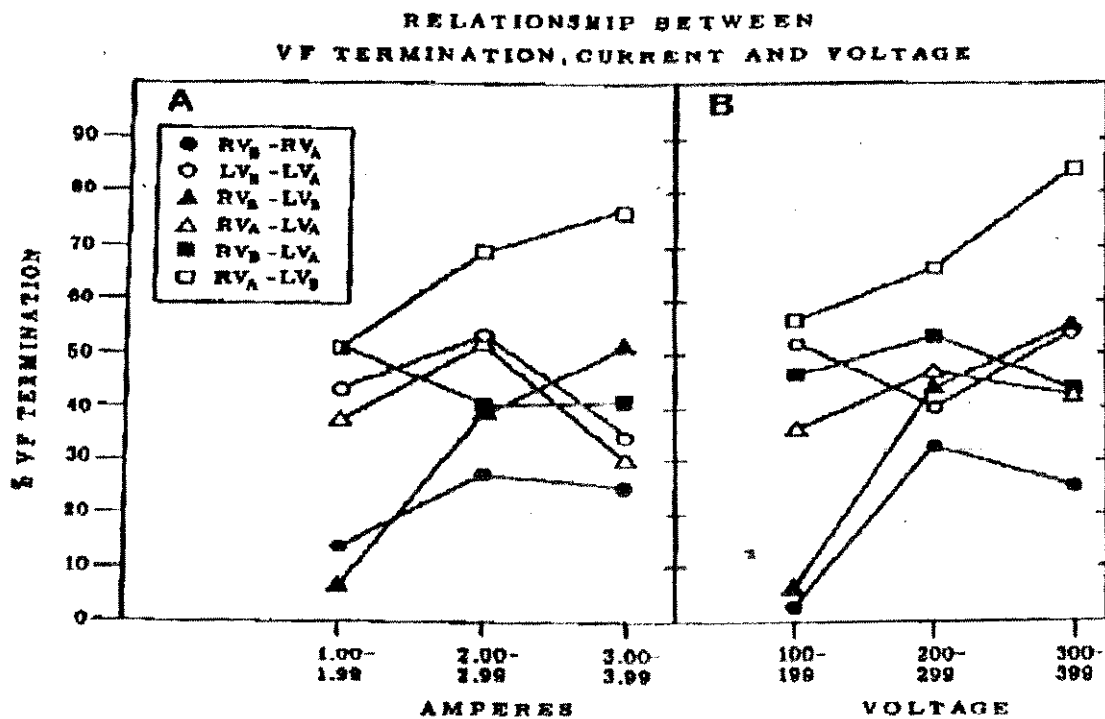


Figura I. 23. Relação entre Sucesso Desfibrilatório, Corrente e Tensão. Percentual de sucesso desfibrilatório (abscissa) para três faixas distintas de tensão e corrente (ordenada), em função da combinação de eletrodos usada (de Zipes et al., 1975).

## b. Tamanho do Coração

Se a manutenção da FV depende de uma certa massa crítica, reduzindo-se a massa miocárdica para aquém do nível crítico, consegue-se exterminá-la. Em 1914, Garrey cortou um ventrículo em pedaços cada vez menores, até que deixassem de fibrilar. Deduz-se, daí, que animais pequenos raramente sofrem fibrilação e se esta ocorre, espontaneamente se desfibrilam.

No entanto, em animais maiores e no homem dificilmente ocorre desfibrilação espontânea. Por isso, a corrente elétrica necessária para desfibrilá-los é tanto maior quanto maior for a massa cardíaca (Schuder et al., 1966b, 1982; Sutton et al., 1967; Geddes et al., 1973a, 1974a e b; Geddes, 1976). Pessoas grandes ou pessoas com hipertrofia ventricular têm menor probabilidade de sobreviver a um episódio fibrilatório (Collins et al., 1978). Estudos clínicos e com animais, mais recentemente, concluíram pela razão direta entre o limiar desfibrilatório e a massa do ventrículo esquerdo (Chapman et al. 1987).

O grupo de Schuder, já em 1966, desenvolvera um desfibrilador de super-doses (até 600 kW e 4 kJ) para pessoas obesas; em 1973, Geddes e seus colaboradores, indicando doses acima de 500J para pessoas com mais de 100 kg (cujos corações são maiores) propuseram, primeiro, um desfibrilador de 1 kJ e depois outro, de 5 kJ (Geddes et al., 1973a). Mais tarde, a equipe de Schuder propôs outro desfibrilador de super-doses, desta vez, produzindo

pulsos retangulares bidirecionais (Schuder et al., 1982).

Entretanto, doses elevadas implicam em maiores riscos de danos ultra-estruturais nas células miocárdicas, fato alertado por outros pesquisadores (Adgey et al., 1979; Gascho et al., 1979a e b; Patton & Pantridge, 1979). Adgey e equipe concluíram, a partir de experimentos com pacientes obesos (mais de 100 kg) que se pode obter até 95 % de sucesso desfibrilatório, com *contra-choques* de 200 J. Estudos de Lechleitner e equipe (1988), relacionando o limiar desfibrilatório e a massa ventricular esquerda, também corroboram com essa opinião.

### c. Peso Corporal

Assim como o tamanho do coração mantém relação com a MCD, também o peso corporal guarda proporção com o tamanho do coração e com a MCD.

Pesquisas realizadas para determinar a dose de energia para desfibrilação de crianças (Gutgessell et al., 1976) indicam uma relação diretamente proporcional entre o peso e a dose de energia. A figura I.24 mostra tal dependência.

Experimentos com animais (Geddes et al., 1974a e b; Tacker Jr. et al., 1975) e estudos clínicos (Tacker Jr. et al., 1974a; 1978) com crianças e adultos, apoiam essa hipótese. Em 381 tentativas desfibrilatórias aplicadas a 111 pacientes, nos labo-



ratórios do Baylor College of Medicine e na Clínica Mayo, USA, pesando de 3,2 a 126 kg, com auxílio de um desfibrilador comercial (máximo de 300 J), obtiveram os resultados representados nas figuras I.25 a e b, onde se observa que:

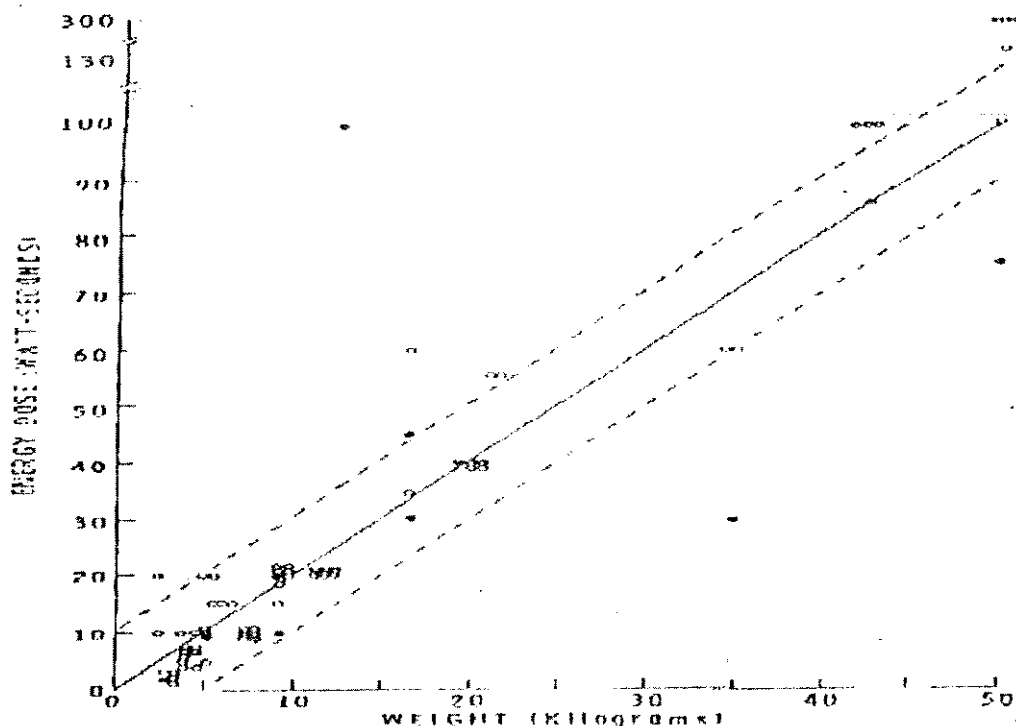


Figura I.24. Gráfico da Energia em Função do Peso Corporal em 71 Tentativas de Desfibrilação em 27 Crianças.  $\circ$ : tentativa bem sucedida;  $\bullet$ : tentativa sem êxito; linha cheia: dose de 2 Ws/kg; área entre as linhas pontilhadas: incluem choques de 10Ws acima e abaixo dessa dose (de Gutgessel et. al, 1976).

(a) o percentual de sucesso é maior quanto menor o peso do paciente, e

(b) à medida que o peso aumenta, cresce a dose desfibrilatória (obtida a partir da determinação do limiar desfibrilatório).

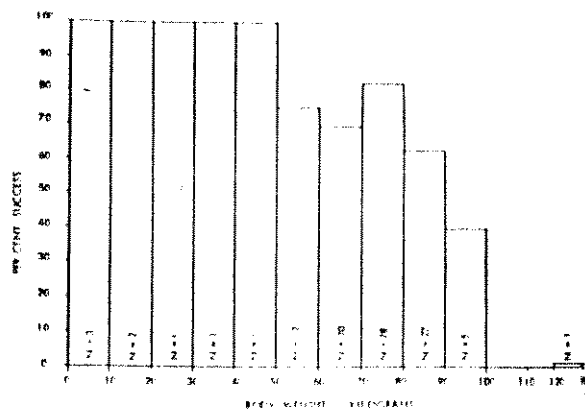
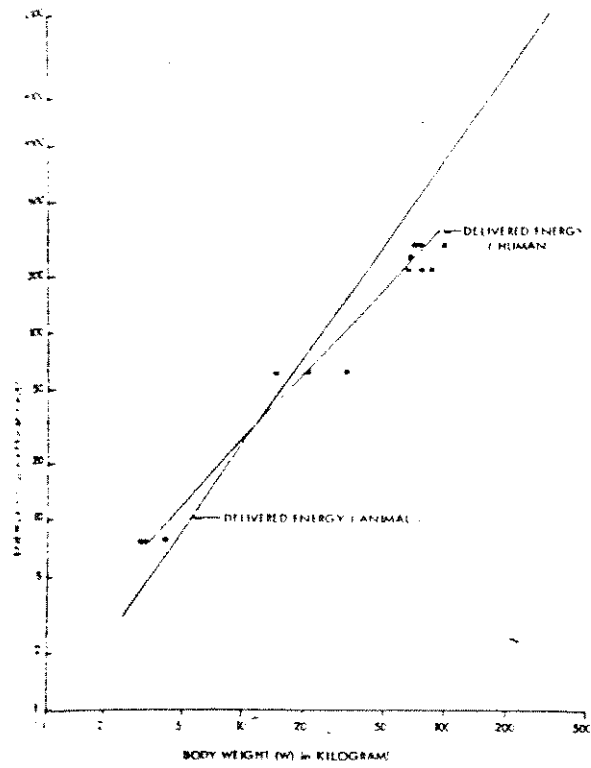


Figura I. 25. (A) Curvas de Limiar de Energia para Desfibrilação Transitorária em Seres Humanos e Animais. (B) Percentual de Sucesso Versus Peso (de Tacker et al., 1974a).

No entanto, outros investigadores (Silva & Lown, 1978; Gascho, 1979a e b; Adgey et al., 1979; Patton & Pantridge, 1979; Gold et al., 1979b; Cherwek et al., 1980; Kerber et al., 1983a) apontam para a inexistência da relação entre o peso e o índice de sucesso desfibrilatório e mais, consideram "supérfluos e potencialmente letais" os desfibriladores comerciais de super-doses (Gascho, 1979b). Dos estudos de Gascho, conforme resultados obtidos em experimentos com 253 episódios de FV, observa-se que o índice de êxito não declina com o aumento do peso dos pacientes (figura I.26). A equipe de Cherwek considera o diagnóstico médico o principal fator de sucesso na desfibrilação.

Para Gold e sua equipe, o índice de sucesso é substancialmente independente do peso, quando o diâmetro dos eletrodos mantém uma relação

$$d^{\bullet} = \sqrt[3]{m^{\bullet}/m} \cdot d$$

e a corrente:

$$I^{\bullet} = \sqrt[3]{(m^{\bullet}/m)^2} \cdot I$$

onde:  $d$  = diâmetro do eletrodo menor (m)

$d^{\bullet}$  = diâmetro do eletrodo maior (m)

$m$  = massa do sujeito menor (kg)

$m^{\bullet}$  = massa do sujeito maior (kg)

$I$  = corrente instantânea através do sujeito menor (A)

$I^{\bullet}$  = corrente instantânea através do sujeito maior (A)

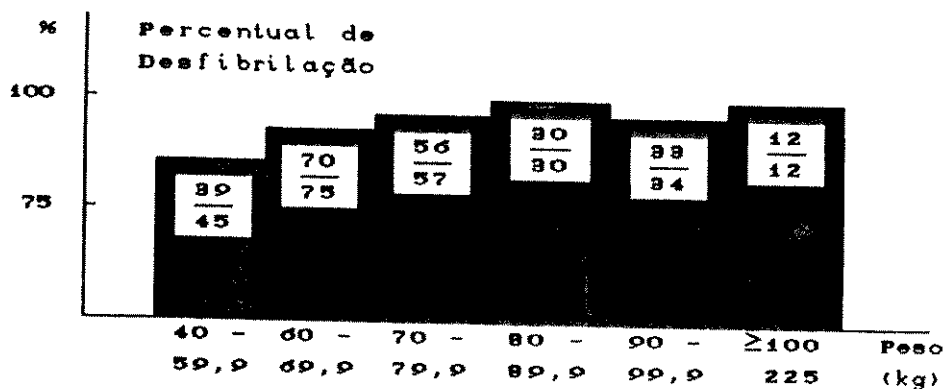


Figura I. 26. Coeficiente de Desfibrilação Ventricular Versus Peso (de Gascho et al., 1979a).

Como não há unanimidade sobre o assunto, pode-se inferir que (Valentinuzzi et al., 1983):

(1) existe uma relação entre peso corporal, peso do coração e energia (ou corrente) desfibrilatória;

(2) é necessário melhorar as medições de limiar, sobretudo na desfibrilação transtorácica, para estabelecer claramente um valor de dose, em função destes parâmetros;

(3) recomenda-se expressar a dose referida ao peso corporal, para desfibrilação transtorácica; e ao peso do coração, para desfibrilação transventricular.

#### d. Concentração de íons

Vários íons influenciam no estado fisiológico do coração e conseqüentemente, na probabilidade de sucesso desfibrila-

tório. Dentre eles, destacam-se o  $K^+$ , o  $Ca^{++}$  e o  $H^+$ .

(1) Potássio: se o processo fibrilatório é análogo ao da excitação elétrica de uma só célula miocárdica em repouso, a intensidade da descarga desfibrilatória será menor quando as fibras cardíacas estiverem parcialmente despolarizadas, em função de tratamento prévio com uma droga como KCl. Isto altera o potencial de equilíbrio do  $K^+$ , tornando-o menos negativo, o que propicia uma redução no limiar desfibrilatório.

(2) Cálcio: também afeta as propriedades eletrofisiológicas do ciclo cardíaco e, particularmente, modifica o potencial de disparo. Uma elevação no  $Ca^{++}$  extracelular reduz o potencial de disparo, diminuindo a excitabilidade. Uma redução no  $Ca^{++}$  extracelular provocará variações opostas no potencial de disparo e na excitabilidade.

(3) Hidrogênio: atua através do pH plasmático. Já se demonstrou que com pH baixo (ácido), a contratilidade ventricular se deprime acentuadamente pela interação com o  $Ca^{++}$  (Roos & Boron, 1981). O pH afeta a excitabilidade ao interagir com o  $K^+$ . Sob acidose, existe uma hipercalcemia como consequência do aumento de  $H^+$  e há uma diminuição do  $K^+$  intracelular. Mas provoca aumento do  $K^+$  no sangue e redução dos limiares fibrilatório e desfibrilatório.

(4) Oxigênio: estudos de Kerber, nos quais foi induzida

a hipoxia sistêmica, constatou-se uma redução no limiar desfibrilatório. Verificou-se a possibilidade de que essa redução estivesse relacionada com uma redução na resistência transtorácica e a uma possível ativação dos reflexos colinérgicos ou a um aumento nos níveis de adenosina nos tecidos atrial e ventricular, ou quiçá, a uma variação no  $K^+$  extracelular; não sendo possível, entretanto, uma conclusão definitiva (Kerber et al., 1983b).

#### e. Danos anteriores

Pacientes cardíacos, sujeitos à desfibrilação, apresentam frequentemente isquemia global ou regional (Crampton, 1980). Estas se distinguem como função de inicialização e manutenção da FV. No início da FV, o fluxo coronário cai rapidamente. Com isquemia global, o miocárdio torna-se hipóxico e acidótico, e ocorre fuga de  $K^+$  para fora das células. Se este aumento de  $K^+$  extracelular for uniforme, pode despolarizar um mínimo de células cardíacas correspondentes à MCD e então, desfibrilar espontaneamente o miocárdio. Sob isquemia regional, mudanças heterogêneas que iniciam e mantêm a FV podem não ser suficientes para abolir a FV. Se essas mudanças não forem uniformes, surgem modificações nos PAs, que tendem a introduzir heterogeneidade funcional e, conseqüentemente, criando condições favoráveis à precipitação da FV. De outro lado, a resistência longitudinal das fibras cardíacas é maior num coração isquêmico que num coração normal, aparentemente devido a um aumento nas junções intercelulares. Tacker Jr. e seus colaboradores mediram os níveis de energia desfibrila-

tória durante a primeira hora posterior à isquemia aguda (provocada por oclusão coronária) e constataram níveis 150 % maiores que os de controle (Tacker Jr. et al., 1974b).

Apesar dessas comprovações, outros pesquisadores realizaram experimentos para verificar a ocorrência de variações no limiar desfibrilatório em presença de isquemia decorrente de oclusão coronariana e infarto e não constataram mudanças (Ruffy et al., 1980). Porém, mais tarde, outros pesquisadores (Babbs et al., 1983) procuraram ratificar esses resultados e perceberam que a oclusão usada havia perdurado apenas 8 min e, com isso, ocorrera reperfusão da região isquêmica. Com 1 h, no entanto, a elevação do limiar tornou-se bastante acentuada.

#### f. Temperatura

Variações bruscas de temperatura provocam heterogeneidade funcional que facilita o aparecimento da FV. Porém, se a temperatura diminui uniforme e paulatinamente (evitando gradientes), observa-se um efeito protetor sobre o miocárdio, e que acarreta uma diminuição significativa do limiar desfibrilatório (Tacker Jr. et al., 1974c; Arredondo et al., 1980).

#### g. Duração da Fibrilação

Se o coração fibrilado perde sua eficiência como bomba, evidentemente que sua própria irrigação fica debilitada, tornan-

do-se isquêmico. Estudos clínicos (Kerber & Sarnat, 1979) e experimentos realizados com cães (Echt et al., 1988) revelaram que quanto mais demorada a manobra desfibrilatória, mais difícil se torna a desfibrilação (Liberthson et al., 1974), figura I.27.

No entanto, essa assertiva não é compartilhada integralmente por todos, já que outros pesquisadores (Gascho et al., 1979a) não encontraram diferenças significativas (figura I.28).

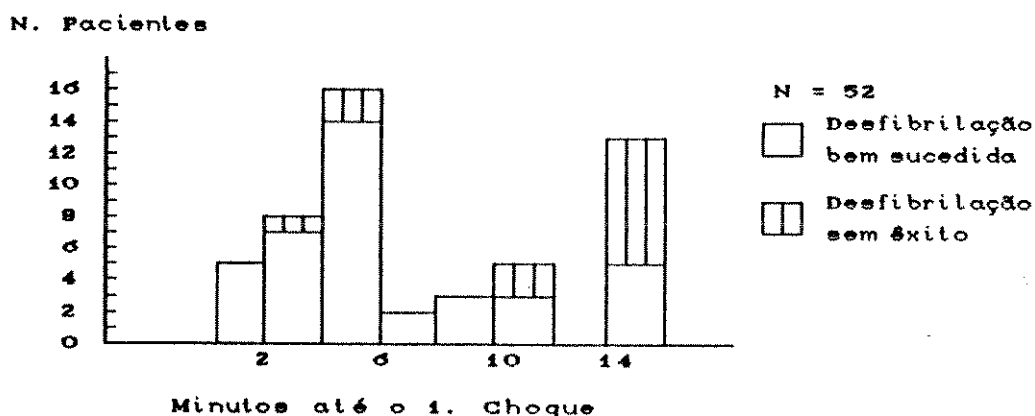


Figura I. 27. Relação do Atraso antes da Primeira Dose Desfibrilatória e o Sucesso Desfibrilatório (redesenhado de Kerber & Sarnat, 1979).

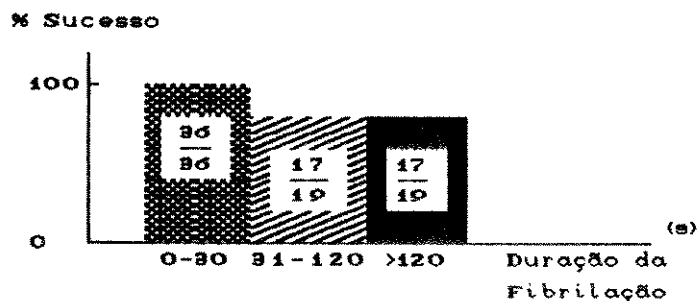


Figura I. 28. Sucesso Desfibrilatório versus Duração da Fibrilação antes do Primeiro Choque (de Gascho et al., 1979a).



## h. Tipo de Fibrilação

Resultados de pesquisas realizadas com desfibriladores convencionais de descarga senoidal amortecida (Gascho et al., 1979a) indicam que pacientes com FV não agonal<sup>4</sup>, tanto desfibrilam mais frequentemente como respondem mais facilmente ao primeiro "contra-choque". A figura I.29 ilustra os diferentes índices de sucesso obtidos com pacientes de ambos os casos.

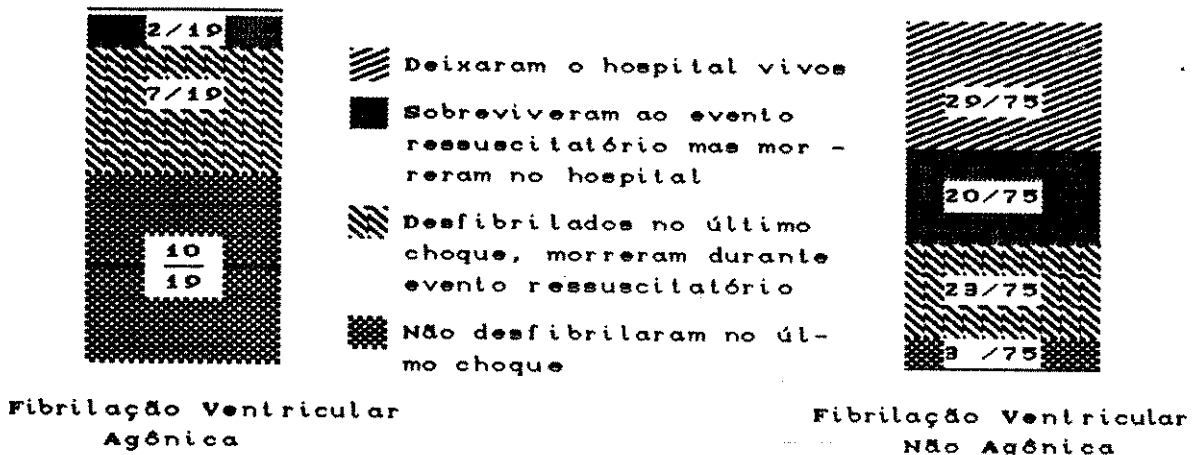


Figura I. 29. Comparação de Eventos Ressuscitatórios entre Fibrilação Agonal e Não-Agonal (de Gascho et al., 1979a).

### I.6.2.2 Parâmetros Tecnológicos

Pela definição de desfibrilação infere-se que fatores

<sup>4</sup>Fibrilação agonal é definida como aquela que ocorre em pacientes com câncer terminal ou leucemia, choque congênito, uremia terminal e falha pulmonar. Todas as demais são consideradas não agonais (Cherwek et al., 1980).

de ordem tecnológica determinam tanto o sucesso da ação desfibrilatória quanto o grau de danos provocados no coração. Os parâmetros de maior relevância são: energia liberada, amplitude máxima da corrente, pico de tensão, forma de onda, duração e tempo de subida do pulso, resistência de interface (eletrodos e pastas).

#### a. Energia

Apesar de não ser o melhor parâmetro, é usualmente empregado para especificar a dose desfibrilatória. Do ponto de vista físico, a aplicação de uma magnitude mínima garante uma elevação mínima de temperatura e menores riscos de dano térmico do miocárdio; no aspecto fisiológico, quanto menores os danos térmicos, melhor para a normalidade pós-desfibrilatória (Geddes & Tacker, 1971).

Outrossim, não há consenso sobre a magnitude do contra-choque a ser aplicado. Alguns pesquisadores (Tacker Jr. et al., 1974a; Geddes et al., 1976), consideram que os 300 a 400 Ws armazenados pelos desfibriladores comerciais é inadequado para pacientes na faixa de 61 a 120 kg, já que em suas pesquisas, o grupo de Geddes constatou uma relação diretamente proporcional entre o limiar desfibrilatório de energia e o peso dos animais. Por sua vez, Tacker e colaboradores inferiram, a partir da análise de pacientes, que o sucesso desfibrilatório diminuía com o peso. E por isso, recomendaram doses de 3,5 a 6 Ws/kg, o que equivale a, no mínimo 350 e no máximo 600 Ws, para um paciente de

100 kg. Outros pesquisadores, porém, alegam que eles não fornecem informações tais como posição dos eletrodos, duração da fibrilação, doenças cardíacas subjacentes ou estimativas de energia realmente liberada, nem tampouco suas análises estatísticas têm respaldo para induzir a tais conclusões.

Contrários a essa opinião, outros pesquisadores (Pantridge et al., 1975; Campbell et al., 1977; Gascho et al., 1979a e b; Kerber et Sarnat, 1979; Cherwek et al., 1980), realizaram estudos onde demonstraram que não há relação entre o sucesso desfibrilatório e o peso do paciente. Observou-se que pacientes pesados podem ser desfibrilados com um máximo de 400 Ws armazenados. A equipe de Gascho realizou estudos com equipamentos de 400 Ws ou menos e reverteu 95 % dos fibrilados. Crampton e colaboradores trabalharam com pacientes entre 91 e 225 kg e conseguiram acabar com 45 de 46 episódios de FV, com uma magnitude média de 194 Ws. O grupo de Campbell encontrou algo semelhante: 95 % de sucesso com 200 J, em pacientes de 120 kg. Em estudos comparativos de desfibrilação com 175 e 320 J (Weaver et al., 1982), o sucesso não esteve relacionado com o nível de energia.

Em pacientes com peito aberto, os níveis de energia que conduzem ao sucesso são bem menores, atingindo um máximo de 40 ou 50 J; porém, os índices de sucesso são bastante bons com descargas de até 20 J (Tacker Jr. et al., 1974c) e algumas pesquisas indicam êxito com doses de até 5 J (Kerber et al., 1980).

Em desfibrilação transtorácica, as pesquisas indicam que liberando uma energia de até 360 J, há índices elevados de desfibrilação com mínimas injúrias (Morgan et al., 1984; Kerber, 1986), existindo inclusive uma recomendação da norma ANSI-AAMI DF- 02 que limita a energia liberada a esse valor.

#### b. Tensão

A energia armazenada nos capacitores empregados na desfibrilação dependem da tensão aplicada e da capacitância. Vários pesquisadores, dentre eles Peleska, realizaram estudos com desfibriladores de descarga capacitiva simples e amortecida, com diversos valores de capacitância e tensão. Peleska constatou que a maior incidência de arritmias pós-desfibrilatórias depende, sobretudo, da amplitude absoluta da tensão aplicada e muito pouco da energia liberada (Peleska, 1963, 1965, 1969). Os gráficos ilustrados nas figuras I.30a e b demonstram ambos os casos. O grupo de Detmer considera que para produzir resultados ótimos, dever-se-ia aplicar níveis acima de 400 V, para corações saudáveis e bem oxigenados, e acima de 700 V, para miocárdios injuriados e hipóxicos. Por outro lado, valores superiores a 1,6 kV acarretariam danos moderados e acima de 2 kV, sérios. Consideram ideal que a tensão aplicada seja inferior a esses limiares (Detmer et al., 1964).

#### c. Corrente

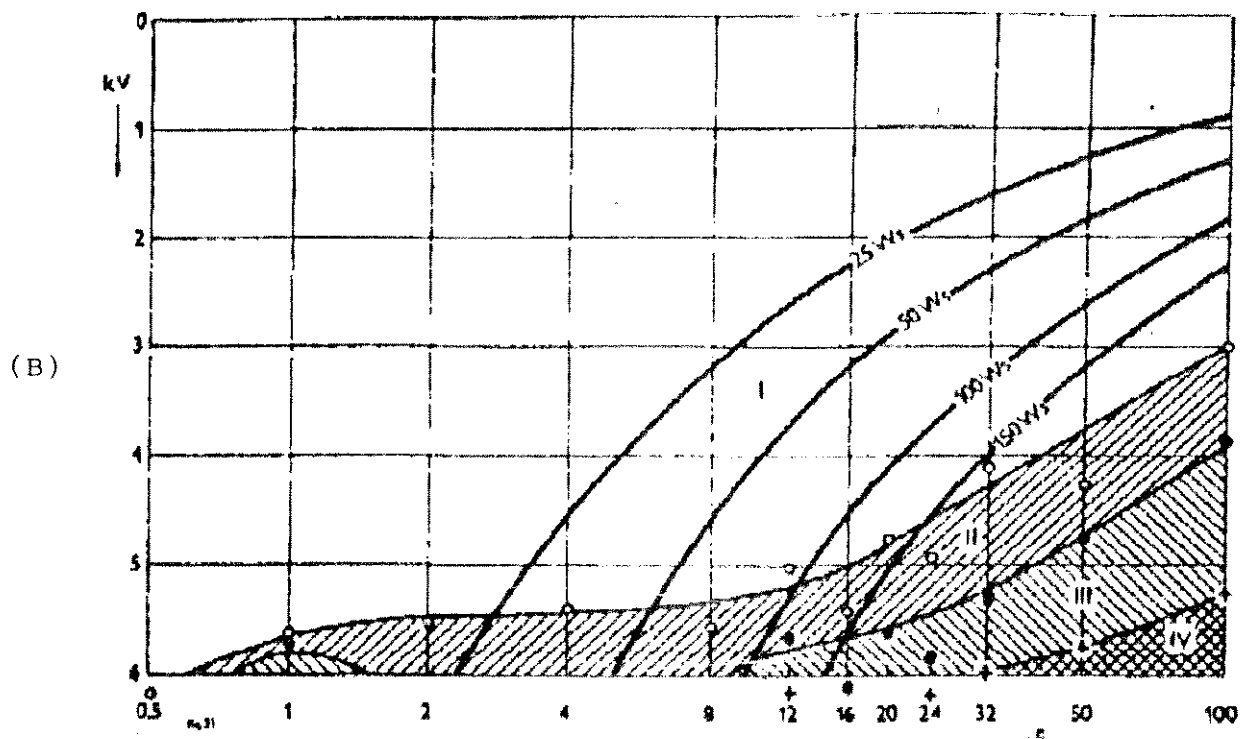
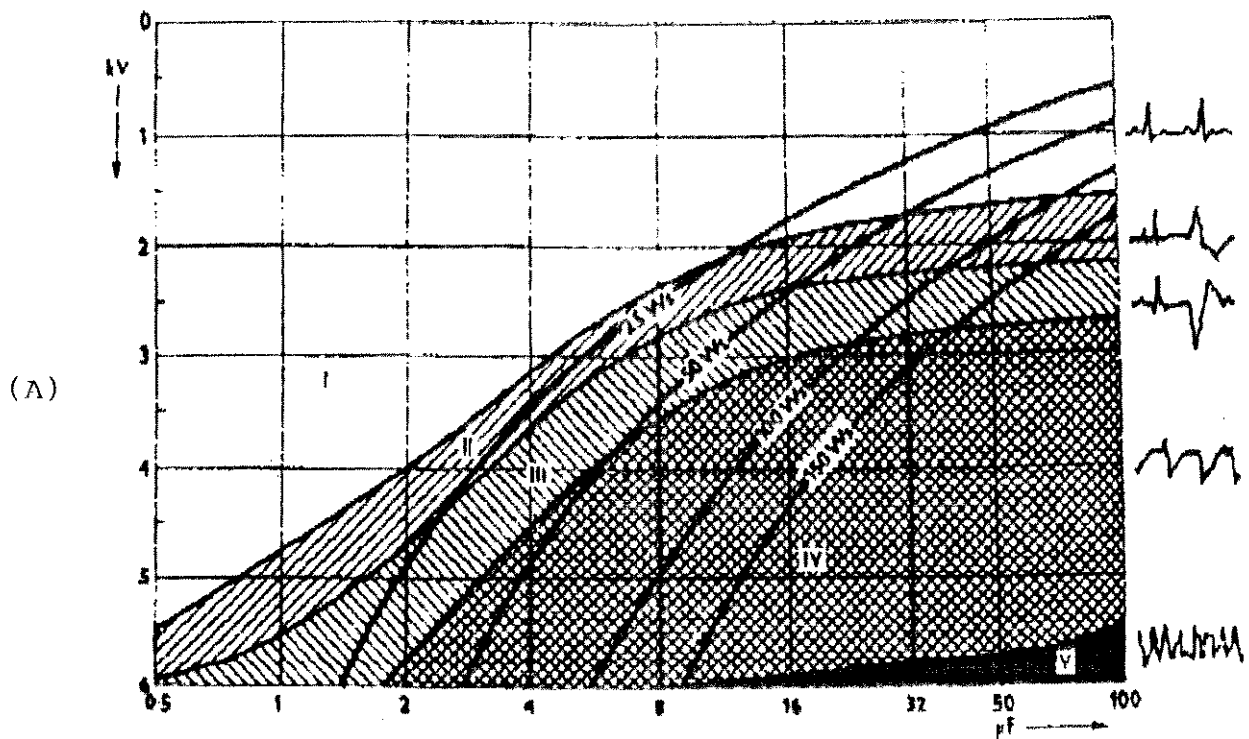


Figura I. 30. Avaliação Estatística de 2100 Descargas Experimentais, (A) sem e (B) com Indutor de Amortecimento. Descrição das regiões: I - sem arritmias; II - arritmias leves; III - arritmias moderadas; IV - arritmias severas; V - fibrilação ou transição entre arritmias severas e fibrilação. As curvas interceptam pontos de mesma energia (25, 50, 100 e 150 Ws) com valores diversos de tensão e capacitancia (de Pelleska, 1968, 1965).

