

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS — UNICAMP

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Tese apresentada à  
Faculdade de Engenharia Elétrica da UNICAMP  
Como parte dos requisitos para a obtenção do  
Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

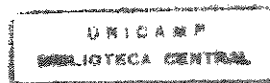
Título: **Desfibrilador Cardíaco Microprocessado para uso Clínico  
e em Pesquisa.**

Autor: **Hernán Cortés Gómez**

Orientador: **Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen**

Este exemplar corresponde a redação final da tese  
defendida por Hernán Cortés Gómez  
e aprovada pela Comissão  
Julgada em 24 / 09 / 1993  
Sergio Santos M  
Orientador

Campinas, setembro de 1993



20 0000479  
BAG 20 0000480

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

C818d Cortés Gómez, Hernán  
Desfibrilador cardíaco microprocessado para uso  
clínico e em pesquisa / Hernán Cortés Gómez.--  
Campinas, SP: [s.n.], 1993.

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

1. Engenharia biomédica - Instrumentos. 2.  
Medicina - Aparelhos e instrumentos. 3.  
Microprocessadores. I. Mühlen, Sérgio Santos. II.  
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de  
Engenharia Elétrica. III. Título.

*Aos meus pais*

## Agradecimentos

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

ao Professor Sérgio S. Mühlen pela orientação, fundamental na elaboração e correção deste trabalho;

aos colegas do Centro de Engenharia Biomédica, pelo apoio e sugestões recebidas;

ao Engenheiro José Francisco Biscegli pelo apoio da diretoria do IDPC;

ao Engenheiro Denys Emílio Campion Nicolosi pela orientação e apoio;

aos colegas do C.T.E. do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia: Eddie, Reinaldo, Celso, Rodrigo, Aron, Cantídio, Ferreira e Edir, pela colaboração decisiva na execução e testes do protótipo;

ao Dr. Dalmo, Dra. Elizabeth e toda equipe do Centro de Cirurgia Experimental do IDPC, pela ajuda nos testes experimentais "*in vivo*";

aos estagiários Rudson, Maria Cláudia e Deisy, pela ajuda imprescindível na digitação e confecção das figuras;

aos amigos do setor de Tecnologia Aplicada à Cardiologia do IDPC, Paiva, Francisco, Rodrigo, Wilson, Mauro, Osvaldo, Daicy, Lurdes e Terezinha pelo apoio e colaboração;

às amigas do setor de enfermagem do IDPC, Fernanda e Rita, pela colaboração com suas experiências profissionais;

ao Prof. Máximo E. Valentinuzzi e aos amigos da Universidad Nacional de Tucumán - Argentina, pela ajuda e incentivo;

à minha esposa Marta pela paciência, apoio e compreensão durante todas as etapas do trabalho.

## **Resumo**

Os desfibriladores/cardioversores devem fornecer informações das condições do paciente e da descarga desfibrilatória ao operador, para que este possa respectivamente dimensionar a descarga desfibrilatória e analisar o resultado da mesma.

Desenvolveu-se um desfibrilador/cardioversor cardíaco comandado por um microcontrolador. O aparelho é portátil e alimentado por bateria. Tem como principais características a medição da impedância entre as pás e o cálculo da energia entregue. Armazena de 1 até 40J com passo de 1J.

## **Abstract**

The defibrillators/cardioverters must give information about defibrillatory discharge and patient conditions to the operator, so the operator can respectively dimensionate the discharge and analyse the results. It was developed a cardiac microcontrolled defibrillator/cardioverter. The device is portable and battery powered. Its main characteristics are the measurement of the impedance between the paddles and the ability to calculate the delivered energy. The stored energy can be selected from 1 to 40J with a step of 1J.

## ÍNDICE

<b>Agradecimentos</b> .....	i
<b>Resumo</b> .....	ii
<b>Abstract</b> .....	iii
<b>INTRODUÇÃO</b> .....	01
<b>1. FIBRILAÇÃO E DESFIBRILAÇÃO</b> .....	03
<b>1.1. ELETROFISIOLOGIA CELULAR</b> .....	03
<b>1.1.1. O potencial de repouso</b> .....	03
<b>1.1.2. O potencial de ação</b> .....	04
<b>1.2. ELETROFISIOLOGIA DO CICLO CARDÍACO</b> .....	05
<b>1.2.1. Aspectos anatômicos</b> .....	05
<b>1.2.2. Propriedades da fibra cardíaca</b> .....	08
1.2.2.1. Excitabilidade .....	08
1.2.2.2. Ritmicidade .....	08
1.2.2.3. Condutibilidade .....	08
1.2.2.4. Contratilidade .....	09
<b>1.2.3. Período refratário</b> .....	09
1.2.3.1. Fase normal .....	10
1.2.3.2. Período refratário absoluto .....	10
1.2.3.3. Período refratário relativo .....	10
1.2.3.4. Período de excitabilidade supernormal .....	10
<b>1.2.4. A propagação do potencial</b> .....	10
1.2.4.1. Condução nos átrios .....	10
1.2.4.2. Condução através do nóculo atrioventricular (AV) .....	12
1.2.4.3. Condução através dos ventrículos .....	12
<b>1.2.5. O eletrocardiograma (ECG)</b> .....	12
<b>1.3. A ATIVIDADE MECÂNICA DO CORAÇÃO</b> .....	13
<b>1.4. FIBRILAÇÃO</b> .....	15
<b>1.4.1. O fenômeno fibrilatório</b> .....	15
1.4.1.1. Teoria do Movimento circular .....	15
1.4.1.2. Focos ectópicos .....	16
<b>1.4.2. Causas da fibrilação ventricular</b> .....	16
1.4.2.1. Infarte do miocárdio .....	16
1.4.2.2. Choque elétrico .....	17

1.4.2.2.1. Macrochoque .....	17
1.4.2.2.2. Microchoque .....	17
1.4.2.3. Estimulação em período vulnerável .....	17
1.4.2.4. Drogas e hipotermia .....	18
<b>1.4.3. Tipos de fibrilação .....</b>	<b>19</b>
1.4.3.1. Etiologia .....	19
1.4.3.2. Localização .....	19
1.4.3.3. Características do ECG .....	20
<b>1.5. DESFIBRILAÇÃO .....</b>	<b>20</b>
<b>1.5.1. Tipos de desfibrilação .....</b>	<b>20</b>
1.5.1.1. Desfibrilação química .....	20
1.5.1.2. Desfibrilação elétrica .....	20
<b>1.5.2. Variáveis desfibrilatórias .....</b>	<b>21</b>
1.5.2.1. Parâmetros fisiológicos .....	21
1.5.2.2. Parâmetros tecnológicos .....	22
<b>2. DESFIBRILADORES .....</b>	<b>24</b>
<b>2.1. UTILIZAÇÃO .....</b>	<b>24</b>
2.1.1. Desfibrilação cirúrgica .....	24
2.1.2. Cardioversão .....	24
2.1.3. Emergência .....	25
<b>2.2. TIPOS DE DESFIBRILADORES .....</b>	<b>25</b>
2.2.1. Corrente alternada .....	25
2.2.2. Pulsos senoidais .....	25
2.2.3. Por descarga capacitiva .....	26
2.2.4. Pulso trapezoidal .....	27
2.2.5. Automático implantável .....	27
2.2.6. Automático externo .....	28
<b>3. DESFIBRILADOR MICROPROCESSADO .....</b>	<b>29</b>
<b>3.1. ESPECIFICAÇÕES DO PROJETO .....</b>	<b>29</b>
<b>3.2. CIRCUITO ELETRÔNICO .....</b>	<b>30</b>
3.2.1. Impedancímetro .....	30
3.2.2. Detetor de QRS .....	34
3.2.3. Circuito de armazenamento e descarga .....	38
3.2.4. Fonte chaveada .....	44
3.2.5. Bateria e carregador de bateria .....	48
3.2.6. Circuito de controle do desfibrilador .....	50
3.2.6.1. Reset .....	50



3.2.6.2. Display .....	50
3.2.6.3. Teclado .....	51
3.2.6.4. Interrupções externas .....	52
3.2.6.5. Led's, relés, sinal sonoro e sinais de controle .....	52
3.2.6.6. Conversor A/D .....	54
3.2.6.7. Circuito de amostragem .....	55
<b>3.3. SOFTWARE .....</b>	<b>58</b>
<b>3.3.1. Leitura da impedância .....</b>	<b>59</b>
<b>3.3.2. Carga do capacitor .....</b>	<b>60</b>
<b>3.3.3. Sincronismo .....</b>	<b>61</b>
<b>3.3.4. Seleção da energia desejada .....</b>	<b>63</b>
<b>3.3.5. Disparo .....</b>	<b>65</b>
<b>3.3.6. Calibração .....</b>	<b>69</b>
<b>4. TESTES .....</b>	<b>71</b>
<b>4.1 TESTES EM BANCADA .....</b>	<b>71</b>
<b>4.1.1. Medição da impedância .....</b>	<b>71</b>
<b>4.1.2. Sincronismo .....</b>	<b>73</b>
<b>4.1.3. Energia armazenada .....</b>	<b>73</b>
<b>4.1.4. Energia entregue .....</b>	<b>76</b>
<b>4.2. TESTES "IN VIVO" .....</b>	<b>77</b>
<b>5. CONCLUSÕES E DISCUSSÕES .....</b>	<b>78</b>
<b>5.1. Conclusões .....</b>	<b>78</b>
<b>5.2. Discussões .....</b>	<b>79</b>
<b>APÊNDICE I - LISTAGEM DO PROGRAMA .....</b>	<b>81</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>103</b>

## INTRODUÇÃO

Desfibriladores cardíacos são equipamentos destinados a restabelecer a harmonia e a coordenação na atividade mio-elétrica do coração. Utilizando o princípio da descarga de corrente elétrica esses equipamentos vêm sendo construídos há várias décadas de forma quase inalterada.

Até recentemente, as informações fornecidas pelos desfibriladores eram mínimas – um monitor de ECG que mostra a atividade bioelétrica do coração e um registrador para documentar as formas de onda podiam ser ligados ao paciente – mas o julgamento sobre a efetividade da descarga de alta tensão era baseado na observação de como o corpo do paciente reagia ao procedimento.

O sucesso de um procedimento de ressuscitação depende fortemente da efetividade do pulso desfibrilatório. Algumas variáveis (tamanho e posicionamento das pás, pressão exercida sobre as pás, tipo de eletrólito usado, características da massa do paciente) condicionam os parâmetros da corrente de saída, sem que o operador possa tomar conhecimento, dificultando a otimização do procedimento. Existe então a necessidade de um sistema que forneça instantaneamente informações do pulso de desfibrilação, com a documentação de parâmetros clínicos.

Durante a descarga, a impedância transtorácica situa-se usualmente entre 25 e 100  $\Omega$  (Bennet e col., 1983). O mau contato das pás pode facilmente dobrar essa resistência, aumentando substancialmente a energia requerida do equipamento para produzir corrente de desfibrilação adequada através do miocárdio.

Com o objetivo de solucionar esse tipo de problema buscamos projetar um desfibrilador que forneça parâmetros que permitam avaliar a efetividade da descarga desfibrilatória, com confiabilidade e segurança.

Esse novo desfibrilador inclui circuitos para medir a impedância transtorácica auxiliando os operadores na adequada preparação, colocação e pressão das pás para uma impedância total baixa. Um display possibilita ao operador avaliar a qualidade do contato elétrico entre pás e corpo do paciente antes da descarga. A corrente e tensão desfibrilatórias são medidas durante a descarga e através delas é calculada a energia entregue.

No capítulo 1 deste trabalho é feita uma introdução à eletrofisiologia celular, passando pela eletrofisiologia do ciclo cardíaco e relacionando-a com a atividade mecânica do coração. A seguir define-se a fibrilação, e expõem-se suas causas e tipos. A desfibrilação é então descrita, assim como seus tipos e os principais parâmetros fisiológicos e tecnológicos que a influenciam. Os desfibriladores são abordados no capítulo 2, que trata da sua utilização e dos principais tipos já desenvolvidos. O capítulo 3 mostra o projeto do desfibrilador proposto, desde suas especificações, até o circuito eletrônico e o software desenvolvidos. Os testes realizados e os resultados obtidos encontram-se no capítulo 4 e as conclusões, no capítulo 5.

## 1. FIBRILAÇÃO E DESFIBRILAÇÃO

Iniciaremos esse estudo analisando noções gerais de eletrofisiologia celular pois o seu conhecimento facilitará a compreensão dos fenômenos elétricos do coração, bem como das razões pelas quais a fibrilação ocorre.