Em um desfibrilador de descarga capacitiva, o pico inicial de corrente depende da tensão aplicada e é inversamente proporcional à resistência inter-eletrodos (resistência biológica mais a resistência da interface).

Assim como um pico elevado de tensão causa danos e aparecimento de arritmias, um elevado pico de corrente, associado a uma curta duração, deixa o miocárdio inapto a contrair, mesmo com níveis relativamente baixos de energia (Stoeckle et al., 1968; Geddes & Tacker, 1971).

#### d. Duração do pulso

Inúmeras tentativas, utilizando formas de onda diversas, procuraram definir a duração ideal do pulso desfibrilatório. A equipe de Gullet, empregando pulsos de CA de 60 Hz (Gullet et al., 1968), procurando determinar a duração ótima, realizou experimentos com durações desde 16,67 ms (um ciclo) até 500 ms, e concluíram que apesar de necessárias maiores amplitudes, pulsos de 16,67 ms são menos danosos ao coração, com mesmo índice de êxito. Outro grupo (Detmer et al., 1964), empregando desfibriladores capacitivos (descarga simples, amortecida, dupla constante LC, trapezoidal), delimitaram a duração ideal na faixa de 4 a 10 ms. Já o grupo de Geddes, estudando a mesma questão, em cães, empregou: a) desfibriladores de descarga capacitiva, com diversos valores de capacitores e de tensão (de 1 a 30  $\mu\text{F}$  - 0 a 6 kV e 5,5 a 600  $\mu\text{F}$  - 0 a 900 V) e, b) desfibriladores de pulsos

semi-senoidais (frequência variando de 40 a 400 Hz); e encontraram duração ótima no intervalo de 1,25 a 8,3 ms (Geddes et al., 1970).

Outros pesquisadores, trabalhando com pulsos retangulares, determinaram um contorno gráfico de desfibrilação, relacionando a duração, a corrente e a energia do contra-choque; para cães de médio porte, a duração mais efetiva ocorreu em 4 ms (e intensidade de 20 A, 100 J), e para bezerros de 100 kg, ocorreu em 8 ms (70 A, 800 J) (Gold et al., 1979b). Outros, aplicando pulsos retangulares bipolares simétricos, também em bezerros de 100 kg, obtiveram melhores resultados com pulsos de 8 ms (50 A, 411 J) (Schuder et al., 1984).

Aplicando pulsos semi-senoidais simples e múltiplos, e empregando corrente, carga e energia mínimos como critérios, a equipe de McFarlane encontrou uma faixa ótima no intervalo de 1,25 à 8,3 ms (McFarlane et al., 1971). Em outros estudos, Geddes e colaboradores procuraram determinar os critérios fundamentais de eficácia e segurança para as formas de onda quadrada, trapezoidal e senoidal amortecida; e constataram que: a) em termos de eficiência, as três ondas se equiparam no intervalo de 3,2 a 5,3 ms, b) em termos de segurança (depressão miocárdica), também se equiparam para pulsos de 5, 10 ou 20 ms, porém, pulsos retangulares de 2 ms produzem grau mais acentuado de depressão miocárdica (Geddes et al., 1985; Niebauer et al., 1983). Anteriormente, havia sido constatado que a faixa de 3 a 10 ms representava o

intervalo de maior segurança (Jones & Jones, 1982).

#### e. Tempo de subida da onda

Diversos estudos evidenciaram que o *spike* produzido pela descarga capacitiva simples tende a provocar injúrias (Detmer et al., 1964) e o aparecimento de arritmias pós-desfibrilatórias (Lown, 1967), mesmo com baixos níveis de energia, constatação esta que levou o Dr. Lown ao desenvolvimento do desfibrilador por descarga amortecida. Segundo ele, o tempo de subida da onda deve ser superior a 500  $\mu$ s. Peleska realizou experimentos com descarga capacitiva simples (Peleska, 1963) e através de indutor (Peleska, 1965) onde constatou uma sensível redução na incidência de arritmias quando o tempo de subida aumentou (figura I.30).

#### f. Forma da onda

As formas de onda mais comumente empregadas são a senoidal amortecida (sub ou criticamente amortecida), a trapezoidal, a exponencial truncada (Ecri, 1980; Carr & Brown, 1981) e a retangular. Entretanto, tanto frações de senóide quanto trem de pulsos senoidais já foram empregados. Um maior detalhamento das experiências realizadas e dos resultados obtidos foi exposto no capítulo 2. Não obstante, pode-se inferir que ainda não se descobriu a forma de onda ideal (Anderson & Suelzer, 1976), apesar de um certo consenso, em termos de desfibriladores



comerciais, que geralmente produzem a onda senoidal amortecida. Dentre eles, parece que a forma de onda tipo *Lown-Gurvich* produz menores danos pós-desfibrilatórios (Detmer et al., 1964; Negovsky et al., 1980; Jones & Jones, 1983).

Uma constatação importante que se deve frisar, é a de que a existência de um *rabicho* de longa duração e baixa amplitude influencia negativamente no sucesso da desfibrilação (Schuder et al., 1966a).

#### g. Tipo de descarga

Tradicionalmente, emprega-se uma única descarga desfibrilatória. No entanto, pesquisas indicam que pode haver redução na magnitude do contra-choque quando se aplicam descargas múltiplas, inclusive com menos injúrias (Kong & Proudfit, 1964), pois a resistência transtorácica diminui com descargas sucessivas (Geddes et al., 1974c; Ewy, 1986). Dentre elas, aparecem as seguintes hipóteses: temporal, da densidade homogênea de corrente, espacial e ângulo-temporal.

#### Hipótese Temporal

Já intuída por Wiggers, em 1940, mas delineada em 1967 por Kugelberg, na qual propunha que um contra-choque deveria constituir-se de dois pulsos, com duração e intervalo entre pulsos ajustados, de modo que todas as células excitáveis no

primeiro momento e desfibriladas com o primeiro pulso estivessem refratárias no segundo (Kugelberg, 1966). O segundo pulso deveria desfibrilar as células que estavam refratárias ao primeiro mas que agora encontram-se excitáveis. Ao final do segundo pulso, todas as células deveriam estar despolarizadas. Pela estimulação de todas as células nas suas fases excitáveis, a desfibrilação ocorreria com um mínimo de energia (Kugelberg, 1967). Os resultados alcançados, em experimentos com cães, indicam êxito de 85 %, com pulsos de 20 ms de duração e intervalo entre pulsos de 100 ms, amplitude de 40 V e energia liberada de 2 J. Em pacientes sob cirurgia de peito aberto, conseguiu-se maior sucesso desfibrilatório com pulsos de 30 ms seqüenciados em 100 ms, com amplitude média de 50 V e energia média de 2,4 J.

#### Hipótese da Densidade Homogênea de Corrente

Esta hipótese foi elaborada pelo grupo do Dr. Jones, que a justifica pela seguinte argumentação: quando um contra-choque é aplicado através de um par de eletrodos, são geradas duas regiões entre eles: uma de alta densidade de corrente nas imediações dos eletrodos e outra, de baixa densidade, na região central. Na primeira região podem surgir danos enquanto que na segunda, a corrente pode ser insuficiente para despolarizar as células (Hannekum et al., 1987; Jones et al., 1987, 1988). Eles propuseram dois contra-choques aplicados em direções ortogonais, por meio de dois pares de eletrodos, no propósito de obter uma densidade de corrente mais homogênea. Empregaram pulsos trape-

zoidais de 5 ms, separados em 1 ms e conseguiram uma redução nas doses de energia, com significativo aumento no sucesso desfibrilatório (Puglisi et al., 1989).

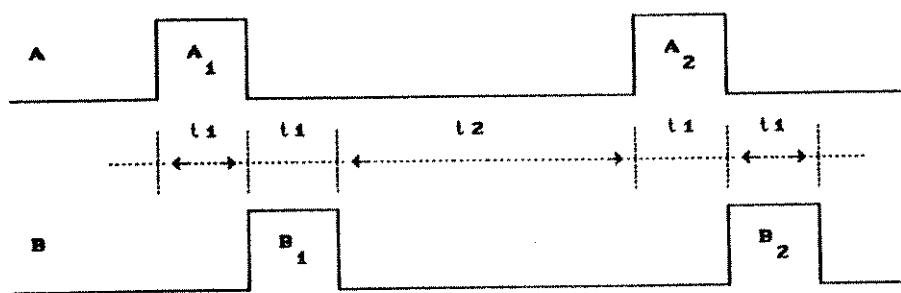
Comparando descargas seqüenciais e simultâneas que empregam dois percursos distintos de corrente, outros pesquisadores não conseguiram comprovar um índice mais elevado de sucesso desfibrilatório (Wetherbee et al., 1988). Entretanto, as pesquisas indicam que pelo menos uma redução no limiar ocorre (Bourland et al., 1986; Dixon et al., 1987).

### **Hipótese Espacial**

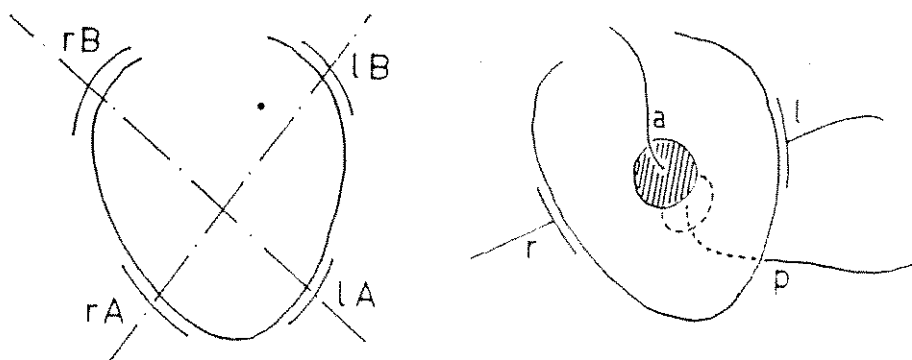
Defendida por Bardou e colaboradores, na qual propuseram que a estimulação das fibras cardíacas ao longo de seus eixos longitudinais seria mais fácil que na direção transversal. Porém, os feixes de fibras cardíacas têm orientação complexa e não há um único eixo que represente a todas (Puglisi et al., 1989). Por isso, sugeriram que dois contra-choques orto-seqüenciais poderiam compensar essa dificuldade geométrica. O procedimento prático equivale ao proposto pela equipe do Dr. Jones mas as razões são distintas. Empregando pulsos *Lown-Gurvich*, de 4 ms, separados em 100 ms, e aplicadas em cães, conseguiram uma redução de 64 % na energia liberada, com relação ao contra-choque simples.

### **Hipótese Angulo-temporal**

Os defensores desse método (Puglisi et al., 1989), sugerem que se associe as hipóteses anteriores pela aplicação de quatro pulsos orto-sequenciais (figura I.31a): dois em uma direção, conforme o indicado por Kugelberg, e outros dois na direção ortogonal (figura I.31b), em seqüência; conforme as idéias propostas por Jones, Bardou e equipes. De acordo com protocolos experimentais realizados, acreditam os autores ser este método mais recomendado, apesar de considerarem insuficiente o número de experimentos realizados.



(A)



(B)

Figura I. 31. Desfibrilação Ângulo-Temporal. (A) Os pulsos  $A_1$  e  $B_1$  são gerados pelos estimuladores e liberados via eletrodos A e B. (B) Eletrodos de desfibrilação. À esquerda: mínima impedância: base direita-ápex esquerdo (rB-lA) e base esquerda-ápex direito (lB-rA). À direita: mínima impedância: anterior-posterior (a-p) e esquerda-direita (l-r) (de Puglisi et al., 1989).

## h. Eletrodos

A aplicação da descarga desfibrilatória é transferida ao paciente mediante a utilização de eletrodos, comumente denominados de pás desfibrilatórias (*paddles*).

Na prática médica, três são os tipos de eletrodos empregados, dependendo da aplicação: se indireta (transtorácicos) ou direta (transventriculares, na qual os eletrodos podem ser implantados ou não).

### h.1 Eletrodos Não Implantáveis

Dentre os eletrodos de aplicação transtorácica pode-se distinguir, como função do local de aplicação, em anterior e posterior (figura I.32). A posição recomendada pela *American Heart Association* é: o primeiro eletrodo sobre a região *Apex Beat* (isto é, área do peito onde o batimento cardíaco apresenta maior magnitude; anatomicamente, corresponde à região localizada entre a 4<sup>a</sup> e a 6<sup>a</sup> costelas da parede lateral esquerda na linha média clavicular). O outro eletrodo deve ser colocado à direita do esterno e logo abaixo da clavícula (Lown et al., 1978; Fahy et al., 1987; Crampton, 1980). Segundo alguns pesquisadores, o primeiro eletrodo deve corresponder ao polo negativo e o segundo, ao positivo (Schuder et al., 1987).

Os eletrodos de aplicação direta, ilustrados na figura

I.33, possuem um formato que se adequa à forma do coração, algo semelhante a uma colher. No entanto, já foi realizada a desfibrilação direta sem peito aberto, empregando eletrodos construídos na extensão de um catéter (Mann et al., 1985), sem que o desfibrilador fosse implantável.

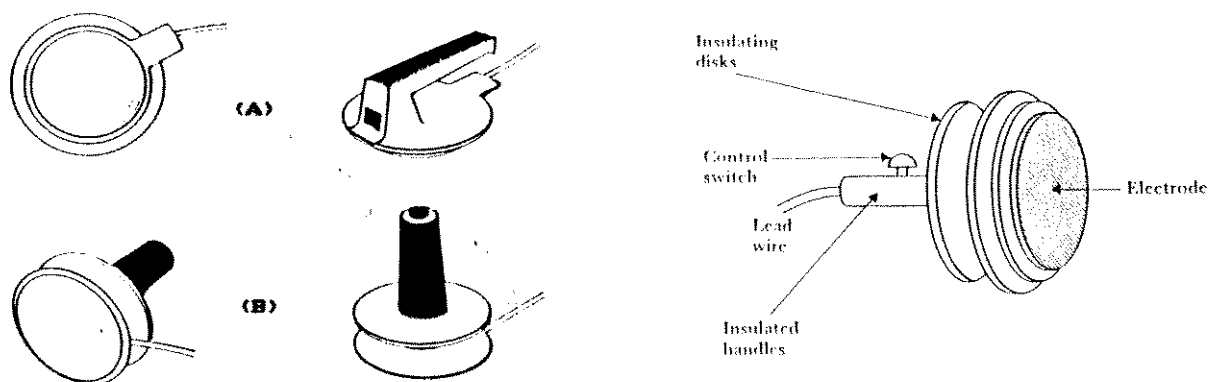


Figura I. 32. Eletrodos de Aplicação Transtorácica. (A) Anterior; (B) Posterior (de Webster, 1978, 1988).

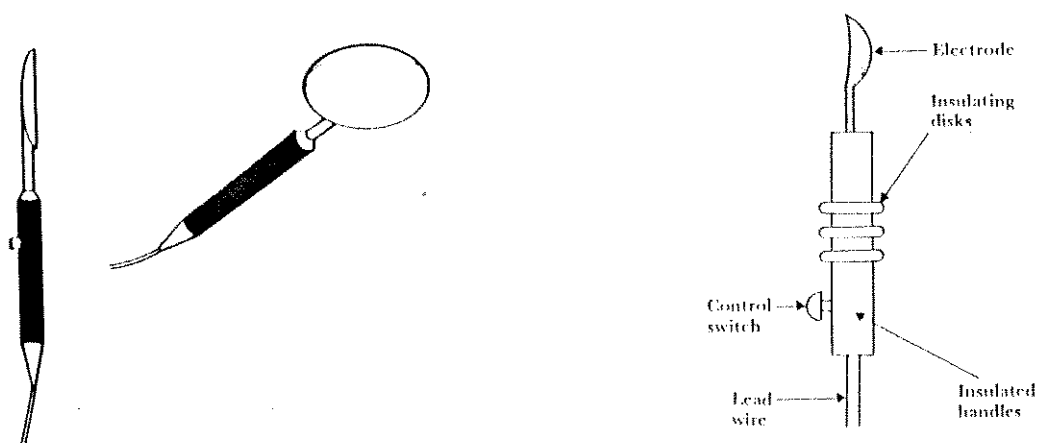


Figura I. 33. Eletrodos de Aplicação Transventricular. (de Webster, 1978, 1988).

### Dimensões

A área de contacto eletrodo-pele determina a densidade da corrente desfibrilatória. Como a magnitude do contra-choque é elevada, faz-se necessária uma grande área de contacto, a fim de evitar queimaduras de pele. De modo geral, as pás desfibrilatórias de adultos possuem um mínimo de 8 cm de diâmetro e um máximo de 12,8 cm (Ewy & Tacker Jr., 1976; ECRI, 1978; Cromwell et al., 1980), o que corresponde a uma área aproximada de 50 e 80 cm<sup>2</sup>, respectivamente. Os eletrodos de aplicação pediátrica são menores, com diâmetro entre 4,3 (Thomas et al., 1977) e 5 cm (Patel & Galysh, 1972) e área em torno de 40 cm<sup>2</sup>.

Para auferir maior eficiência, os eletrodos transven-triculares devem se amoldar ao coração (Geuze, 1983; Gold et al., 1980), e ter dimensões proporcionais ao tamanho do coração.

Estudos experimentais mostraram que o tamanho dos eletrodos altera a impedância transtorácica inter-eletrodos e consequentemente, a corrente desfibrilatória (Ewy et al., 1972a; Connell et al., 1973; Tacker Jr. et al., 1976b). Ficou constatado que os danos miocárdicos aumentam com eletrodos menores (Thomas et al., 1977), apesar de parecerem ser mais superficiais (Doherty et al., 1979). Por essas razões, várias pesquisas procuraram projetar os eletrodos ideais, levando em consideração área, espessura, resistência de interface (bem como a resistência transtorácica, pois também ela determina o sucesso desfibrilatório (Kerber et al., 1985)), homogeneidade na densidade de corrente e danos

(Gold et al., 1980; Hoyt et al., 1981; Kim et al., 1986a).

## Materiais

Basicamente, dois tipos de materiais são empregados na fabricação dos eletrodos: aço-inox e almofadas condutoras. No entanto, outros metais, como cobre, alumínio, bronze, também já foram experimentados mas por várias razões, tais como corrosão, aparecimento de sobretensão, resistência da interface eletrodo-pasta elevada, custo, ..., prefere-se utilizar o aço-inox.

## Tipos

Até pouco tempo atrás, empregavam-se somente eletrodos do tipo *hand-held* (figura I.32). Porém, com o desenvolvimento tecnológico, foram criados os eletrodos auto-adesivos, figura I.34, cuja maior utilização se dá nos desfibriladores transtele-fônicos e nos desfibriladores externos automáticos.

De acordo com testes realizados (Kerber et al., 1984b), a eficácia desses eletrodos é equivalente aos tradicionais. E foram igualmente eficazes quando aplicados nas posições *ápex-anterior* ou *ápex-posterior*. A impedância intereletrodos resultou em  $75 \pm 21 \Omega$ , contra  $67 \pm 36 \Omega$ , obtida em outro estudo (Kerber et al., 1981).



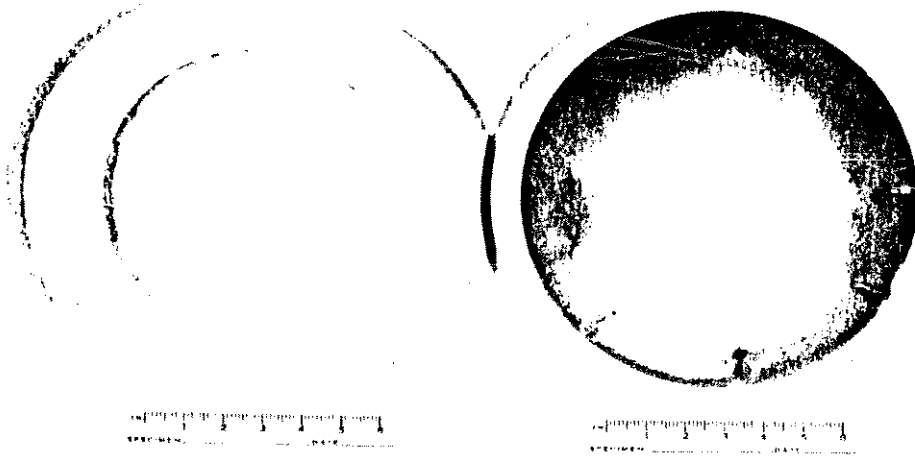


Figura I. 34. Pás Desfibrilatórias Auto-adesivas. O anel externo, claro, compõe-se de material isolante e colante. O anel central da pá esquerda consiste de um eletrodo metálico recoberto com um gel de cloreto estanhoso. Esse gel foi removido da pá direita (de Kerber et al., 1984b).

As vantagens dos eletrodos auto-adesivos, são: (1) colocação precisa dos eletrodos, (2) suas dimensões relativamente grandes permitem uma obtenção estável e de alta qualidade do ECG, (3) aumentam a segurança do operador, permitindo-lhe operar o equipamento longe do paciente e da cama, eliminando, assim, os riscos com choque acidental, (4) são especialmente úteis no uso em laboratório de eletrocardiografia e no transporte de pacientes de alto risco (Kerber et al., 1984b), (5) eliminação virtual da possibilidade de haver curto-circuito entre os eletrodos, (6) são mais limpos para realização de massagem no tórax durante a RCP e (7) eliminam a possibilidade de haver áreas molhadas (pequenas ou grandes) entre os eletrodos e a pele (Ewy et al., 1977).

Dentre as desvantagens, enumeram-se: (1) perda de

aderência, rachaduras na lâmina metálica e dobras, quando o uso é prolongado (em uma unidade coronariana intensiva, por exemplo), (2) interferência sobre exames físicos do coração, gravações eletrocardiográficas ou raios-X do tórax, sendo necessária a sua retirada, de tempos em tempos.

## h.2 Eletrodos implantáveis

Na medida em que ocorreram as primeiras tentativas de desfibrilação com eletrodos intracardíacos, por volta de 1954, surgiram as primeiras experiências com eletrodos colocados em catéteres.

Vários tipos, formatos e tamanhos de eletrodos já foram projetados e testados. Primeiramente, procurou-se adaptar os eletrodos externos para utilização interna, tal como os eletrodos de aço, 7,5 cm de diâmetro e recobertos com epoxi, utilizados por Schuder em 1970 (Santel et al., 1985); ou os retangulares, cujas dimensões (1,5 x 3; 2,4 x 4,8 e 4,4 x 6,6 cm) eram compatíveis com o tamanho do coração, empregados em cães, porcos, bezerros e cavalos (Gold et al., 1980); em ambos os casos implantados submuscularmente, um sobre o ápex do ventrículo esquerdo e o outro, sobre a base do ventrículo direito.

Ainda em 1970, a equipe de Mirowski empregou um sistema constituído de um eletrodo de catéter colocado no ápex direito e outro, implantado subcutaneamente na parede anterior do peito,

figura I.35 (Santel et al., 1985).

Em 1973, Schuder procurou otimizar o sistema de eletrodos e aplicou-os em cães, conforme se ilustra na figura I.36. Na porção distal, foram colocadas três luvas metálicas de 6 mm de extensão, separadas em 2 mm e quatro luvas metálicas de 20 mm, separadas em 25 mm, na porção proximal (Santel et al., 1985).

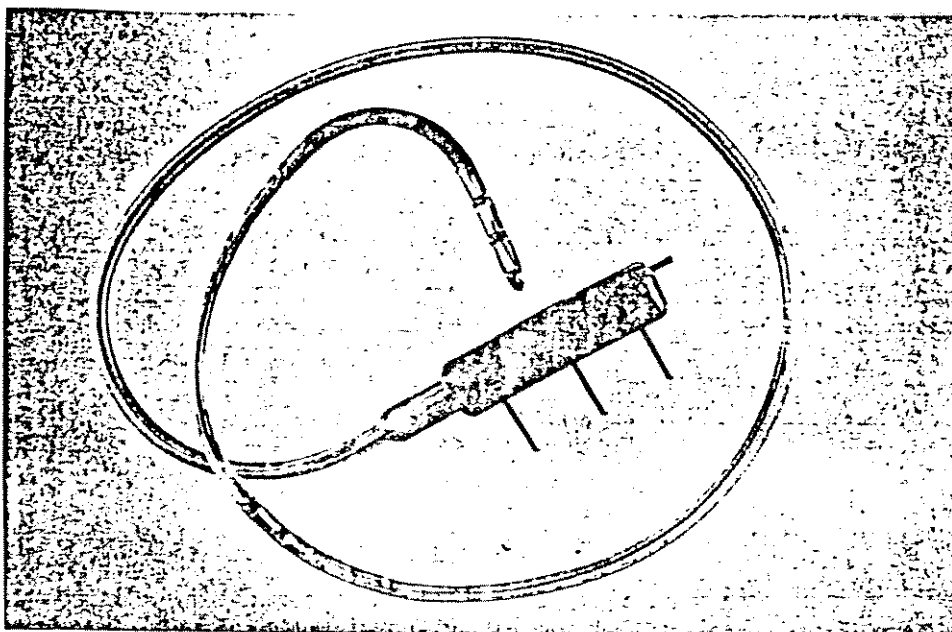


Figura I.35. Eletrodo de Desfibrilação Intra-cavitária com: Eletrodos Ventriculares Direito (Distal) e Eletrodos da Veia Cava Superior (Proximal), de Mirovski et al., 1970 (Santel et al., 1985).

Mais recentemente, com o advento dos desfibriladores implantáveis via catéter, o eletrodo distal foi substituído por um *cup* apical ou *patch* flexível (figura I.37), que provê um melhor contacto e se acomoda aos diferentes tamanhos de coração. Em que pese suas vantagens, apresentam o inconveniente de

necessitarem de toroctomia e alguns cuidados especiais. Se forem empregados eletrodos tipo *patch*: não colocá- los sobre as três artérias coronárias maiores (evitando danos vasculares), nas posições anterior/posterior dos ventrículos (para que a maior parte da corrente não acabe passando nas cavidades onde o sangue apresenta maior condutividade, ao invés de passar pelo septo) (Dixon et al., 1987).

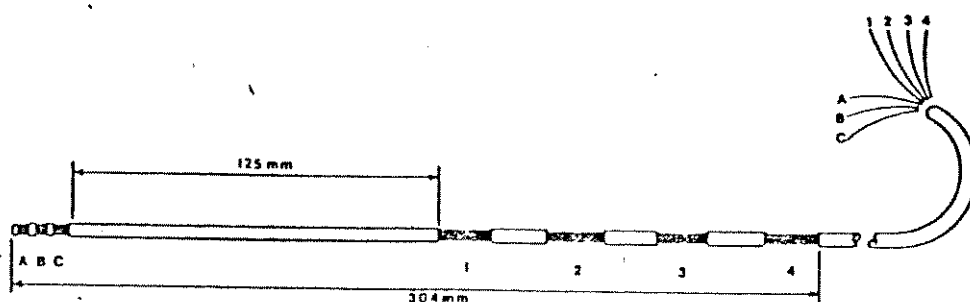


Figura I. 36. Cateter Intracavitário com 3 Luvas Distais de Platina e 4 Luvas Proximais de Aço-inox, de Schuder, 1978 (Santel et al., 1985).

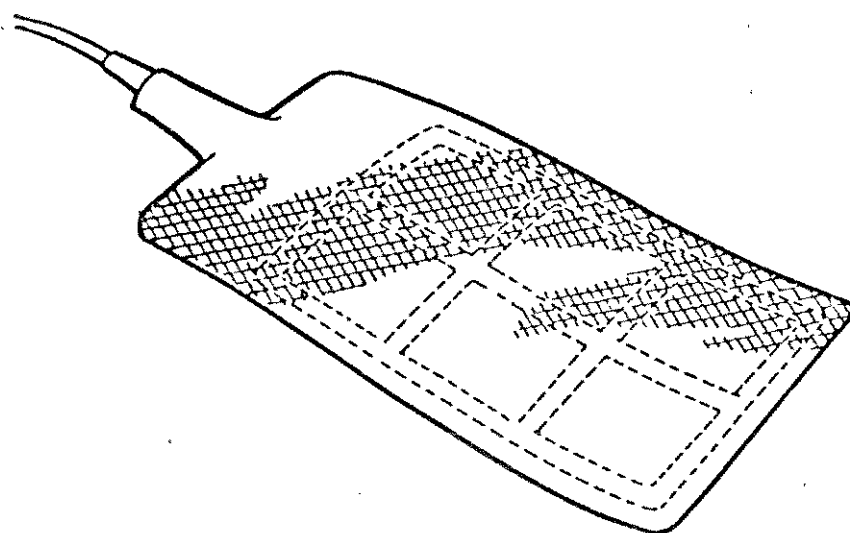


Figura I. 37. Eletrodo Flexível Apical constituído de uma rede de Titânio recoberta de um lado com silicone. (Santel et al., 1985).

Para cardioversão, vários pesquisadores descreveram e comprovaram a eficácia de um sistema baseado em catéter (figura I.38), conduzido transvenosamente (Zipes et al., 1984; Saksena & Calvo, 1985; Winkle et al., 1988; Mirowski & Mower, 1988), contendo dois eletrodos comuns eletricamente na veia cava superior e um par de eletrodos bipolares no ventrículo direito. O espaço intereletrodico era de 5 mm, com 10 cm entre os pares de eletrodos do ventrículo direito para com o da veia cava superior.

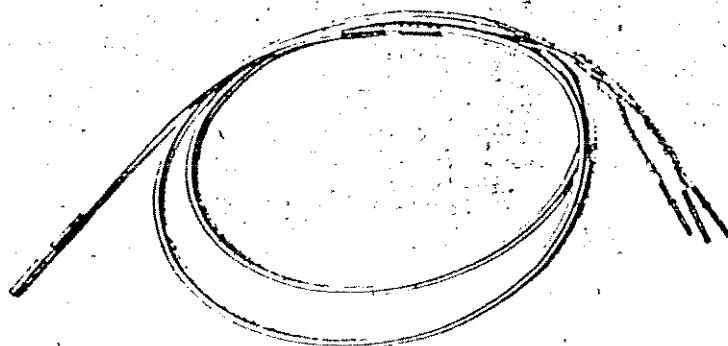


Figura I. 38. Eletrodos de Cardioversão Intracavitários de Wibel. Um deles é colocado na veia cava superior, o outro, no ventrículo direito. Os eletrodos ventriculares atuam como par bipolar para "pacing" e são conectados de modo a constituir o cátodo para cardioversão (Santel et al., 1985).

Em 1984, Bourland e sua equipe desenvolveram um sistema que reduzia bastante os níveis de energia necessários em sistemas implantáveis, pela liberação de pulsos seqüenciados através de

dois caminhos diferentes (como mencionado no item *Tipo de Descarga*, pp. 297). A configuração de tal sistema encontra-se exemplificada na figura I.39.

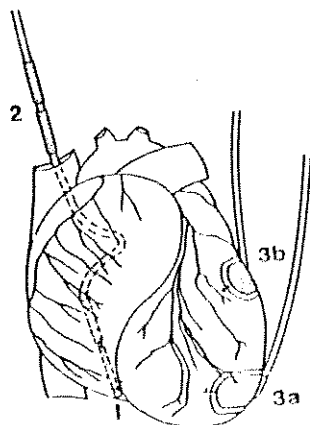


Figura I.39. Ilustração do Posicionamento dos Eletrodos Implantáveis de Bourland et al., 1984.

#### 1. Pastas

Um dos fatores conhecidos e controláveis que determinam a impedância transtorácica durante a desfibrilação é a interface existente entre eletrodo e pele (Connell et al., 1973; Ewy & Taren, 1977; Ewy et al., 1977; Lown et al., 1978). Para melhorar o contacto, eliminando artefatos de movimento e reduzindo a resistência da interface, empregam-se pastas condutoras, também conhecidas como *gel*.

Ewy e Taren determinaram a impedância de vinte e seis marcas de pastas, porém, no artigo *Relative Impedance of gels to*

*defibrillator discharge* (Ewy & Taren, 1979) não as explicitam. Ao invés delas, mostram o valor da integral tensão-tempo, que é proporcional à impedância. Assim, infere-se que as pastas de menor impedância são a Cor-Gel, a Redux Paste e a Trucon.

Já Valentinuzzi, em estudos baseados em Clavin (1981), apresenta a resistência de interface, bem como a sobretensão ( $V_0$ ) que surge da interação com o metal de que é fabricado o eletrodo.

As menores impedâncias de interface foram obtidas com as pastas Lectron-II (com eletrodos de aço ou de cobre), Cor-Gel e Burdick (com eletrodos de cobre ou bronze) e Aquasonic 100 (com eletrodo de bronze).

Como os eletrodos normalmente empregados são de aço, o pior resultado encontrado ocorre com a Redux Creme (0,46  $\Omega$ ) e o melhor, com a pasta Lectron II (0,1  $\Omega$ ). Não obstante, comparando-se a impedância da interface com a impedância biológica média, 58  $\Omega$  (Machin, 1978; Jones et al., 1981), aquele valor torna-se quase que desprezível para o êxito da desfibrilação.

A quantidade de pasta usada deve ser tal que recubra a superfície do eletrodo, produzindo ótimo contacto mas sem se espalhar pelo tórax do paciente, pois resultaria em curto-circuito de superfície, que causaria queimaduras no paciente.

Uma forma de facilitar a colocação e homogeneizar a

quantidade de pasta nos eletrodos foi desenvolvida pela Cardiac Defibrillator Cups, em que pequenos invólucros de plástico servem como formas, projetadas para ejetar o gel sobre os eletrodos. Ewy e Taren testaram e aprovaram este sistema (figura I.40).

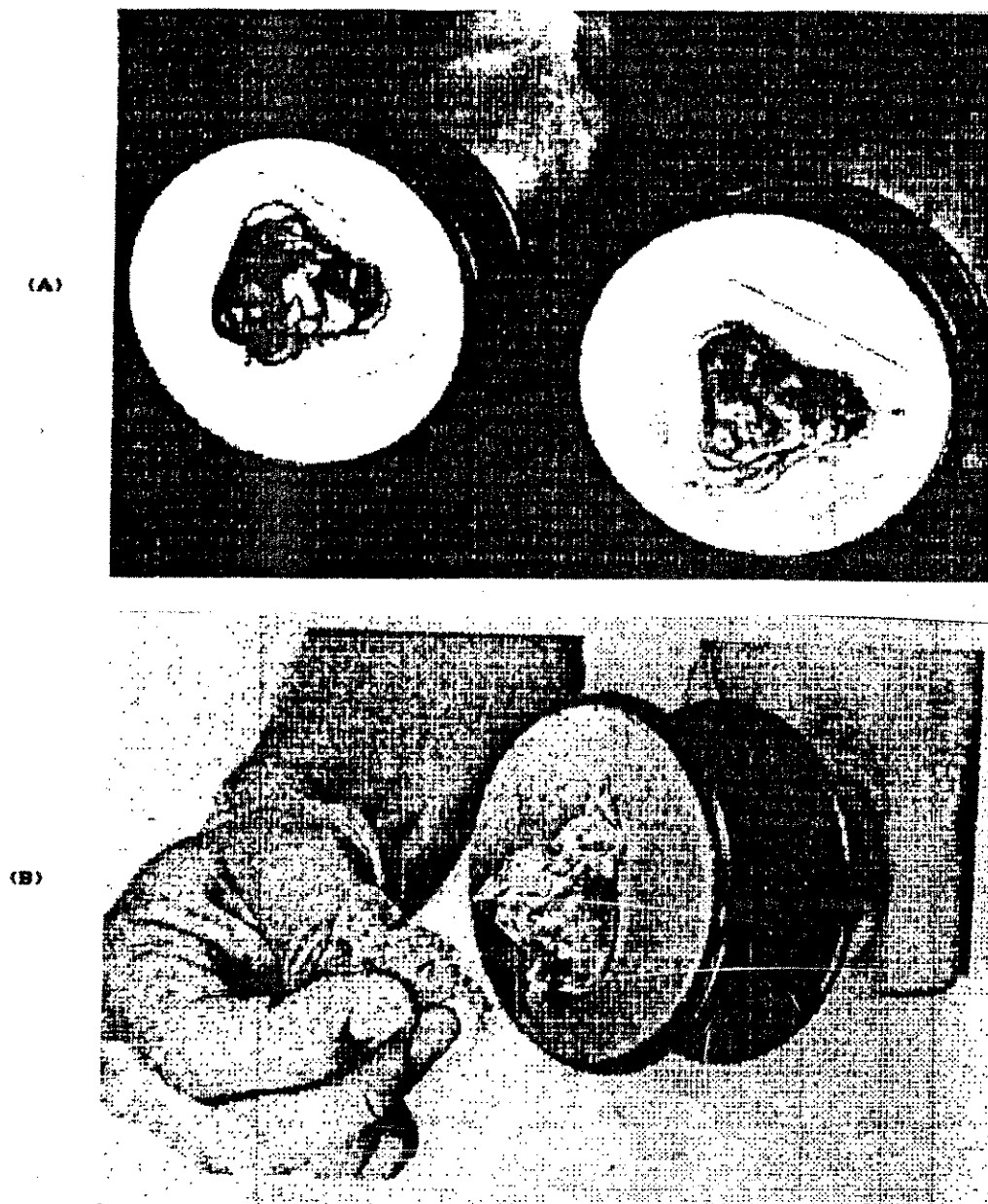


Figura I. 40. Ilustração do Gel da Cardiac Defibrillator Cups. Em (A), amostra do gel sobre as pás; em (B), demonstração da aplicação do gel e remoção da cobertura protetora (de Ewy & Taren, 1977).



## I.7 CARDIOVERSÃO

### I.7.1 Generalidades

As arritmias mais leves podem ser controladas por meio de drogas que, entretanto, apresentam inúmeras limitações. Primeiramente, não se consegue distinguir com antecedência entre uma dose efetiva ou tóxica. Não obstante, é essencial administrar incrementos seguros da droga, em intervalos freqüentes ou até extinguir a arritmia ou até ocorrer intoxicação (Lown et al., 1963). Em segundo lugar, as drogas anti-arrítmicas, especialmente quando aplicadas em grande quantidade ou a pacientes em estado crítico, freqüentemente deprimem a contratilidade do miocárdio e reduzem a resistência periférica, precisamente num momento em que as reservas cardíacas estão comprometidas. E em terceiro lugar, essas drogas não só deprimem a excitabilidade dos focos ectópicos como também do marca-passo natural, inibindo algumas vezes a restauração do ritmo sinusal (Lown, 1967).

A análise do processo de desencadeamento das arritmias ectópicas indica que uma vez iniciado, o mecanismo anormal pode auto-manter-se. A perpetuação da desordem pode ser devido à existência de uma onda excitatória re-entrante, que percorre um caminho fixo ou variável. Para acabar com uma arritmia é preciso, então, despolarizar momentaneamente o coração, para abolição do circuito anômalo. Tal despolarização pode ser produzida externamente, por meio de uma descarga elétrica (Lown et al., 1963;

Lown, 1967).

A cardioversão diferencia-se da desfibrilação no modo de disparo do contra-choque, já que na cardioversão a descarga é sincronizada com a onda R do ECG do paciente, evitando sua ocorrência dentro de um período de vulnerabilidade cardíaca. Foi empregada, pela primeira vez, em 1961, no Peter Bent Brigham Hospital (Lown, 1967), numa mulher idosa, que apresentava taquicardia ventricular refratária às drogas, acompanhada de hipotensão e edema pulmonar, surgidas depois de um infarto agudo do miocárdio. Um único contra-choque sincronizado, de 100 J, aplicado pelo Dr. Lown, resultou na re-instalação do ritmo sinusal.

O grupo do Dr. Lown sugere que o sincronizador seja ajustado de modo a não provocar atraso na descarga desfibrilatória já que o próprio instrumental produz um atraso inerente de 20 a 40 ms (Lown et al., 1964).

### I.7.2 A Técnica

Lown sugere que, alguns dias antes da aplicação da cardioversão, empregue-se uma terapia à base de quinidina, com o propósito de: (1) formar um nível adequado de tecido cardíaco, a fim de impedir a recorrência da arritmia, (2) verificar se a quinidina é bem tolerada ou não, (3) e obter um pequeno índice de reversão que decorre somente da aplicação da quinidina (Lown, 1967).

Não é necessário nenhum pré-medicação exceto para sedação (Alexander et al., 1961; Waspe et al., 1983), pois a aplicação do choque cardioversor produz medo e até pânico, em pacientes conscientes (Satinsky & Dreifus, 1977; Kowey, 1988). O uso de *Nembutal* por uma ou mais horas antes do procedimento pode reduzir a intensidade da energia aplicada.

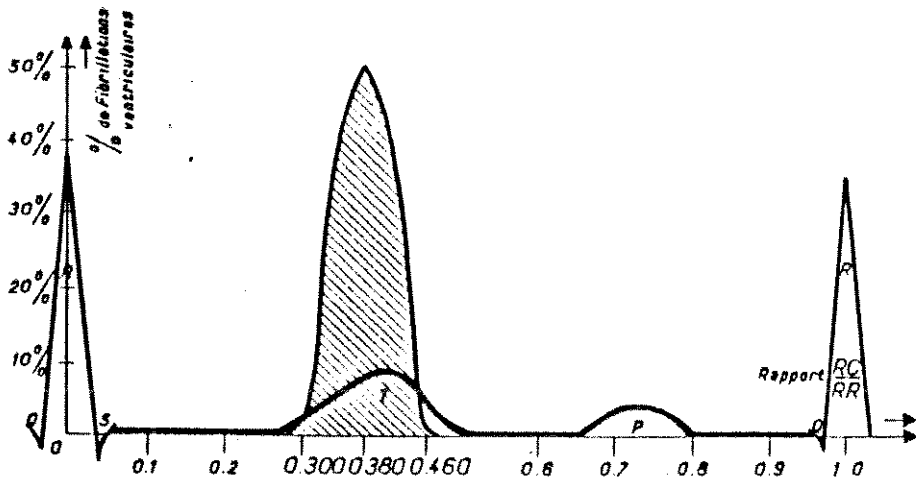
A exatidão do circuito sincronizador deve ser verificada várias vezes antes do procedimento, já que se a descarga elétrica cair dentro do período vulnerável provocará FV.

### I.7.3 O Período Vulnerável

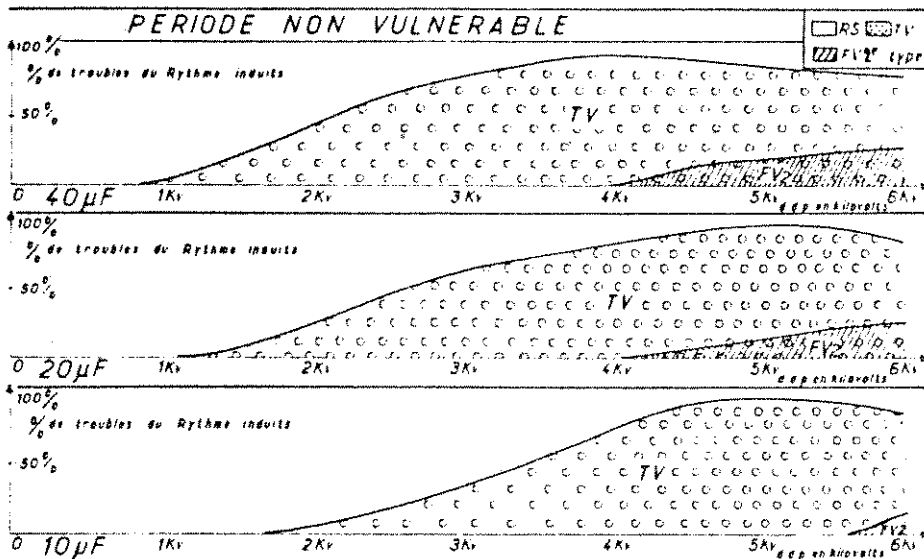
Experimentos com estimulação elétrica durante as várias fases do ciclo cardíaco levaram à descoberta de um período no qual o estímulo produzia FV. Os pioneiros desses estudos foram De Boer (1923), Andrus, Carter & Wheeler (1930), King (1934) e Wiggers & Wegria (1940). Wiggers denominou esse período de período vulnerável, o qual se prolonga por aproximadamente 30 ms, inscritos na primeira metade da onda T, extinguindo-se logo após seu ápice (Lown, 1962, 1967; Saumont et al., 1965; Alexander, 1986).

Procurando analisar as conseqüências do choque elétrico durante o ciclo cardíaco, o grupo de Saumont realizou experimentos que resultaram na obtenção do período vulnerável, figura

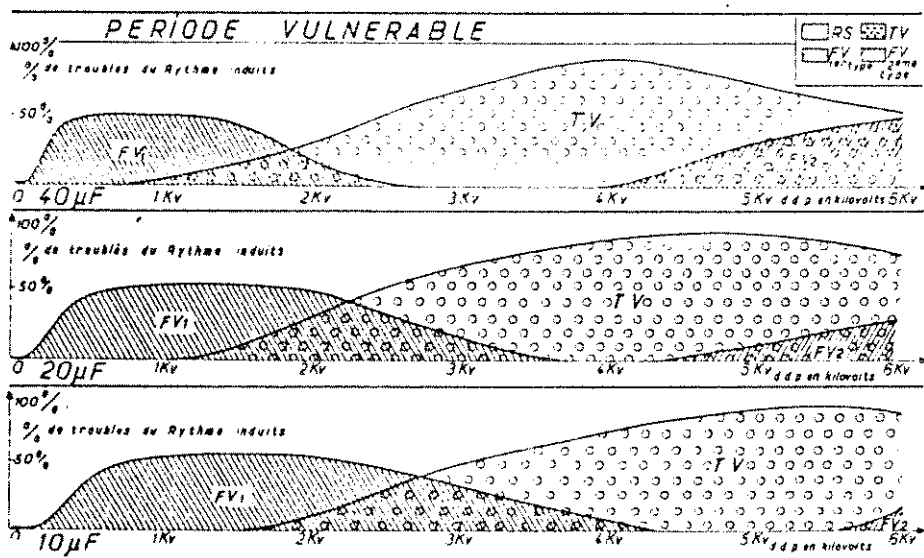
I.41a, onde se relaciona o choque com a probabilidade da deflagração da fibrilação. Em (b), mostram-se as possíveis arritmias adquiridas com choques aplicados fora do período vulnerável, em função da amplitude do pulso; e em (c), as arritmias produzidas durante o período vulnerável, também em função da amplitude do pulso.



(A)



(B)



(C)

Figura I. 41. Período Vulnerável e Cardioversão. Em (a), percentual de fibrilação ventricular em função da localização da descarga durante o ciclo cardíaco. Em (b), percentual de arritmias quando a descarga é aplicada fora do período vulnerável. Em (c), arritmias adquiridas quando a descarga é aplicada durante o período vulnerável. RS: ritmo sinusal, TV: taquicardia ventricular FV1/FV2: fibrilação ventricular tipos 1 e 2. (de Saumont et al., 1985).

Além desse, período de similar vulnerabilidade ocorre também para os átrios, e acontece na descida da onda R (ou intervalo R-S) do ECG. Cardioversão durante essa fase resulta em fibrilação atrial (Fisher et al., 1982).

Quando um pulso elétrico é liberado durante o período vulnerável encontra um campo irregularmente excitável e é forçado a se propagar numa velocidade abaixo da normal e sobre uma trajetória tortuosa (Spear et al., 1973). Isto favorece a re-entrada da onda despolarizadora e a atividade auto-sustentada se inicia. Estatisticamente, um choque aplicado durante o período vulnerá-

vel, possui 35 % em chances de produzir FV (Lown et al., 1986a).

#### I.7.4. Aplicação Clínica

Dentre as inúmeras anomalias rítmicas que o coração pode apresentar, de modo geral, as arritmias originadas devido a problemas de condução, podem ser tratadas com marca-passo; e aquelas decorrentes de problemas de geração de PAs, com desfibrilação ou cardioversão. O tratamento por contra-choque não exclui a terapia paralela via drogas anti-arrítmicas.

##### I.7.4.1 Fibrilação Atrial (FA)

A fibrilação atrial representa a mais freqüente desordem do ritmo cardíaco (Lown, 1967). Antes da introdução da cardioversão, a restauração ao ritmo sinusal consumia muito tempo e exigia doses crescentes e perigosas de quinidina. No relato do Dr. Lown, 94 % de 456 episódios de FA foram revertidos. As causas da FA eram: 70 % devido à doença valvar reumática, 12 % em virtude de doença da artéria coronária, 10 % devido à *fibrilação solitária*, e 8 % por problemas diversos. A magnitude da descarga aplicada e o sucesso da cardioversão estão diretamente relacionados com a duração da FA (Silva et al., 1980). Desse modo, pacientes com até seis meses de FA necessitaram, em média, 150 J, enquanto que aqueles com três meses, apenas 100 J. A amplitude das ondas "f", na derivação V1, fornecem uma informação importante. A magnitude da energia aplicada é inversamente proporcio-

nal ao tamanho das ondas "f". A redução de amplitude dessas ondas está associada à duração da FA. Assim, se a amplitude de "f" é menor que 1 mm, requer 140 J; se compreendida entre 1 e 2 mm, 118 J e se "f" maior que 2 mm, apenas 92 J são necessários (Silva et al., 1980).

### Efeitos danosos da cardioversão da FA

Uma consequência relativamente comum é o aparecimento de longos períodos de assistolia no nódulo sinusal, com síncope juncional seguida rapidamente por uma bradicardia sinusal sustentada, com gradual aceleração da frequência. Uma seqüência, menos comum, abrange uma variação constante do ritmo sinusal, com ondas P morfologicamente distintas, passando de bradi para taquicardia. Ainda, pode surgir recorrência da FA ou algum tipo de variação eletrocardiográfica transitória (Morris et al., 1964).

### Contra-indicações

A cardioversão pode não alcançar o êxito esperado ou ser contra-indicada nos seguintes casos (Silva et al., 1980):

(1) FA de duração prolongada: como os níveis de energia são diretamente proporcionais à duração da FA, recomenda-se cardioversão para os pacientes que tenham FA crônica por menos de um ano;

(2) doença da válvula mitral com átrio esquerdo aumen-

tado: a regurgitação mitral crônica ou estenose altera tanto o tamanho quanto a pressão média do átrio esquerdo, o que propicia condições de excitabilidade re-entrante;

(3) ocorrência de FA quando o ventrículo esquerdo falha: pacientes que tiveram infarto agudo do miocárdio podem apresentar função ventricular esquerda alterada e desenvolver FA aguda, devido às altas pressões de enchimento e conseqüente distensão atrial. Neste caso, drogas como o *digitalis* são mais recomendadas pois reduzem a resposta ventricular à FA, melhorando a função ventricular e, freqüentemente, instaurando o ritmo sinusal (Morris et al., 1964). Em pacientes com cardiomiopatia, pode ser benéfico o emprego de cardioversão periódica, para aumentar, pelo menos periodicamente, o débito cardíaco;

(4) FA solitária: a FA não é incomum na ausência de doença cardíaca demonstrável, quando aparecem ondas fibrilatórias de reduzida amplitude, na derivação VI. A manutenção do ritmo sinusal é difícil mesmo com drogas. Considera-se útil, no entanto, a cardioversão, já que o ritmo sinusal pode ressurgir, por um longo intervalo ou mesmo, permanentemente;

(5) FA com resposta ventricular lenta: a maioria dos pacientes com FA aguda apresentam freqüência ventricular excedendo a 130 bpm. No entanto, pacientes idosos que não recebem *digitalis* ou agentes bloqueadores beta-adrenérgicos, podem apresentar resposta de 70 bpm ou menos. A ausência de taquicardia reflete, provavelmente, a coexistência de distúrbios de condução A-V. A reversão ao ritmo sinusal pode exigir o uso de marcapasso permanente;



(6) reação adversa aos agentes anti-arrítmicos: a manutenção do ritmo sinusal pós-cardioversão requer terapia anti-arrítmica, o que impede o tratamento de pacientes que não toleram drogas ou que experimentam recorrência da arritmia com o uso delas;

(7) taquicardias atriais recorrentes: pacientes com arritmias caóticas (síndrome Parkinson-Papp) ou aqueles com taquicardias atriais, freqüentemente recorrentes uma vez que a FA se estabelece. Assim, é preferível o surgimento da FA e nesse caso, torna-se, inclusive, uma terapia necessária.

#### I.7.4.2 "Flutter" Atrial

Antes do advento da cardioversão, o *flutter* atrial era uma das arritmias mais difíceis de tratar (Lown, 1967; Silva et al., 1980). Esta arritmia é normalmente refratária às drogas anti-arrítmicas, incluindo a quinidina. Às vezes, tornam-se necessárias grandes doses, até mesmo tóxicas, de *glicosídeos digitalis*, o mais eficaz agente contra esta arritmia. O *Flutter* crônico é a arritmia mais fácil de ser revertida por contra-choque. Responde, geralmente, a uma única descarga de baixa intensidade. A eficácia dessa técnica alcança entre 72 e 100 %, (Lown, 1967; Silva et al., 1980). A energia efetiva é geralmente menor que 50 J (Lown, 1967).

#### I.7.4.3 Taquicardia Supraventricular (TSV)

A maioria das TSV não requer cardioversão porque normalmente respondem à regulação vagal. Somente pacientes em que os agentes anti-arrítmicos falham, deve-se empregar a cardioversão. Outrossim, há relutância em aplicar a cardioversão em pacientes com doença cardíaca orgânica que experimentam a TSV; em parte, devido à dose excessiva de *digitalis* ser responsável pelo aparecimento da taquicardia atrial paroxística e nessa situação, a cardioversão torna-se perigosa. Porém, se não houver intoxicação por *digitalis*, a cardioversão será um procedimento viável.

Na tabela I.2, apresenta-se uma comparação entre os métodos químico e elétrico de se efetuar a reversão de arritmias supraventriculares (Morris et al., 1964), através da qual se pode inferir as inúmeras vantagens do método elétrico.

Tabela I.2. Comparação entre os Métodos Químico e Elétrico de Reversão de Arritmias (de Morris et al., 1964).

<i>Critério</i>	<i>Quinidina</i>	<i>Cardioversão</i>
Eficiência	45 - 80 %	90 - 95 %
Mortalidade	1 - 4 %	0 %
Velocidade	1 - 7 dias	Minutos
Desconforto	Moderado	Mínimo
Depressão miocárdica	Sim	Não
Efeitos periféricos	Sim	Não
Tempo de atendimento	Dias	Horas
Duração da hospitalização	4 - 10 dias	2 - 3 dias

#### I.7.4.4 Taquicardia Ventricular (TV)

Como a TV decorre, geralmente, do mecanismo de re-entrada, a cardioversão parece ser indicada para encerrar a maioria dos casos e, em verdade, tornou-se um procedimento terapêutico padrão. Deve ser aplicada, rapidamente, em pacientes em estado crítico, com TV associada à hipotensão, edema pulmonar e infarto agudo do miocárdio, quando a injeção de lidocaína intravenosa tenha falhado. Os percentuais de sucesso variam de 95 a 100 % (Lown et al., 1963; Lown, 1967). Os níveis de energia necessários são inferiores à 100 J mas em 80 % dos casos, 10 J ou menos são suficientes, segundo a equipe de Pennington (1970) (Silva et al., 1980). Para desfibrilação interna, até 5 J são suficientes para obter índices de 62 a 95 % (Waspe et al., 1983).

#### I.7.4.5 "Flutter" Ventricular

Quando a TV é rápida e o complexo QRS torna-se largo e de configuração bizarra, uma onda T proeminente não será distinguida de um complexo QRS. A desordem é identificada com o nome de *flutter* ventricular de TV de período vulnerável. A cardioversão tem 50 % de chances de cair no ápex da onda T ao invés de cair na inscrição (ou imediações) do complexo QRS. De fato, no lugar de evitar o período vulnerável, o contra-choque cai precisamente dentro dele. Neste caso, é aconselhável comutar o equipamento para o modo desfibrilador (disparo instantâneo) e liberar 100 J. Esta prática reduz a possibilidade de provocar a FV (Ewy, 1986).

Há outro uso para a cardioversão em pacientes com *flutter* atrial recorrente, ou nos casos de insucesso ao retorno do ritmo sinusal: induz-se a FA como um ritmo opcional, (Guiney & Lown, 1972). Cerca de 50 % dos pacientes com *Flutter* que receberam contra-choques de baixa intensidade desenvolveram FA, quando a descarga foi inadequada para restaurar o ritmo sinusal. A magnitude média para induzi-lo é de 10 J, podendo variar entre 1 e 20 J. A aplicação interna da cardioversão desta arritmia pode exigir de 5 a 30 J (Waspe et al., 1983).

#### I.7.5. Complicações da Cardioversão

A aplicação do pulso de cardioversão pode provocar algumas complicações, normalmente relacionadas à ocorrência de edema pulmonar ou manifestações embólicas e o uso impróprio de drogas (Lown, 1967), bem como o surgimento de distúrbios neuromotores, arritmias cardíacas (Killip, 1963), embolia e mesmo parada cardíaca (Rabbino et al., 1964).

##### I.7.5.1 Erros

Os erros podem aparecer sob dois ângulos distintos: técnico e pedagógico.

No primeiro caso, inclui o uso de um cardioversor com forma de onda inadequada, falha no sincronismo da descarga ou

liberação do contra-choque na presença de artefatos eletrocardiográficos, que podem gatilhar o sincronizador durante o período vulnerável. Pode ocorrer, ainda, disparo instantâneo após um primeiro choque sincronizado quando o cardioversor tem *default* em disparo instantâneo e o médico esquece de selecionar o modo sincronizado (McGurgan, 1984). Não é recomendável iniciar o procedimento com níveis elevados de energia, porque favorecem o aparecimento de arritmias ventriculares sérias.

O aspecto pedagógico envolve o contexto do paciente, no qual as explicações médicas *a priori* sobre a natureza do procedimento podem resultar em agitação e ansiedade, liberação de catecolaminas circulantes e portanto, aumentar a susceptibilidade às arritmias e reduzir as chances de reversão.

#### I.7.5.2 Embolia pulmonar ou sistêmica

Embolias pulmonar ou sistêmica podem complicar a reversão da fibrilação atrial. Cerca de 20 % dos pacientes com FA crônica apresentam episódios de embolia durante essa arritmia, segundo Goldman (1960). Sua incidência aumenta nos instantes imediatamente pós-cardioversão. Para reduzi-la, aplicam-se drogas anti-coagulantes, cujo tratamento inicia-se três semanas antes, prolongando-se por uma semana após a cardioversão (Lown, 1967).

#### I.7.5.3 Edema pulmonar

Ocorre com rara frequência e está relacionado com a embolia pulmonar. Os mecanismos envolvidos ainda são incertos. A maioria dos pacientes estudados tiveram doença valvar aórtica ou mitral, ou disfunção do ventrículo esquerdo (Silva et al., 1980).

#### I.7.5.4 Uso inadequado de drogas

Estudos com pacientes que recebem grandes doses de *digitalis* antes da cardioversão indicam que a droga favorece o aparecimento de arritmias ventriculares pós-cardioversão, tais como CVPs, bigeminismo, TV e até mesmo FV, cujo aparecimento relaciona-se também com a magnitude do contra-choque aplicado (Silva et al., 1980).

#### I.7.5.5 Arritmias pós-cardioversão

A maioria das arritmias que surgem após o procedimento de cardioversão são triviais e de origem atrial. Decorrem de três mecanismos, geralmente: (1) ativação retardada do nódulo sinusal, manifestada pela bradicardia (Eysmann et al., 1986), ritmo nodal ou batimentos de escape (*sinusal sonolento*), (2) auto-ritmicidade atrial elevada, manifestada por paroxismos de taquicardia (Eysmann et al., 1986), (3) síndrome do *sick sinus*, decorrente de defeito na geração ou condução dos PAs sinusais, caracterizado por atividade atrial caótica, com variações na onda P, bradicardia interpolada por taquicardia atrial e nodal. Os dois primeiros mecanismos são transitórios mas o terceiro, invariavel-

mente, converte-se em *flutter atrial* ou fibrilação.

As arritmias ventriculares pós-cardioversão são menos comuns e surgem devido à: (1) falha de sincronismo do equipamento, (2) efeito retardado, após vários batimentos normais ou mesmo horas, variando de CVPs unifocais recorrentes a prolongadas arritmias (Lown, 1967; Eysmann et al., 1986).

## I.8 EFEITOS DANOSOS DO "CONTRA-CHOQUE"

O mesmo *contra-choque* que desfibrila pode também injuriar o coração. A tensão (Peleska, 1963, 1965; Jones et al., 1978), a corrente (Schuder et al., 1967; Stoeckle et al., 1968; Patton & Pantridge, 1979), a forma e o tamanho dos eletrodos (Dahl et al., 1974; Kerber et al., 1980; Fontaliran et al., 1988), o intervalo entre descargas (Wiggers, 1940b; Kugelberg, 1972; Dahl et al., 1974; Van Vleet et al., 1978), a resistência do coração e do tórax (Kugelberg, 1972; Geddes et al., 1975; Patton & Pantridge, 1979; Kerber et al., 1981, 1984a; Machin et al., 1987) determinam tanto a eficácia quanto o grau de injúria (Crampton, 1980).

Os danos induzidos podem se apresentar como fisiológicos, morfológicos ou enzimáticos.

## I.8.1 Fisiológicos

Injúrias fisiológicas correspondem às manifestações pós-desfibrilatórias de ordem eletrocardiográfica ou hemodinâmica que não caracterizam danos físicos e tendem a desaparecer com o passar do tempo (alguns minutos ou mesmo horas). Neste âmbito, pode-se discriminar (Pansegrau & Abboud, 1970):

### I.8.1.1 Contrações Ventriculares Prematuras (CVPs)

A mais sensível e imediata alteração eletrocardiográfica decorrente do contra-choque é a ocorrência de CVPs (Tacker Jr. et al., 1979a). Mesmo com descargas de baixa intensidade, elas aparecem e quanto maior a intensidade, maior o número de CVPs, e podem se prolongar por vários dias. Quando a intensidade não ultrapassa o limiar desfibrilatório, a ocorrência das CVPs é transitória (Tacker Jr. et al., 1979).

### I.8.1.2 Bloqueio Átrio-ventricular (A-V)

Vários pesquisadores comprovaram essa anormalidade eletrocardiográfica (Van Vleet et al., 1978; Tacker Jr. et al., 1978, 1979a; Ewy et al., 1980; Knox et al., 1980) e são unânimes em afirmar que sua incidência é mais significativa quanto maior a intensidade da descarga elétrica, assim como maior a sua duração (Jones et al., 1987a). A equipe de Tacker Jr. não constatou caso de bloqueio com doses de até 3 A/kg mas sempre



com doses acima de 12 A/kg.

#### I.8.1.3 Taquicardia Ventricular

Tacker Jr. observou que o aparecimento da taquicardia ocorria somente após descargas com intensidades maiores que o limiar desfibrilatório e que sua duração era proporcional à intensidade do *contra-choque* (Tacker Jr. et al., 1979a), fato também observado por outros pesquisadores (Tacker et al., 1978; Knox et al., 1980; Van Vleet et al., 1978).

#### I.8.1.4 Variações no segmento ST

Uma elevação ou depressão de 0,2 mV ou mais no segmento ST pode ser considerada significativa. Essas alterações aumentam progressivamente à medida que a intensidade da descarga aumenta. Outra constatação: todos os animais com variações no segmento ST apresentaram danos morfológicos (Tacker Jr. et al., 1979a).

#### I.8.1.5 Inversão da onda T

Em vários estudos (Tacker Jr. et al., 1978, 1979a) foram encontradas inversões transitórias da onda T quando o *contra-choque* aplicado tinha magnitude elevada ( $\geq 15$  A/kg no caso de Tacker) e nos animais que receberam descargas múltiplas de alta intensidade. Todos esses animais apresentaram danos morfológicos.

#### I.8.1.6 Fibrilação Atrial

Quando a descarga desfibrilatória coincide com o período vulnerável dos átrios, ocorre neles o processo fibrilatório. Com desfibriladores de CA, a probabilidade de ocorrer fibrilação atrial aumenta.

#### I.8.1.7 Bradicardia

A redução da frequência cardíaca pós-desfibrilatória ocorre, geralmente, de forma transitória (Knox et al., 1980). Circunstancialmente, pode terminar em assistolia.

#### I.8.1.8 Outras alterações

Inúmeras outras mudanças fisiológicas pós-desfibrilatórias podem ser observadas, com ou sem danos miocárdicos. Podem surgir aumentos na amplitude da onda Q, alongamento do complexo QRS, irregularidades em R, hipotensão, embolias e insuficiência cardíaca. É provável que a corrente desfibrilatória gere, temporariamente, bloqueios de condução em várias partes do miocárdio ou alterações na troca de íons  $Ca^{++}$ , que afetariam a condutibilidade das fibras; queda transitória da força de contração do miocárdio devido a um efluxo repentino e não compensado de  $K^+$  (Niebauer et al., 1986a e b).

## I.8.2 Histológicos

Tanto o *contra-choque* desfibrilatório de CA quanto o de descarga capacitiva produzem necrose no epicárdio e no miocárdio. As injúrias são maiores nos locais de contacto dos eletrodos e o grau da lesão está relacionado com a intensidade da energia aplicada e o tamanho dos eletrodos (Dahl et al., 1974; Fontaliran et al., 1988). Em experimentos sobre lesões provocadas pela descarga desfibrilatória (Davis et al., 1975; Knox et al., 1980) foi observado que corações não fibrilados também sofriam lesões desde que a descarga fosse maior que 1 A/kg (de peso corporal). São classificados sob duas graduações: macro e micro danos.