### 1.1. ELETROFISIOLOGIA CELULAR

#### 1.1.1. O potencial de repouso

A célula miocárdica, como toda célula muscular, apresenta uma diferença de potencial elétrico através de sua membrana de cerca de 90 mV, sendo o interior negativo com relação ao exterior. O modelo de Hodgkin-Huxley, postulado durante a década de 50, é aceito como a melhor explicação da fonte desses potenciais e fornece equações que dão significado matemático para dados experimentais (Strong, 1973).

A repartição de íons permeantes através dessa membrana é semelhante à que ocorre em músculos esqueléticos e nervos, com alta concentração interna de potássio e externa de sódio e cloretos. Estes são os principais íons permutados através da membrana.

A membrana celular é semi-permeável ou seletivamente permeável a esses íons. A permeabilidade da membrana em repouso é cerca de 100 vezes mais elevada ao potássio que ao sódio (Silva, 1973). Nessas condições, a distribuição de potássio que tende a sair, por força do gradiente químico e a entrar por força do gradiente elétrico, está praticamente em equilíbrio em função do gradiente eletroquímico combinado. O mesmo ocorre com o cloreto, de alta concentração externa. O sódio, porém, distribui-se longe de seu ponto de equilíbrio eletroquímico, pois sua tendência é de penetrar na célula, tanto em função do gradiente químico como elétrico.

Ao evitar a entrada de íons de sódio ( $\text{Na}^+$ ) na célula, a membrana realiza, com gasto de energia, dois trabalhos, um elétrico e outro químico (osmótico) que, opondo-se aos respectivos gradientes, impedem a entrada do referido íon.

Apesar destas ações da membrana, certa quantidade de sódio entra na célula durante o repouso. Para se manter o gradiente iônico, a quantidade de sódio que penetra na célula deve ser expelida. Nesta função, a célula realiza um trabalho ativo denominado "bomba de sódio".

### 1.1.2. O potencial de ação

Quando a célula miocárdica em repouso é excitada, produzem-se fluxos iônicos através de sua membrana que, pela modificação das relações de concentrações iônicas, alteram a diferença de potencial elétrico transmembrana.

Durante o período que decorre entre o início da excitação e a volta à condição de repouso, a diferença de potencial transmembrana é bastante variável. Essas variações são registradas em uma curva denominada de *potencial transmembrana de ação* (figura 1.1.1.) que pode ser dividida em 5 fases.

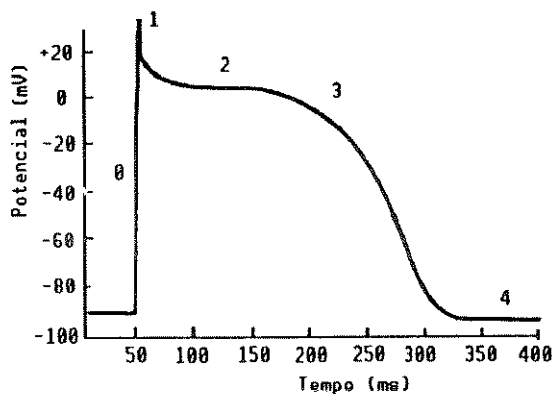


Figura 1.1.1. - *Potencial transmembrana de ação*

A fase inicial, fase 0, de despolarização, depende da entrada rápida de sódio na célula, segundo um gradiente eletroquímico, após a excitação haver aumentado bruscamente a condutância da membrana a este íon. O conseqüente incremento da quantidade de cátions  $\text{Na}^+$  no meio intracelular determina a diminuição da diferença de potencial transmembrana, havendo, inclusive, inversão do potencial, tornando-se o meio interno mais positivo que o externo.

Atingindo o nível máximo de despolarização, inicia-se a repolarização celular. Este é um fenômeno que segue invariavelmente a despolarização, sendo entretanto facilmente modificado por efeitos de inúmeros fatores.

A fase 1 registra a tendência à equalização dos níveis de potencial intra e extracelulares, e deve-se à queda do influxo de sódio e aumento do efluxo de potássio.

A fase 2, em platô, é conseqüência de um equilíbrio entre o influxo de sódio em declínio e a saída de potássio em ascensão.

A fase 3 está relacionada com um aumento do efluxo de potássio, que passa a ser o principal movimento iônico transmembrana. A perda de cátions  $K^+$  pelo meio intracelular, e conseqüente ganho pelo extracelular, aumenta a diferença de potencial transmembrana. Isto leva a curva para valores semelhantes aos encontrados no início da despolarização. Ao nível atingido ao final da fase 3 denomina-se *potencial diastólico máximo*.

Nesta ocasião, há mais íons de sódio no interior da célula e mais íons de potássio no exterior da mesma, do que antes da despolarização.

A fase 4 depende da ação do sistema enzimático conhecido como "bomba de sódio e de potássio". Há saída de sódio e influxo de potássio, com relação às concentrações eletrolíticas existentes antes da excitação. Este movimento é ativo e depende de um sistema enzimático fornecedor de energia.

## 1.2. ELETROFISIOLOGIA DO CICLO CARDÍACO

### 1.2.1. Aspectos anatômicos

O coração está localizado entre os dois pulmões, no interior da caixa torácica. No homem adulto tem peso médio de 150 gramas e o tamanho aproximadamente igual ao punho fechado do indivíduo. A forma é cônica, ligeiramente achatada na frente e atrás. A base desse cone achatado volta-se para cima e para direita. A ponta ou ápice volta-se para a frente e para a esquerda.

A superfície do coração tem aspecto liso e reluzente em função do finíssimo invólucro que o reveste, o pericárdio. Essa película adere a todas as partes e todas as reentrâncias externas do coração.

Abaixo do pericárdio, encontra-se o miocárdio – parede muscular do coração, constituída por fortes fibras musculares que se cruzam em diferentes direções, disposição destinada a aumentar a resistência mecânica.

A terceira camada da parede do coração é o forro interno das cavidades – o endocárdio –, tão fino quanto o pericárdio, mas constituído por tecido diferente, mais liso e elástico. Esse tipo de tecido, chamado endotelial, é o mesmo que reveste internamente os vasos sangüíneos.

O coração, visto internamente (figura 1.2.1.A), é como uma casa de dois andares, com dois aposentos por andar. A entrada é por cima, sendo as duas cavidades superiores chamadas então

de átrios, que são separadas entre si por uma parede hermética, o septo interatrial. No andar de baixo, as duas cavidades são os ventrículos (ventrículo = ventre pequeno), também separados hermeticamente um do outro pelo septo interventricular. Em condições normais, as câmaras do mesmo andar não se comunicam.

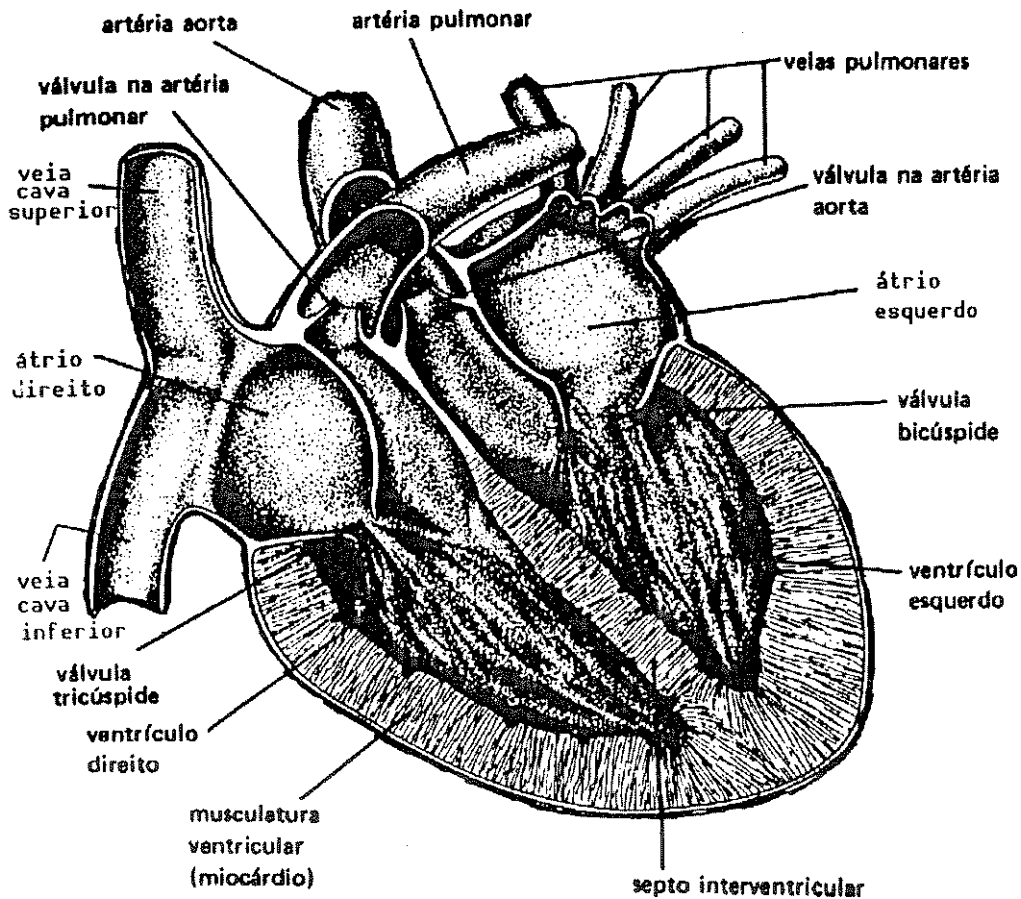


Figura 1.2.1.A - *Vista interna do coração*

Na base de cada átrio existe um orifício que estabelece comunicação com o ventrículo correspondente. O conjunto de átrio esquerdo e ventrículo esquerdo, portanto, é completamente separado do conjunto de átrio e ventrículo direitos. São duas bombas análogas.

O lado direito serve à pequena circulação, e o esquerdo, à grande. Pequena circulação é o fluxo de sangue entre os pulmões e o coração. Grande circulação é o trânsito de sangue entre o coração e as demais partes do corpo, exceto pulmões. A figura 1.2.1.B representa esquematicamente o sistema circulatório.

Além dessas duas circulações, existe uma terceira, destinada exclusivamente ao coração: é realizada através das artérias coronárias, que saem da aorta, irrigam o coração e voltam ao átrio direito pelo seio venoso.

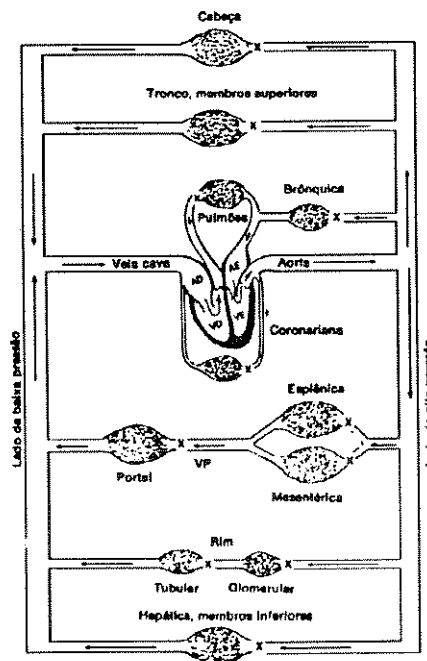


Figura 1.2.1.B - Representação esquemática do sistema circulatório

Em resumo, as numerosas entradas e saídas do coração estão ligadas a grandes vasos: a aorta, saída para a grande circulação; a artéria pulmonar, saída para a pequena circulação; as veias cavas superior e inferior, vias de retorno da grande circulação; as duas veias pulmonares direitas e as duas esquerdas, retorno da pequena circulação; a coronária esquerda e a direita, de autocirculação cardíaca, bem como suas ramificações – as artérias interventriculares anteriores e posteriores.

As duas válvulas atrioventriculares não são iguais. A válvula do orifício atrioventricular direito tem três cúspides e, por isso, recebe o nome de tricúspide. A do coração esquerdo tem apenas duas e, além do nome bicúspide, recebe a denominação de mitral, porque lembra vagamente a mitra usada pelos bispos.

Existem ainda outras válvulas, além das atrioventriculares. O sangue que sai do coração só pode voltar a ele depois de fazer todo o percurso de uma das três circulações. Por isso, na entrada da aorta e na entrada da artéria pulmonar – vias de saída –, existem duas válvulas, uma para cada artéria. São as chamadas válvulas semilunares.



## 1.2.2. Propriedades da fibra cardíaca

Classicamente considera-se que a fibra cardíaca apresenta quatro propriedades: excitabilidade, ritmicidade, condutibilidade e contratilidade (Silva, 1973).