### I.8.2.1 Macro-dano

Tratam-se de grandes lesões, passíveis de observação a olho nu. No estudo de Tacker, já mencionado, foram detectadas quando as cobaias receberam descargas iguais ou superiores a 6 A/kg, com aumento no grau de lesão na relação direta com a dose aplicada.

Parece haver três principais locais onde aparece este tipo de injúria: (1) a superfície do epicárdio sobre a parede póstero-lateral basal do ventrículo direito, onde as lesões aparecem sob coloração pálida, e se estendem ao ápex e através de toda a parede; (2) a parede ântero-lateral do ventrículo direito, com áreas pálidas, desde a metade externa até a espessura com-

pleta da parede; e (3) o epicárdio sobre a parede ântero-lateral apical do ventrículo esquerdo e abrangendo aproximadamente a metade da espessura da parede (Van Vleet et al., 1977).

Em geral, todos os pesquisadores concordam que as macro-lesões surgem como áreas brancas, pálidas, de miocárdio necrosado ou calcificado, circunscritos ao local de aplicação dos eletrodos. O tecido necrosado tem aspecto de gesso branco, seco e firme. Essas lesões são classificadas em suaves, moderadas e severas. A figura I.42 ilustra alguns exemplos.

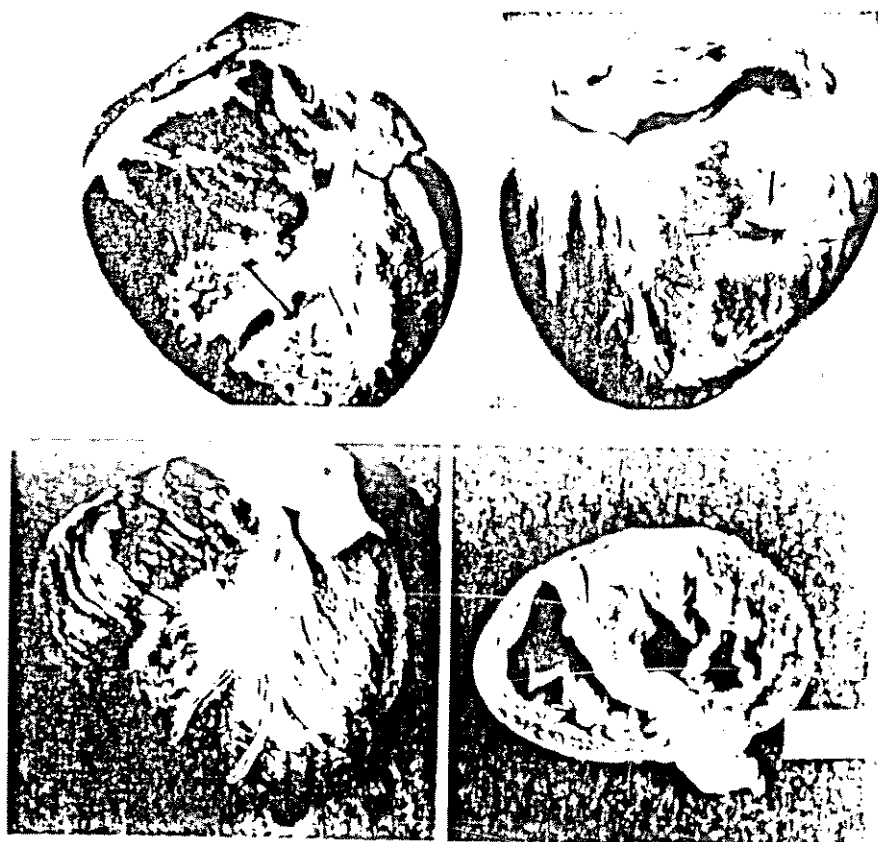


Figura I. 42. Exemplos de Lesões (indicadas pelas setas) provocadas pelo "Contra-Choque" (de Warner et al., 1975).

### I.8.2.2 Micro-dano

As lesões microscópicas (figura I.43) são chamadas de micro-danos. A mudança mais frequentemente percebida é a perda de definição das estriações e a presença de numerosas bordas transversais eosinófilas chamadas bandas de contração, alternando com zonas granulares e palidamente coloridas (Davis et al., 1975). Essa degeneração miofibrilar afeta uma única fibra ou um grupo, em qualquer foco de miocárdio injuriado. Ultra-estruturalmente, as bandas citoplasmáticas transversais consistem de material amorfo e granulado, de densidade variada. As zonas pálidas contêm restos de miofibrilas, gotículas lipídicas não unidas à membrana e mitocôndrias desordenadas, de diversos tamanhos e formas. Em muitas micro-fotografias eletrônicas, as bandas de contração parecem verdadeiras linhas Z pressionadas umas contra as outras, como os foles de um acordeão.

Os micro-danos podem ser classificados como: (1) moderados, nos quais, as fibras possuem miofibrilas que parecem normais e as principais alterações são: perda dos depósitos de glicógeno, dano mitocondrial, dilatação do retículo sarcoplasmático e do sistema T, formação de vacúolos sarcoplasmáticos, picnose do núcleo e edema (Jones et al., 1987a ); (2) severos, em que, além das alterações devido aos danos moderados, a alteração mais perceptível é a formação de numerosas bandas de contração transversais, com ruptura das miofibrilas. O material contrátil de vários sarcômeros se condensa dentro dessas bandas.

Com os danos, surgem alterações a nível dos discos intercalares, aumentando o espaço entre membranas anexas (que se enchem de material floculento). Esse aumento de espaço nos "nexos" adiciona uma resistência aonexo e que poderia causar uma redução na velocidade de condução dos PAs através do miocárdio. A resposta mais lenta dessas fibras poderia ser a causa de várias arritmias e contrações desordenadas associadas à FV.

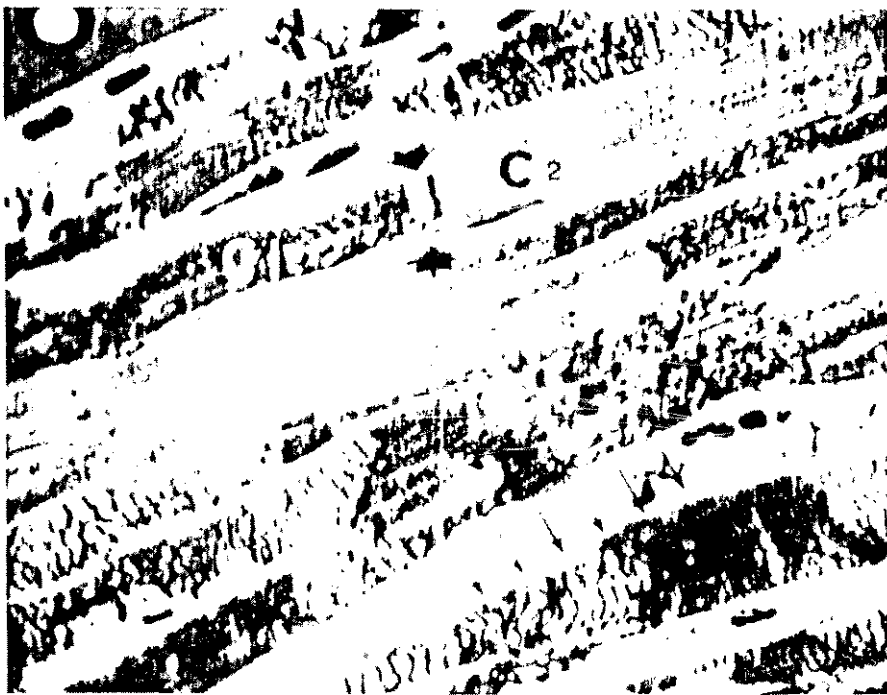


Figura I. 43. Exemplo de Microfotografia de um Grupo de Fibras Cardíacas Contendo Severas Injúrias. As setas finas indicam ruptura de miofilamentos e linhas Z comprimidas. C1 é uma fibra muito danificada, C2 é uma fibra quase intacta; ambas separadas por um disco intercalar (setas grossas) (de Davis et al., 1975).

Como as lesões apresentadas pelas fibras cardíacas podem resultar em danos irreversíveis às células e não se dispõe,

no presente, métodos e técnicas acessíveis para comprovar a magnitude do dano causado, torna-se absolutamente necessário limitar a descarga desfibrilatória ao mínimo possível.

### I.8.3 Enzimáticos

O plasma possui níveis enzimáticos menores que os do interior das células. Um aumento plasmático indica a passagem de enzimas provenientes do interior celular. Uma elevação anormal pode conduzir, entre outros, à necrose celular (o que serve como indicativo de infarto (Ehsani et al., 1976)).

Alguns pesquisadores encontraram elevação dos níveis enzimáticos (CPK e LDH) nos animais que receberam descargas intensas ou repetidas (Ehsani et al., 1976; Reiffel et al., 1978, 1979; Tacker et al., 1979a); no caso particular do grupo de Tacker, superiores a 9 A/kg. A atividade enzimática aumentou na medida em que se aumentou a intensidade do contra-choque. Mesmo assim, não encontraram uma boa correlação entre a elevação enzimática e o dano morfológico.

Ainda que a mudança dos níveis enzimáticos do plasma seja uma das complicações pós-desfibrilatórias mais comuns, sua causa não está completamente determinada, já que a elevação enzimática poderia ter resultado de danos nos músculos esquelético, cardíaco ou ambos (Ehsani et al., 1976).

## I.9 RESUMO

Arritmias tais como as taquicardias atrial, nodal e ventricular, o *flutter* atrial, as fibrilações atrial e ventricular podem ser revertidas por meio de *choque* elétrico. No caso da fibrilação ventricular, o processo denomina-se desfibrilação e nos demais, de cardioversão.

O aparecimento da FV é atribuído a dois mecanismos distintos: automaticidade (*focos ectópicos*) e circuitos de reentrada. Dentre as principais causas, encontram-se fatores de ordem clínica, cirúrgica e elétrica.

O sucesso da ação desfibrilatória depende de fatores fisiológicos, tecnológicos e clínicos. Os principais parâmetros são: massa crítica desfibrilatória, tamanho do coração, peso corporal, danos cardíacos anteriores, duração e tipo da fibrilação, energia e amplitude máxima do pulso desfibrilatório, sua forma de onda (duração e tempo de subida), tipo de descarga, tamanho e posição dos eletrodos, manobra ressuscitatória e prática clínica.

Quanto à reversão de arritmias mais leves, o *choque* elétrico deve ser aplicado fora do período vulnerável do ciclo cardíaco Conda T) para evitar uma possível FV.

A aplicação da descarga desfibrilatória não é inócua, produz efeitos fisiológicos, morfológicos e enzimáticos danosos.



## APÊNDICE II

### MANUTENÇÃO DE DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES

#### II.1. INTRODUÇÃO

Desfibriladores são equipamentos criticamente importantes que não podem falhar pois suas falhas podem implicar na morte do paciente. Inúmeros fatores podem induzir ao insucesso desfibrilatório/cardioversor, tais como: erro do operador no manuseio do equipamento (troca entre modo de disparo instantâneo e sincronizado), técnicas clínicas não adequadas; falhas ou perigos provocados por deficiências no projeto e fabricação do equipamento, deterioração de certos componentes (relés, chaves, capacitores,...) face ao tempo de uso ou devido a abusos, pás mal projetadas, quebra dos fios nas pás, mau contato ou danificação dos conectores dos cabos, dano no cabo de alimentação e falha de bateria (ECRI, 1980; Bukstein, 1980).

Além de intrinsecamente perigosos, não há tempo para corrigir falhas durante uma emergência. Por isso, carecem de manutenção preventiva periódica, cujo intervalo recomendado pelo Emergency Care Research Institute (ECRI) americano é de três

meses, para desfibriladores alimentados com a CA da rede e um mês, para os equipamentos a bateria e aqueles que ficam submetidos a estresse ou uso com finalidades pedagógicas (ECRI, 1976b). Além disso, é imprescindível que se faça um relatório da inspeção, para possibilitar uma avaliação histórica do equipamento.

A adoção de uma manutenção técnica trimestral não isenta o pessoal do corpo clínico de suas responsabilidades com a manutenção do desfibrilador, no que tange : (1) limpeza das pás após cada utilização, (2) esterilização dos eletrodos de desfibrilação interna, (3) limpeza do desfibrilador, (4) não utilização do equipamento como suporte para outros instrumentos e/ou objetos, (5) recarga da bateria no caso de desfibriladores portáteis, (6) notificação imediata ao setor de manutenção quando houver suspeita ou for percebida qualquer anormalidade no equipamento ou seus acessórios.

## II.2. MANUTENÇÃO PREVENTIVA

Para permitir o uso do desfibrilador em situações de emergência, recomenda-se que a manutenção preventiva seja realizada no local de uso, e que uma segunda pessoa acompanhe o técnico para prestar-lhe socorro, em caso de acidente.

### II.2.1 Instrumentos de Teste Necessários

Para uma avaliação minuciosa, recomenda-se o emprego

dos seguintes instrumentos: analisador de desfibriladores-cardioversores, simulador de ECG e arritmias cardíacas, ohmímetro com resolução de 0,01  $\Omega$ , medidor de corrente de fuga, cronômetro, osciloscópio com memória e escala milimetrada (ECRI, 1976a).

## II.2.2 Procedimento Recomendado

### II.2.2.1 Inspeção

A primeira fase da manutenção preventiva encerra a análise das condições gerais do desfibrilador, que abrange: todos os aspectos referentes à limpeza do aparelho e das pás, sua localização, mobilidade, instalações elétricas e físicas, existência de acessórios (eletrodos e cabos de ECG, "gel", pás para desfibrilação transventricular, pás pediátricas,...), baterias carregadas e carregador de baterias acoplado ou próximo, integridade de todos os controles, chaves, lâmpadas, sinalizadores, medidor de energia, conectores e cabos (ECRI, 1971c).

### II.2.2.2 Medidas

Os parâmetros de maior relevância a serem verificados são: energia liberada, tempo de atraso para sincronismo da cardioversão, correntes de fuga, isolação de entrada e monitoração de ECG (ECRI, 1976a).

1. *Energia liberada:* selecionar vários níveis de

energia e descarregar o desfibrilador sobre um medidor de energia calibrado para medi-la sobre um resistor não indutivo, de 50  $\Omega$  (impedância transtorácica média). Comparar com os valores inscritos no próprio desfibrilador. Havendo discrepâncias (ocorrem, principalmente, nos desfibriladores calibrados em termos de energia armazenada, (Flynn et al., 1972) e sendo possível a correção, efetuá-la, caso contrário, colar uma etiqueta com os valores corretos. Para efeitos de calibração, o máximo erro admissível é de 4 Ws ou 15 %, qual for maior (IEC, 1983).

2. *Energia perdida após 30 s*: descarregando-se o desfibrilador 30 s depois de carregado, a energia liberada não deverá ser inferior a 85 % da energia liberada quando descarregado imediatamente após sua carga.

3. *Repetição de descargas*: nos episódios ressuscitatórios, podem surgir situações que necessitam múltiplas descargas desfibrilatórias. Por isso, verificar: (a) o nível de energia liberada após dez descargas sucessivas, em nível máximo e, (b) o tempo para carga da décima tentativa (que deve ser inferior a 30 s). Falhas nesse teste indicam problemas com a bateria.

4. *Tempo de carga para máxima energia*: não deve ultrapassar a 10 s.

5. *Análise da forma de onda*: acoplado-se um analisador de desfibriladores a um osciloscópio com memória, torna-se

possível a avaliação da forma de onda desfibrilatória. Sua importância decorre, principalmente, de suas implicações fisiológicas, já que sua duração, amplitude máxima e tempo de subida devem permanecer dentro dos limites seguros, estabelecidos pela ANSI/AAMI DF - 2, e apresentados nas tabelas II.1 e II.2, em conformidade com as figuras II.1 e II.2. Por outro lado, ruídos excessivos no início e final da descarga representam indícios de problemas de bounce no relé de transferência.

6. *Operação no modo sincronizado (cardioversão)*: para testar cardioversores, é preciso simular o complexo QRS (sinal de disparo do cardioversor) e medir o tempo de resposta (disparo do pulso de cardioversão). Um dos seguintes métodos pode ser empregado: (a) com auxílio de um simulador de ritmos cardíacos e um osciloscópio com memória; injetar um sinal padrão de ECG através das entradas de captação de ECG do cardioversor; conectar uma das entradas do osciloscópio ao simulador e a outra ao desfibrilador (atenção: por meio de um divisor resistivo de 50  $\Omega$ , com atenuação de 1000:1). Com o osciloscópio posicionado no modo *External Trigger*, efetuar uma descarga de 50 Ws. O disparo do cardioversor deve ocorrer em, no máximo, 30 ms após o ápice do complexo QRS; (b) por meio de um testador de sincronismo de cardioversores, que fornece diretamente a resposta, sem necessidade do emprego de simulador ou osciloscópio, à semelhança dos equipamentos desenvolvidos no CEB-UNICAMP (Nohama & Farias, 1988, 1989; Farias & Nohama, 1989).

7. Correntes de fuga: (a) para terra: medir a corrente de fuga do chassis do desfibrilador e do carregador de baterias, de cada eletrodo de ECG e das pás desfibrilatórias, para a terra.

Tabela II.1. Especificações para Forma de Onda Senoidal Amortecida.  $I_P$  representa o valor de pico da corrente;  $|I_R|$ , o valor absoluto da corrente reversa;  $t_r$ , o tempo de subida (10 a 90 %) do primeiro lóbulo da onda;  $t_{50}$ , a duração do pulso associada a 50 % da amplitude da onda;  $t_{10}$ , a duração do pulso associada a 10 % de sua amplitude;  $\alpha = \sqrt{E/360}$ ; e E é a energia ajustada que seria entregue sobre uma carga de 50 ohms (de ANSI DF-02).

Parâmetro da Onda	Resistência de Carga (50 ohms)
$I_P$ (A)	$66 \alpha \geq I_P \geq 45 \alpha$
$I_R$ (A)	$18 \alpha \geq  I_R  \geq 0,0$
$t_r$ (ms)	$1,42 \geq t_r \geq 0,40$
$t_{50}$ (ms)	$4,17 \geq t_{50} \geq 2,10$
$t_{10}$ (ms)	$9,20 \geq t_{10} \geq 3,10$

Tabela II.2. Especificações para a Forma de Onda Exponencial Truncada.  $I_P$  corresponde ao valor de pico da corrente;  $t_{\text{máx}}$ , à máxima duração do pulso; e  $t_{\text{min}}$ , à duração mínima (de ANSI DF-02).

Parâmetro da Onda	Resistência de Carga (50 ohms)
$I_P$ máx	40 A
$t$ máx	24 ms
$t$ min	2 ms

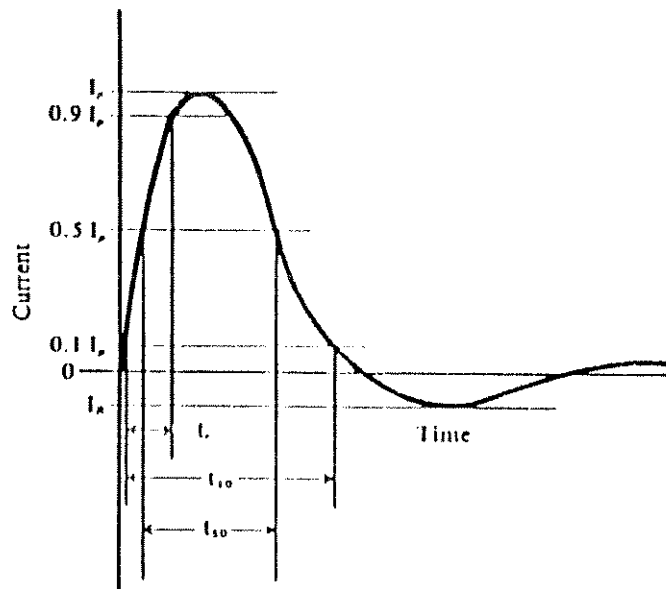


Figura II.1. Forma de Onda e Parâmetros da Onda Senoidal Amortecida (de ANSI DF-02).

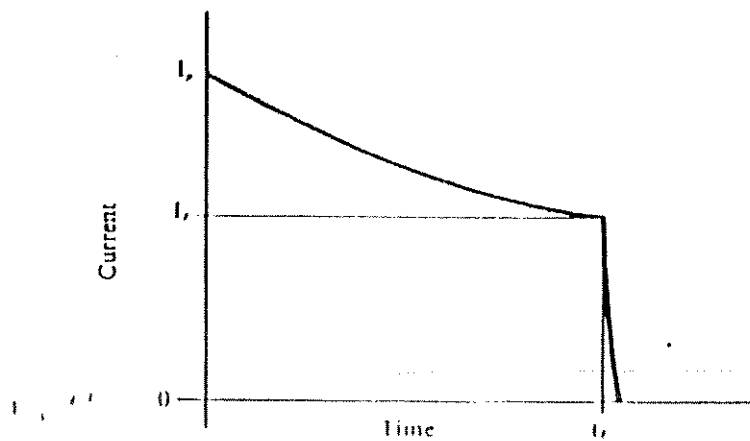


Figura II.2. Forma de Onda e Parâmetros da Onda Exponencial Truncada (de ANSI DF-02).

Medi-las com o equipamento desligado (plugue conectado à tomada), ligado e sob regime de carga. Se o equipamento pode ser alimentado rede de CA ou via carregador, realizar esses testes com o

carregador ligado e alternadamente aterrado, não aterrado e não aterrado com o plugue invertido na tomada. Para o caso do chassis, a fuga não deve exceder  $100 \mu\text{A}$ ; para eletrodos e pás,  $50 \mu\text{A}$  (ou  $10 \mu\text{A}$  para os desfibriladores com entrada isolada). Se, na prática clínica, o desfibrilador não é usado enquanto conectado à rede, medir somente a fuga de chassis para terra, com tolerância máxima de  $500 \mu\text{A}$ ; (b) entre eletrodos: medir a corrente de fuga entre pares de eletrodos e entre as pás. Se o gabinete do desfibrilador for metálico, medi-la entre cada eletrodo ou pá e o gabinete. Efetuar as medidas com o equipamento ligado, em regime de carga e totalmente carregado. O limite permissível é de  $50 \mu\text{A}$  ( $10 \mu\text{A}$  se a entrada for isolada) (AAMI, 1978). Observação: não efetuar essas medidas durante a descarga.

8. Resistência de terra: para os desfibriladores alimentados com CA ou por meio de carregador embutido, medir a resistência entre o pino de terra do cordão de alimentação e as partes metálicas expostas do chassis. Essa resistência deve ser inferior  $0,15 \Omega$ . Havendo carregador de baterias acoplável, testá-lo observando os mesmos requisitos. Para unidades exclusivamente à bateria, verificar o aterramento do carregador e de grandes áreas metálicas do desfibrilador enquanto interconectados, para garantir segurança ao operador. Medir, ainda, a resistência entre o terminal "R1" e o terra do carregador, para determinar se a unidade possui entrada isolada.



9. *Isolação de entrada*: equipamentos com entrada isolada apresentam altíssima resistência entre terminal "R1" e terra. Este procedimento só deverá ser realizado se essa resistência for superior 100 k $\Omega$ . Para tal, conectar uma fonte para teste de isolação, de 120 V<sub>CA</sub>, através de um resistor de 120 k $\Omega$  e um medidor de corrente de fuga, ao terminal "R1" e medir a intensidade de corrente. Esta não deverá ultrapassar a 20  $\mu$ A (10  $\mu$ A, se ligado diretamente ao conector do cabo de paciente).

10. *Monitor de ECG*: injetar um sinal padrão de ECG, por meio de um simulador de ritmos cardíacos. Verificar se aparecem ruídos, deslocamento da linha de base ou distorções. Testar os controles de intensidade, congelamento de imagem, deslocamento vertical do feixe, velocidade de varredura e ganho. Comparar os resultados com o padrão eletrocardiográfico. Caso se deseje verificar a resposta em frequência, seguir os procedimentos recomendados para avaliação de monitores.

11. *Pulso interno de calibração (1 mV)*: verificar se a altura do pulso corresponde ao ganho ajustado.

12. *Alarme e sinalizador de QRS*: verificar o funcionamento dos alarmes para indicação de bradí e taquicardia, injetando os sinais correspondentes via simulador de ritmos cardíacos.

13. *Velocidade de varredura*: aplicar um sinal de ECG padrão (60 bpm) por meio do simulador de ritmos e medir, no

monitor, a distância entre picos sucessivos de complexos QRS.

14. *Outros testes:* dependendo do modelo, recursos, características e aplicação do desfibrilador, efetuar avaliação de desempenho compatível. Na falta dos equipamentos necessários, desenvolver métodos e alternativas que possibilitem uma aferição segura e satisfatória.

Para facilitar a rotina de manutenção, sugere-se a aquisição de um testador de desfibriladores do tipo "go-no go" para ser utilizado, diariamente, pelo operador (corpo clínico) e um analisador de desfibriladores-cardioversores, para ser empregado pelo técnico, em suas inspeções periódicas. Além disso, recomenda-se o emprego de um formulário específico, tal como o apresentado ao final deste apêndice e que, além de padronizar o procedimento de manutenção, serve como histórico do equipamento.

### II.3. MANUTENÇÃO CORRETIVA

Ao consertar um desfibrilador, o técnico precisa tomar precauções quanto à segurança elétrica, principalmente, pelos riscos ocasionados pela alta-tensão produzida. Quando exigida a substituição de componentes, estes devem ser rigorosamente equivalentes e de qualidade comprovada, especialmente com relação ao capacitor de armazenamento, o(s) indutor(es) de amortecimento da descarga, o relé de comutação carga-descarga-"stand by" (ou lâmpadas xênon e/ou transformador de pulsos associado) e os com-

ponentes que ficam submetidos alta tensão (O'Dowd, 1983), além dos dispositivos que sofrem desgaste ou quebras, como chaves, conectores, cabos e pás.

Na tabela II.3, são enumeradas várias situações de anormalidade, suas prováveis causas e possíveis medidas corretivas. Este quadro não pretende englobar todos os casos, apenas ilustrar alguns dos problemas mais frequentes.

#### II.4. CONCLUSÕES

A manutenção de desfibriladores-cardioversores não é responsabilidade exclusiva de técnicos e engenheiros biomédicos mas co-participada com o usuário-operador. Cabe a este a utilização correta do equipamento, a inspeção diária de seu funcionamento, bem como a recarga de suas baterias (ECRI, 1983a). Ao corpo técnico, cabe a manutenção preventiva periódica e a corretiva, dentro dos mais elevados graus de eficiência, rapidez e conforme as normas estabelecidas pelo IEC 601-1, 601-2-4 e ANSI DF-02. É imprescindível lembrar que os desfibriladores constituem equipamentos de suporte à vida e que uma só falha poderá ser fatal para um paciente.

**Tabela II.3. Manutenção corretiva de desfibriladores: defeitos, causas e soluções.**

Defeito	Causa provável	Medida corretiva
1. Equip. não funciona quando acionado	Bateria descarregada	Recarregar/substituir
	Fusível queimado	Substituir e se voltar a abrir, verificar o estágio de fonte.
	Circuito liga/desliga defeituoso	Verificar relé e estágio associado
	Circuito conversor CA-CC defeit.	Verificar
2. Energia armazenada não é liberada ao paciente ou à resistência interna de teste quando os controles das pás são acionados.	Defeito nas pás	Verificar continuidade das pás e e circuitos de transferência
	Circuito lógico ou relé de transferência defeituosos.	Verificar circuito lógico e relé
3. Energia armazenada não é dissipada imediatamente após equipamento ser desligado ou pás acionadas em aberto.	Def. no relé de descarga autom.	Substituir o relé
4. Equipamento carrega-se automaticamente quando ligado	Circ. de descarga automática def.	Verificar esse circuito
	Circuito de controle de carga def.	Verificar
5. Descarga automática não atua quando seletor de nível de energia é alterado antes da descarga pretendida	Chave ou circuito de carga em em curto	Verificar chaves (painel frontal e pás)/circuito de carga
	Resistor de carga interna aberto	Substituir
6. Equip. falha em atingir níveis mais altos de energia	Circ. de descarga automática def.	Verificar
	Circuito de carga def.	Verificar
7. Equip. não carrega quando o acionador é ativado	Fuga no relé de descarga autom.	Substituir
	Bateria descarregada	Recarregar/Substituir
	Circuito de seleção de nível def.	Verificar
	Circuito aberto na trava das pás	Verificar: conector/continuidade
	Circ. selegor carga/descarga def.	Testar continuidade do seletor, nas pás e painel frontal
8. Equip. continua se carregando apesar de já ter atingido o nível ajustado	Relé de transferência defeituoso	Testar continuidade nos contatos do relé de carga e na fiação
	Circ. de controle e/ou de carga («Flyback» e outros, de AT)	Verificar
9. Equip. falha em permanecer no estado «pronto» depois da carga	Circ. de seleção de nível de energia defeituoso	Testar circuito comparador e fim de carga
	Circuito de acionamento do relé de descarga interna automática def.	Verificar
10. Indicador de carga não responde ou não atinge o nível de energia armazenada	Def. no circ. de controle de carga	Verificar esse circuito
	Def. no circ. de carga	Verificar esse circuito
	Def. no circ. de seleção de energia	Verificar esse circuito
	Def. no acionador das pás	Verificar as pás
11. Indicador de carga sinaliza pronto mas não há energia disponível	Circ. de seleção de energia def.	Verificar esse circuito
	Lógica de controle de carga def.	Verificar esse circuito
12. Indicador luminoso de liga/desliga enfraquece durante a operação	Bateria descarregada/defeituosa	Recarregar/Substituir
13. Tempo de carga excede a 10s para atingir carga máxima	Bateria com pouca carga	Recarregar/Substituir
	Circuito de controle de carga def.	Verificar
	Circuito de carga def.	Verificar
	Capacitor de carga def.	Verificar
14. Não há retenção de carga	Circuito de recarga def.	Verificar
	Def. no circ. comparador de nível de carga	Verificar
	Capacitor de armazenam. com fuga	Substituir
15. Interferência no monitor quando ECG é captado pelas pás	Mau contato entre blocos monitor-desfibrilador, se módulos acoplados	Verificar contatos e continuidade entre pás e pré-amplificador
	Pás defeituosas	Verificar
	Relé ou circ. lógico de transf. def.	Verificar
16. Interferência no monitor quando ECG é captado através dos eletrodos e cabo de ECG	Mau contato ou má colocação	Inspeccionar eletrodos
	Evaporação ou falta de «gel»	Verificar a data de validade
	Cabo de captação defeituoso	Substituir
	Circ. de CMR defeituoso	Verificar desempenho

Defeito	Causa provável	Medida corretiva
17. Interferência excessiva de 60 Hz quando ECG é captado via pás desfibrilatórias	Def. no sistema de pás	Substituir
	Contatos deslizantes def.	Limpar
	Relé de transferência def.	Verificar contatos desse relé
	Filtro «notch» de 60 Hz def.	Verificar o desempenho
18. Monitor não mostra ECG captado via cabos do paciente mas mostra sinal de cal.	Cabo do paciente com defeito	Testar continuidade
	Circuito pré-amplificador def.	Verificar desempenho
	Seletor de derivações ou fiação def.	Verificar
19. Monitor não mostra ECG captado via pás mas mostra sinal de cal	Pás defeituosas	Substituir
	Interconexão monitor-desfibrilador com problemas	Limpar ou substituir conector
	Relé de transferência def.	Substituir
	Seletor de modo de captação def.	Substituir
20. Traço do CRT fraco ou não aparece	Controle de intensidade desregulado	Ajustar
	Mau contato no conector do CRT	Limpar contatos
	Circ. de varredura/deflexão def.	Testar
	Fonte de MAT defeituosa	Verificar
	CRT defeituoso	Rejuvenescer/substituir
21. Sinal de cal. não aparece no CRT mas o sinal de ECG sim	Chave seletora defeituosa	Substituir
	Circ. de sinal de cal. defeituoso	Verificar
22. Sinal de ECG não é mantido quando seletor de congelamento de imagem é acionado	Circuito de congelamento def.	Verificar
	Controle de nível de ECG baixo	Ajustar para maior amplitude
	Seletor defeituoso	Substituir
23. ECG incorreto quando em presença de equipamento de transmissão	Perda de blindagem de IRF	Inspeccionar a fiação (rupturas)
24. Falta de indicação sonora de sístole	Potenciômetro de volume def.	Substituir
	Circ. processador de sístole def.	Testar
	Gerador de tom def.	Verificar
	Alto-falante def.	Substituir
25. Disparo sincronizado não funciona mas há sinal de ECG	Seletor modo de disparo def.	Substituir
	Detetor de QRS def.	Testar filtro e detetor de limiar
	Controle de nível de ECG baixo	Ajustar nível até que o bip de sístole torne-se audível
	Circ. de controle de disparo sincronizado defeituoso	Testar
	Contatos intermódulos defeituoso	Limpar
26. Detetores de bradi e taquicardia não operam	Nível de ECG muito baixo	Ajustar nível até que o bip de sístole torne-se audível
	Circ. medidor de frequência def.	Verificar/calibrar
27. Cardiotacômetro não mede a frequência correta	Nível de ECG muito baixo	Ajustar nível até que o bip de sístole torne-se audível
	Circ. medidor de frequência def.	Verificar/calibrar
28. Registrador de papel não funciona	Fonte de alimentação def.	Testar
	Motor acionador de papel def.	Substituir
29. Motor do registrador funciona mas não traça no papel	Aquecedor de pena desajustado	Ajustar/substituir
	Pena entortada/maí ajustada	Ajustar/substituir
	Circuito aquecedor de pena def.	Verificar
30. Registrador funciona mas a pena permanece deflexionada em um lado ou não responde e permanece no centro	Motor acionador de pena def.	Substituir
	Circuito acionador def.	Testar
31. Indicador de subtensão de bateria não atua	Circuito de detecção de subtensão defeituoso	Verificar
32. Sinalizador indica mas baterias não se carregam com plena carga	Def. das baterias	Substituir
	Fonte do carregador desregulada	Reajustar
	Fonte de 12V muito baixa	Elevar para até 15V
	Carregador de baterias usado sob temperaturas muito baixas/altas	Utilizar sob temp. = 22 C

Dados obtidos e adaptados dos manuais de serviço dos desfibriladores Physio Control Litepak 4, 5, 6, 6s e 7, e das fichas de manutenção do CEB-UNICAMP (1989).

## DEFIBRILADORES - CARDIOVERSORES

### Formulário de Manutenção

Local: \_\_\_\_\_ N.º Série: \_\_\_\_\_  
 Modelo: \_\_\_\_\_ N.º Patrimônio: \_\_\_\_\_  
 Marca: \_\_\_\_\_

N.º de controle:

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

Próxima avaliação: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

- Inspeção                       Manutenção  
 Preventiva  
 Corretiva

#### INSPEÇÃO

1. Condição geral do equipamento: \_\_\_\_\_
2. Condição do carregador de baterias: \_\_\_\_\_
3. Plugue e cordão de alimentação: \_\_\_\_\_
4. Pás, cabos e conectores: \_\_\_\_\_
5. Pasta de eletrodo e salina: \_\_\_\_\_
6. Fusíveis e circuitos de proteção: \_\_\_\_\_
7. Condição dos controles, indicadores e medidores: \_\_\_\_\_
8. Posição dos controles: \_\_\_\_\_
9. Acessórios: \_\_\_\_\_

Ação necessária	Ação tomada

#### MEDIDAS

10. Forma de Onda (Analisador acoplado ao osciloscópio com memória)

Duração	ms	Forma de onda	
T subida	ms		
V pico	kV		

11. Energia liberada (Utilizar analisador calibrado sobre R = 50 ohms)

Posição do Controle	Energia Indicada	Energia Liberada	Inspeção anterior (Energia Liberada)		

12. Energia liberada após 30s.

Máxima energia		J		
----------------	--	---	--	--

13. Salda da 10.ª descarga sucessiva

Máxima energia				
----------------	--	--	--	--

14. Tempo de carga para máxima energia

Na Inspeção anterior			s		
Operação à bateria			s		
Operação à rede de CA			s		

15. Descarga interna da energia armazenada

	Sem	Lenta	Aceptável	Rápida	
Ligado					
Ao desligar					

16. Sincronismo do Cardioversor

- Correto                       Sem                       Incorreto

--	--

17. Correntes de fuga (Utilizar medidor de corrente de fuga)

17.1 Inter-eletrodos

Modo de Operação	Máxima fuga (uA)			
	Ligado	Desligado		
Aterrado corretamente				
Desaterrado, polar. normal				
Desaterrado, polar. Invertida				

17.2. Para terra

a) Ligado

	Chassis	Pés	Eletrodos		
Aterrado corretamente					
Desaterrado, polar. normal					
Desaterrado, polar. Invertida					

b) Desligado

	Chassis	Pés	Eletrodos		
Aterrado corretamente					
Desaterrado, polar. normal					
Desaterrado, polar. Invertida					

18. Isolação de entrada

Corrente		uA		
----------	--	----	--	--

19. Resistência de terra

Chassis		Terminal R1		
---------	--	-------------	--	--

20. Monitor: qualidade traço

<input type="checkbox"/> Foco	<input type="checkbox"/> Intensidade	<input type="checkbox"/> Inclinação		
<input type="checkbox"/> Interferência	<input type="checkbox"/> Pontos queimados	<input type="checkbox"/> Linha de base		

21. Pulso interno de calibração

Altura do traço		mm (10mm/mV)		
-----------------	--	--------------	--	--

22. Pulso externo de calibração

Amplitude		mm (10mm/mV)		
<input type="checkbox"/> Resposta em baixa frequência				
<input type="checkbox"/> Resposta em alta frequência				
<input type="checkbox"/> Indicador de complexo QRS				
<input type="checkbox"/> Monitoração através das pás				
<input type="checkbox"/> Congelamento de ECG				

23. Velocidade de varredura

Posição do controle		mm/s		
Tempo de varredura	s	para	mm	

24. Outros testes

Descrição		

25. Comentários e descrição de falhas


26. Inspeccionado por \_\_\_\_\_  
(Extraído e adaptado de ECRJ (1976) e Feinberg (1986)).

Ass.: \_\_\_\_\_

## APÊNDICE III

### PROPOSTA DE NORMA:

### NP 01 - DIRETRIZES DE SEGURANÇA NA FABRICAÇÃO, INSTALAÇÃO, USO E MANUTENÇÃO DE DESFIBRILADORES/CARDIOVERSORES

#### III.1 INTRODUÇÃO

##### III.1.1 Objetivo

A presente norma estabelece critérios para avaliação de desempenho de Desfibriladores/Cardioversores (DF/CV), alimentados com fonte de CA ou à bateria, acompanhados ou não de monitor cardíaco/registrator de papel.

##### III.1.2 Campo de aplicação

Esta norma fixa as bases que devem ser consideradas na fabricação, instalação, uso e manutenção de DF/CV.

##### III.1.3 Normas complementares

*NBR 9153: Conceituação e diretrizes de segurança de*



equipamento elétrico utilizado na prática médica - aspectos básicos.

*NBR 6514: Aparelhos eletrodomésticos e eletroprofissionais - (terminologia).*

*IEC 601-1: Safety of medical electrical equipment.*

*ANSI/AAMI DF-02: Cardiac defibrillator devices.*

### III.2. GENERALIDADES

1. A fibrilação ventricular é uma arritmia cardíaca fatal, caracterizada por contrações desorganizadas, aleatórias, das células do miocárdio, interrompendo a ação bombeadora do coração.

2. Desfibrilação é o modo pelo qual, por meio de um choque elétrico, breve e forte, interrompe-se a fibrilação, induzindo as fibras cardíacas à sequência normal de contração e relaxação.

3. Os desfibriladores são equipamentos eletromédicos (EEMD) usados basicamente para ressuscitação de emergência de pacientes com fibrilação ventricular. Há também aplicações não emergenciais, tais como a reversão de arritmias (*flutter* atrial, fibrilação atrial, taquicardia ventricular, ...) e desfibrilação interna (em cirurgias de peito aberto).

4. No caso de cardioversão de arritmias, o equipamento é denominado de cardioversor (ou desfibrilador sincronizado). Nesta situação, a descarga desfibrilatória ocorre de modo sincronizado com

a onda R do eletrocardiograma do paciente.

5. Os monitores cardíacos, acoplados aos DF/CV, não têm por objetivo a realização de diagnóstico mas de acompanhamento da recuperação do paciente.

### III.3. FABRICAÇÃO

A fabricação de um EEM, especialmente os de suporte à vida, exige alguns pré-requisitos que devem ser rigorosamente cumpridos, para garantir a construção de um equipamento seguro e eficaz.

#### III.3.1 Organização e pessoal

1. O fabricante deve possuir estrutura física, recursos instrumentais e humanos adequados. Deve elaborar um programa de controle de qualidade do produto, que contenha procedimentos para aprovação/rejeição de componentes e dispositivos usados no DF/CV; registros e revisão dos registros de produção, identificação, recomendações ou soluções para problemas que denigram a qualidade do equipamento; e deve assegurar que as inspeções do controle de qualidade sejam apropriadas ao tipo de equipamento. Deve, ainda, manter procedimentos escritos e registros de medições, para o caso de fiscalização das autoridades competentes.

2. O fabricante deve possuir funcionários, em número suficiente e capacitados tecnicamente para o desempenho de suas atividades. Treinamentos constantes fazem parte de uma boa estratégia para garantir, cada vez mais, um elevado grau de confiabilidade em seus produtos. A equipe de pesquisa e desenvolvimento deve ser motivada a criar novas alternativas para aprimoramento dos equipamentos.

### III.3.2 Instalações prediais

Instalações físicas convenientes são aquelas em que há separação entre os diversos setores, de modo a evitar tumultos, devido ao congestionamento de pessoas, caixas, equipamentos, etc, em áreas de acesso e linhas de montagem ou barulho, em setores de pesquisa, por exemplo. Limpeza e organização constituem regras básicas para se obter facilidade, rapidez, segurança e conforto no trabalho.

### III.3.3 Equipamentos

1. Equipamentos/maquinaria: todas as máquinas fixas devem ser posicionadas de modo a facilitar a limpeza, os ajustes e a manutenção. A manutenção deve seguir um plano que assegure perfeito e contínuo funcionamento, dentro das especificações dadas pelo seu fabricante. Deve ser periódica e documentada, relatando quaisquer ajustes ou substituições. Os equipamentos móveis devem ser dispostos de forma tal que permitam fácil manuseio.

2. Equipamentos de medida: tais como osciloscópios, voltímetros, frequencímetros e outros, devem ser periodicamente calibrados por meio de padrões de calibração; caso seja possível, na própria indústria, se não, em laboratórios qualificados. Arquivar os registros de calibração (inserindo nome, local, data, técnico responsável, ...). Climatizar o laboratório em que são utilizados e seguir as recomendações dos fabricantes, para garantir a melhor performance dos equipamentos.

#### III.3.4 Controle dos componentes

1. Para controle dos componentes, seguir uma rotina de medidas que se devem iniciar desde o recebimento dos mesmos, de modo a evitar transtornos com possíveis alterações do fornecedor; passando a um almoxarifado bem organizado, para então, ser distribuído à linha de montagem. Efetuar testes de qualificação, por amostragem, em todos os lotes recebidos.

2. Componentes críticos, como capacitores de descarga desfibrilatória, indutores de amortecimento, relés de chaveamento e isolação entre circuito de carga e descarga, e pás desfibrilatórias, devem ser minuciosamente avaliados.

#### III.3.5 Circuito impresso

1. Observar os requisitos para funcionamento em baixa e alta

tensão, tais como espessura de filetes, distância entre filetes, filetes de massa, blindagem, aterramento, pontos de conexão interno e externo, dissipação de calor, etapa de rádio-frequência, e outros.

2. Caso seja elaborado e produzido pelo próprio fabricante, que se utilize processo automatizado.

3. O projeto da fiação impressa deve visar funcionalidade, apresentando discriminação modular que facilite montagem, análise e manutenção.

### III.3.6. Controle de produção

1. Devem ser estabelecidos, de forma escrita, procedimentos e especificações para fabricação, de modo a assegurar que o equipamento produzido fique conforme o projeto original.

2. Quaisquer alterações ficam sujeitas ao controle, para serem aprovadas e documentadas.

3. Para corrigir desvios de especificação, que porventura ocorram durante a fabricação, devem existir procedimentos escritos para o controle do processo.

### III.3.7 Bastidor e marcações:

1. Utilizar materiais adequados e sistema de controle para manter a integridade das marcações (sinais, avisos e inscrições).
2. Tanto o bastidor quanto as marcações devem ser projetados, desenhados e impressos de acordo com os métodos e técnicas do desenho industrial, pois isso beneficia os aspectos de entendimento, manuseio e durabilidade, além das vantagens ergonômicas auferidas.
3. As operações de colocação de bastidor e marcação devem ocorrer separadamente.
4. Guardar os rótulos (etiquetas) de forma a haver pronta identificação e sem possibilidades de trocas.
5. O bastidor e a embalagem para transporte devem ser construídos de modo a proteger o equipamento de adulterações e danos durante a estocagem, deslocamentos e a distribuição aos usuários.
6. Devem existir avisos de perigo devido à alta tensão (externamente: no conector de pás e nas pás; internamente, nos estágios de carga e descarga do capacitor de saída, e MAT (Muito Alta Tensão) de tubos de raios catódicos) e identificação, por cores, nos acionadores das pás.
7. Efetuar marcação, clara e visível, dos níveis de energia e comutação de aplicação (interna/externa).

8. Deve haver marcação bem identificável para seleção de modo: desfibrilação ou cardioversão.

### III.3.8 Avaliação do equipamento (critérios e métodos de teste):

#### III.3.8.1 DF/CV alimentados com CA

##### 1. Energia liberada

1.1 Deve-se requerer exatidão do nível de energia selecionado, em relação à energia liberada (que pode não ser igual à armazenada), limite máximo energia de saída e forma de onda do pulso liberado.

1.2 A unidade empregada deve ser o joule (J), sendo admitido que se empregue a notação watt-segundo (Ws).

1.3 Para efeitos de calibração, utilizar uma carga resistiva (não indutiva) de 50  $\Omega$ .

1.4 A máxima tolerância permitida chega a 4 J ou 15%, qual for maior.

1.5 O controle de nível deve permitir ajustes de um mínimo de 10 J (desfibrilação interna) ao máximo de 450 J (desfibrilação externa), com pelo menos seis seleções (duas entre 10 J e 50 J e quatro outras). Para os desfibriladores com sincronização e/ou

desfibrilação interna, o máximo admissível é 50 J, contendo um mínimo de sete seleções de nível.

1.6 Testes realizados com cargas resistivas de 25 a 100  $\Omega$  não devem provocar mais de 15 J ou 40% de variação, qual for maior, com relação à carga de 50  $\Omega$ .

1.7 Critério para realização dos testes: a média de dez medidas.

## 2. Energia perdida depois de carregado

2.1 Se o DF/CV for descarregado 1 min após ter sido carregado, a energia liberada não deve ser menor que 85% da energia liberada quando descarregado imediatamente após sua carga.

2.2 Critério de avaliação: dez medidas.

## 3. Repetição de descargas

O DF/CV deve ser capaz de fornecer quinze descargas de máxima energia, num intervalo de 5 min, e daí, quatro descargas, tão rapidamente quanto possível; sem prejudicar a performance ou danificar o equipamento.

## 4. Tempo de carga para nível de energia máximo

4.1 Não deve ser superior a 10 s.



4.2 Critério de avaliação: a média de dez medidas consecutivas.

## 5. Teste de desarme

5.1 Cinco segundos depois de desligado, o capacitor de descarga do DF/CV deve apresentar, entre as pás, menos que 25 V, para proteção do operador contra possíveis choques.

5.2 Critério de avaliação: carregar com nível máximo de energia e efetuar dois testes de desarme, um 5 s após o outro.

## 6. Descarga com saída em curto e em aberto

6.1 Efetuar descarga com nível máximo de energia, mantendo as pás curto-circuitadas, o DF/CV deve desarmar-se automaticamente.

6.2 Repetir o procedimento, agora, com as pás em aberto. Deve também ocorrer o desarme e sem danificação do DF/CV.

6.3 Se a unidade não se desarmar, desconectá-la imediatamente da rede.

## 7. Efeito das variações da tensão da rede de CA

7.1 A performance do DF/CV não deve ser afetada pelas variações da tensão da rede de CA.

7.2 Critério de avaliação: variar a tensão alternada de alimentação, por meio de um VARIAC, desde 95 V até 135 V e medir a energia liberada, sobre a carga de 50  $\Omega$ .

## 8. Corrente de fuga

8.1 Correntes de fuga, entre partes condutivas e terra, não devem colocar em risco o operador ou o paciente, não podendo ultrapassar 100  $\mu\text{A}$  do chassis e/ou pás para a terra, e deve ser menor que 50  $\mu\text{A}$  entre as pás de aplicação interna e o terra.

8.2 Entre as pás e o terra, durante descarga de máxima energia e utilizando um resistor de teste de 1  $\text{k}\Omega$ , a corrente de fuga não deve exceder a 50 mA (dc), com duração igual a 10 ms. Este teste serve para verificação da intensidade de corrente que passaria por uma pessoa que tocasse o paciente ou o eletrodo nela aplicado.

8.3 Critério de teste: descarregar o DF/CV sobre uma carga de 50  $\Omega$  (ou sobre as placas de um Analisador de DF/CV), com o resistor de 1  $\text{k}\Omega$  conectado entre uma das pás e a terra. Medir, com auxílio de um osciloscópio (do tipo com memória) a tensão sobre o resistor e daí, então, calcular a corrente. Repetir o procedimento para a outra pá.

## 9. Resistência de terra

A resistência entre chassis e pino do plugue de conexão das pás deve ser menor que  $0,15 \Omega$ .

## 10. Isolação de saída

10.1 A saída deve ser isolada para proteger o operador, assegurar manutenção da carga no capacitor de saída e não provocar danos aos equipamentos de monitoração.

10.2 Critério de avaliação: carregar o DF/CV com 50 J e descarregá-lo com uma pá ligada a uma das placas de contacto de um Analisador de DF/CV, não aterrada, e a outra pá no ar. Depois, trocar as pás. Não deve ocorrer descarga alguma.

## 11. Sincronismo para cardioversão

11.1 O equipamento deve permanecer sempre no modo desfibrilação, mesmo depois de uma descarga sincronizada.

11.2 A comutação entre os dois modos deve ser fácil e rápida.

11.3 A descarga sincronizada deve ocorrer em, no máximo, 30 ms após transcorrido o ápice um pulso de teste, de onda triangular (com duração de 60 ms e tempo de subida máximo de 30 ms).

## 12. Tamanho das pás e comprimento dos cabos

12.1 As pás de adultos devem apresentar área mínima de 50 cm<sup>2</sup>, para aplicação transtorácica e 32 cm<sup>2</sup>, para aplicação transventricular. Para aplicação pediátrica, as dimensões correspondem a 15 cm<sup>2</sup> (externa) e 9 cm<sup>2</sup> (interna).

12.2 O comprimento dos cabos de conexão das pás deve atingir 2 m quando estirado sob a aplicação de uma força de 18 N.

### 13. Esterilização das pás internas

13.1 Para esterilizá-las, seguir os procedimentos normais de hospital, por meio de ETO, autoclave ou outro.

13.2 Testá-las após terem sido submetidas ao processo de esterilização.

### 14. Estresse do cordão de alimentação

14.1 Os cordões devem suportar todos os esforços a que ficam submetidos quando em uso.

14.2 Critério de avaliação: suspender um peso de 16,5 kg por meio do cordão, preso em dois pontos, durante 1 min; ou por um só ponto, durante o mesmo tempo.

### 15. Efeitos produzidos por fluidos

15.1 Nos hospitais, utilizam-se muitos agentes de limpeza e esterilizantes, de tal sorte que eles podem esparramar-se sobre os equipamentos. Isto implica em cuidados, por parte do fabricante, que deve produzir um equipamento à prova desses agentes.

15.2 Critério de avaliação: espalhar salina, detergente, pasta de eletrodo, álcool, café, vômito simulado (5% HCl), germicidas e outros agentes de limpeza, sobre o aparelho, por 60 h. Verificar quaisquer efeitos de descoloração, manchas, ferrugem ou dano.

## 16. Teste de queda

16.1 Normalmente ocorrem vibrações e choques mecânicos que podem alterar a performance do equipamento.

16.2 Critério de teste: colocar o DF/CV sobre uma superfície dura e erguendo as bordas em 5 cm, uma de cada vez, deixar cair, por duas vezes. Registrar os níveis de energia e a existência de sincronização, antes e depois das quedas.

## 17. Teste de queda das pás

17.1 Acidentes com as pás são frequentes. Por isso, elas não devem trincar, quebrar ou funcionar precariamente, pois colocariam em perigo o operador e o paciente.

17.2 Critério da avaliação: deixar as pás caírem de uma altura de 1 m, em todas as seis dimensões possíveis, por trinta vezes.

## 18. Facilidade de uso e segurança do operador

18.1 Por constituir-se num equipamento de ressuscitação, emergencial, o DF/CV deve ser seguro, rápido e simples, no seu uso.

18.2 Seus controles e indicadores devem ser logicamente dispostos e claramente marcados.

18.3 Deve possuir sinalizadores visual e auditivo para indicação de *em carga e pronto para descarga*.

18.4 Inscrições de painel devem visar clareza e funcionalidade.

18.5 Deve possuir controles manual e automático de carga, para, pelo menos, duas descargas sucessivas.

18.6 O controle de nível de energia deve ter dimensões maiores que outros controles, estar bem posicionado, e permitir seleção rápida dos níveis pré-determinados.

18.7 O seletor e o indicador de modo de operação (desfibrilação/cardioversão) devem ser bem visíveis.

18.8 As pás devem ser desenhadas de modo a impedir que o gel

condutor escorra sobre as mãos do operador.

18.9 A descarga deve ser ativada por meio de dois interruptores, um colocado no painel e outro instalado em um dos manipuladores.

18.10 O controle de desarme e/ou interruptor de liga/desliga devem ser enfaticamente marcados, por motivo de segurança.

18.11 O medidor de energia não deve ser calibrado em termos de energia armazenada mas sim de energia liberada (sobre uma carga padrão de 50  $\Omega$ ).

## 19. Qualidade de construção

19.1 O equipamento deve ser construído com materiais que suportem abusos e agentes de limpeza do hospital. Chaves, botões, alças, protetores, e outros, devem ser escolhidos considerando uso contínuo e pesado.

19.2 As pás devem possuir um suporte em que permaneçam presas enquanto fora de uso, reduzindo dessa maneira, estresses dos conectores e cabos, bem como impactos devido às quedas.

## 20. Manual de instalação/operação/serviço

O manual deve acompanhar cada unidade, ser conciso, simples de compreensão, bem elucidativo sobre seu *modus operandi*

e conter roteiro de utilização. No tomo sobre serviço, deve conter cuidados de rotina, manutenção preventiva, instruções detalhadas esquemáticos e lista de componentes. São desejáveis, ainda, uma descrição completa do circuito e uma introdução tecnológica.

### III.3.8.2. DF/CV alimentados a bateria

1. Os DF/CV alimentados à bateria, vem ganhando, nos últimos anos, cada vez maior aceitação, por parte das instituições médico-assistenciais, devido a sua grande versatilidade, pequeno tamanho e transportabilidade, além de possuir, normalmente, um monitor/registrator acoplado.

2. Para qualificação dos DF/CV a bateria, deve-se utilizar os mesmos critérios estabelecidos para os parágrafos 1, 2, 3, 4, 5, 6, 10, 11, 12, 13, 15, 17, 18, e 20, do item III.3.8.1, sobre DF/CV alimentados com corrente alternada.

#### 3. Testes de temperatura e umidade

3.1 Devido aos vários locais de uso, como ambulância, diversas áreas dentro do hospital, etc, o DF/CV portátil deve manter sua performance constante, desde temperaturas baixas, como  $-20^{\circ}\text{C}$  até temperaturas altas, como  $+45^{\circ}\text{C}$ .

3.2 Em estocagem, manter rendimento invariável, desde  $-34^{\circ}\text{C}$  até



+65 °C, com umidade relativa do ar variando desde 15 até 95% (caso de navios).

3.3 Critério de avaliação: os testes rápidos devem ser feitos em câmara frigorífica e em ambulância aquecida, 15 min pelo menos, e medir a energia de saída. Os testes lentos exigem 24 h de exposição em ambientes com diferentes graus de umidade relativa (de 15 a 90%), sob uma certa temperatura (45 °C, por exemplo).

#### 4. Teste de queda

4.1 Critério de avaliação: três quedas de uma altura de 80 cm, sobre uma chapa de ferro colocada sobre chão de concreto.

4.2 Verificar os efeitos provocados, tais como: danos mecânicos, energia de saída, monitor, pena do registrador (quando houver). Repetir os testes de temperatura e umidade.

#### 5. Corrente de fuga

5.1 Empregar os mesmos critérios e testes do parágrafo 8 do item III.3.8.1. Porém, acrescentar outros, como os indicados nos parágrafos 5.2, 5.3 e 5.4 do item III.3.8.2.

5.2 Medir a corrente de fuga entre as pás internas, sendo que as correntes fornecida e sorvida não devem exceder a 10 uA e 20 µA, respectivamente.

5.3 Se o monitor constituir-se numa unidade isolada, medir a corrente de fuga entre os *leads* e o terra, devendo ser menor que 10  $\mu$ A.

5.4 Medir as correntes de fuga entre os *leads* e chassis, *leads* e pás, pás e chassis, e de todos eles para um ponto de terra criado.

## 6. Bateria e carregador de bateria

6.1 Quando plenamente carregadas, as baterias devem ter capacidade para duas séries de dez descargas, à máxima energia, liberada, antes e depois de 5 h de monitoração (quando o DF/CV possuir um monitor de ECG acoplado).

6.2 É recomendável que o DF/CV tenha a possibilidade de ser conectado a uma fonte de CA, mesmo que indiretamente, por meio do carregador de baterias. E deve ser susceptível de conexão com bateria de 12 V (de veículos).

6.3 Incluir indicadores de bateria que forneçam aviso de falha de operação e informem não só que o carregador está ligado à rede de CA mas também que está recarregando as baterias e quando estas atingem a carga plena.

6.4 Critério de avaliação: efetuar uma sequência de dez descargas

Craxine ebraplat 3 P de am. loração e seis seu ressurças (máxima energia)

### III.3.8.3 Monitor de ECG e registrador acoplados

#### 1. Resposta em frequência

1.1 DF/CV com monitor: o monitor deve fornecer resposta plana de 0,5 a 50 Hz, já que se trata de monitoração emergencial e temporária.

1.2 DF/CV com monitor e registrador: neste caso, espera-se que o equipamento forneça diagnóstico. Então, sua resposta deve estender-se de 0,01 a 100 Hz.

#### 2 Rejeição de modo comum (CMR)

2.1 A interferência criada pelo sinal de 60 Hz da rede não deve distorcer ou mascarar o sinal de ECG, nem alterar a linha de base. O coeficiente de CMR deve ser superior a 80 dB.

2.2 Critério de avaliação: aplicar tensões diferenciais, tanto nas pás quanto nos eletrodos de captação de ECG e verificar o sinal de resposta na tela do monitor e em osciloscópio padrão.

#### 3. Ganho

Deve possuir controle para ajuste de ganho ou ganho automático mas que corresponda a degraus de 20 mm/1 mV de tensão de entrada.

#### **4. Linearidade**

Deve ser superior a 80%, para evitar sérias distorções do sinal de ECG.

#### **5. Calibração**

O monitor deve gerar, internamente, um pulso de calibração, que também será aplicado ao registrador (de 1 ou 2 mV).

#### **6. Tempo de recuperação**

Deve ser de, no máximo 5 s, quando se descarregam as pás sobre os eletrodos de captação de ECG.

#### **7. Alarme de anormalidade na frequência cardíaca**

Nos DF/CV com monitor e registrador deve-se incorporar alarmes para situações de bradi e taquicardia, ajustáveis desde 20 bpm até 200 bpm.

### **III.4. DISTRIBUIÇÃO E INSTALAÇÃO**

III.4.1. O fabricante deve criar um procedimento escrito para controlar o estoque e a distribuição dos equipamentos.

III.4.2. Deve manter uma equipe ou suporte técnico para atendimento aos clientes e, se for o caso, efetuar a instalação dos equipamentos.

III.4.3. Quando a instalação é feita pelo próprio fabricante ou agente autorizado (também para venda e manutenção), deve haver uma inspeção que assegure a performance do equipamento.

III.4.4. No caso de instalação de DF/CV alimentados com CA da rede, o usuário deve apresentar toda a infra-estrutura de fiação elétrica necessária para assegurar proteção contra riscos elétricos. Se faltar tal requisito, solicitar ao usuário que providencie tal estrutura, só então, realizar a instalação.

III.4.5. O fabricante deve fornecer um manual de instruções contendo procedimentos de instalação/operação do DF/CV, para os casos de instalações feitas por terceiros.

III.4.6. Deve dar garantia de seu produto por um período superior a 1 ano, a contar da data de instalação.

III.4.7. O usuário deve, por outro lado, possuir um programa contendo procedimentos de aceitação/rejeição de equipamentos, dispositivos e materiais, de modo a garantir uma aquisição de qualida-

de e uso imediato. Outrossim, tais procedimentos contribuem para realimentação do controle de qualidade do fabricante.

### III.5. USO

III.5.1. Depois de convenientemente instalado pelo fabricante ou agente autorizado (no caso de equipamento estacionário), o usuário deve ler atentamente o manual de instruções, para familiarizar-se com o equipamento (controles, ajustes, recursos, acessórios, conexões, etc).

III.5.2. O operador deve estar ciente dos riscos que sofre ao manusear um DF/CV. Cursos práticos devem ser ministrados para toda equipe de operadores, de acordo com um programa de treinamento e atualização, promovido pela entidade médico-assistencial e em convênio com o fabricante.

III.5.3. É importante lembrar que o êxito da desfibrilação não depende somente do equipamento mas também de condições fisiológicas do paciente e do bom manuseio do operador.

III.5.4. No caso de DF/CV a bateria, o responsável pelo setor/operador deve atender às exigências de recarga das baterias, caso contrário, o DF/CV poderá falhar num momento de necessidade.

III.5.5. A recuperação pós-desfibrilatória deve ser observada no monitor acoplado, se existir.

III.5.6. Os DF/CV portáteis de ambulância devem ser inspecionados diariamente e suas baterias recarregadas na própria ambulância, por meio do sistema de recarga do próprio veículo.

III.5.7. Teste diário deve ser feito provocando-se a descarga do DF/CV através de um testador go-no-go. Neste caso, ajustar para o nível de energia recomendado. Não realizar descarga por meio de curto circuito das pás, mesmo com baixos níveis de energia.

### III.6. MANUTENÇÃO

III.6.1 O usuário deve elaborar um programa consistente de manutenção, com pessoal capacitado e uma estrutura organizacional mínima, para atender à demanda, não só de DF/CV mas também de todo e qualquer EEM. Tal programa deve incluir necessariamente: aquisição de instrumentos-padrão para execução de rotina de testes, arquivo de esquemas e manuais de serviço, almoxarifado, oficina mecânica e laboratório eletro-eletrônico, dentre outros.

#### III.6.2 Manutenção preventiva

1. Realizar manutenção preventiva pelo menos duas vezes ao ano, por meio de um técnico especializado e com instrumentos de teste apropriados, para garantir eficiência e durabilidade.

## 2. Rotina de testes

### 2.1 Avaliação mecânica

Verificar todos os componentes que sofrem desgastes devido à movimentação ou atrito, tais como chaves, botões, conectores, plugues, pás, eletrodos de ECG, porcas, parafusos, dentre outros.

### 2.2 Avaliação elétrica

1. Energia liberada: ajustar em todos os níveis pré-determinados de energia e efetuar descargas sobre um Analisador de DF/CV padrão. Anotar os valores obtidos e comparar os valores inscritos no painel ou mostrados pelo medidor do próprio DF/CV. Havendo discrepâncias e sendo possível o reajuste, efetuá-lo; caso contrário, colocar uma etiqueta junto ao mostrador de energia do aparelho, para que o operador trabalhe com os valores corrigidos. Repetir o procedimento para confirmar os resultados.

2. Tensão máxima: medir o valor de pico do pulso desfibrilatatório, por meio do Analisador. Se este não possuir tal recurso mas permitir conexão com osciloscópio, então medi-lo com o osciloscópio acoplado. *Obs:* não conectar o osciloscópio diretamente ao DF/CV sob pena de danificação imediata, devido à AT gerada no DF/CV.



3. Duração do pulso: medir a duração do pulso desfibrilatório com auxílio do Analisador. Para DF/CV de descarga capacitiva, a duração do pulso pode variar entre 2 e 10 ms. De qualquer forma, o fabricante normalmente especifica a duração. Se o Analisador não permitir essa medida, utilizar um osciloscópio (com memória) acoplado ao Analisador.

4. Sincronismo do cardioversor: acionar os controles para descarga sincronizada e injetar um sinal de onda R simulado pelo Analisador. Medir o tempo de resposta, que no máximo pode chegar a 30 ms, ou caso o Analisador não forneça tal resposta, verificar a indicação fornecida pelo Analisador (sob a codificação de LEDs ou lâmpadas, provavelmente). Pode-se, ainda, utilizar um osciloscópio, para medi-lo.

5. Forma de onda: os testes anteriores podem ser considerados satisfatórios mas se for possível utilizar um osciloscópio com memória, pode-se observar *in loco* o pulso desfibrilatório. Este deve corresponder ao especificado pelo fabricante. Obs: lembrar que o osciloscópio não pode ser ligado diretamente ao DF/CV, somente por intermédio do Analisador.

6. Monitor: injetar um sinal padrão de ECG, por meio de um simulador de padrões de ECG, ritmos normal e pelo menos duas arritmias (por exemplo, bradicardia e taquicardia, 30 e 120 bpm). Comparar com a forma de onda padrão. Verificar os controles de ganho, velocidade, congelamento e saturação do feixe na tela, e a

corrente de fuga entre os eletrodos de captação.

7. Registrador de papel: Testar ganho, velocidade e situação das penas, para as mesmas condições de teste do monitor. Comparar os resultados com os padrões.

## 8. Sinalizadores

8.1 Testar os alarmes de bradicardia e taquicardia, injetando sinal correspondente, por meio de um simulador de arritmias.

8.2 Testar os indicadores visual e sonoro de onda R.

8.3 Testar a marca de disparo do pulso cardioversor no monitor, que serve para certificação de que houve sincronismo correto.

2.9 Bateria e recarregador: medir a tensão das baterias e na saída do recarregador. Verificar se o acionamento ocorre normalmente quando se conecta à rede de CA ou ao sistema elétrico da ambulância.

### III.6.3. Manutenção corretiva

1. A manutenção corretiva deve ser realizada por pessoal treinado em manutenção de EEM, com experiência comprovada e que conheça bem o tipo de aparelho com que está lidando; para que tome as devidas precauções de segurança. Por outro lado, o técnico deve

estar ciente da importância do DF/CV para salvação de uma vida.