### 1.2.2.1. Excitabilidade

A excitabilidade é a propriedade de responder a um estímulo. Essa resposta é geralmente representada pela contração muscular.

### 1.2.2.2. Ritmicidade

A fibra cardíaca origina, dentro de si mesma, o impulso que determina sua contração. Essa propriedade, denominada ritmicidade, é uma das primeiras que se manifestam na fibra muscular cardíaca. No embrião, antes mesmo das fibras adquirirem suas características morfológicas definitivas, o coração já é animado por contrações rítmicas que persistem mesmo que o órgão seja separado do organismo.

Uma vez completado o desenvolvimento do coração, verifica-se que nem todas as partes têm igual automatismo. Se o coração adulto for extraído do organismo, primeiro deixam de contrair os ventrículos, depois o átrio esquerdo e, por fim, o átrio direito. Depois de cessarem os batimentos atriais, podem-se observar ainda batimentos na região da desembocadura da veia cava superior na parede posterior do átrio direito.

### 1.2.2.3. Condutibilidade

Pelo que foi exposto, compreende-se que os estímulos ativadores da musculatura cardíaca se originam em uma zona muito circunscrita. Graças à condutibilidade, o processo de ativação se propaga a toda musculatura cardíaca. Dois estímulos não podem ser conduzidos se não houver entre eles um determinado intervalo de tempo.

A condutibilidade é comum a todo tecido cardíaco, porém encontra-se particularmente desenvolvida no feixe de His e seus ramos, e na rede de Purkinje.

A propagação dos estímulos no seio da musculatura cardíaca faz-se, como no tecido nervoso, sem decréscimo de amplitude. Se o tecido está com a vitalidade diminuída por anóxia, intoxicação, compressão ou inflamação, a condução se faz com maior lentidão, segundo a intensidade do processo, podendo inclusive ser abolida.

#### 1.2.2.4. Contratilidade

A última propriedade, a contratilidade, apresenta algumas características peculiares na fibra cardíaca. Quando se estimula um músculo esquelético, a intensidade da resposta depende, entre outros fatores, da intensidade do estímulo. Isto se deve ao fato de que um aumento da intensidade do estímulo faz com que um maior número de fibras de músculo esquelético sejam excitadas, e não um aumento de intensidade na contração de cada uma das fibras individuais. As fibras musculares esqueléticas apresentam, pois, resposta do tipo "tudo ou nada" quando se considera cada fibra individualmente, e resposta proporcional à intensidade do estímulo, quando se considera um conjunto de fibras musculares esqueléticas.

O músculo cardíaco apresenta características fisiológicas de sincício (conjunto de núcleos no mesmo citoplasma), embora não haja continuidade entre o citoplasma de diferentes fibras cardíacas. Esta propriedade de sincício se deve ao fato de que, a intervalos, existem zonas da membrana celular que apresentam baixa resistência elétrica, possibilitando a propagação do estímulo de uma célula a outra como se não houvesse interrupção de continuidade entre elas. Em virtude desta característica, o músculo cardíaco apresenta resposta do tipo "tudo ou nada" a qualquer estímulo supralimiar. Isto não significa que a intensidade de contração do músculo cardíaco seja sempre a mesma. Ela depende de um grande número de fatores, como por exemplo, o grau de estiramento da fibra, a concentração hidrogeniônica, o estado de nutrição, fadiga, temperatura, presença de agentes químicos estimulantes ou depressores da atividade cardíaca, como adrenalina, acetilcolina, etc. O que a lei do "tudo ou nada" postula é que, em condições fixas, a resposta do coração é máxima, qualquer que seja a intensidade do estímulo, desde que supralimiar. Vale notar que o músculo cardíaco, a exemplo do que sucede com o esquelético, apresenta a propriedade de soma sublimiar: vários estímulos sublimiares consecutivos são capazes de determinar contração.

#### 1.2.3. Período refratário

Qualquer célula ou tecido excitável apresenta, após um estímulo, uma fase em que não é suscetível de responder a novo estímulo, qualquer que seja a intensidade ou a natureza do mesmo. Este período se denomina período refratário. Tanto a fibra cardíaca como a esquelética apresentam período refratário. No caso da fibra esquelética, o período refratário é extremamente curto e termina antes mesmo que se inicie a resposta motora. O mesmo não se dá, entretanto, no caso da fibra muscular cardíaca: aqui o período refratário é bastante prolongado, durando praticamente todo o tempo que dura a contração muscular.

No músculo cardíaco podem-se distinguir as seguintes fases quanto à refratariedade:

#### 1.2.3.1. Fase normal

É aquela em que o músculo cardíaco tem a sua excitabilidade normal, isto é, responde ao estímulo mínimo habitual, espontâneo ou artificial.

#### 1.2.3.2. Período refratário absoluto

Período em que nenhum estímulo, por mais intenso que seja, consegue produzir uma resposta. Este período vai desde a aplicação do estímulo até o início da fase de relaxamento.

#### 1.2.3.3. Período refratário relativo

Nesta fase pode-se provocar uma resposta, desde que o estímulo seja mais intenso que o normal. Este período começa no início da fase de relaxamento e a excitabilidade aumenta progressivamente até o fim do mesmo.

#### 1.2.3.4. Período de excitabilidade supernormal

Quando o músculo cardíaco está inteiramente relaxado, existe uma curta fase em que ele responde a estímulos menores que os normais.

### 1.2.4. A propagação do potencial

Uma vez gerado um potencial de ação espontâneo no nódulo sinusal, este se propaga a todo o miocárdio através de um caminho característico. A propagação do potencial de ponto a ponto se processa de modo análogo ao que ocorre para a propagação de potencial em nervo ou músculo esquelético. Já vimos (item 1.2.2.) que a célula miocárdica se comporta como um sincício, em virtude da existência de zonas de baixa resistência elétrica em suas membranas. Por estes pontos o potencial de ação se conduz de uma fibra miocárdica a outra, propagando assim o estímulo de qualquer ponto de origem a toda a massa cardíaca (figura 1.2.4.).

#### 1.2.4.1. Condução nos átrios

A propagação do potencial de ação através dos átrios ocorre simplesmente por continuidade, sem rotas preferenciais de condução. A velocidade de propagação do estímulo é de cerca de 1 m/s. Depois de sua origem ao nível do nódulo sinusal, o estímulo atinge o septo

interatrial. Daí se propaga a ambos os átrios, sendo que o átrio direito é ativado pouco antes do esquerdo, devido a posição, à direita, do nódulo sinusal.

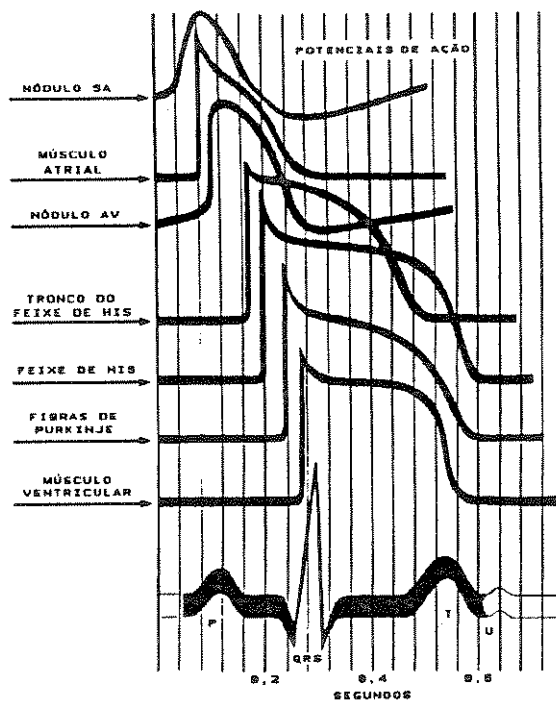
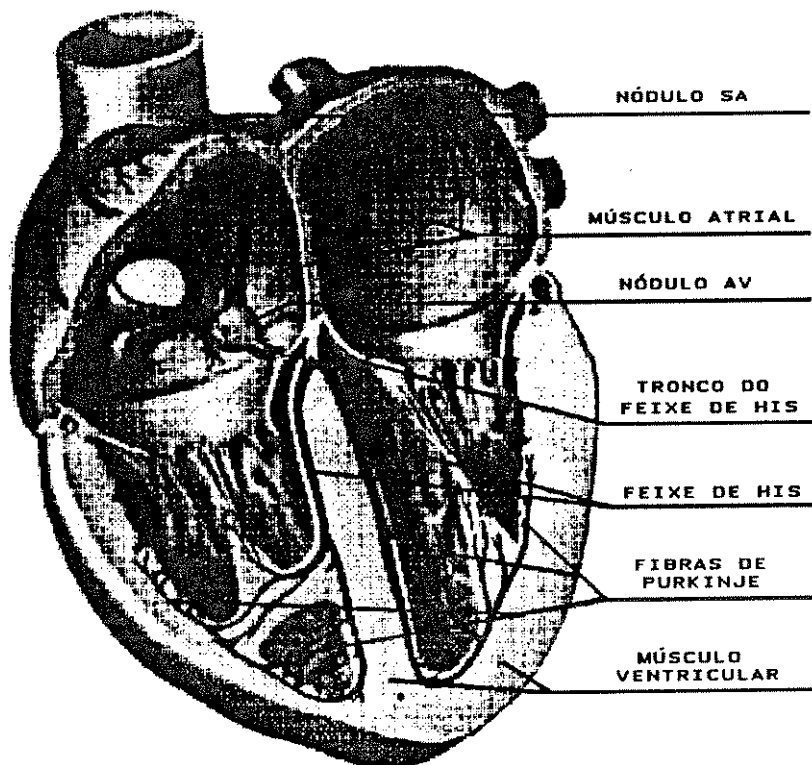


Figura 1.2.4. - Propagação do sinal elétrico no coração

#### 1.2.4.2. Condução através do nódulo atrioventricular (AV)

O potencial propagado atinge o nódulo AV cerca de 20 a 30 ms após sua partida do nódulo sinusal. Neste ponto, a condução do potencial sofre um retardo, de modo que o início do feixe de His só se despolariza cerca de 100 a 150 ms mais tarde. Este tempo é consumido pela propagação do impulso através do nódulo AV, em virtude da baixa velocidade de condução deste tecido, de cerca de 0,05 m/s.

#### 1.2.4.3. Condução através dos ventrículos

Uma vez terminado o trânsito do potencial propagado através do nódulo AV, inicia-se a despolarização do feixe de His, seguida da despolarização de seus ramos, do tecido de Purkinje e das fibras contráteis dos ventrículos. A condução ao longo do feixe de His e seus ramos ocorre à velocidade de 2 m/s, ao longo do tecido de Purkinje a 1 m/s e, ao longo das fibras contráteis, a 0,5 m/s. A distribuição do tecido condutor especializado e as diferentes velocidades de condução nos vários tecidos garantem a transmissão do impulso a todo o tecido contrátil, de forma que a contração de todo o músculo ventricular ocorre de modo quase simultâneo: mais de 50% da massa ventricular é estimulada dentro de um intervalo de cerca de 10 ms. Desta forma, garante-se uma contração quase síncrona.

#### 1.2.5. O eletrocardiograma (ECG)

O eletrocardiograma é o registro da atividade elétrica do coração por meio de eletrodos aplicados sobre a superfície corporal. Tal registro (figura 1.2.5.) representa a somatória de todas as alterações elétricas que ocorrem no coração em cada instante, fundamentalmente a despolarização dos átrios (onda P), a despolarização dos ventrículos (complexo QRS) e a repolarização dos ventrículos (onda T) (figura 1.2.4.).

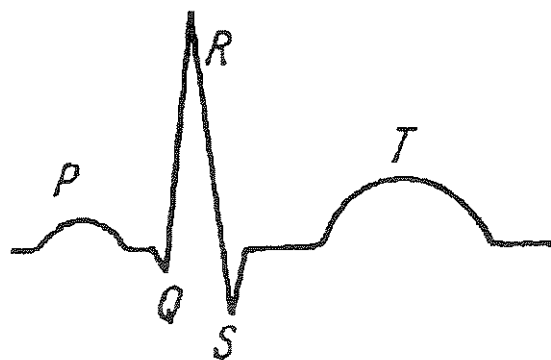


Figura 1.2.5. - *Eletrocardiograma normal*

Lembremos que a repolarização do músculo cardíaco só ocorre depois de cerca de 300 ms de estado de despolarização continuada, o que explica a dissociação dos registros de despolarização e repolarização ventricular. Teoricamente, seria de se esperar que a repolarização auricular também se registrasse no ECG, mas esta alteração é de pequena intensidade e, em geral, coincide com o complexo QRS, sendo inteiramente mascarada por este.

### 1.3. A ATIVIDADE MECÂNICA DO CORAÇÃO

Em 24 horas, o coração de um homem adulto movimenta em média 7 mil litros de sangue pelo corpo. Como uma verdadeira bomba, o órgão funciona em obediência a leis físicas, com sincronização perfeita de válvulas que se abrem e se fecham nos momentos precisos, de modo a dar continuidade ao fluxo sanguíneo.

O conjunto de operações do coração é chamado de revolução cardíaca. O nome advém do caráter cíclico das operações de abre-fecha, contrai-relaxa, que se repetem, indefinidamente, sempre na mesma seqüência. Basicamente, há uma fase de contração – a sístole – e uma de relaxamento – a diástole. No início da diástole, em que todo o coração está em repouso, acabaram de se fechar as duas válvulas semilunares: uma que controla a saída do sangue do ventrículo direito em direção aos pulmões, através da artéria pulmonar; e outra que controla a saída do sangue do ventrículo esquerdo para o resto do corpo, através da aorta.

No início da diástole, as válvulas atrioventriculares, ainda não começaram a se abrir. Nesse momento, o sangue que chega ao coração penetra nos átrios: o sangue proveniente dos pulmões chega pelas quatro veias pulmonares e penetra no átrio esquerdo; o que vem do corpo chega pelas duas veias cavas e penetra no átrio direito. Uma vez cheios, os átrios têm a sua pressão aumentada. É o fim da diástole e o começo da sístole.

Como vimos no item 1.2.4., o coração não se contrai todo de uma vez. Primeiro contraem-se os átrios. Depois, os impulsos de contração descem ao longo de ambos os átrios e vão empurrando o sangue contra a válvula átrio-ventricular. O processo é semelhante e simultâneo nos dois conjuntos de átrio e ventrículo (esquerdo e direito).

Uma vez cheios de sangue, os ventrículos, por sua vez, também se contraem. O sangue comprimido em seu interior força para cima as cúspides das válvulas atrioventriculares que, dessa maneira, obstruem o orifício de comunicação entre os átrios e os ventrículos. Simultaneamente, a pressão do sangue, aumentada, força para cima as válvulas semilunares,

uma de saída do coração para a aorta (ligada ao ventrículo esquerdo) e outra ligada à artéria pulmonar (no ventrículo direito).

Quando o sangue acaba de passar pelas válvulas semilunares, decresce a pressão ventricular e as válvulas se fecham, de modo a impossibilitar o refluxo do sangue. Termina aí a fase da sístole e tem início, novamente a diástole – situação de relaxamento cardíaco, já descrita.

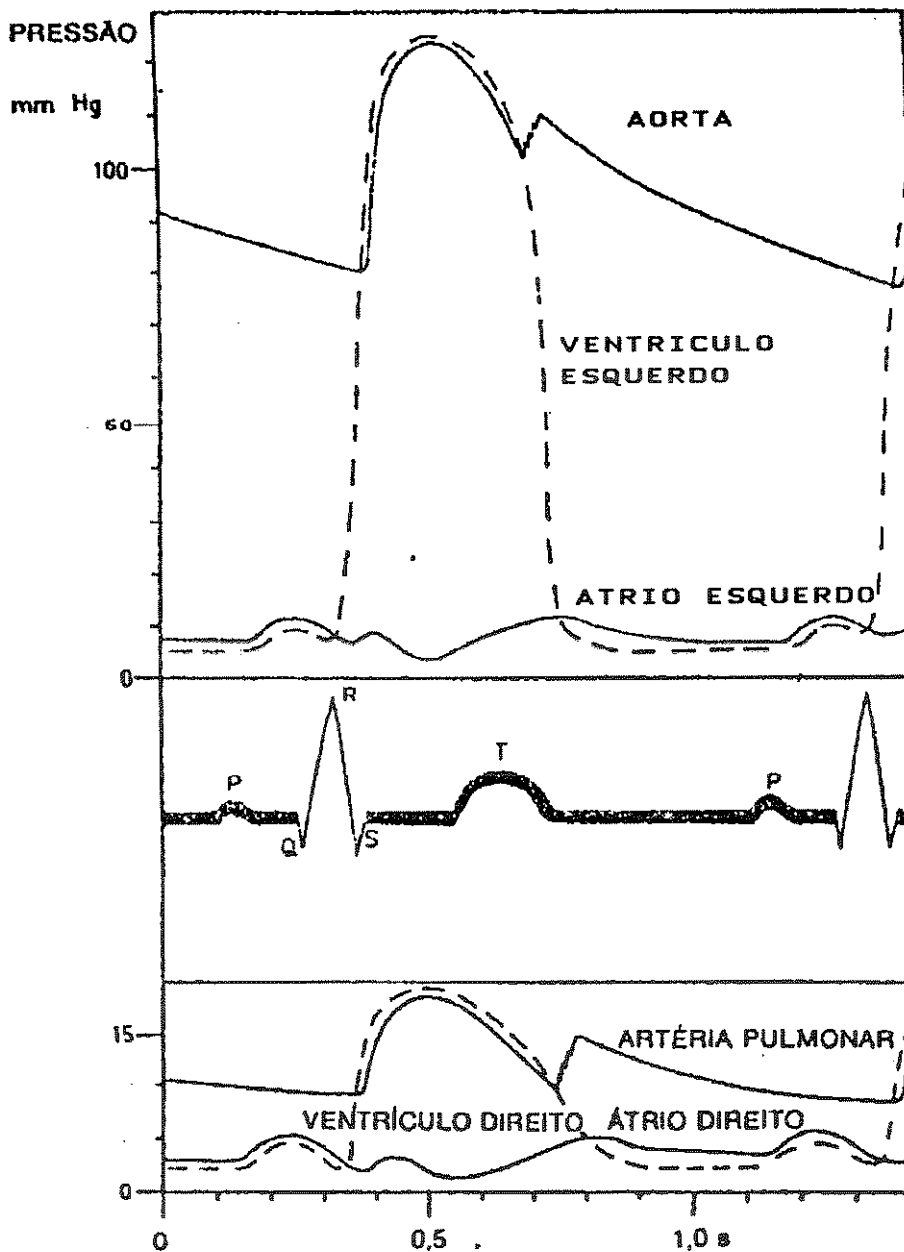


Figura 1.3. - Correlação entre os eventos elétricos e mecânicos durante o ciclo cardíaco

## 1.4. FIBRILAÇÃO

A atividade elétrica gera a atividade mecânica (contração) do coração. Se existe sincronismo desde o ponto de vista elétrico, haverá contração efetiva do miocárdio. Em algumas circunstâncias, este sincronismo desaparece. Definimos a *fibrilação cardíaca* como o fenômeno de atividade assíncrona, descoordenada, das fibras atriais ou ventriculares. A desordem elétrica que substitui a seqüência comandada normalmente pelo marcapasso natural (nódulo sinoatrial - SA), é a causa desse estado dinâmico caótico do miocárdio. A contração efetiva desaparece, ficando anulada a ação ejetora dos átrios ou dos ventrículos, dependendo do caso.

### 1.4.1. O fenômeno fibrilatório

Duas teorias são normalmente usadas para explicar o mecanismo da fibrilação: a do movimento circular e dos focos ectópicos.

#### 1.4.1.1. Teoria do movimento circular

Os conceitos da teoria do movimento circular, para explicar a fibrilação, estão esquematizados na figura 1.4.1.1. É ilustrado um anel de tecido cardíaco, similar aos usados por Mines (1913) (com átrio de peixe) ou por Garrey (1914) (com ventrículo de tartaruga), para a formulação dessa teoria.

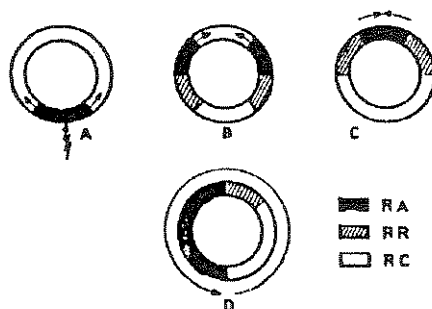


Figura 1.4.1.1. - Teoria do movimento circular. RA: refratário absoluto, RR: refratário relativo, RC: recuperado.

Supomos que o anel é completamente uniforme e um estímulo é aplicado como mostrado na figura 1.4.1.1. A. Este se propaga em ambos os sentidos (figura 1.4.1.1. B) e, ao chegar ao extremo oposto do anel, por encontrar a fibra miocárdica no período refratário absoluto, os estímulos desaparecem (figura 1.4.1.1.C).



Em certas condições, um impulso elétrico pode voltar a excitar o ponto de origem, logo depois de percorrer o caminho fechado, repetindo o ciclo e dando lugar a uma excitação autônoma. A figura 1.4.1.1. D mostra o percurso do impulso e o estado já recuperado do ponto de origem. Este comportamento pode ser resultante de um bloqueio temporário unidirecional na zona inicial de excitação.

Uma baixa velocidade de propagação, período refratário breve e grande percurso favorecem o estabelecimento desse fenômeno. Lewis (1920) apresentou outra versão do movimento circular, ao postular que o caminho que o impulso percorre não necessariamente deve ser o mesmo para cada ciclo; em outras palavras, o impulso procura tecido recuperado.

#### 1.4.1.2. Focos ectópicos

Esta teoria propõe que a fibrilação se deve a aparição de focos ectópicos (marcapassos) múltiplos, como manifestação exagerada e anormal do automatismo cardíaco. Na realidade, é provável que exista uma combinação dos mecanismos mencionados. A esse respeito, se postulou que os focos ectópicos precipitam o fenômeno fibrilatório e que o movimento circular é o mecanismo de manutenção da fibrilação (Tacker e Geddes, 1980).

### 1.4.2. Causas da fibrilação ventricular

Existem algumas situações em que a fibrilação ventricular pode ser precipitada. A causa mais comum é o infarte do miocárdio, seguida do choque elétrico (Tacker e Geddes, 1980).

#### 1.4.2.1. Infarte do miocárdio

Quando uma artéria coronária é bloqueada, as células da porção do miocárdio por ela irrigada tornam-se hiper excitáveis em virtude da baixa oxigenação e começam a atuar como marcapassos. O ventrículo pode então ser estimulado por mais de um marcapasso e, como discutido na seção 1.4.1.2., esse estado é apropriado para a criação de uma excitação autosustentável, que é a fibrilação ventricular.

#### 1.4.2.2. Choque elétrico

Quando o corpo faz parte de um circuito elétrico, podem ocorrer efeitos fisiológicos. A amplitude da corrente é igual a tensão aplicada dividida pela impedância do corpo e das duas áreas de contato. O valor da corrente necessária para disparar o fenômeno fibrilatório depende fundamentalmente da posição dos pontos de contato com respeito ao coração, dado que o corpo atua como um condutor de volume, fazendo que a corrente se distribua segundo a condutividade do meio (ossos, líquidos e tecidos).

##### 1.4.2.2.1. Macrochoque

Ainda no caso de que o coração esteja próximo dos pontos de contato de uma fonte externa, somente uma pequena parte da corrente que se aplique o atravessará. Por isso, para desencadear fibrilação, se requer correntes muito maiores que as necessárias para o caso em que os pontos de contato estiverem diretamente sobre o miocárdio.

Se denomina macrochoque as descargas elétricas que atravessam o corpo, e quando nenhum dos pontos de entrada está sobre ou dentro do coração. Os valores da corrente fibrilatória para um homem adulto de tamanho médio variam entre 75 e 400 mA de corrente alternada senoidal com frequência de 60 Hz (Webster, 1978).

São barreiras naturais de proteção contra o macrochoque, a distribuição da corrente no corpo e a resistência ôhmica da pele, seca e intacta, na interface condutor-epiderme. Os acidentes domésticos entram na categoria de macrochoque.

##### 1.4.2.2.2. Microchoque

É a descarga recebida com um dos contatos sobre ou dentro do coração; o outro contato pode estar em qualquer parte do corpo. Esse é um caso de um catéter intracardiaco, no qual toda corrente aplicada atravessa o miocárdio, e intensidades muito baixas, entre 20 e 400  $\mu$ A (Valentinuzzi, 1983) podem provocar fibrilação. Se deduz do que foi exposto que o acidente por microchoque é essencialmente hospitalar.

##### 1.4.2.3. Estimulação em período vulnerável

Durante a onda T do eletrocardiograma, um simples estímulo nos ventrículos pode produzir fibrilação ventricular. Esse estímulo pode ser mecânico ou elétrico e pode ser aplicado diretamente ao coração ou na superfície do corpo. Na figura 1.4.2.3.A podemos

observar a indução de fibrilação ventricular devido a um estímulo elétrico no período vulnerável (Gómez e col., 1992). Foi usado um trem de pulsos de duração de 200ms, largura do pulso de 5ms, frequência de 100Hz e amplitude de 50mA.