2. Concluída a manutenção, proceder aos mesmos testes já descritos para a manutenção preventiva, de modo a assegurar o perfeito funcionamento do DF/CV.

### III.7. REFFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. AAMI (1981). *DF-02: Cardiac Defibrillator Devices*. ANSI, USA.
2. BIOTEK. *Manual de operação do Analisador de Desfibriladores QED III*.
3. ECRI (1980). *Evaluation of Battery-powered Defibrillators/ Monitors*, vol. 9, n. 6, pp. 135-63.
4. ECRI (1983a). *Evaluation of Line-powered Defibrillators*. *Health Devices*, vol. 12, n. 12, pp. 291-314.
5. FDA. *Good Manufacturing Practices for Medical Devices: FDA 820 (21 CFR 812)*.
6. IEC (1983). *IEC 601-2-4: Medical Electrical Equipment. Part 2: Particular Requirements for the Safety of Cardiac Defibrillators and Cardiac Defibrillator-Monitors*.

## APÊNDICE IV

Neste apêndice são apresentados os diagramas elétricos completos dos principais blocos do Analisador:

- (1) interface para osciloscópio (figura IV.1)
- (2) digital (figura IV.2)
- (3) testador de sincronismo (figura IV.3).
- (4) analógico (figura IV.4)

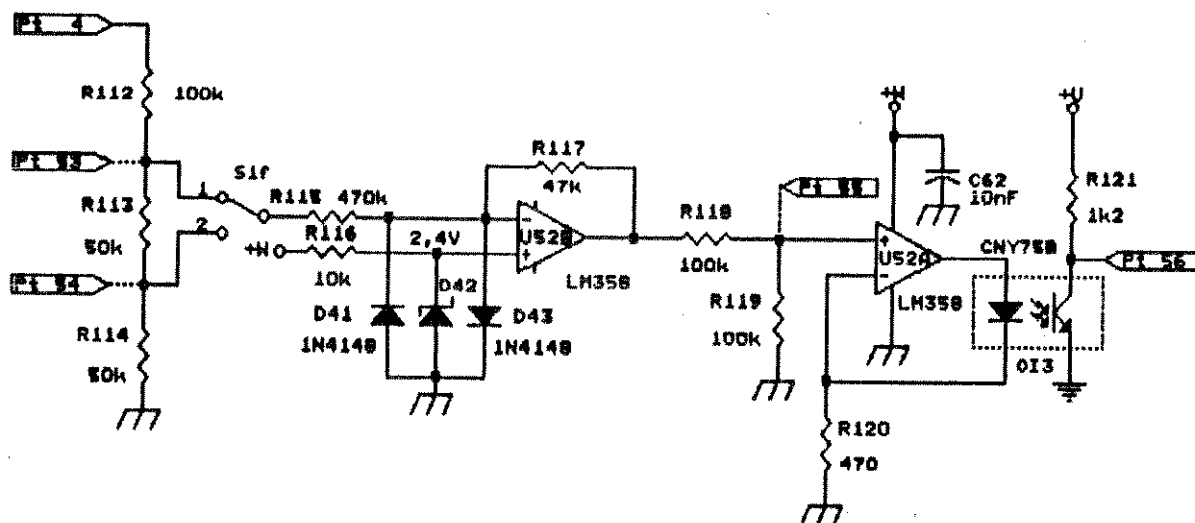


Figura IV.1. Diagrama Esquemático da Interface para Osciloscópio.

ETAPA DIGITAL

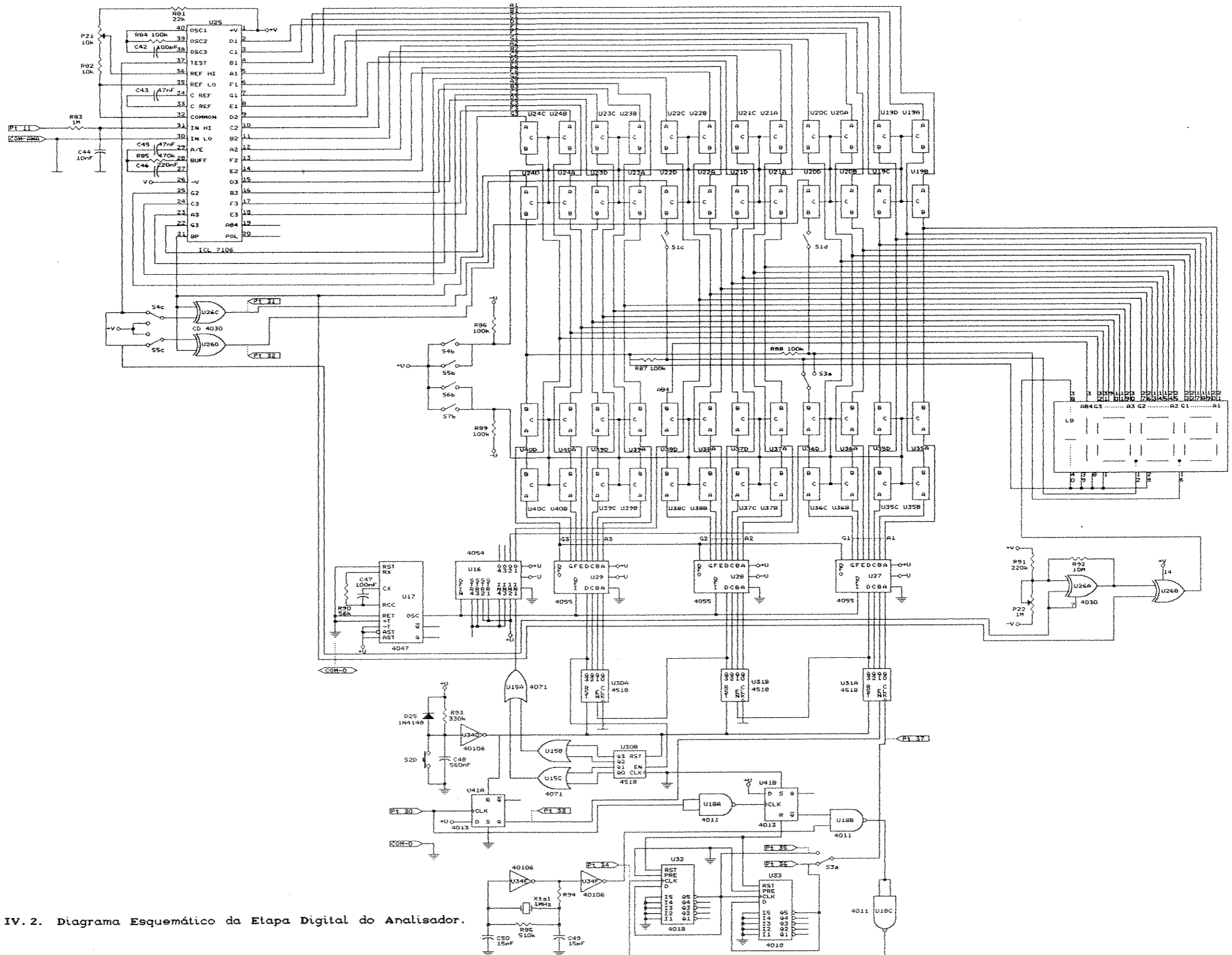


Figura IV.2. Diagrama Esquemático da Etapa Digital do Analisador.

ETAPA TESTADORA DE SINCRONISMO

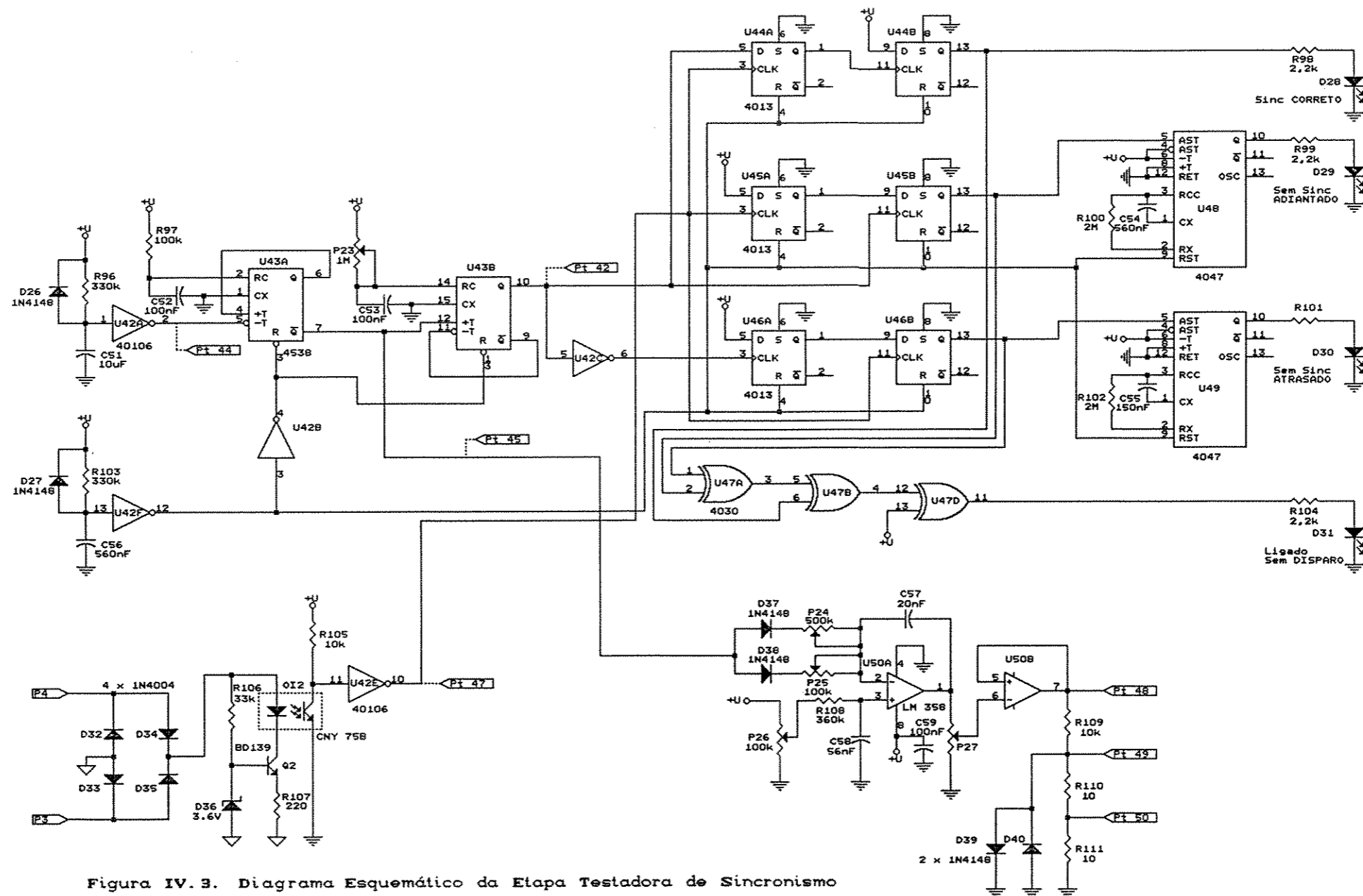


Figura IV. 3. Diagrama Esquemático da Etapa Testadora de Sincronismo do Analisador.

ETAPA ANALOGICA

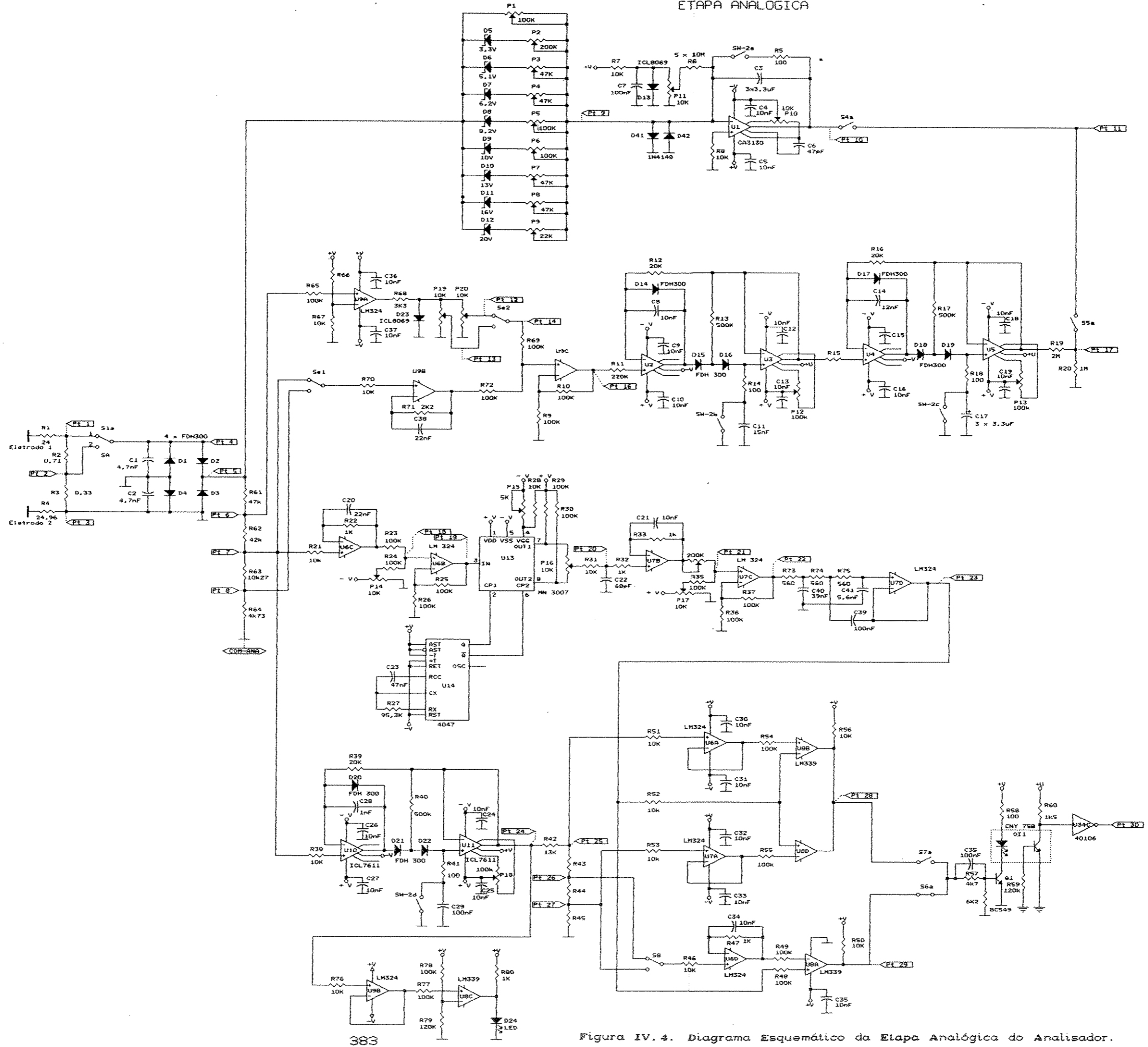


Figura IV. 4. Diagrama Esquemático da Etapa Analógica do Analisador.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

001. AAMI (1978). SCL 12: *Safety Current Limits for Electro-medical Devices*. ANSI, USA.
002. AAMI (1981). DF-2: *Cardiac Defibrillator Devices*. ANSI, USA.
003. ABILDSKOV, J.A. (1975). *The Nervous System and Cardiac Arrhythmias*. *Circulation*, vol. 51-52, supl. III, pp. III 116-119.
004. ABNT (1985). NBR 9153: *Conceituação e Diretrizes de Segurança de Equipamento Elétrico Utilizado na Prática - Aspectos Básicos*.
005. ABNT (1986). NBR 6514: *Aparelhos Eletrodomésticos e Eletro-profissionais*.
006. ADGEY, A.A.J. (1978). *Electrical Energy Requirements for Ventricular Defibrillation*. *The British Heart Journal*, vol. 40, pp. 1197-9.
007. ADGEY, A.A.J.; PATTON, N.J.; CAMPBELL, N.P.S. e WEBB, S.W. (1979). *Ventricular Defibrillation: appropriate energy level*. *Circulation*, vol. 60, n. 2, pp. 219-22.
008. ALEXANDER, S.; KLEIGER, R. e LOWN, B. (1961). *Use of External Electric Countershock in the Treatment of Ventricular Tachycardia*. *JAMA*, vol. 177, n. 13, pp. 916-8.
009. ALEXANDER, S. (1986). *The New Era of Cardioversion*. *JAMA*, vol. 256, n. 5, pp. 628-9.
010. ALFERNESS, C. e IDEKER, R.E. (1990). *The Influence of Shock Waveforms on Defibrillation Efficacy*. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, vol. 36, n. 3, pp. 27-7.
011. ANALOG DEVICES (1988). *Analog Devices Linear Data Book*.
012. ANDERSON, G.J. e SUELZER, J. (1976). *The Efficacy of Trapezoidal Wave forms for Ventricular Defibrillation*. *Chest*, vol. 70, pp. 298-300.
013. ANDERSON, H.N.; REICHENBACH, D.; STEINMETZ JR.; G.P. e MERENDINO, K.A. (1964). *An Evaluation and Comparison of*



*Effects of Alternating and Direct Current Electrical Discharges on Canine Hearts.* Annals of Surgery, vol. 160, n. 2, pp. 251-62.

014. ARMAYOR, M.R.; SAVINO, G. VALENTINUZZI, M.E. CLAVIN, O.E.; MONZÓN, J.E. e ARREDONDO, M.T. (1979). *Ventricular Defibrillation Thresholds With Capacitor Discharge.* Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 17, pp. 435-42.
015. ARONSON, A.L. e HAGGAR, B. (1986). *The Automatic External Defibrillator-Pacemaker: Clinical Rationale and Engine Engineering Design.* Medical Instrumentation, vol. 20, n. 1, pp. 27-35.
016. ARREDONDO, M.T.; ARMAYOR, M.R.; CLAVIN, O.E.; VALENTINUZZI, M.E. e SCIDÁ, E.E. (1980). *Effect of Body Hypothermia on Transventricular Simple-Capacitor-Discharge defibrillation Thresholds.* American Journal of Physiology, vol. 238, pp. H675-81.
017. ATKINS, J.M. (1986). *Emergency Medical Service Systems in Acute Cardiac Care: State of the Art.* Circulation, vol. 74, supl. IV, pp. IV4-8.
018. BABBS, C.F.; WHISTLER, S.J. e YIM, G.K. (1978). *Temporal Stability and Precision of Ventricular Defibrillation Threshold Data.* American Journal of Physiology, vol. 235, pp. H553.
019. BABBS, C.F.; TACKER, W.A.; VAN VLEET, J.F.; BOURLAND, J.D. e GEDDES, L.A. (1980). *Therapeutic Indices for Transchest defibrillator Shocks: Effective, Damaging and Lethal Electrical Doses.* American Heart Journal, vol. 99, n. 6, pp. 734-8.
020. BABBS, C.F.; PARIS, R.L.; TACKER JR.; W.A. e BOURLAND, J.D. (1983). *Effects of Myocardial Infarction on Catheter Defibrillation Threshold.* Medical Instrumentation, vol. 17, n. 1, pp. 18-20.
021. BALAGOT, R.C.; DRUZ, W.S.; RAMADAN, M.; LOPEZ-BELIO, M. JOBGEN, E.; TOMITA, M. e SADOVE, M.S. (1964). *A Monopulse DC Current Defibrillator for Ventricular Defibrillation.* Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, vol. 47, pp. 487-504.
022. BALAGOT, R.C. e BANDELIN, V.R. (1969). *Comparative Evaluation of Some DC Cardiac Defibrillators.* American Heart Journal, vol. 77, n. 4, pp. 489-97.
023. BIO-TEK (1988, 1990). *Catálogo Geral de Produtos.*
024. BIO-TEK. *Manual de Operação do Analisador QED III.*

025. BOURLAND, J.D.; TACKER, W.A.; GEDDES, L.A. (1978). *Strength-Duration Curves for Trapezoidal Waveforms of Various Tilts Transchest Defibrillation in Animals*. Medical Instrumentation, vol. 12, pp. 38.
026. BOURLAND, J.D.; TACKER JR.; W.A.; WESSALE, J.L.; KALLOK, M.J.; GRAF, J.E. e GEDDES, L.A. (1986). *Sequential Pulse Defibrillation for Implantable Defibrillators*. Medical Instrumentation, vol. 20, n. 3, pp. 138-42.
027. BRADLEY, K.; SOKOLOW, A.E.; WRIGHT, K.J. e MCCULLOUGH, W.J. (1988). *A Comparison of an Innovative Four-Hour EMT-D Course with a "Standard" Ten-Hour Course*. Ann. Emerg. Med.; vol. 17, pp. 613-9.
028. BUKSTEIN, E.J. (1980) *Defibrillators*, in *Introduction to Biomedical Electronics*. Howard Sams, USA, pp. 127-35.
029. BURR-BROWN (1989). *Integrated Circuits Databook*. Burr-Brown, vol. 33, USA.
030. CAMPBELL, N.P.S.; WEBB, S.W.; ADGEY, A.A.J. e PANTRIDGE, J.F. (1977). *Transsthoracic Ventricular Defibrillation in Adults*. The British Medical Journal, vol. 2, pp. 1379-81.
031. CARR, J.J. e BROWN, J. M.. *Introduction to Biomedical Equipment Technology*. Willey, USA, 1981, pp. 133-141.
032. CARLSON, M.D.; FREEMAN, C.S.; GARAN, H. e RUSKIN, J.N. (1988). *Sensitivity of an Automatic External Defibrillator for Ventricular Tachyarrhythmias in Patients Undergoing Electrophysiologic Studies*. The American Journal of Cardiology, vol. 61, pp. 787-90.
033. CHAMBERLAIN, D. (1986). *Ventricular Fibrillation*. The British Medical Journal, vol. 292, pp. 1068-70.
034. CHAPMAN, P.D.; SAGAR, K.B.; WETHERBEE, J.N. e TROUP, P.J. (1987). *Relationship of Left Ventricular Mass to Defibrillation Threshold for Implantable Defibrillator: A Combined Clinical and Animal Study*. American Heart Journal, vol. 114, n. 2, pp. 274-8.
035. CHAPMAN, P.D.; VETTER, J.N.; SOUZA, J.J.; TROUP, P.J.; WETHERBEE, J.N. e HOFFMANN, R.G. (1988). *Comparative Efficacy of Monophasic and Biphasic Truncated Exponential Shocks for Nonthoracotomy Internal Defibrillation in Dogs*. Journal of the American College of Cardiology, vol. 12, n. 3, pp. 739-45.
036. CHERNYSH, A.M.; TABAK, V. Ya e BOGUSHEVICH, M.S. (1988). *Mechanisms of Electrical Defibrillation of the Heart*. Resuscitation, vol. 16, pp. 169-78.

037. CHERWEK, M.L.; SIPES, J.N.; e GASCHO, J.A. (1980). *Diagnosis, not Energy or Weight, Determines Ventricular Defibrillation*. Virginia Medical, vol. 107, pp. 285-8.
038. CLYDE, C.; KERR, A.; VARGHESE, A. e WILSON, C. (1984). *Defibrillators in General Practice*. The British Medical Journal, vol. 289, pp. 1351-4.
039. COHEN, A.I.; WISH, M.H.; FLETCHER, R.D.; MILLER, F.C.; MCCORMICK, D.; SHUCK, J, SHAPIRA, N. e DELNEGRO, A.A. (1988). *The Use and Interaction of Permanent Pacemakers and the Automatic Implantable Cardioverter-Defibrillator*. PACE, vol. 11, pp. 704-11.
040. COLLINS, R.E.; GIULIANO, E.R.; TACKER, W.A. e GEDDES, L.A. (1978). *Transsthoracic Ventricular Defibrillation: Success and Body Weight*. Medical Instrumentation, vol. 12, pp. 53.
041. COLQUHOUN, M.C. (1988). *Use of Defibrillators by General Practitioners*. The British Medical Journal, vol. 297, pp. 336.
042. CONNELL, P.N.; EWY, G.A.; DAHL, C.E. e EWY, M.D. (1973). *Transsthoracic Impedance to Defibrillator Discharge. Effect of Electrode Size and Electrode-Chest Wall Interface*. Apud: VALENTINUZZI, M.E.; ARREDONDO, M.T. e MONZÓN, J.E. (1986), *Fibrilación-Defibrilación Cardíaca: Revisión Crítica*. Inter-Médica, Argentina.
043. COOK, K.J. e HORWITZ, N. H. (1972). *An Instrument for Evaluation of Defibrillator Performance*. Journal of the Association for the Advancement of Medical Instrumentation, vol. 6, pp. 325-9.
044. COUTO, A.A.; CARNEIRO, R.D.; OLIVEIRA, G.M.M.; BARRETO, C. e NETO, M. (1987). *Morte Súbita*. Arquivos Brasileiros de Medicina, vol. 61, n. 1, pp. 2-4.
045. CRAMPTON, R. (1980). *Accepted, Controversial and Speculative Aspects of Ventricular Defibrillation*. Progress in Cardiovascular Diseases, vol. 23, n. 3, pp. 167-86.
046. CRAMPTON, R.S. e HUNTER JR., F.P. (1976). *Low-Energy Defibrillation and Miniature Defibrillators*. JAMA, vol. 235, n. 21, pp. 2284.
047. CRANFIELD, P.F. (1973). *Ventricular Fibrillation*. The New England Journal of Medicine, vol. 289, n. 14, pp. 732-6.
048. CRANFIELD, P.F.; WIT, A.L. e HOFFMAN, B.F. (1973). *Genesis of Cardiac Arrhythmias*. Circulation. vol. 47, pp. 190-204.

049. CROMWELL, L.; WEIBELL, F.J. e PFEIFFER, E.A. (1980). *Defibrillators*, in *Biomedical Instrumentation and Measurements*. Prentice-Hall, USA, 2. ed.; pp. 206-12.
050. CUMMINS, R.O.; BERGNER, L.; EISENBERG, M. e MURRAY, J.A. (1984). *Sensitivity, Accuracy and Safety of an Automated External Defibrillator*. *The Lancet*, vol. 11, pp. 318-20.
051. CUMMINS, R.O.; EISENBERG, M.S.; HALLSTROM, A.P.; HEARNE, T.R.; GRAVES, J.R. e LITWIN, P.E. (1985). *What is a "Save"?: Outcome Measures in Clinical Evaluations of Automatic External Defibrillators*. *The American Heart Journal*, vol. 110, n. 6, pp. 1133-8.
052. CUMMINS, R.O.; AUSTIN, D.; GRAVES, J.R. e HAMBLY, C. (1988a). *An Innovative Approach to Medical Control: Semiautomatic Defibrillators with Solid State Memory Modules for Recording Cardiac Events*. *Annals of Emergency Medicine*, vol. 17, pp. 818-23.
053. CUMMINS, R.O.; STULTS, K. R.; HAGGAR, B.; KERBER, R.E.; SCHAEFFER, S. e BROWN, D.D. (1988b). *A New Rhythm Library for Testing Automatic External Defibrillators: Performance of Three Devices*. *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 11, n. 13, pp. 597-602.
054. DAHL, C.F.; EWY, G.A. e WARNER, E.D. (1974). *Myocardial Necrosis from Direct Current Countershock: Effect of Paddle Electrode Size and Time Interval Between Discharges*. *Circulation*, vol. 50, pp. 956-9.
055. DALZELL, G.W.N.; PROUZINA, S, MAGEE, H.; CUNNINGHAM, S.R.; ANDERSON, J. e ADGEY, A.A.J. (1988). *Assessment of a Device for Trans-Telephonic Control of Defibrillation*. *The Lancet*, pp. 695-697.
056. DAVIS, J.S.; LIE, J.T.; BENTINCK, D.C.; TITUS, J.L.; TACKER, W.A. e GEDDES, L.A. (1978). *Cardiac Damage due to Electrical Current and Energy: Light Microscopic and Ultrastructural Observations of Acute and Delayed Myocardial Cellular Injuries*. *Cardiac Defibrillation Conference Purdue University, Indiana, USA*. Apud: VALENTINUZZI, M.E.; ARREDONDO, M.T. e MONZÓN, J.E. (1986). *Fibrillación-Defibrillación Cardíaca: Revisión Crítica*. Inter-Médica, Argentina.
057. DAVY, J.M.; FAIN, E.S.; DORIAN, P. e WINKLE, R.A. (1987). *The Relationship Between Successful Defibrillation and Delivered Energy in Open-Chest Dogs: Reappraisal of the "Defibrillation Threshold" Concept*. *The American Heart Journal*, vol. 113, pp. 77-84.
058. DEEB, G.M.; GRIFFITH, B.P.; THOMPSON, M.E.; LANGER, A.; HEILMAN, M.S. e HARDESTY, R.L. (1981). *Lead Systems for*

*Internal Ventricular Fibrillation*. *Circulation*, vol. 64, pp. 242-8.

059. DETMER, R.A.; RAUSH, J.; FLETCHER, E. e GORDON, A.S. (1964). *Ideal Wave Form and Characteristics for Direct Current Defibrillators*. *Surgical Forum*, vol. 15, pp. 249-51.
060. DIACK, A.W.; WELBORN, W.S.; RULLMAN, R.G.; WALTER, C.W. e WAYNE, M.A. (1979). *An Automatic Cardiac Resuscitator for Emergency treatment of Cardiac Arrest*. *Medical Instrumentation*, vol. 13, pp. 78-81.
061. DIXON, E.G.; TANG, A.S.L.; WOLF, P.D.; MEADOR, J.T.; FINE, M.J.; CALFEE, R.V. e IDEKER, R.E. (1987). *Improved Defibrillation Thresholds with Large Contoured Epicardial Electrodes and Biphasic Waveforms*. *Circulation*, vol. 76, n. 5, pp. 1176-84.
062. DOHERTY, P.W.; McLAUGHLIN, P.R.; BILLINGHAM, M.; KERNOFF, R.; GORIS, M e HARRISON, D.C. (1979). *Cardiac Damage Produced by Direct Current Countershock Applied to the Heart*. *The American Journal of Cardiology*, vol. 43, pp. 225-32.
063. DOMINGUEZ, G. e FOZZARD, H.A. (1970). *Influence of Extracellular  $K^+$  concentration on Cable Properties and Excitability of Sheep Cardiac Purkinje Fibers*. *Circulation Research*, vol. 28, 565-574. Apud: SURAWICZ, B. (1971). *Ventricular Fibrillation*. *The American Journal of Cardiology*, vol. 28, pp. 268-87.
064. DUBIN, D. (1978). *Interpretação Rápida do ECG*. Publicações Científicas, 1a. ed.; Rio de Janeiro.
065. DYNATECH (1990). *Catálogo Geral de Produtos*.
066. ECHT, D.S.; BARBEY, J. T. e BLACK, J.N. (1988). *Influence of Ventricular Fibrillation Duration on Defibrillation Energy in Dogs Using Bidirectional Pulse Discharges*. *PACE*, vol. 11, pp. 1315-1323.
067. ECRI (1971a). *AC versus DC Defibrillators*. *Health Devices*, vol. 1, n. 5, pp. 105, 118-9.
068. ECRI (1971b). *DC Defibrillator Analyzers*. *Health Devices*, vol. 1, n. 5, pp. 106-8, 119.
069. ECRI (1971c). *Inspection of Defibrillators*. *Health Devices*, vol. 1, n. 1, pp. 109-13.
070. ECRI (1972). *Defibrillator Analyzers*. *Health Devices*, vol. 1, n. 10, pp. 229-32.

071. ECRI (1973a). *Battery-Operated Defibrillator-Monitors*. Health Devices, vol. 2, n. 4, pp. 87-103.
072. ECRI (1973b). *Bio-Design Defibrillator Analyzer*. Health Devices, vol. 2, n. 12, pp. 280-3.
073. ECRI (1975). *Evaluation: Battery-Operated Defibrillator-Monitors*. Health Devices, vol. 4, n. 4, pp. 80-98.
074. ECRI (1976a). *Inspection & Preventive Maintenance of Battery-Operated Defibrillator/Monitors*. Health Devices, vol. 5, n. 3-4, pp. 90-6.
075. ECRI (1976b). *Defibrillator Testing: Too Much of a Good Thing*. Health Devices, vol. 5, n. 8, pp. 192-3.
076. ECRI (1978). *Evaluation: Battery-Powered Defibrillator-Monitors*. Health Devices, vol. 7, n. 10, pp. 243-62.
077. ECRI (1980). *Evaluation: Battery-Powered Defibrillator-Monitors*. Health Devices, vol. 9, n. 6, pp. 135-63.
078. ECRI (1983a). *Daily Checks of Defibrillators*. Health Devices, vol. 12, n. 3, pp. 120-1).
079. ECRI (1983b). *Evaluation: Line-Powered Defibrillators*. Health Devices, vol. 12, n. 12, pp. 291-314.
080. ECRI (1984). *Inspection & Preventive Maintenance Procedure: Defibrillator/Monitors*. Health Devices Inspection and Preventive Maintenance System, vol. 1, pp. 85-93.
081. EDMARK, K.W. (1963). *Simultaneous Voltage and Current Waveform Generated During Internal and External Direct Current Pulse Defibrillation*. Surgical Forum, vol. 14, pp. 262-5.
082. EDMARK, K.W.; THOMAS, G.I. e JONES, T.W. (1966). *DC Pulse Defibrillation*. The Journal of Thoracic and Cardio-vascular Surgery, vol. 51, n. 3, pp. 326-33.
083. EHSANI, A.; EWY, G.A. e SOBEL, B.E. (1976). *Effects of Electrical Countershock on Serum Creatine Phosphokinase (CPK) Isoenzyme Activity*. The American Journal of Cardiology, vol. 37, pp. 12-8.
084. EISENBERG, M.S. e CUMMINS, R.O. (1986). *Defibrillation Performed by the Emergency Medical Technician*. Circulation, vol. 74, suppl. IV, pp. IV 9-12.
085. ELEKTOR (1978). *Analog Reverberation Unit*. Elektor Electronics, vol. 4, n. 10, pp. 44-50.
086. ELEKTOR (1979). *Delay Lines*. Elektor Electronics, vol. 5,

n. 2, pp. 11-9.