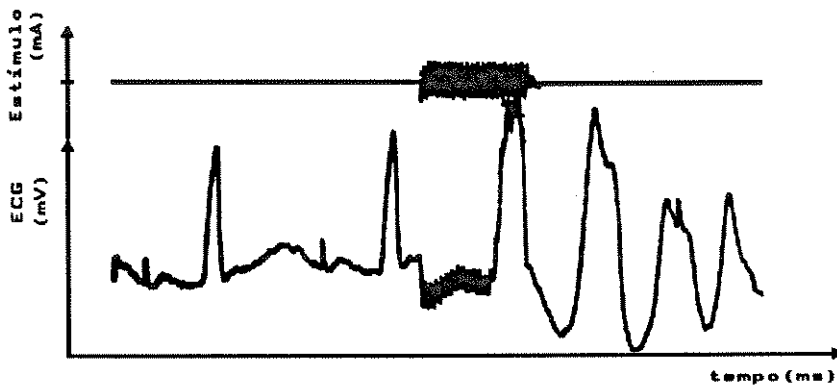


Figura 1.4.2.3.A - Fibrilação por estimulação em período vulnerável

A figura 1.4.2.3.B, mostra como varia o limiar de corrente fibrilatória, em função do instante em que intercepta o ciclo cardíaco. A mínima corrente que provoca fibrilação ventricular coincide com o ápice da onda T do eletrocardiograma (Valentinuzzi, 1983).

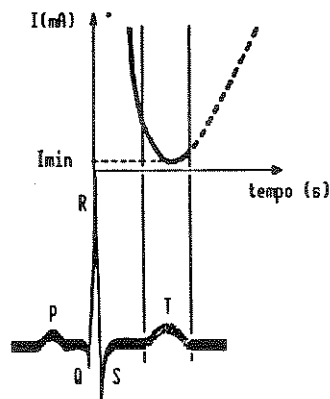


Figura 1.4.2.3.B - Limiar de corrente fibrilatória no período vulnerável do ciclo cardíaco

#### 1.4.2.4. Drogas e hipotermia

Algumas drogas que são usadas em tratamentos cardíacos podem induzir a fibrilação ventricular. Por exemplo, uma dose alta de sais de cálcio, que são usados para aumentar a força de contração, pode causar fibrilação ventricular.

A hipotermia aumenta a irritabilidade do miocárdio e também pode causar fibrilação.

### 1.4.3. Tipos de fibrilação

A fibrilação pode classificar-se segundo sua etiologia, sua localização ou pelas características do ECG.

#### 1.4.3.1. Etiologia

A fibrilação primária é aquela originada por causas estritamente cardíacas (em geral isquemia ou enfarte). A fibrilação por eletrocução é incluída nesse grupo.

A fibrilação secundária é aquela que aparece como consequência de outra patologia não cardíaca. Por exemplo, um desequilíbrio eletrolítico de origem renal pode levar à fibrilação cardíaca.

#### 1.4.3.2. Localização

Fibrilação atrial é a que se localiza nos átrios. Suas principais características são:

- ausência de ondas eletrocardiográficas P.
- frequência ventricular irregular e elevada.
- deficiência de pulsos, ou seja, em um período arbitrário determinado, o número de batimentos hemodinâmicos (pressão arterial) é menor que o número de batimentos elétricos. Isso se deve a que alguns batimentos não abrem a válvula aórtica por insuficiente enchimento ventricular.
- não há contração atrial efetiva, afetando parcialmente o enchimento ventricular. Lembremos que a contribuição das aurículas para isso corresponde a aproximadamente 25%.

A fibrilação atrial é compatível com a vida, pode manter-se no homem durante muitos anos e requer tratamento. Em corações com massa de miocárdio menores (como cães), a fibrilação, quando ocorre, raramente persiste por mais de alguns minutos.

A fibrilação ventricular é a que se localiza nos ventrículos. A atividade elétrica é caótica e, ao não existir contração efetiva ventricular (ação ejetora), a pressão arterial cai a zero. Se deduz disso que a fibrilação ventricular, ao ser incompatível com a vida, constitui uma emergência.

### 1.4.3.3. Características do ECG

Fibrilação tipo I ou "grossa" é caracterizada por componentes de alta frequência e de grande amplitude no registro do sinal elétrico. Ao observar o miocárdio, as contrações descoordenadas das fibras impressionam pelo vigor. Esta fibrilação é geralmente reversível.

Fibrilação tipo II ou "fina" é caracterizada por componentes de baixa frequência e amplitude escassa no registro elétrico. As contrações das fibras são fracas. Em geral é irreversível. Uma fibrilação grossa, se não revertida, evolue com o tempo e se transforma em fina.

## 1.5. DESFIBRILAÇÃO

Uma vez estabelecida a fibrilação ventricular, essa excitação descoordenada e autosustentável deve ser rapidamente interrompida, despolarizando (ou repolarizando) todas ou grande parte das fibras para permitir o retorno do automatismo cardíaco natural. Esse processo se denomina desfibrilação.

### 1.5.1. Tipos de desfibrilação

#### 1.5.1.1. Desfibrilação química

Sabe-se que o potencial de repouso de membrana se deve a uma alta concentração de íons potássio dentro das células, enquanto que o líquido extracelular o tem em uma concentração baixa. Agregando-se íons potássio ao líquido extracelular, o potencial de transmembrana se reduz (despolarização) ou desaparece, fazendo com que a célula modifique significativamente sua excitabilidade, chegando até a perdê-la. Esta forma de despolarização denomina-se desfibrilação química.

A desfibrilação química caiu em desuso desde que as vantagens da desfibrilação elétrica se tornaram evidentes em 1947 (Tacker e Geddes, 1980).

#### 1.5.1.2. Desfibrilação elétrica

O método mais eficaz para tornar o miocárdio inexcitável (ou refratário) é despolarizar ou hiperpolarizar as células mediante a passagem de uma corrente elétrica. Uma desfibrilação com êxito depende da existência de uma densidade de corrente transventricular capaz de

despolarizar as fibras miocárdias em uma quantidade suficiente para reverter a fibrilação. Este método é usado pelos cirurgiões cardíacos para restabelecer a atividade ventricular normal durante cirurgia, quando os ventrículos foram fibrilados, e se pratica aplicando os eletrodos diretamente sobre o coração (desfibrilação transventricular ou direta).

A desfibrilação transtorácica ou indireta (praticada com os eletrodos sobre o tórax do paciente), chamada também desfibrilação de emergência, é um elemento essencial do tratamento para as síndromes de "morte súbita" (parada inesperada da função cardíaca e respiração). Na desfibrilação transtorácica somente uma fração da corrente total passa através do coração e o êxito da mesma depende da quantidade e da distribuição dessa corrente no coração, sendo o tamanho e a posição dos eletrodos fatores importantes na determinação de valores elétricos e no êxito da descarga.

### 1.5.2. Variáveis desfibrilatórias

O médico deve conhecer o risco potencial que implica uma descarga desfibrilatória elevada. A probabilidade de desfibrilar depende, entre outros fatores, do estado do miocárdio. O coração deve estar convenientemente oxigenado para que exista uma quantidade adequada de fibras que possam retomar seu funcionamento normal logo depois de serem despolarizadas. Este estado prévio é mais importante que o aumento da corrente desfibrilatória. Os equipamentos convencionais podem desfibrilar, na maioria dos casos, com a metade de sua capacidade de carga (Adgey e col.,1978). Se o coração não desfibrila, isto não implica necessariamente uma falha no instrumento, ou que os níveis de energia são inadequados. Simplesmente pode suceder que, para uma situação clínica determinada (estado fisiológico), o miocárdio não responde a níveis elétricos considerados como seguros em outras circunstâncias. Logo, a probabilidade de desfibrilar depende das condições fisiológicas do sistema assim como o instrumento usado e de seu manejo adequado. Falaremos, então, de parâmetros fisiológicos e de parâmetros tecnológicos.

#### 1.5.2.1. Parâmetros fisiológicos

A massa crítica desfibrilatória, o tamanho do coração, as concentrações de íons no sangue (potássio, cálcio e hidrogênio), o dano cardíaco prévio, a temperatura corporal, o tempo de fibrilação, as pressões parciais de O<sub>2</sub> e de CO<sub>2</sub> no sangue, os agentes farmacológicos administrados, o estado geral prévio do paciente, são fatores que influem direta ou indiretamente no sucesso da desfibrilação. Estes fatores são denominados variáveis ou

parâmetros fisiológicos desfibrilatórios. A maioria deles são interdependentes e seu manejo resulta dificultoso para o estudo experimental. Analisaremos a seguir alguns deles.

– Massa crítica desfibrilatória

Massa crítica desfibrilatória é a quantidade mínima de fibras miocárdias que devem ser despolarizadas para reverter a fibrilação. Pesquisas realizadas (Zipes e col., 1975) concluíram que a desfibrilação tem êxito se existe despolarização de 28% da massa total ventricular.

– Tamanho do coração

Já foi dito que a manutenção da fibrilação ventricular depende de uma certa quantidade de miocárdio excitável (massa crítica fibrilatória); em consequência pode-se supor que, reduzindo a massa cardíaca a um valor menor que o crítico, seria factível terminar com a fibrilação. Garrey (1914) provou essa hipótese cortando o ventrículo em pedaços pequenos que deixaram de fibrilar.

Por outro lado, quando o tamanho dos corações aumenta é necessária uma corrente total maior para desfibrilar (Tacker e Geddes, 1980). A desfibrilação espontânea é, então, um fenômeno altamente improvável nos humanos mas tem sido observada em animais de coração pequeno (ex. gato). O cavalo, por outro lado, é difícil de desfibrilar. Logo, deduzimos que pessoas de porte avantajado ou com hipertrofia ventricular têm uma menor probabilidade de êxito em uma emergência desfibrilatória.

– Danc cardíaco prévio

Os pacientes cirúrgicos ou de unidades coronárias, sujeitos a uma fibrilação ventricular, freqüentemente apresentam um coração isquêmico ou infartado. No miocárdio, uma isquemia regional provavelmente difere de uma isquemia global quando se trata de desfibrilar.

Por ser um tema muito extenso, não entraremos mais em detalhes, mas é fundamental salientar a importância dos parâmetros fisiológicos prévios na análise da dose desfibrilatória (Chewek, 1980).

#### 1.5.2.2. Parâmetros tecnológicos

Os mais importantes parâmetros tecnológicos são: a forma de onda da descarga desfibrilatória, a duração da mesma, e o tamanho e colocação dos eletrodos.

Existe uma grande controvérsia no meio científico em relação à dose desfibrilatória ideal. Isso decorre da dificuldade existente em controlar os parâmetros fisiológicos do paciente. Um estudo mais aprofundado da dose desfibrilatória é feito no ítem 3.2.3.

Os parâmetros tecnológicos são mais facilmente controlados, mas mesmo assim existem dúvidas com relação a qual deva ser utilizado para dosar a descarga desfibrilatória (Crampton e col., 1980). Enquanto todos os aparelhos comerciais utilizam a energia, alguns pesquisadores acreditam que a corrente seja o melhor parâmetro (Machin e col., 1990).

Existem ainda inúmeras pesquisas que procuram encontrar a melhor forma de onda, o número de pulsos ideal e a duração desses pulsos (Puglisi, 1989; Schuder, 1988; Detmer, 1964).

Um aspecto importante no sucesso da desfibrilação é o tempo de duração da fibrilação. Quanto maior, menor a probabilidade de sucesso (Winkle, 1990; Bardy, 1989). Para minimizar esse problema algoritmos de detecção de fibrilação cada vez mais poderosos estão sendo desenvolvidos (Aubert, 1986; Chen, 1987). Eles são usados tanto em desfibriladores implantáveis quanto em desfibriladores automáticos.

Pode-se concluir que na área tecnológica, muita evolução ainda é possível e necessária no domínio da desfibrilação cardíaca.



## **2. DESFIBRILADORES**

### **2.1. UTILIZAÇÃO**

A seguir serão analisadas as diferentes situações onde o uso do desfibrilador se faz necessário.

#### **2.1.1. Desfibrilação cirúrgica**

Durante uma cirurgia cardíaca, existe a necessidade de manipulação do coração. A colocação de uma prótese valvar, por exemplo, torna imprescindível a abertura do coração. A manutenção da circulação sanguínea e sua oxigenação dentro de padrões normais, é conseguida ligando-se o paciente a uma máquina de circulação extracorpórea e a um oxigenador de sangue.

Após o término da intervenção cirúrgica, o coração deve assumir novamente a sua função bombeadora do sangue. Para isso é aplicada uma descarga desfibrilatória direta no coração, através de pás internas. As desfibrilações diretas caracterizam-se pelo baixo nível de energia necessário.

#### **2.1.2. Cardioversão**

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

Nesses casos, o coração está em funcionamento quando fazemos a descarga. Por isso, devemos tomar cuidado com o instante em que a descarga é efetuada. Esse instante deve coincidir com a contração dos ventrículos, ou seja, com o complexo QRS do eletrocardiograma. Se isso não ocorrer podemos, ao invés de revertermos o quadro de arritmia, provocarmos fibrilação ventricular.

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

### **2.1.3. Emergência**

Quando ocorre fibrilação ventricular provocada por infarto do miocárdio, choque elétrico ou outra causa, deve-se agir rapidamente para reverter essa situação. Quanto mais tempo passa, maior a dificuldade de sucesso na desfibrilação.

Nesses casos de emergência, enquanto não chega o desfibrilador, devem ser feitas massagem cardíaca e respiração boca-a-boca, para manter o sangue oxigenado.

A descarga desfibrilatória é feita com as pás externas sobre o tórax do paciente.

Os desfibriladores para uso em campo devem ter características de portabilidade, ou seja, funcionamento com bateria e alta resistência mecânica.

## **2.2. TIPOS DE DESFIBRILADORES**

Iremos citar agora os principais tipos de desfibriladores já construídos. Alguns não são mais usados mas tiveram sua importância no desenvolvimento dos desfibriladores atuais.

### **2.2.1. Corrente alternada**

O desfibrilador de corrente alternada usa como fonte geradora a rede elétrica. O circuito de entrada é um transformador elevador, necessário para obter os níveis de tensão e corrente adequados. Esse tipo de desfibrilador foi muito usado na primeira metade desse século. A descarga consiste em um trem de um número determinado de ciclos de 50Hz. Foram usados de 1 até 16 ciclos de corrente alternada em animais e humanos, e sua efetividade na desfibrilação ventricular foi comprovada.

Tem como efeito secundário a fibrilação atrial, o que fez com que seu uso seja perigoso e desestimulou o seu uso.

### **2.2.2. Pulso senoidal**

Um derivado do desfibrilador de corrente alternada é o de pulso senoidal. Ele entrega na sua saída semiciclos ou quartos de ciclos de senóide de 50Hz, de amplitude variável (figura 2.2.2.).

É importante salientar que a descarga desfibrilatória com esse tipo de forma de onda não produz efeitos secundários como fibrilação atrial ou bloqueios A-V, característicos dos desfibriladores de corrente alternada e de descarga capacitiva simples, respectivamente.

Sua limitação reside no grande peso e tamanho do transformador elevador e de sua dependência da rede.

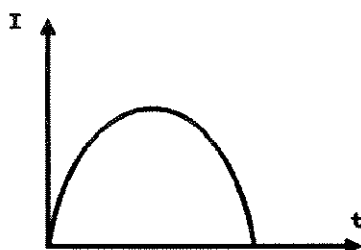


Figura 2.2.2. - *Forma de onda da descarga por pulso senoidal*

### 2.2.3. Descarga capacitiva

Dois tipos de desfibriladores se encaixam nessa descrição: por descarga capacitiva simples e por descarga capacitiva amortecida.

O desfibrilador de descarga capacitiva simples não é mais usado por trazer danos pós-desfibrilatórios, como bloqueios A-V. Ele consistia na carga de um capacitor e sua descarga direta no paciente.

O desfibrilador de descarga capacitiva amortecida (ou de onda senoidal amortecida) é o mais difundido tanto para o uso em hospitais como em unidades móveis. É conhecido também por desfibrilador de Lown-Gurvich.

A diferença básica entre esses dois desfibriladores é a intercalação de um indutor entre o capacitor e o paciente. Dessa forma, o indutor provoca um atraso da corrente e um conseqüente amortecimento da forma de onda (figura 2.2.3.).

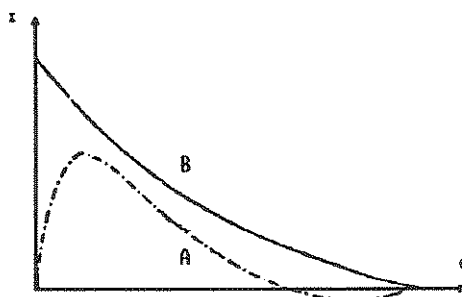


Figura 2.2.3. - A) *Forma de onda da descarga capacitiva amortecida*

B) *Forma de onda da descarga capacitiva simples*

#### 2.2.4. Pulso trapezoidal

Esse tipo de desfibrilador é uma variante do desfibrilador de descarga capacitiva simples. O termo pulso trapezoidal é usado para descrever o pulso de corrente que resulta da descarga de um capacitor durante um período de tempo em que o valor da corrente cai somente uma fração conhecida do valor de pico máximo. Em outras palavras a descarga do capacitor é truncada após um período de tempo do seu início (figura 2.2.4.). Por esse motivo também é conhecida como descarga exponencial truncada.

Os resultados obtidos mostraram um comportamento similar aos registrados para desfibriladores de descarga capacitiva amortecida.

A onda trapezoidal não se popularizou entre os fabricantes de equipamentos comerciais provavelmente devido ao custo de produção mais alto e pela incerteza de sua superioridade sobre o desfibrilador de descarga capacitiva amortecida.

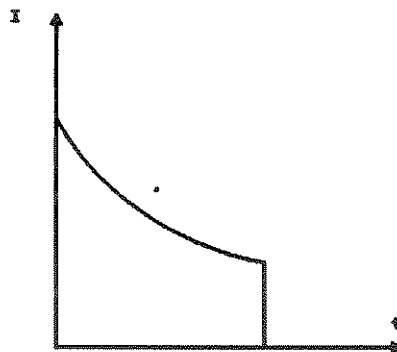


Figura 2.2.4. - *Forma de onda da descarga por pulso trapezoidal*

#### 2.2.5. Automático implantável

O desfibrilador automático implantável, desenvolvido por Mirowski e col. (1978), representa provavelmente o avanço mais importante no aspecto instrumental registrado no tratamento da fibrilação e taquiarritmias malignas. Esse dispositivo eletrônico foi projetado para monitorar a atividade elétrica cardíaca, reconhecer um estado de fibrilação ventricular ou taquiarritmia e entregar uma descarga desfibrilatória. Seu tamanho é similar ao de um marcapasso comum e tem autonomia calculada de três anos (100 descargas aproximadamente).

O objetivo principal desse desfibrilador é proteger o paciente da morte súbita, fora ou dentro do hospital.

### **2.2.6. Automático externo**

Baseado no princípio do desfibrilador automático implantável, é usado em paciente com grande probabilidade de fibrilação. Como já foi dito, quanto menor o tempo de fibrilação, maiores são as chances de desfibrilação. Por isso são destinados a pacientes de alto risco, geralmente em UTI ou no pós-operatório. A descarga é feita através de eletrodos aplicados na superfície torácica do paciente, semelhantes aos eletrodos descartáveis de ECG, mas em tamanho maior, aumentando a superfície de contato (Kerber, 1984).

O desfibrilador automático externo fica ligado continuamente ao paciente e ao detectar fibrilação ventricular efetua a descarga desfibrilatória automaticamente.

### 3. Desfibrilador Microprocessado

O estudo dos desfibriladores comerciais mais utilizados no Brasil revela uma unanimidade quanto à forma de onda da descarga. Todos os desfibriladores são de descarga capacitiva amortecida. Nos modelos nacionais, nenhum monitora a impedância entre as pás ou calcula a energia entregue. Alguns modelos estrangeiros (Melacard – MelaGmbH/Alemanha, LifeDefense – Matrix Medical Inc/USA) mostram se a impedância entre as pás encontra-se dentro de valores admissíveis.

No intuito de atualizar a tecnologia nacional para o "estado da arte", resolvemos projetar um desfibrilador que dispusesse dessas sofisticações. É importante salientarmos que o parâmetro **impedância** é fundamental para uma adequada preparação da interface eletrodo-pele, como será visto no item 3.2.1.1., para não comprometer a eficiência da descarga desfibrilatória. Já o parâmetro **energia entregue** tem seu papel na avaliação do sucesso ou fracasso de uma tentativa de desfibrilação ou cardioversão.

#### 3.1. Especificações do Projeto.

O desfibrilador proposto deve ter as seguintes condições de contorno:

- Seleção de, no mínimo, 8 valores de energia.
- Possibilidade de sincronizar a descarga com o complexo QRS do ECG.
- Uso com bateria recarregável.
- Forma de onda de descarga capacitiva amortecida.
- Monitoração da impedância entre as pás.
- Cálculo da energia entregue ao paciente.

Essas condições de contorno serão desenvolvidas ao longo o capítulo 3.

Optou-se pelo uso de um microcontrolador para centralizar todas as funções que o desfibrilador deve executar. Com isso pretende-se obter um aumento da confiabilidade do sistema.

### 3.2. CIRCUITO ELETRÔNICO

O desfibrilador microprocessado proposto aparece esquematicamente na figura 3.2. Nesta figura pode-se ter uma idéia do seu funcionamento e as conexões entre os blocos funcionais, que serão descritos pormenorizadamente a seguir.

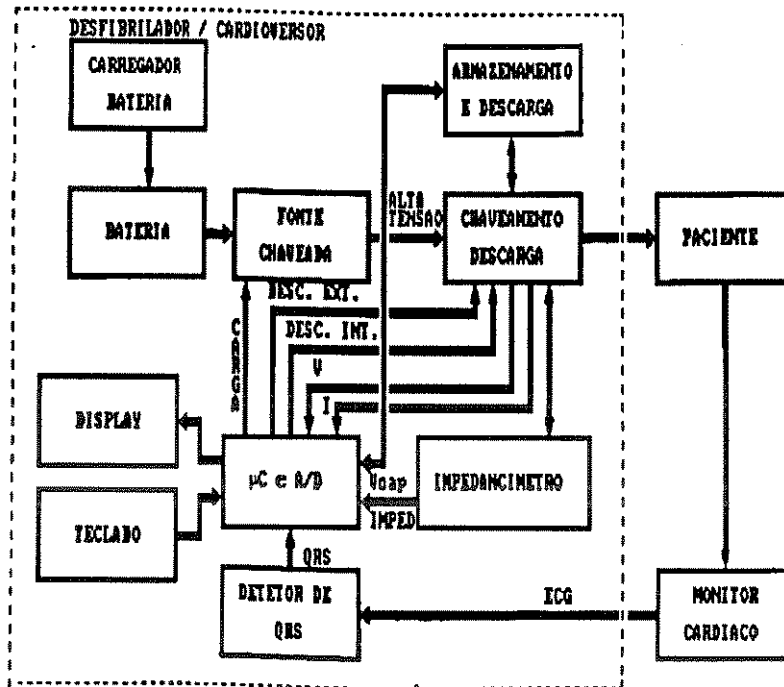


Figura 3.2. - Diagrama de Blocos do Desfibrilador

#### 3.2.1. Impedancímetro.

##### 3.2.1.1. Estudo da impedância transtorácica

A impedância do tórax para descargas desfibrilatórias é assunto de interesse de diversos investigadores. Kerber e col. (1981) verificaram que com o aumento de 10N para 50N da força exercida nas pás sobre o tórax do paciente, houve uma redução na impedância transtorácica e conseqüentemente um aumento médio de 16% na corrente de pico da descarga desfibrilatória. Sirna e col. (1988) observaram que, com o uso de gel de composição não salina entre as pás e o tórax, a impedância é 20% superior do que com gel salino. Se não for usado nenhum gel a impedância tem em média um aumento de 196%. Esses são alguns exemplos de como um bom procedimento pode melhorar as chances de sucesso de uma desfibrilação.

A monitoração da impedância tem sua importância tanto no preparo da interface eletrodo-pele, como na escolha da dosagem ideal da descarga desfibrilatória. Um exemplo

disso são pacientes com alta impedância transtorácica, nos quais uma descarga de baixa energia é inapropriada. Isso foi observado por Kerber e col. (1984), que constataram que em pacientes com impedância transtorácica superior a  $97\Omega$ , choques de baixa energia (100J) para desfibrilação ventricular tiveram somente 20% de sucesso, opondo-se aos 70% de sucesso conseguido com choques de baixa energia em pacientes com pequena ou média impedância ( $<97\Omega$ ).