087. ELEKTOR (1980). *LCD Displays*. Elektor Electronics, vol. 6, n. 5, pp. 34-43.
088. ELEKTOR (1981). *LCD Panel Meter*. Elektor Electronics, vol. 7, n 10, pp. 32-3.
089. ELPINER, I.E. (1963). *Ultrasound. Physicochemical and Biological Effect* (Moscow). Apud SMAILYS, A.; DULEVICIUS, Z.; MUCKUS, K. e DAUKSA, K. (1981), *Investigation of the Possibilities of Cardiac Defibrillation by Ultrasound. Resuscitation*, vol. 9, pp. 233-42.
090. ESCHER, D.J.W. e FURMAN, S. (1970). *Emergency Treatment of Cardiac Arrhythmias*. JAMA, vol. 214, pp. 2028-34.
091. EWY, G.A.; EWY, M.D. e SILVERMAN, J. (1972a). *Determinants of Human Transthoracic Resistance to Direct Current Discharge*. Circulation, vol. 46, supl. II, pp. II 150.
092. EWY, G.A.; FLETCHER, R.D. e EWY, M.D. (1972b). *Comparative Analysis of Direct Current Defibrillators*. Journal of Electrocardiology, vol. 5, pp. 349-54.
093. EWY, G.A. e TACKER JR.; W.A. (1976). *Transchest Electrical Ventricular Defibrillation*. The American Heart Journal, vol. 91, pp. 403-4.
094. EWY, G.A. e TAREN, D. (1977). *Comparison of Paddle Electrode Pastes used for Defibrillation*. Heart & Lung, vol. 6, pp. 847-9.
095. EWY, G.A.; HORAN, W.J. e EWY, M.D. (1977). *Disposable Defibrillator Electrodes*. Heart & Lung, vol. 6, pp. 127-30.
096. EWY, G.A. e TAREN, D. (1979). *Relative Impedance of Gels to Defibrillator Discharge*. Medical Instrumentation, vol. 13, n. 5, pp. 295.
097. EWY, G.A. (1986). *Electrical Therapy for Cardiovascular Emergencies*. Circulation, vol. 74, supl. IV, pp. IV 111-115.
098. EYSMANN, S.B.; MARCHLINSKI, F.E.; BUXTON, A.E. e JOSEPHSON, M.E. (1986). *Electrocardiographic Changes After Cardioversion of Ventricular Arrhythmias*. Circulation, vol. 73, n. 1, pp. 73-81.
099. FAHY, J.B.; KIM, Y. e ANANTHASWAMY, A. (1987). *Optimal Electrode Configurations for External Cardiac Pacing and Defibrillation: an Inhomogeneous Study*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 34, n. 9, pp. 743-8.

100. FAIRCHILD (1987). *Fairchild Diode Semiconductor Data Book*.
101. FARIAS, M.A.C. e NOHAMA, P. (1989). *Defibrillator-Cardioverter Analyzer*. Proceedings of The V Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering, Greece, pp. 138-9.
102. FDA (1982). *Good Manufacturing Practices for Medical Devices*, FDA 820/21 CFR 812, U.S. Department of Health and Human Services, USA.
103. FEINBERG, B.N. (1986). *Defibrillation and Cardioversion*, in: *Applied Clinical Engineering*. Prentice Hall, USA, pp. 412-28.
104. FERNANDEZ, R.A.; GUILLEN, S.G. e VALENTINUZZI, M.E. (1976). *Desfibrilador Cardíaco Digital*. Mundo Eletrônico, vol. 84, pp. 37-43.
105. FERRIS, C.D.; MOORE, T.W.; KHAZEI, A.H. e COWLEY, R.A. (1969). *Study of Parameters Involved in Alternating Current Defibrillation*. *Medical & Biological Engineering*, vol. 7, pp. 17-29.
106. FISH, R. (1985). *Medical Uses of Electric Shock*. *Radio Electronics*, novembro, pp. 71-74.
107. FINLAY, J.B. (1974). *Proposals for the Selection and Testing of DC Defibrillators*. *Biomedical Engineering*, vol. 9, pp. 817-21.
108. FISHER, J.D.; MATOS, J.A. e KIM, S.G.. (1982). *The Sparkling Joules of Internal Cardiac Stimulation: Cardioversion, Defibrillation and Ablation*. *The American Heart Journal*, vol. 104, pp. 177-81.
109. FLYNN, C.J.; FOX, F.W. e BOURLAND, J. D. (1972). *Indicated and Delivered Energy by DC Defibrillators*. *Journal of the Assessment for the Advancement of Medical Instrumentation*, vol. 6, n. 8, pp. 323-5.
110. FONSECA, A.S. (1982). *Ofício (003, de 2/4/82) do Presidente do CONASP ao Prof. Lynaldo Cavalcanti de Albuquerque, Presidente do CNPq*, in: SEPLAN/CNPq (1982), *A Instrumentação Biomédica e o Problema da Engenharia de Manutenção nos Hospitais Brasileiros*, pp. 72-9.
111. FONTALIRAN, F.; FILLETTE, F.; NASSIF, G.; LASCAULT, G. AQUATE, Ph. e GROSGOGEAT, Y. (1988). *Etude Morphologique des Cellules Cardiaques de Mouton avant et apres Choc Électrique*. *Archives des Maladies du Coeur*, vol. 3, pp. 345-351.



112. FOWLER, N.O. (1980). *Atrial Fibrillation*. In: FOWLER, N.O., *Cardiac Arrhythmias*, pp. 65-75.
113. FOX, W.H. (1978). *Master OP AMP Applications Handbook*. Tab Books, USA.
114. FUNBEC. *Manual de Operação do Cardioversor DF-01*.
115. GASCHO, J.A.; CRAMPTON, R.S.; CHERWEK, M.L.; SIPES, J.N.; HUNTER, F.P. e O'BRIEN, W.N. (1979a). *Determinants of Ventricular Defibrillation in Adults*. *Circulation*, vol. 60, n. 2, pp. 231-240.
116. GASCHO, J.A.; CRAMPTON, R.S.; SIPES, J.N.; CHERWEK, M.L.; HUNTER, F.P. e O'BRIEN, W.M. (1979b). *Energy Levels and Patient Weight in Ventricular Defibrillation*. *JAMA*, vol. 242, n. 13, pp. 1380-1384.
117. GEDDES, L.A.; TACKER, W.A.; McFARLANE, J. e BOURLAND, J. (1970). *Strength-Duration Curves for Ventricular Defibrillation in Dogs*. *Circulation Research*, vol. 27, pp. 551-60.
118. GEDDES, L.A. e TACKER, W.A. (1971). *Engineering and Physiological Considerations of Direct Capacitor-Discharge Ventricular Defibrillation*. *Medical & Biological Engineering*, vol. 9, pp. 185-99.
119. GEDDES, L.A.; BOURLAND, J.D.; COULTER, T.W.; CANTRELL, G.; MOORE, A.G.; VASKU, J.; CABLER, P. e TACKER, W.A. (1973a). *A Megawatt Defibrillator for Transchest Defibrillation of Heavy Subjects*. *Medical & Biological Engineering*, vol. 11, pp. 747-53.
120. GEDDES, L.A.; TACKER, W.A. e McFARLANE, J.R. (1973b). *Ventricular Defibrillation with Single and Twin Pulses of Half-Sinusoidal Current*. *Journal of Applied Physiology*, vol. 34, pp. 8-11.
121. GEDDES, L.A.; TACKER, W.A.; ROSBOROUGH, J.P.; MOORE, A.G. e CABLER, P.S. (1974a). *Electrical Dose for Ventricular Defibrillation of Large and Small Animals Using Precordial Electrodes*. *The Journal of Clinical Investigation*, vol. 53, pp. 310-9.
122. GEDDES, L.A.; TACKER, W.A.; ROSBOROUGH, J.; MOORE, A.G.; CABLER, P.; BAILEY, M.; McCRADY, J.D. e WITZEL, D. (1974b). *The Electrical Dose for Ventricular Defibrillation with Electrodes Applied Directly to the Heart*. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 68, n. 4, pp. 593-602.
123. GEDDES, L.A.; TACKER JR.; W.A.; CABLER, P.S.; CHAPMAN, R.J.; RIVERA, R.A. e KIDDER, H.R. (1974c). *Electrode-*

*Subject Impedance with Successive Defibrillations.* Circulation, vol. 49 e 50, supl. III, pp. 99 (Abst).

124. \_\_\_\_\_ (1975). *The Decrease in Transthoracic Impedance During Successive Ventricular Defibrillation Trials.* Medical Instrumentation, vol. 9, pp. 179-80.
125. GEDDES, L.A. (1976). *Electrical Ventricular Defibrillation.* Medical Progress on Technology, vol. 4, pp. 27-30.
126. GEDDES, L.A.; TACKER, W.A.; ROSBOROUGH, J.; CABLER, P.; CHAPMAN, R. e RIVERA, R. (1976). *The Increased Efficacy of High -Energy Defibrillation.* Medical & Biological Engineering, vol. 14, pp. 330-333.
127. GEDDES, L.A.; GRUBBS, S.S.; WILCOX, P.G. e TACKER, W.A. (1977). *The Thoracic Windows for Electrical Ventricular Defibrillation Current.* The American Heart Journal, vol. 94, n. 1, pp. 67-72.
128. GEDDES, L.A.; NIEBAUER, M.J.; BABBS, C.F. e BOURLAND, J.D. (1985). *Fundamental Criteria Underlying the Efficacy and Safety of Defibrillating Current Waveforms.* Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 23, pp. 122-30.
129. GEDDES, L.A.; BOURLAND, J.D. e FORD, G. (1986). *The Mechanisms Underlying Sudden Death from Electric Shock.* Medical Instrumentation, vol. 20, n. 6, pp. 303-318.
130. GEDDES, L.A. (1990). *Historical Highlights in Cardiac Pacing.* IEEE Engineering in Medicine and Biology, vol. 36, n. 6, pp. 12-8.
131. GESSMAN, L.J.; LI, J.K.J.; LEWANDOWSKI, J.; YAMAZAKI, H. e HELFANT, R.H. (1979). *Trans-Telephonic Resuscitation - A New Approach to Sudden Death.* The American Journal of Cardiology, vol. 43, pp. 422 (Abstract).
132. GETTES, L. e SURAWICZ, B. (1968). *Effects of Low and High Concentrations of Potassium on the Simultaneously Recorded Purkinje and ventricular Action Potentials of the Perfused Pig Moderator Band.* Circulation Research, vol. 23, pp. 717-20.
133. GEUZE, R.H. (1983). *Two Methods for Homogeneous Field Defibrillation and Stimulation.* Medical & Engineering & Computing, vol. 21, pp. 518-20.
134. GOLD, J.H.; SCHUDER, J.C.; STOECKLE, H.; GRANBERG, T.A.; HANDANI, S.Z. e RYCHLEWSKI, J.M. (1977). *Transthoracic Ventricular Defibrillation in the 100 kg Calf with Unidirectional Rectangular Pulses.* Circulation, vol. 56, n. 5, pp. 745-50.

135. \_\_\_\_\_ (1979a). *Contour Graph for Relating Per Cent Success in Achieving Ventricular Defibrillation to Duration, Current and Energy Content of Shock*. The American Heart Journal, vol. 98, n. 2, pp. 207-12.
136. GOLD, J.H.; SCHUDER, J.C.; STOECKLE, H.; GRANBERG, T.A.; DETTMER, J.C. e SCHMIDT, D.E. (1979b). *Scaling Current and Energy with Body Weight: Requirements for the Trans-thoracic Ventricular Defibrillation of Calves as They Grow from 50 to 150 kg*. Circulation, vol. 60, n. 1, pp. 187-195.
137. GOLD, J.H.; SCHUDER, J.C. e STOECKLE, H. (1980). *Ventricular Defibrillation with Myocardial Electrodes in the Dog, Calf, Pony and Pig*. Medical Instrumentation, vol. 14, n. 1, pp. 19-22.
138. GOLDMAN, M.J. (1951). *Quinidine Treatment of Auricular Fibrillation*. American Journal of Medical Science, vol. 222, pp. 382, Apud SILVA, A.R.; GRABOYS, B.T.; PODRID, J.P. e LOWN, B. (1980). *Cardioversion and Defibrillation*. American Heart Journal, vol. 100, n. 8 (parte 1), pp. 881-95.
139. GORKSHKOV, S.I.; GORBUNOV, O.V. e ANTIPOV, G.A. (1985). *Biological Action of Ultrasound (Moscow)*. Apud SMAILY, A.; DULEVICIUS, Z.; MUCKUS, K. e DAUKSA, K. (1981), *Investigation of the Possibilities of Cardiac Defibrillation by Ultrasound*. Resuscitation, vol. 9, pp. 233-42.
140. GRAEME, J.G. (1977). *Operational Amplifiers: Alternative Applications*. McGraw-Hill, USA.
141. GUARNIERI, T.; LEVINE, J.H.; GRIFFITH, L.S.C.; VELTRI, E.P. (1988). *When "Sudden Cardiac Death" is not so Sudden: Lessons Learned from the Automatic Implantable Defibrillator*. American Heart Journal, vol. 115, n.1, pp. 205-7.
142. GUILLÉN, S.G. e ARREDONDO, M.T. (1986a). *Defibriladores Cardíacos: Desarrollo Tecnológico Presente y Futuro*. Revista Telegrafica-Eletronica, n. maio, pp. 560-6.
143. GUILLÉN, S.G. e ARREDONDO, M.T. (1986b). *Defibriladores Cardíacos: Seguridad y Confiabilidad*. Revista Telegrafica-Eletronica, n. junio, pp. 794-6 e 812.
144. GUINEY, T.E. e LOWN, B. (1972). *Electrical Conversion of Atrial Flutter to Atrial Fibrillation. Flutter Mechanism in Man*. Apud: SILVA, A.R.; GRABOYS, B.T.; PODRID J.P. e LOWN, B. (1980). *Cardioversion and Defibrillation*. American Heart Journal, vol. 100, n. 8 (parte 1), pp. 881-95.

145. GULLETT, J.R.; HAVENS, W.W.; TACKER, W.A.; GEDDES, L.A. e HOFF, H.E. (1968). *Optimum Current Duration of 60 Hz Current for Direct Ventricular Defibrillation in the Dog*. Cardiovascular Research Center Bulletin, vol. 6, pp. 117-23.
146. GURVICH N.L. e YUNIEV, G.S. (1946). *Restoration of Regular Rhythm in the Mammalian Fibrillating Heart*. Am. Rev. Soviet. Med.; vol. 3, pp. 236-9. Apud SILVA, A.R.; GRABOYS, B.T.; PODRID, J.P. E LOWN, B. (1980), *Cardioversion and Defibrillation*. American Heart Journal, vol. 100, n. 6 (parte 1), pp 881-95.
147. GURVICH N.L. e YUNIEV, G.S. (1947). *Restoration of Heart Rhythm during Fibrillation by a Condenser Discharge*. Am. Rev. Soviet. Med.; vol. 3, pp. 252. Apud SILVA, A.R.; GRABOYS, B.T.; PODRID, J.P. E LOWN, B. (1980), *Cardioversion and Defibrillation*. Am. Heart J.; vol. 100, n. 6 (parte 1), pp 881-95.
148. GUTGESELL, H.P.; TACKER, W.A.; ROSBOROUGH, J.P.; MOORE, A.G. e CABLER, P.S. (1976). *Electrical Energy Dose for Ventricular Defibrillation of Children*. Pediatrics, vol. 58, pp. 898-901.
149. HABERMAN, R.J.; MOWRE, M.M. e VELTRI, E.P. (1988). *LV Mass and Defibrillation Threshold*. The American Heart Journal, vol. 115, n. 6, pp. 1340-1.
150. HANNEKUM, A.; DALICHAU, H.; KOCHS, M.; MULLER, H.; HÖHER, M. e HIRCHE, H. (1987). *Sequential or Single Pulse Defibrillation? Investigations towards Energy Reduction in Experimental Animals*. Thoracic and Cardiovascular Surgeon, vol. 35, pp. 270-6.
151. HINDS, M.; AYERS, G.M.; BOURLAND, J.D.; GEDDES, L.A.; TACKER, W.A. e FEARNOT, N. (1987). *Comparison of the Efficacy of Defibrillation with the Damped Sine and Constant-Tilt Current Waveforms in the Intact Animal*. Medical Instrumentation, vol. 21, n. 2, pp. 92-6.
152. HOFFMAN, B.F. e CRANFIELD, P.F. (1960). *Electrophysiology of the Heart*. McGraw-Hill, New York, USA. Apud CRANFIELD, P.F.; WIT, A.L. e HOFFMAN, B.F. (1973). *Genesis of Cardiac Arrhythmias*. Circulation, vol. 47, pp. 190-204.
153. HOLMES, H.R. (1980). *Hemodynamics Responses to Two Defibrillating Trapezoidal Waveforms*. Medical Instrumentation, vol. 14, pp. 47-50.
154. HOYT, R.; GRAYZEL, J. e KERBER, R.E. (1981). *Determinants of Intracardiac Current in Defibrillation*. Circulation, vol. 64, pp. 818-23.

155. IEC (1977). *IEC 601-1: Safety of Medical Electrical Equipment. Part 1: General Requirements.*
156. IEC (1983). *IEC 601-2-4: Medical Electrical Equipment. Part 2: Particular Requirements for the Safety of Cardiac Defibrillators and Cardiac Defibrillator-Monitors.*
157. INSTRAMED. *Catálogo do Desfibrilador HS-01.*
158. INTERSIL (1980). *Data Acquisition and Conversion Handbook.* Intersil Inc., Cupertino, CA, USA.
159. INTERSIL (1987). *Component Data Catalog.* Intersil Inc., Cupertino, CA, USA.
160. JACOBSON, B. e WEBSTER, J.G. *Medicine and Clinical Engineering.* Prentice-Hall, USA, 1977, pp. 217-9.
161. JONES, D.L.; KLEIN, G.J.; GUIRAUDON, G.M.; SHARMA, A.D.; KALLOK, M.J. TACKER, W.A. e BOURLAND, J.D. (1987). *Sequential Pulse Defibrillation in Man: Comparison of Thresholds in Normal Subjects and Those with cardiac Disease.* *Medical Instrumentation*, vol. 21, n. 3, pp. 188-9.
162. JONES, D.L.; KLEIN, G.J.; GUIRAUDON, G.M. e SHARMA, A.D. (1988). *Sequential Pulse Defibrillation in Humans: Orthogonal Sequential Pulse Defibrillation with Epicardial Electrodes.* *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 11, n. 3, pp. 590-6.
163. JONES, J.L.; LEPESCHKIN, E.; JONES, R.E. (1978). *Response of Cultured Myocardial Cells to Countershock-Type Electric Field Stimulation.* *American Journal of Physiology*, vol. 4, pp. H214-22.
164. JONES, J.L. e JONES, R.E. (1982). *Determination of Safety Factor for Defibrillator Waveforms in Cultured Heart Cells.* *The American Journal of Physiological Society*, vol. 242, pp. H 662-70.
165. JONES, J.L. e JONES, R.E. (1983). *Improved Defibrillator Waveform Safety Factor with Biphasic Waveforms.* *The American Journal of Physiological Society*, vol. 245, pp. H60-5.
166. JONES, J.L.; JONES, R.E. e BALASKI, G. (1987a). *Microlesion Formation in Myocardial Cells by High Intensity Electric Field Stimulation.* *The American Journal of Physiological Society*, vol. 253, pp. H 480-8.
167. JONES, J.L.; JONES, R.E. e BALASKI, G. (1987b). *Improved Cardiac Cell Excitation with Symmetrical Biphasic Defi-*

- brillator Waveforms. *The American Journal of Physiological Society*, vol. 253, pp. H 1418-24.
168. JONES, V.C.; CHARBONNIER, F.M. e LONG, P. (1981). *Determining Transthoracic Impedance, Delivered Energy and Peak Current During Defibrillation Episodes*. *Medical Instrumentation*, vol. 15, pp. 380-2.
  169. JUNG, W.G. (1978). *IC Converter Cookbook*. Howard Sams, Indianapolis, USA.
  170. JUNG, W.G. (1981). *IC OP-AMP Cookbook*. Howard Sams, 2. ed., Indianapolis, USA.
  171. KASSEBAUM, D.G. e VAN DYKE, A.R. (1966). *Electrophysiological Effects of Isoproterenol on Purkinje Fibers of the Heart*. Apud VALENTINUZZI, M.E; ARREDONDO, M.T. e MONZÓN, J.E. (1986). *Fibrilación-Defibrilación Cardíaca: Revisión Crítica*. Inter-Médica, Argentina.
  172. KATZ, A.M. (1980). *Physiology of the Heart*. Raven Press, 1. ed., New York, USA.
  173. KERBER, R.E. e SARNAT, W. (1979). *Factors Influencing the Success of Ventricular Defibrillation in Man*. *Circulation*, vol. 60, n. 2, pp. 226-30.
  174. KERBER, R.E.; CARTER, J.; KLEIN, S. GRAYZEL, J. e KENNEDY, J. (1980). *Open Chest Defibrillation During Cardiac Surgery Energy and Current Requirements*. *The American Journal of Cardiology*, vol. 46, pp. 393-6.
  175. KERBER, R.E.; GRAYZEL, J.; HOYT, R.; MARCUS, M. e KENNEDY, J. (1981). *Transthoracic Resistance in Human Defibrillation: Influence of Body Weight, Chest Size, Serial Shocks, Paddle Size and Paddle Contact Pressure*. *Circulation*, vol. 63, n. 3, pp. 676-82.
  176. KERBER, R.E.; JENSEN, S.R.; GASCHO, J.A.; GRAYZEL, J.; HOYT, R. e KENNEDY, J. (1983a). *Determinants of Defibrillation: Prospective Analysis of 183 Patients*. *The American Journal of Cardiology*, vol. 52, pp. 739-45.
  177. KERBER, R.E.; PANDIAN, N.G.; e HOYT, R.; (1983b). *Effect of Ischemia, Hypertrophy, Hypoxia, Acidosis and Alkalosis on Canine Defibrillation*. *The American Journal of Physiology*, vol. 244, pp. H 825-31.
  178. KERBER, R.E.; KOUBA, G.; MARTINS, J.; KELLY, K.; LOW, R.; HOYT, R.; FERGUSON, D.; BAILEY, L.; BENNETT, P. e CHARBONNIER, F. (1984a). *Advance Prediction of Transthoracic Impedance in Human Defibrillation and Cardioversion: Importance of Impedance in Determining the Success of Low-Energy Shocks*. *Circulation*, vol. 70, n.

2, pp. 303-8.

179. KERBER, R.E.; MARTINS, J.B.; KELLY, K.J.; FERGUSON, D.W.; KOUBA, C.; JENSEN, S.R.; NEWMAN B.; PARKE, J.D.; KIESO, R. e MELTON, J. (1984b). *Self-adhesive Pre-applied Electrode Pads for Defibrillation and Cardioversion*. Journal of the American College of Cardiology, vol. 3, pp. 815-9.
180. KERBER, R.E.; McPHERSON, D.; CHARBONNIER, F.; KIESO, R. e HITE, P. (1985). *Automated Impedance Based Energy Adjustment for Defibrillation Experimental Studies*. Circulation, vol. 71, pp. 138-40.
181. KERBER, R.E. (1986). *Energy Requirements for Defibrillation*. Circulation, vol. 74, suppl. IV, pp. IV 117-9.
182. KHOURY, D.S. e WILKOFF, B.L. (1990). *Tachycardia Recognition Algorithms for Implantable Systems*. IEEE Engineering in Medicine and Biology, vol. 36, n. 6, pp. 40-2.
183. KILLIP, T. (1963). *Synchronized DC Precordial Shock for Arrhythmias*. The Journal of The American Medical Association, vol. 186, n. 1, pp. 107-12.
184. KIM, Y, FAHY, J.B. e TUPPER, B.J. (1986a). *Optimum Electrode Designs for Electrosurgery, Defibrillation, and External Cardiac Pacing*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 33, pp. 845-53.
185. KIM, S.G.; FURMAN, S.; WASPE, L.E.; BRODMAN, R. e FISHER, J.D. (1986b). *Unipolar Pacer Artifacts Induced Failure of an Automatic Implantable Cardioverter/Defibrillator to Detect Ventricular Fibrillation*. The American Journal of Cardiology, vol. 57, pp. 880-2.
186. KNOX, M.A.; HUGHES JR, H.C.; TYERS, G.F.O.; SEIDL, D. e DEMERS, L.M. (1980). *The Induction Myocardial Damage by Open-Chest Low-Energy Countershock*. Medical Instrumentation, vol. 14, n. 1, pp. 63-6.
187. KONG, T.Q. e PROUDFIT W.L. (1964). *Repeated Direct Current Countershock without Myocardial Injury*. JAMA, vol. 187, pp. 60-1.
188. KOWEY, P.R. (1988). *The Calamity of Cardioversion of Conscious Patients*. The American Journal of Cardiology, vol. 61, pp. 1106-7.
189. KUGELBERG, J. (1966). *Ventricular Defibrillation with Square Waves*. Acta Chirurgica Scandinavica, vol. 356, suppl. B, pp. 123-7.
190. KUGELBERG, J. (1967). *Ventricular Defibrillation: a New*

*Aspect. Acta Chirurgica Scandinavica*, vol. 372, (supl).  
pp. 1-93.

191. KUGELBERG, J. (1972). *The Interelectrode Electrical Resistance at Defibrillation*. *The Scandinavian Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 6, pp. 274-7.
192. LIBERTHSON, R.R.; NAGEL, E.L.; HIRSCHMAN, J.C. e NUSSENFELD, S.R. (1974). *Prehospital Ventricular Defibrillation*. *The New England Journal of Medicine*, vol. 291, n. 7, pp. 317-21.
193. LOWN, B.; NEUMAN, J.; AMARASINGHAN, R.; et al. (1962). *Comparison of Alternating Current with Direct Current Electroshock across the Closed Chest*. *The American Journal of Cardiology*, vol. 10, pp. 223-33.
194. LOWN, B.; BEY, S.K.; PERLROTH, M.G. e ABE, T. (1963). *Cardioversion of Ectopic Tachycardias*. *The American Journal of Medical Science*, vol. 246, pp. 35/257-42/264.
195. LOWN, B.; KLEIGER, R. e WOLFF, G. (1964). *The Technique of Cardioversion*. *The American Heart Journal*, vol. 67, n. 2, pp. 282-3.
196. LOWN, B. (1967). *Electrical Reversion of Cardiac Arrhythmias*. *The British Heart Journal*, vol. 29, pp. 469-80.
197. LOWN, B.; CRAMPTON, R.S.; SILVA, R.A. e GASHO, J. (1978). *The Energy for Ventricular Defibrillation: Too Little or Too Much?* *The New England Journal of Medicine*, vol. 298, n. 22, pp. 1252-3.
198. \_\_\_\_\_ (1979). *Sudden Cardiac Death. The Major Challenge Confronting Contemporary Cardiology*. *The American Journal of Cardiology*, vol. 43, pp. 313-28.
199. LOWN, B.; AMARASINGHAM, R. e NEUMAN, J. (1986a). *New Method for Terminating Cardiac Arrhythmias: Use of Synchronized Capacitor Discharge*. *JAMA*, vol. 256, n. 5, pp 621-7.
200. LOWN, B.; GRABOYS, T.B.; PODRID, P.J.; LAMPERT, S. e BLATT, C.M. (1986b). *Historic Perspectives: Electrical Stimulation of the Heart*. *Circulation*, vol. 73, supl. II, pp. II 3-10.
201. MACHIN, J.W. (1978). *Thoracic Impedance of Human Subjects*. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 16, pp. 169-78.
202. MACHIN, J.W.; BROWNHILL, J. e FURNESS, A. (1987). *Thoracic Impedance of Adult Males During Defibrillation: a Curious Discrepancy*. *Medical & Biological Engineering &*



Computing, vol. 25, pp. 679-83.

203. MACKAY, R.S. & LEEDS, S.E. (1953). *Physiological Effects of Condenser Discharge with application to Tissue Stimulation and Ventricular Defibrillation*. *Journal of Applied Physiology*, vol. 6, pp. 67-75.
204. MAGLIOCCHETTI, T.; BENNETT, B.; JACOBS, L.M. & MADIGAN, C. (1982). *Evaluation of Battery-Operated Monitor/Defibrillators Used in Prehospital Care*. *Medical Instrumentation*, vol. 16, n. 5, pp. 251-2.
205. MANN, D.E.; INOUE, I.K.; SAKUN, V.; PICKETT, D.; LUCK, J.C. & WYNDHAM, C.R.C. (1985). *Emergency Defibrillation Using a Temporary Pacing Electrode Catheter*. *PACE*, vol. 8, pp. 753-6.
206. McDANIEL, W.C. & SCHUDER, J.C. (1987). *The Cardiac Ventricular Defibrillation Threshold: Inherent Limitations in its Application and Interpretation*. *Medical Instrumentation*, vol. 21, n. 3, pp. 170-6.
207. McFARLANE, J.R.; GEDDES, L.A.; MILNOR, W.; TACKER, W.A.; BOURLAND, J. & COULTER, T.W. (1971). *Ventricular Defibrillation with Single and Multiple Half Sinusoidal Pulses of Current*. *Cardiovascular Research*, vol. 5, pp. 286-92.
208. McGHEE, K.J. (1987). *The Use of the Defibrillator in General Practice*. *The Practitioner*, vol. 231, pp. 766-72.
209. McGURGAN, P.L. (1984). *Potential Hazard to Cardioversion Patients*. *Medical Instrumentation*, vol. 18, n. 4, pp. 237.
210. MILES, W.M.; PRYSTOWSKY, E.N.; HEGER, J.J. & ZIPES, D.P. (1986). *The Implantable Transvenous Cardioverter: Long-Term Efficacy and Reproducible Induction of Ventricular Tachycardia*. *Circulation*, vol. 74, n. 3, pp. 518-24.
211. MIROWSKI, M. & MOWER, M.M. (1988). *Transvenous Catheter Defibrillation for Prevention of Sudden Cardiac Death*. *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 11, n. 2, pp. 371-2.
212. MIROWSKI, M.; MOWER, M.M.; GOTT, V.L. & BRAWLEY, R.K. (1973). *Feasibility and Effectiveness of Low-Energy Catheter Defibrillation in Man*. *Circulation*, vol. 47, pp. 79-85.
213. MIROWSKI, M.; MOWER, M.M.; LANGER, A.; HEILMAN, M.S. & SCHREIBMAN, J. (1978). *A Chronically Implanted System*

for Automatic Defibrillation in Active Conscious Dogs: Experimental Model for Treatment of Sudden Death from Ventricular Fibrillation. *Circulation*, vol. 58, n. 1, pp. 90-4.

214. MIROWSKI, M.; MOWER, M.M. e REID, P.R. (1980). *The Automatic Implantable Defibrillator*. *The American Heart Journal*, vol. 100, pp. 1089-92.
215. MIROWSKI, M.; REID, P.R.; WATKINS, L.; WEISFELDT, M.L. e MOWER, M.M. (1981). *Clinical Treatment of Life-threatening Ventricular Tachyarrhythmias with the Automatic Implantable Defibrillator*. *The American Heart Journal*, vol. 102, pp. 265-70.
216. MIROWSKI, M.; MOWER, M.M.; REID, P.R.; WATKINS, L. e LANGER, A. (1982). *The Automatic Implantable Defibrillator*. *Pace*, vol. 5, pp. 384-400.
217. MIROWSKI, M.; MOWER, M.M.; VELTRI, E.P.; JUANTEGUY, J.M. e REID, P.R. (1986). *Recent Clinical Experience with the Automatic Implantable Cardioverter-Defibrillator*. *Medical Instrumentation*, vol. 20, n. 5, pp. 285-91.
218. MOE, G.K. e ABILDSKOV, J.A. (1959). *Atrial Fibrillation as a Self-Sustaining Arrhythmia Independent of Focal Discharge*. *The American Heart Journal*, vol. 58, pp. 59-70. Apud: VALENTINUZZI, M.E.; ARREDONDO, M.T. e MONZÓN, J.E. (1986). *Fibrilación-Defibrilación Cardíaca: Revisión Crítica*. Inter-Médica, Argentina.
219. MONZÓN, J.E. e GUILLÉN. (1985). *Current Defibrillator: New Instrument of Programmed Current for Research and Clinical Use*. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 32, n. 11, pp. 928-34.
220. MONZÓN, J.E.; GUILLÉN, S.G. e VALENTINUZZI, M.E. (1980). *Desfibrilador por Pulsos Senoidais*. *Mundo Eletrónico*, vol. 93, pp. 37-40.
221. MONZÓN, J.E. e VALENTINUZZI, M.E. (1982). *Transventricular Defibrillation Thresholds Using Quarter and Half Sinusoidal Pulse*. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol 20, pp. 756-60.
222. MORGAN, J.P.; HEARNE, S.F.; RAIZES, G.S.; WHITE, R.D. e GIULIANI, E.R. (1984). *High-Energy Versus Low-Energy Defibrillation: Experience in Patients (excluding Those in the Intensive Care Unit) at Mayo Clinic - affiliated Hospitals*. *Mayo Clinical Proceedings*, vol. 59, pp. 829-34.
223. MORRIS, J.J.; KONG, Y.; NORTH, W.C. e McINTOSH, H.D. (1964). *The Experience with "Cardioversion" of Atrial*

*Fibrillation and Flutter. The American Journal of Cardiology*, vol. 14, pp. 94-100.