Cabe aqui ressaltar que a descarga desfibrilatória causa lesões no paciente. Essas lesões podem se apresentar como alterações no eletrocardiograma, fibrilação atrial, necroses no epicárdio e no miocárdio. São relacionadas, entre outros parâmetros, à intensidade de energia aplicada. Babbs e col. (1980) encontraram uma relação entre a dose elétrica efetiva e a danosa. Ela pode ser visualizada na figura 3.2.1.1., que mostra um gráfico da corrente de pico da descarga desfibrilatória (normalizada pelo peso do corpo do paciente) relacionada com o percentual de desfibrilações, danos e morte. Observa-se que doses superiores a 2 A/kg são desaconselháveis pois não aumentam a probabilidade de desfibrilação e podem causar danos.

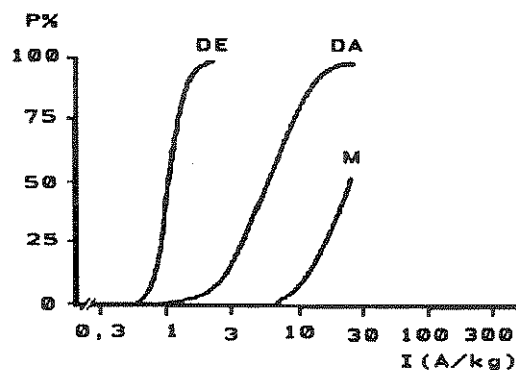


Figura 3.2.1.1 - Curvas de dose por resposta desfibrilatória - Redesenhado de Babbs (1980).

(DE - desfibrilações, DA - danos e M - mortes)

É portanto indispensável o conhecimento prévio da impedância transtorácica para poder administrar uma dose desfibrilatória que seja efetiva, sem causar danos ao paciente.



### 3.2.1.2. Circuito eletrônico

A principal dificuldade no projeto de um instrumento para medição da impedância entre as pás decorre da dependência que o valor da impedância transtorácica tem com relação à intensidade de corrente e frequência do sinal que passa pelas pás.

Geddes e col. (1976) estimaram a impedância do tórax de cães para descargas desfibrilatórias com pulso de corrente senoidal amortecida. Para isso, obtiveram dados da impedância em relação à frequência, através de um gerador de corrente constante de 1mA e frequência variável entre 10 e 500kHz. Esta informação não é utilizável em nosso caso, por não se tratar de um desfibrilador de corrente.

Foi utilizado um impedancímetro semelhante ao de Geddes, construído conforme o diagrama de blocos da figura 3.2.1.2.A e que consiste em um gerador senoidal de corrente de pico de  $400\mu\text{A}$  e frequência constante de 12kHz. Sabe-se que com esses valores os músculos não são estimulados e a passagem de corrente não é perceptível (Webster, 1978). Esse sinal de corrente passa pelas pás e assim obtemos um sinal de tensão proporcional à impedância. O sinal atravessa então um filtro passa-alta passivo, para eliminar ruídos devido à respiração e movimentos lentos. É em seguida retificado e finalmente obtemos um sinal DC proporcional à impedância.

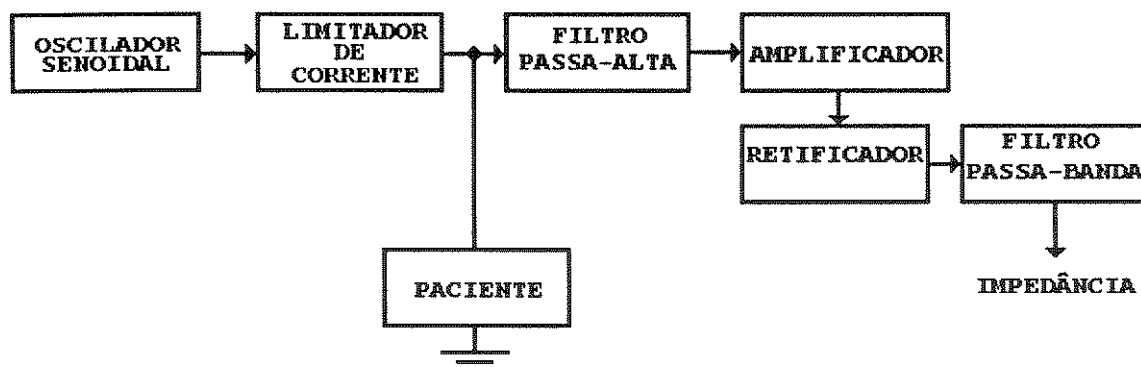


Figura 3.2.1.2.A - Diagrama de blocos do impedancímetro

O oscilador de sinal senoidal usado é de baixa distorção, entre 0,75% e 2% (Dobkin, 1971). O ajuste da frequência é feito através de um potenciômetro, o que é uma vantagem considerável sobre osciladores convencionais baseados na ponte de Wein, que devem ter dois elementos sintonizados para o ajuste da frequência. Na configuração usada (figura 3.2.1.2.B) pode-se obter frequências entre 4,4 e 20 kHz. São usados capacitores de poliestireno e resistores de 1% de precisão, para assegurar estabilidade da frequência com a variação da temperatura. O sinal senoidal obtido, com tensão de pico de 9V, passa por uma resistência de 22k $\Omega$  (R16) antes de passar pelo paciente. Isso assegura que o valor da corrente de pico que atravessa o paciente seja praticamente constante e próxima a 400 $\mu$ A.

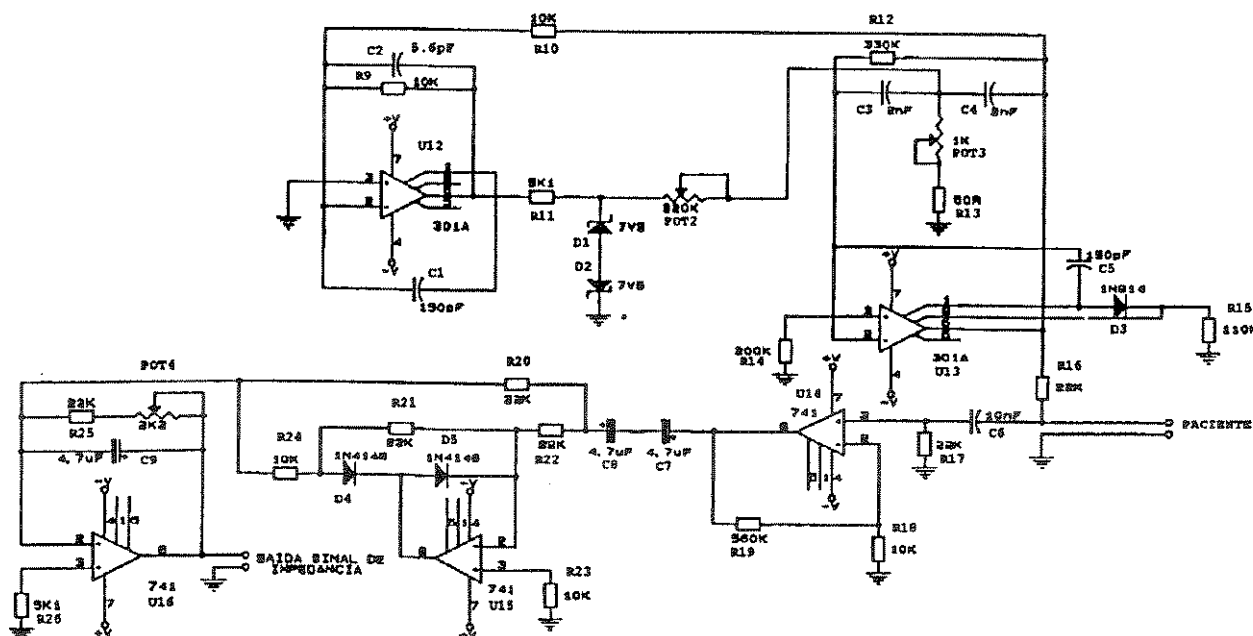


Figura 3.2.1.2.B - Circuito do impedancímetro

O sinal que passa pelo paciente é tratado por um filtro passivo passa-alta de 1ª ordem com frequência de corte de 720Hz, que elimina os ruídos de baixa frequência. A intensidade do sinal na saída desse filtro é em torno de 20mV. Amplifica-se o sinal 57 vezes (valor obtido experimentalmente), usando a configuração básica de um amplificador não inversor, para obter níveis de tensão mais adequados ao processamento desse sinal.

O sinal já amplificado passa agora por um retificador de onda completa com filtro passa-baixa. A operação desse circuito pode ser entendida seguindo a passagem de um semi-ciclo negativo e, em seguida, de outro positivo.

Para sinais negativos, a saída do amplificador U15 é grampeada em +0,7V por D5 e desconectada da entrada do amplificador U16 por D4. O amplificador U16 funciona então como um simples amplificador inversor com resistor de entrada R20 e o resistor de realimentação R25, resultando em uma saída positiva.

Para sinais positivos, U15 opera como um amplificador inversor normal, conectado ao amplificador U16 através do resistor R24 e tendo como resistor de entrada R22 e resistor de realimentação R21. A precisão do ganho de U15 não é afetada por D4 pois ele está dentro da malha de realimentação. O sinal positivo entra em U16 através do resistor R20 e o sinal negativo através do resistor R24. Como as tensões sobre R20 e R24 são iguais e opostas, e R24 tem a metade do valor de R20, a corrente de entrada em U16 é igual e oposta à corrente através de R20 e o amplificador U16 opera como um inversor, resultando em uma saída positiva.

Com o uso do capacitor C9, a operação de U16 é similar a um filtro passa-baixa. A constante de tempo  $(R25 + POT4)C9$  foi escolhida de forma a ser maior que o período máximo do sinal de entrada. Os resistores R23 e R26 foram usados para minimizar erros na saída devido a correntes de *off-set*.

O processo de calibração do impedancímetro, usando resistências calibradas, será mostrado mais adiante.

### 3.2.2. Detetor de QRS

O complexo QRS é a característica mais eminente do ECG. Os detetores de QRS, desta forma, têm grande importância nas técnicas de interpretação de ECG. Essa detecção, por sua vez, é dificultada por dois fatores: a larga variação na morfologia e ritmo do QRS, especialmente em ECG's anormais, e ruídos de várias fontes. O ritmo do QRS mostra variações devido à respiração, exercícios e outros fatores. Uma contração ventricular prematura (PVC) mostra variações morfológicas, pois o sinal de QRS é mais largo e invertido. O detetor de QRS deve se adaptar a mudanças de ritmo rápidas e imprevistas. Deve também detetar batimentos anormais tão bem quanto os batimentos normais. Além disso, o ECG pode ter ruído. A frequência de 60Hz da rede elétrica adiciona interferência no sinal de ECG.

Respiração e movimentos lentos causam alterações na sua linha base e o movimento muscular adiciona ruído de alta frequência (artefato de movimento).

Tipicamente, um detetor de QRS consiste em um filtro seguido por um estágio de detecção propriamente dito. O filtro de QRS deve maximizar a relação sinal-ruído, onde o sinal é o QRS e o ruído são os artefatos de movimento, EMG, 60Hz, e as ondas P e T. Não existe, porém, um consenso acerca da frequência central e da banda passante ótimas do filtro. Winter e Trenholm (1969) usaram uma frequência central de 12Hz. Freden e Newman (1980) também usaram um filtro com 12Hz de frequência central e com banda passante de 15Hz. Thakor e Webster (1982) citam frequências centrais que vão de 12 a 17Hz. Optamos por uma configuração de filtro conhecida como filtro passa-banda de múltiplas realimentações e ganho infinito (Johnson e Hilburn, 1975). Suas vantagens são o pequeno número de componentes, boas características de estabilidade e baixa impedância de saída. Foi usado um filtro de segunda ordem, que pode ser visto na figura 3.2.2.A. O circuito foi projetado para uma frequência central de 17Hz e banda passante de 12Hz, resultando um  $Q = 1,4$ . As fórmulas usadas são:

Para  $C_{10} = C_{11}$

$$B = \frac{2}{R_{30}C_{10}} \quad \text{e} \quad \omega_o^2 = \frac{1}{R_{30}C_{10}^2} \left( \frac{1}{R_{28}} + \frac{1}{R_{29}} \right)$$

$$f_o = \frac{\omega_o}{2\pi}$$

onde :

$B$ .....Banda passante (rad/s)

$\omega_o$ ....frequência central (rad/s)

$f_o$ .....frequência central (Hz)

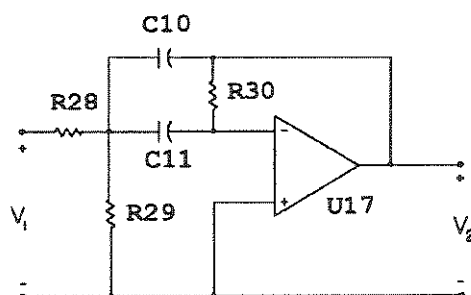


Figura 3.2.2.A - Filtro passa-banda de segunda ordem

Com relação às técnicas de detecção do complexo QRS, existe uma grande variedade de tipos. As mais usadas são: circuito com limiar fixo, com controle automático de ganho (AGC) e com limiar automático. A primeira técnica é a mais simples. É baseada em um comparador com uma tensão de referência fixa. Se a tensão do sinal de ECG ultrapassar a tensão de referência, a saída do amplificador fica saturada e indica a detecção de um QRS (Law e col., 1979). Essa técnica tem limitações pois não considera as variações de amplitude do sinal, o que dificulta a seleção de uma tensão de referência ótima. Quando essa tensão é muito baixa, o detetor fica muito sensível tanto a ruídos como ao sinal de QRS. Entretanto, quando a tensão de referência é alta, obtém-se imunidade ao ruído mas ao preço da perda de alguns eventos. Essas limitações são resolvidas pelas outras duas técnicas de detecção.