224. MOTOROLA (1987). *Motorola Linear and Interface ICs*.
225. NATIONAL (1985). *Linear Data Book*.
226. NEGOVSKY, V.A.; SMERDOV, A.A.; TABAK, V.Y.; VENIN, I.V. e BOGUSHEVICH, M.S. (1980). *Criteria of Efficiency and Safety of the Defibrillating Impulse*. *Resuscitation*, vol. 8, pp. 53-67.
227. NEGOVSKY, V.A.; TABAK, V.Y.; PECHKIN, Y.N. (1975). *Short-term Electronarcosis: a New Method of General Anesthesia for Defibrillation*. *Resuscitation*, vol. 3, pp. 223-7.
228. NETTER, F.H. (1978). *The Ciba Collection of Medical Illustration - Heart*, vol 5, CIBA, 1. ed., USA.
229. NIEBAUER, M.J.; BABBS, C.F.; GEDDES, L.A.; e BOURLAND, J.D. (1983). *Efficacy and Safety of Defibrillation with Rectangular waves of 2 to 20 ms Duration*. *Critical Care Medicine*, vol. 11, pp. 95-8.
230. NIEBAUER, M.J.; BABBS, C.F.; GEDDES, L.A. e BOURLAND, J.D. (1984a). *The Efficacy and Safety of Defibrillation with 10 ms Trapezoidal Waves of Different Tilts*. *Medical Instrumentation*, vol. 18, n. 2, pp. 119-21.
231. NIEBAUER, M.J.; BABBS, C.F.; GEDDES, L.A. e BOURLAND, J.D. (1984b). *Efficacy and Safety of the Reciprocal Pulse Defibrillator Current Waveform*. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 22, pp. 28-31.
232. NIEBAUER, M.J.; GEDDES, L.A. e BABBS, C.F. (1986a). *Potassium Efflux from Myocardial Cells Induced by Defibrillator Shock*. *Medical Instrumentation*, vol. 20, n.3, pp. 135-7.
233. NIEBAUER, M.J.; GEDDES, L.A. e BABBS, C.F. (1986b). *Direct Activation of Cardiac Adrenergic Nerve Endings by Defibrillator Shocks*. *Medical Instrumentation*, vol. 20, pp. 162-3.
234. NISAM, S. (1987). *The Automatic Implantable Cardioverter Defibrillator (AICD): a Clinical and Technical Review*. *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 11, n. 3, pp. 97-102.
235. NOHAMA, P. e FARIAS, M.A.C. (1988). *Analizador de Desfibriladores e Cardioversores*. *Anais do VI Congresso Argentino de Bioingenieria, SABI' 88, Tucumán, Argentina*, pp. 23 (abst).

236. NOHAMA, P. e FARIAS, M.A.C. (1989). *Instrumento para Avaliar Desfibriladores e Cardioversores*. Revista Brasileira de Engenharia, Caderno de Engenharia Biomédica, vol. 6, n. 2, pp. 64-70.
237. NOHAMA, P. e MANRIQUE, J. (1991). *Multiplicadores Analógicos*. Revista Acadêmica, vol. 2, n. 3, pp. 49-54.
238. O'DOWD, W.J. (1983). *Defibrillator Design and Development: a Review*. Journal of Medical Engineering & Technology, vol. 7, n. 1, pp. 5-15.
239. ORIAS, O. (1953). *Possible Mecanismo de la Defibrilación Miocárdica por Contrachoque Eléctrico*. Acta Physiol. Lat. Am., vol. 3, pp. 142-52.
240. PANEFSKI, O. e HOFFMAN, B.F. (1963). *Effects of Stretch on Mechanical and Electrical Properties of Cardiac Muscle*. American Journal of Physiology, vol. 204, pp. 433-38. Apud: SURAWICZ, B. (1971), *Ventricular Fibrillation*. The American Journal of Cardiology, vol. 28, pp. 268-87.
241. PANSEGRAU, D.G. e ABBOUD, F.M. (1970). *Hemodynamic Effects of Ventricular Defibrillation*. The Journal of Clinical Investigation, vol. 49, pp. 282.
242. PANTRIDGE, J.F.; ADGEY, A.A.J.; WEBB, S.W. e ANDERSON, J. (1975). *Electrical Requirements for Ventricular Defibrillation*. The British Medical Journal, vol. 2, pp. 313-5.
243. PARSONNET, V. (1988). *Antitachycardia Devices*. Pace, vol. 11, pp. 5-6.
244. PATEL, A.S. e GALYSH, F.T. (1972). *Experimental Studies to Design Safe External Pediatric Paddles for DC Defibrillator*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 19, pp. 228-32.
245. PATTON, J.N. e PANTRIDGE, J.F. (1979). *Current Required for Ventricular Defibrillation*. The British Medical Journal, vol. 1, pp. 513-4.
246. PELESKA, B. (1963). *Cardiac Arrhythmias Following Condenser Discharges and their Dependence upon Strength of Current and Phase of Cardiac Cycle*. Circulation Research, vol. 13, pp. 21-32.
247. \_\_\_\_\_ (1965). *Cardiac Arrhythmias Following Condenser Discharges Led through an Inductance: Comparison with Effects of Pure Condenser Discharges*. Circulation Research, vol. 16, pp. 11-8.
248. \_\_\_\_\_ (1969). *Electric Impulse Therapy in Cardi-*

*ac Tachyarrhythmias: Theoretical Principles and Clinical Aspects*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 16, n. 2, pp. 123-31.

249. PENNINGTON, J.E.; TAYLOR, J. e LOWN, B. (1970). *Chest Thump for Reverting Ventricular Tachycardia*. New England Journal of Medicine, vol. 283, pp. 1192. Apud: SILVA, R.A.; GRABOYS, T.B.; PODRID, P.J. e LOWN, B. (1980). *Cardioversion and Defibrillation*. American Heart Journal, vol. 100, n. 6 (parte 1), pp. 881-95.
250. PHISIO CONTROL. *Manuais de Operação e Manutenção dos Desfibriladores/Cardioversores Life Pak 4, 5, 6, 6s e 7*.
251. PINTO, A. (1982). *Núcleo de Assistência a Equipamentos Médico-Hospitalares*. In: SEPLAN/CNPq (1982), *A Instrumentação Biomédica e o Problema da Engenharia de Manutenção nos Hospitais Brasileiros*, pp. 72-9.
252. POLITRONIC (1989). *Folha de Dados do Acoplador Óptico CNY 75B*. Politronic Produtos Eletroeletrônicos LTDA.
253. PUGLISI, J.L.; SAVINO, G.V. e VALENTINUZZI, M.E. (1989). *Defibrillation Thresholds with Multiple Pulses and Angular Leads*. Revista Brasileira de Engenharia, Caderno de Engenharia Biomédica, vol. 6, pp. 37-44.
254. RABER, M.B. e OSMAN, F.S. (1986). *User Views on Standards for Defibrillators*. Medical Instrumentation, vol. 20, n. 6, pp. 316-9.
255. RABBINO, M.D.; LIKOFF, W. e DREIFUS, L.S. (1964). *Complications and Limitations of Direct-Current Counter-shock*. JAMA, vol. 190, pp. 417-20.
256. RATTES, M.F.; JONES, D.L.; SHARMA, A.D. e KLEIN, G.J. (1987). *Defibrillation Threshold: a Simple and Quantitative Estimate of the Ability to Defibrillate*. PACE, vol. 10, pp. 70-7.
257. RATTES, M.F.; JONES, D.L.; SOHLA, A.; SHARMA, A.D.; JARVIS, E. e KLEIN, G.J. (1986). *Defibrillation with the Sequential Pulse Technique: Reproducibility with Repeated Shocks*. The American Heart Journal, vol. 111, n. 5, pp. 874-8.
258. RCA SOLID STATE (1978). *Linear Integrated Circuits*.
259. RCA SOLID STATE (1982). *COS/CMOS Integrated Circuits*.
260. REIFFEL, J.A.; GAMBINO, S.R.; MCCARTHY, D.M. e LEAHEY JR, E.B. (1978). *Direct Current Cardioversion: Effect on Creatine Kinase, Lactic Dehydrogenase and Myocardial Izoenzymes*. JAMA, vol. 239, pp. 122-4.

261. REIFFEL, J.A.; MCCARTHY, D.M. e LEAHEY JR.; E.B. (1979). *Does DC Cardioversion Affect Isoenzyme Recognition of Myocardial Infarction?* The American Heart Journal, vol. 97, n. 6, pp. 810-1.
262. ROBERTS, W.C. (1986). *Sudden Cardiac Death: Definitions and Causes.* The American Journal of Cardiology, vol. 57, pp. 1410-3.
263. ROOS, A. e BORON, W. (1981). *Intracellular pH.* Physiological Reviews, vol. 61, n. 2, pp. 296-434. Apud VALENTINUZZI, M.E.; ARREDONDO, M.T. e MONZÓN, J.E. (1983). *Fibrilación-Defibrilación Cardíaca: Revisión Crítica. 8.* Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 1-177.
264. ROY, O.Z. (1980). *Summary of Cardiac Fibrillation Thresholds for 60 Hz Currents and Voltages Applied Directly to the Heart.* Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 18, pp. 657-9.
265. ROY, O.Z.; SCOTT, J.R. e TROLLOPE, B.J. (1986). *60 Hz Ventricular Fibrillation Thresholds for Large-Surface-Area Electrodes.* Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 24, pp. 471-4.
266. ROY, O.Z.; TROLLOPE, B.J. e SCOTT, J.R. (1987) *Measurement of Regional Cardiac Fibrillation Thresholds.* Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 25, pp. 165-6.
267. RUFFY, R.; SCHWARTZ, D.J. e HIEB, B.R. (1980). *Influence of Acute Coronary Artery Occlusion on Direct Ventricular Defibrillation in Dogs.* Medical Instrumentation, vol. 14, n. 1, pp. 23-6.
268. RUIZ, E.V.; RUSSO, J.A.; SAVINO, G.V. e VALENTINUZZI, M.E. (1985). *Ventricular Fibrillation Threshold in the Dog Determined with Defibrillating Paddles.* Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 23, pp. 281-4.
269. RUIZ, E.V.; ARREDONDO, M.T.; VALENTINUZZI, M.E. e COSTA, C.P. (1987). *Ventricular Fibrillation Threshold: Influence of the Type of Electrical Stimulus.* Journal of Clinical Engineering, vol. 12, n. 3, pp. 233-7.
270. SAKSENA, S. e CALVO, R. (1985). *Transvenous Cardioversion and Defibrillation of Ventricular Tachyarrhythmias: Current Status and Future Directions.* PACE, vol. 8, pp. 715-31.
271. SANO, T. e SAWANOBORI, T. (1970). *Mechanism Initiating Ventricular Fibrillation Demonstrated in Cultured Ventricular Muscle Tissue.* Circulation Research, vol. 26, pp. 201-10.

272. SAKSENA, S.; CHANDRAN, P.; SHAH, Y.; BOCCADAMO, R.; PANTOPOULOS, D. e ROTHBART, S.T. (1985). *Comparative Efficacy of Transvenous Cardioversion and Pacing in Patients with Sustained Ventricular Tachycardia: a Prospective, Randomized Crossover Study*. *Circulation*, vol. 72, n. 1, pp. 153-60.
273. SAKSENA, S.; LINDSAY, B.D. e PARSONNET, V. (1987). *Developments for Future Implantable Cardiverters and Defibrillators*. *PACE*, vol. 10, pp. 1342-58.
274. SANTEL, D.J.; KALLOK, M.J. e TACKER JR., W.A. (1985). *Implantable Defibrillator Electrode Systems: a Brief Review*. *PACE*, vol. 8, pp. 123-31.
275. SATINSKY, J.D. e DREIFUS, L.S. (1980). *Use of DC Shock in Cardiac Arrhythmias*. In: FOWLER, N.O. (1980), *Cardiac Arrhythmias*, pp. 185-194.
276. SAUMONT, R.J.; BRUNET J.P.; FABIATO, A, COUMEL, P.H. e BOUVRAIN, Y. (1965). *Exploration du Cycle Cardiaque par Chocs Dirigés*. *Archives des Maladies du Coeur Vaiss*, vol. 58, pp. 246-58.
277. SCHLECHTER, D.C. (1971). *Early Experience with Resuscitation by Means of Electricity*. *Surgery*, vol. 69, n.3, pp. 360-72.
278. SCHLECHTER, D.C. (1975). *Historical Notes on Electroresuscitation*. *Medical Instrumentation*, vol. 9, n. 6, pp. 250-4.
279. SCHLUTER, P.S. (1981). *The Design and Evaluation of a Bedside Cardiac Arrhythmia Monitor*. PHD Dissertation, MIT, Cambridge, MA, USA.
280. SCHUDER, J.C.; STOECKLE, H. e DOLAN, A.M. (1964). *Trans-thoracic Ventricular Defibrillation with Square Wave Stimuli: One-Half Cycle, One Cycle, and Multicycle Waveforms*. *Circulation Research*, vol. 15 pp. 258-64.
281. SCHUDER, J.C.; RAHMOELLER, G.A. e STOECKLE, H. (1966a). *Transthoracic Ventricular Defibrillation with Triangular and Trapezoidal Waveforms*. *Circulation Research*, vol. 19, pp. 689-94.
282. SCHUDER, J.C.; RAHMOELLER, G.A.; STOECKLE, H. e RAINES, G.K. (1966b). *A 600,000 watts Rectangular Wave Defibrillator*. *IEEE International Convention of Record*, vol. 14, n.6, pp. 32-8.
283. SCHUDER, J.C.; RAHMOELLER, G.A.; NELLIS, S.H.; STOECKLE, H. e MACKENZIE, J.W. (1967). *Transthoracic Ventricular Defibrillation with Very High Amplitude Rectangular*

Pulses. Journal of Applied Physiology, vol. 22, pp. 1110-4.

284. SCHUDER, J.C.; STOECKLE, H.; WEST, J.A. e KESKAR, P.Y. (1971). *Transthoracic Ventricular Defibrillation in the Dog with Truncated and Untruncated Exponential Stimuli*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 18, n. 6, pp. 410-15.
285. SCHUDER, J.C.; GOLD, J.H.; STOECKLE, H.; GRANBERG, T.A.; DETTMER, J.C.; e LARWILL, M.H. (1980). *Transthoracic Ventricular Defibrillation in the 100 kg Calf with Untruncated and Truncated Exponential Stimuli*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 27, n. 1, pp. 37-43.
286. SCHUDER, J.C.; GOLD, J.H. e McDANIEL, W.C. (1982). *Ultra-High-Energy Hydrogen Thyatron/SCR Bidirectional Waveform Defibrillator*. Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 20, pp. 419-24.
287. SCHUDER, J.C.; GOLD, J.H.; STOECKLE, H.; McDANIEL, W.C. e CHEUNG, K.N. (1983). *Transthoracic Ventricular Defibrillation in the 100 kg Calf with Symmetrical One-Cycle Bidirectional Rectangular Wave Stimuli*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 30, n. 7, pp. 415-22.
288. SCHUDER, J.C.; McDANIEL, W.C. e STOECKLE, H. (1984). *Defibrillation of 100 kg Calves with Asymmetrical Bidirectional, Rectangular Pulses*. Cardiovascular Research, vol. 18, pp. 419-26.
289. SCHUDER, J.C.; STOECKLE, H.; McDANIEL, W.C. e DBEIS, M. (1987). *Is the Effectiveness of Cardiac Ventricular Defibrillation Dependent upon Polarity?* Medical Instrumentation, vol. 21, n. 5, pp. 262-5.
290. SCHUDER, J.C.; McDANIEL, W.C.; STOECKLE, H. e YERKOVICH, D. (1988). *Comparison of Effectiveness of Relay-Switched, One-Cycle Quasisinusoidal Waveform with Critically Damped Sinusoid Waveform in Transthoracic Defibrillation of 100-kilogram Calves*. Medical Instrumentation, vol. 22, n.6, pp. 281-5.
291. SILVA, A.R.; GRABOYS, B.T.; PODRID, J.P. e LOWN, B. (1980). *Cardioversion and Defibrillation*. American Heart Journal, vol. 100, n. 6 (parte 1), pp. 881-95.
292. SILVA, R.A. e LOWN, B. (1978). *Energy Requirement for Defibrillation of a Markedly Overweight Patient*. Circulation, vol. 57, pp. 827-30.
293. SINGER, I.; RADEMAKER, M.; SLATER, D. e KUPERSMITH, J.



- (1988). *Automatic Implantable Cardioverter Defibrillator: a New Treatment Modality for Recurrent Ventricular Tachycardia and Ventricular Fibrillation*. Journal of the KMA, vol. 86, pp. 289-92.
294. SMAILY, A. DULEVICIUS, Z.; MUCKUS, K. e DAUKSA, K. (1981). *Investigation of the Possibilities of Cardiac Defibrillation by Ultrasound*. Resuscitation, vol. 9, pp. 233-42.
295. SPEAR, J.F.; MOORE, E.N.; HOROWITZ, L.N. (1973). *Effect of Current Pulses Delivered During the Ventricular Vulnerable Period upon the Ventricular Fibrillation Threshold*. The American Journal of Cardiology, vol. 32, pp. 814-22.
296. SPERANSKY, A.P. e ROKITYANSKY, V.I. (1970). *Ultrasound and Its Therapeutical Employment*. Apud: SMAILY, A.; DULEVICIUS, Z.; MUCKUS, K. e DAUKSA, K. (1981). *Investigation of the Possibilities of Cardiac Defibrillation by Ultrasound*. Resuscitation, vol. 9, pp. 233-42.
297. STANZLER, R.M.; TANNEN, R.L.; ALEXANDER, S. e SASAHARA, A.A. (1963). *Comparison of Countershock with Direct and Alternating Current in External Cardiac Defibrillation*. The New England Journal of Medicine, vol. 268, n. 23, pp. 1289-91.
298. STARMER, C.F. e WHALEN, R.E. (1972). *Fibrillatory Current Thresholds & Standards*. Health Devices, vol. 1, n. 10, pp. 221.
299. STOCKTON, J.R. e SMITH, R.C. (1981). *Traceable Calibration of a Cardiac Defibrillator Energy Meter*. Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 19, pp. 40-8.
300. STOECKLE, H.; NELLIS, S.H. e SCHUDER, J.C. (1968). *Incidence of Arrhythmias in the Dog Following Trans-thoracic Ventricular Defibrillation with Unidirectional Rectangular Stimuli*. Circulation Research, vol. 23, pp. 343-348.
301. STOUT, D.F. e KAUFMAN, M. (1976). *Handbook of Operational Amplifier Circuit Design*. McGraw-Hill, USA.
302. STRATBUCKER, R.A. e CHAMBERS, W. (1969). *Defibrillator Performance Characteristics*. Proceedings of The American College of Cardiology, Feb.; pp. 1-15. Apud FINLAY, J.B. (1974). *Proposals for the Selection and Testing of Defibrillators*. Biomedical Engineering, vol. 9, pp. 517-21.
303. STULTS, K.R.; BROWN, D.D. e KERBER, R.E. (1986). *Efficacy of an Automated External Defibrillator in the Management*

*of Out-of-Hospital Cardiac Arrest: Validation of the Diagnostic Algorithm and Initial Clinical Experience in a Rural Environment.* *Circulation*, vol. 73, n. 4, pp. 701-9.

304. STULTS, K.R. e BROWN, D.D. (1986). *Special Considerations for Defibrillation Performed by Emergency Medical Technicians in Small Communities.* *Circulation*, vol. 74, suppl. IV, pp. IV 13-7.
305. SUM, C.M.A. & DEWHURST, D.J. (1980). *Digital Cardiac Defibrillator Tester.* *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 17, pp. 710-14.
306. SURAWICZ, B. (1971). *Ventricular Fibrillation.* *The American Journal of Cardiology*, vol. 28, pp. 268-87.
307. SUTTON, W.A.; GALYSH, F.T. e HAGAN, W.K. (1967). *Determinants of DC Defibrillation Success.* *Clinical Research*, vol. 15, pp. 224.
308. TACKER JR., W.A.; GALIOTO Jr.; F.M.; GIULIANI, E.; GEDDES, L.A. e McNAMARA, D.G. (1974a). *Energy Dosage for Human Transchest Electrical Ventricular Defibrillation.* *The New England Journal of Medicine*, vol. 290, n. 4, pp. 214-5.
309. TACKER JR.; W.A.; GEDDES, L.A.; CABLER, P.S. e MOORE, A.G. (1974b). *Electrical Threshold for Defibrillation of Canine Ventricles Following Myocardial Infarction.* *The American Heart Journal*, vol. 88, pp. 476-81.
310. TACKER JR, W.A.; RUBIO, P.A.; REYES, L.H.; KOROMPAI, F.L. e GUINN, G.A. (1974c). *Low energy Electrical Defibrillation of Human Hearts During Cardiac Surgery.* *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 68, n. 4, pp. 603-5.
311. TACKER JR.; W.A.; GEDDES, L.A.; ROSBOROUGH, J.F.; WITZEL, D.; CABLER, P.S.; CHAPMAN, R.J. e RIVERA, R.A. (1975). *Transchest Ventricular Defibrillation of Heavy Subjects Using Trapezoidal Current Waveforms.* *Journal of Electrocardiology*, vol. 8, n. 3, pp. 237-40.
312. TACKER JR.; W.A.; COLE, J.S. e GEDDES, L.A. (1976a). *Clinical Efficacy of Truncated Exponential Decay Defibrillator.* *Journal of Electrocardiology*, vol. 9, pp. 273-4.
313. TACKER JR., W.A.; GEDDES, L.A. e EWY, G.A. (1976b). *Defibrillation.* *JAMA*, vol. 235, n. 2, pp. 144-5.
314. TACKER JR., W.A.; GUINN, G.A.; GEDDES, L.A.; BOURLAND, J. D. KOROMPAI, F.L. e RUBIO, P.A. (1978). *The Electrical*

*Dose for Direct Ventricular Defibrillation in Man.* Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, vol. 75, pp. 224-6.

315. TACKER JR., W.A.; VAN VLEET, J.F. e GEDDES, L.A. (1979a). *Electrocardiography and Serum Enzymic Alterations Associated with Cardiac Alterations Induced in Dogs by Single Transthoracic Damped Sinusoidal Defibrillator Shocks of Various Strengths.* The American Heart Journal, vol. 98, n. 2, 185-98.
316. TACKER JR.; W.A. e EWY, G.A. (1979b). *Emergency Defibrillation Dose: Recommendations and Rationale.* Circulation, vol. 60, n. 2, pp. 223-5.
317. TACKER JR.; W.A. (1980) *Defibrillators*, in: FEINBERG, B.N., *Handbook of Clinical Engineering.* CRC Press, USA, vol. 1: General Principles, pp. 151-76.
318. TACKER, W.A. (1983). *Some Research Needs in Defibrillation an CPR.* Medical Instrumentation, vol. 17, n. 1, pp. 21-22.
319. TEB. *Catálogo do Desfibrilador DF-01.*
320. TEDESCHI, C.G. e WHITE Jr.; C.W. (1954). *A Morphologic Study of Canine Hearts Subjected to Fibrillation, Electrical Defibrillation and Manual Compression.* Circulation, vol. 9, pp. 916-21.
321. THOMAS, E.D.; EWY, G.A.; DAHL, C.F. e EWY, M.D. (1977). *Effectiveness of Direct Current Defibrillation: Role of Paddle Electrode Size.* The American Heart Journal, vol. 93, pp. 463-7.
322. THOMAS, H.E. (1974). *Cardiac Emergency Equipment: The Defibrillator*, in: *Handbook of Biomedical Instrumentation and Measurement.* Reston, USA, pp. 66-76.
323. TOBEY, G.E.; GRAEME, J.G. e HUELSMAN, L.P. (1986). *Operational Amplifiers: Design and Applications.* McGraw-Hill, Singapore.
324. TRAUTWEIN, W. e KASSEBAUM, D.G. (1961). *On the Mechanism of Spontaneous Impulse Generation in the Pacemaker of the Heart.* J. Gen. Physiol, vol. 45, pp. 317-30. Apud: SURAWICZ, B. (1971). *Ventricular Fibrillation.* The American Journal of Cardiology, vol. 28, pp. 268-87.
325. TROUP, P.J. (1988). *Lessons Learned from the Automatic Implantable Cardioverter-Defibrillator: Past, Present and Future.* Journal of the American College of Cardiology, vol. 11, n. 6, pp. 1287-9.

326. TROUP, P.J. (1990). *Early Development of Defibrillation Devices*. IEEE Engineering in Medicine and Biology, n. 6, pp. 19-24.
327. VALENTINUZZI, M.E.; ARREDONDO, M.T. e MONZÓN, J.E. (1983). *Fibrilación-Defibrilación Cardíaca: Revisión Crítica*. 8. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 1-177.
328. \_\_\_\_\_ . *Fibrilación-Defibrilación Cardíaca: Revisión Crítica*. Inter-Médica, Argentina, 1986.
329. VANDER, A.J.; SHERMAN, J.H. e LUCIANO, D.S. (1981). *Fisiologia Humana*. McGraw-Hill, 3. ed.; São Paulo.
330. VAN VLEET, J.F.; TACKER, W.A.; GEDDES, L.A. e FERRANS, V.J. (1977). *Acute Cardiac Damage in Dogs Given Multiple Transthoracic Shocks with a Trapezoidal Wave-form Defibrillator*. Am. J. Vet. Res., vol. 38, n. 5, pp. 617-26. Apud: VALENTINUZZI, M.E.; ARREDONDO, M.T. e MONZÓN, J.E. (1983). *Fibrilación-Defibrilación Cardíaca: Revisión Crítica*. 8. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, pp. 1-177.
- 3331 VAN VLEET, J.F.; TACKER, W.A.; CECHNER, P.E.; BRIGHT, R.M.; GREENE, J.A.; RAFFEE, M.R.; GEDDES, L.A. e FERRANS, V.J. (1978) *Effect of Shock Strength on Survival and Acute Cardiac Damage Induced by Open-Thorax Defibrillation of Dogs*. American Journal of Veterinary Research, vol. 39, n. 6, pp. 981-7.
332. VASSALE, M. (1966). *Analysis of Cardiac Pacemaker Potential Using a "Voltage Clamp" Technique*. American Journal of Physiology, vol. 210, pp. 1335-41. Apud: SURAWICZ, B. (1971). *Ventricular Fibrillation*. The American Journal of Cardiology, vol. 28, pp. 268-87.
333. WANG, B. (1988). *Comunicação Oral sobre Manutenção de Equipamentos Médico-Hospitalares nos Hospitais Brasileiros*. UNICAMP, aula de Introdução à Engenharia Hospitalar.
334. WARNER, E.D.; DAHL, C. e EWY, G.A. (1975). *Myocardial Injury from Transthoracic Defibrillator Countershock*. Archives of Pathology, vol. 99, pp. 55-9.
335. WASPE, L.E.; KIM, S.G.; MATOS, J.A. e FISHER, J.D. (1983). *Role of a Catheter Lead System for Transvenous Countershock and Pacing During Electrophysiologic Tests: Assessment of the Usefulness of Catheter Shocks for Terminating Ventricular Tachyarrhythmias*. The American Journal of Cardiology, vol. 52, pp. 477-84.
336. WATANABE, Y. e DREIFUS, L.S. (1966). *Mechanisms of Ventricular Fibrillation*. The Japanese Heart Journal,

vol. 7, n. 2, pp. 110-20.

337. WATKINS, Jr.; L.; REID, P.R.; PLATIA, E.V.; MOWER, M.M.; GRIFFITH, L.S.C. e MIROWSKI, M. (1983). *Automatic Defibrillation in Man: Is It Feasible?* The American Journal of Surgery, vol. 145, pp. 752-55.
338. WEAVER, W.D.; COBB, L.A.; COPASS, M.K. e HALLSTROM, A.P. (1982). *Ventricular Defibrillation: a Comparative Trial Using 175 J and 320 J Shocks*. The New England Journal of Medicine, vol. 307, n. 6, pp. 1101-6.
339. WEAVER, W.D.; HILL, D.L.; FAHRENBRUCH, C.; COBB, L.A.; COPASS, M.K.; HALLSTROM, A.P. e MARTIN, J. (1987). *Automatic External Defibrillators: Importance of Field Testing to Evaluate Performance*. Journal of the American College of Cardiology, vol. 10, n. 6, pp. 1259-64.
340. WEBSTER, J.G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. Houghton Mifflin, USA, 1978, pp. 631-40.
341. WEBSTER, J.G. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. Willey, 1988, USA, vol. 2, pp. 939-44.
342. WELLENS, H.J.; SCHUILENBURG, R.M. e DURRER, D. (1972). *Electrical Stimulation of the Heart in Patients with Ventricular Tachycardia*. Circulation, vol. 46, pp. 216-26.
343. WETHERBEE, J.N.; CHAPMAN, P.D.; BACH Jr.; S.M. e TROUP, (1988). *Sequential Shocks Are Comparable to Single Shocks Employing Two Current Pathways for Internal Defibrillation in Dogs*. PACE, vol. 11, pp. 696-703.
344. WIGGERS, C.J. (1940a). *The Mechanism and Nature of Ventricular Fibrillation*. The American Heart Journal, vol. 20, pp. 399-412.
345. WIGGERS, C.J. (1940b). *The Physiologic Basis for Cardiac Resuscitation from Ventricular Fibrillation: Method for Serial Defibrillation*. The American Heart Journal, vol. 20, pp. 413-22.
346. WIGMORE, T. (1989). *3,5-Digit SMD Voltmeter*. Elektor Electronics, vol. 15, n. 172, pp. 37-41.
347. WILKOFF, B.L. e KHOURY, D.S. (1990). *Tachycardia Control with Cardiac Pacemakers*. IEEE Engineering in Medicine and Biology, n.6, pp. 36-9.
348. WINKLE, R.A.; BACH JR.; S.M.; ECHT, D.S.; SWERDLOW, C.D.; IMRAN, M.; MASON, J.W.; OYER, P.E. e STINSON, E.B. (1983). *The Automatic Implantable Defibrillator: Local Ventricular Bipolar Sensing to Detect Ventricular*

*Tachycardia and Fibrillation*. The American Journal of Cardiology, vol. 52, pp. 265-70.

349. WINKLE, R.A.; BACH, S.M.; MEAD, R.H.; GAUDIANI, V.A.; STINSON, E.B.; FAIN, E.S. e SCHMIDT, P. (1988). *Comparison of Defibrillation Efficacy in Humans Using a New Catheter and Superior Vena Cava Spring-Left Ventricular Patch Electrodes*. The American College of Cardiology, vol. 11, pp. 365-70.
350. WINKLE, R.A.; STINSON, E.B.; BACH JR.; S.M.; ECHT, D.S.; OYER, P. e ARMSTRONG, K. (1984). *Measurement of Cardioversion-Defibrillation Thresholds in Man by a Truncated Exponential Waveform and an Apical Patch-Superior Vena Caval Spring Electrode Configuration*. Circulation, vol. 69, n. 4, pp. 766-71.
351. WIT, A.L. e BIGGER, Jr.; J.T. (1975). *Possible Electrophysiological Mechanisms for Lethal Arrhythmias Accompanying Myocardial Ischemia and Infarction*. Circulation, vol. 51/52, suppl. III, pp. III 96-115.
352. WOBSCHELL, D. (1987). *Analog-to-Digital Conversion*, in: *Circuit Design for Electronic Instrumentation*. McGraw-Hill, 2. ed. USA, pp. 212-227.
353. YAMANAKA, T.; WAGAI, T.; OKADA, R. e KITAMURA, K. (1971). *Ultrasonic Therapy for Myocardial Infarction. An Experimental Study in Canine Hearts*. Apud: SMAILYS, A. DULEVICIUS, Z.; MUCKUS, K. e DAUKSA, K. (1981). *Investigation of the Possibilities of Cardiac Defibrillation by Ultrasound*. Resuscitation, vol. 9, pp. 233-42.
354. ZIPES, D.P. (1975). *Electrophysiological Mechanisms Involved in Ventricular Fibrillation*. Circulation, vol. 51/52, suppl. III, pp. III 120-30.
355. \_\_\_\_\_ (1983). *Electrical Therapy of Cardiac Arrhythmias*. The New England Journal of Medicine, vol. 309, n. 19, pp. 1179-80.
356. ZIPES, D.P.; FISHER, J.; KING, R.M.; NICOLL, A. e JOLLY, W.W. (1975). *Termination of Ventricular Fibrillation in Dogs by Depolarizing a Critical Amount of Myocardium*. The American Journal of Cardiology; vol. 36, pp. 37-44.
357. ZIPES, D.P.; HEGER, J.J.; MILES, W.M.; MAHOMED, Y.; BROWN, J.W.; SPIELMAN, S.R. e PRYSTOWSKY, E.N. (1984). *Early Experience with an Implantable Cardioverter*. The New England Journal of Medicine, vol. 311, n. 8, pp. 485-90.
358. ZOLL, P.M.; LINENTHAL, A.J.; GIBSON, W.; PAUL, M.H. e NORMAN, L.R. (1956). *Termination of Ventricular Fibrillation in Man by Externally Applied Electric*

*Countershock.* The New England Journal of Medicine, vol. 254, n. 16, pp. 727-32.

359. ZOLL, P.M.; LINENTHAL, A.J. e ZARSKY, L.R.N. (1960). *Ventricular Fibrillation: Treatment and Prevention by External Electric Currents.* The New England Journal of Medicine, vol. 262, n. 3, pp. 105-12.