O circuito de detecção de QRS que usa controle automático de ganho para manter constante a amplitude do sinal de ECG, também tem algumas limitações. Funciona muito bem para eventos repetitivos rápidos, como um sinal de rádio. O ECG é, no entanto, caracterizado por um pulso rápido seguido de aproximadamente 1 segundo de pausa. Isso faz com que o circuito não possa ser rápido o suficiente para captar as mudanças súbitas do sinal de ECG. Sinais de pequena amplitude e que não são desejados são desproporcionalmente amplificados, o que pode resultar em falsa detecção (Thakor, 1983).

O circuito com limiar automático não utiliza a amplitude do sinal para variar o ganho do amplificador, mas sim modificar o limiar (tensão de referência). A amplitude do complexo QRS precedente determina o novo limiar, e assim por diante.

Foi adotado esse tipo de detetor de QRS pois apresentou as melhores características para as nossas necessidades, que são a adaptação rápida às mudanças súbitas da amplitude e frequência do sinal de QRS. O detetor projetado está dividido em dois circuitos: um retificador de onda completa e um comparador com limiar automático. O retificador necessita ser de onda completa para captar tanto sinal de QRS positivo quanto negativo e tem a mesma configuração do circuito usado no impedancímetro (item 3.2.1.). O circuito comparador com limiar automático funciona como um detetor de pico, que é realimentado para a entrada do amplificador como tensão de referência. Na figura 3.2.2.B pode-se observar a variação da tensão de referência com o sinal de QRS já filtrado e retificado. Além disso, o divisor de tensão formado pelos resistores R42 e R43 (figura 3.2.2.C) define um limite inferior de tensão de referência de 230mV. Esse limite visa desprezar disparos aleatórios provocados por ruídos no sinal. No nosso caso, deve-se evitar ao máximo que ocorram falsos positivos, ou seja, uma

deteção provocada por outras fontes. Um falso positivo pode fazer com que o disparo ocorra durante o período de repolarização do ventrículo e provocar assim fibrilação ventricular.

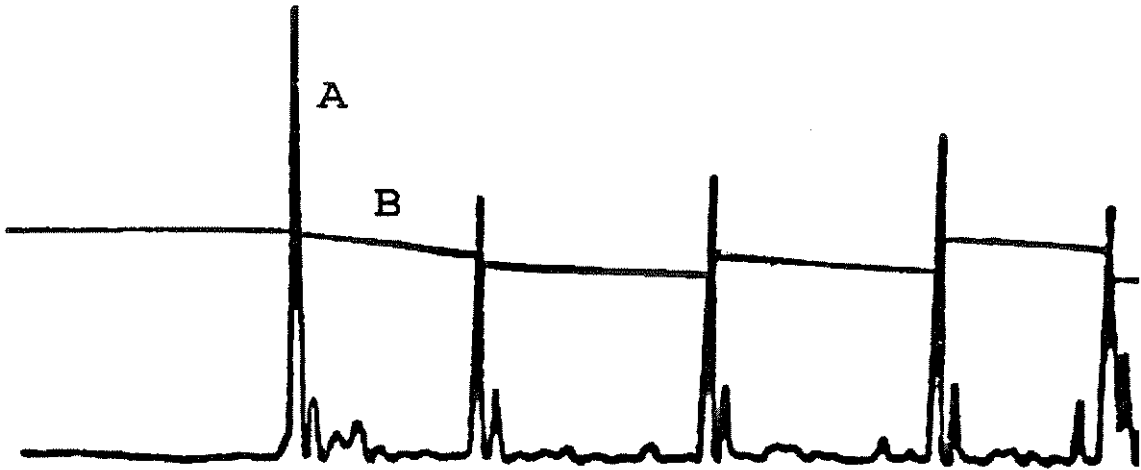


Figura 3.2.2.B - Sinais do circuito detetor de QRS

A - ECG filtrado e retificado

B - tensão de referência.

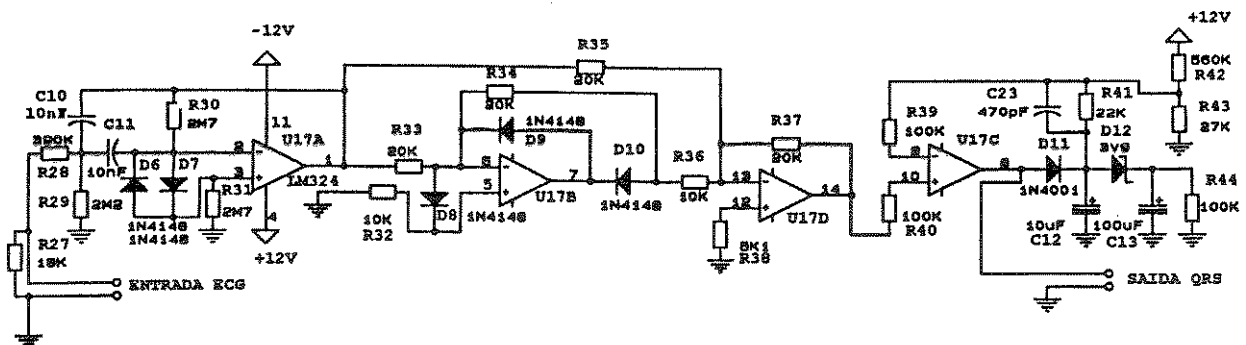


Figura 3.2.2.C - Circuito completo do detetor de QRS

### 3.2.3. Circuito de Armazenamento e Descarga.

Foi especificado que o circuito de descarga seria de descarga capacitiva amortecida. Para dimensionar esse circuito deve-se primeiramente definir o nível de energia a ser armazenado. A dose apropriada de energia elétrica para desfibrilação transtorácica usando desfibriladores de descarga capacitiva amortecida em pacientes adultos é assunto de grande controvérsia. Alguns estudos afirmam que com o aumento do peso do corpo, a energia necessária para desfibrilar aumenta e que esse aumento segue uma relação matemática (Tacker, 1974). Outros pesquisadores recomendam o uso inicial de baixa energia (200J), independente do peso, pois descargas superiores podem causar danos cardíacos, diminuindo as chances de sobrevivência ou comprometendo a função cardíaca (Adgey, 1978 e 1979, e Crampton, 1978). Os dois últimos grupos de investigadores acreditam na inexistência de uma relação entre o peso do corpo e a energia para uma descarga desfibrilatória, e que não há necessidade de uma energia superior a 300J (entregue). Tacker (1979) discorda desses dados e relata que não existem evidências de que um choque inicial de 300J (entregue) produza danos ao coração. Recomenda choques iniciais de 300J para desfibrilações ventriculares de adultos e, somente se o choque de 300J falhar, descargas de maior valor de energia devem ser consideradas. O número de tentativas com descargas de 300J, antes do uso de níveis de energia superiores, deve ser deixado a critério do médico. Orpin (1980) concorda que a máxima energia inicial a ser entregue é 300J e acredita que qualquer relação entre a dose desfibrilatória e o peso corpóreo é mascarada por fatores como a duração da fibrilação, disfunções cardíacas anteriores, qualidade da ressuscitação cardiopulmonar e resistência elétrica do tórax. Cherwek (1980) separou os pacientes de sua pesquisa em quatro grupos: 1) com infarto do miocárdio e fibrilação ventricular primária; 2) com infarto do miocárdio e fibrilação ventricular secundária; 3) com disfunção coronária sem infarto do miocárdio e fibrilação ventricular primária ou secundária, e 4) todas as outras condições clínicas. Seus resultados mostram que o diagnóstico determina a dosagem da desfibrilação ventricular, e não o peso do paciente. Não existe evidência adequada ou convincente indicando a necessidade dos desfibriladores armazenarem mais de 400J (DeSilva, 1979). Baseados nesses relatos, o circuito de armazenamento será dimensionado para uma energia máxima de 400J. Como foi visto anteriormente (item 2.2.3.), na descarga capacitiva amortecida, o elemento de armazenagem de energia é um capacitor que deve ser descarregado através de um indutor para amortecer a curva de corrente. Sabe-se que quanto maior o valor da capacitância, menor o valor da tensão necessária para armazenar uma mesma quantidade de energia ( $E = CV^2/2$ ). O capacitor de maior valor nominal encontrado comercialmente,

capaz de armazenar até 400J, é um capacitor de  $54\mu\text{F}/4500\text{V}$ , fabricado pela Maxwell(USA). Para armazenar uma energia de 400J em um capacitor de  $54\mu\text{F}$  o nível de tensão será de 3.850V.

A norma americana ANSI DF2 (ANSI/AAMI,1981) define o padrão de forma de onda a ser produzido pelo desfibrilador, que é mostrado na figura 3.2.3.A e tabela 3.2.3.A. Para dimensionar o desfibrilador dentro da norma, foi adotado um indutor com valor de 35mH.

Tabela 3.2.3.A - *Especificações para desfibriladores de descarga capacitiva amortecida segundo a norma ANSI DF2*

Parâmetros da forma de onda	Resistência de Carga		
	25 $\Omega$	50 $\Omega$	100 $\Omega$
$I_P$ (A)	$30,3 \geq I_P \geq 17,4$	$20,8 \geq I_P \geq 14,2$	$14,5 \geq I_P \geq 7,9$
$I_R$ (A)	$12 \geq  I_R  \geq 0,0$	$5,7 \geq  I_R  \geq 0,0$	$1,3 \geq  I_R  \geq 0,0$
$t_r$ (ms)	$1,60 \geq t_r \geq 0,50$	$1,42 \geq t_r \geq 0,40$	$1,25 \geq t_r \geq 0,30$
$t_{50}$ (ms)	$4,60 \geq t_{50} \geq 2,00$	$4,17 \geq t_{50} \geq 2,10$	$6,40 \geq t_{50} \geq 2,30$
$t_{10}$ (ms)	$6,90 \geq t_{10} \geq 3,0$	$9,20 \geq t_{10} \geq 3,10$	$19,60 \geq t_{10} \geq 4,00$

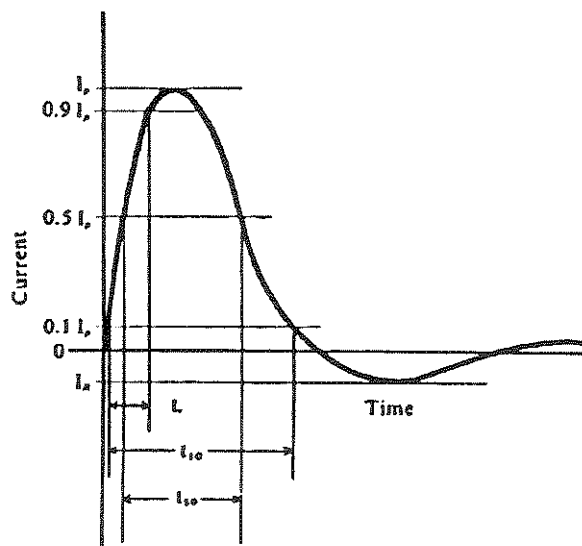


Figura 3.2.3.A. - *Parâmetros da forma de onda de descarga capacitiva amortecida*



É necessário verificar se a descarga fornecida pelo circuito projetado atende essas especificações. Para isso foi feita uma simulação matemática por computador para aferir o valor desses parâmetros para cada condição de resistência.

O circuito de descarga nada mais é que um circuito RLC em série onde o capacitor está carregado no instante inicial (figura 3.2.3.B). Existe na literatura (Edminister, 1983) a análise de um circuito semelhante.

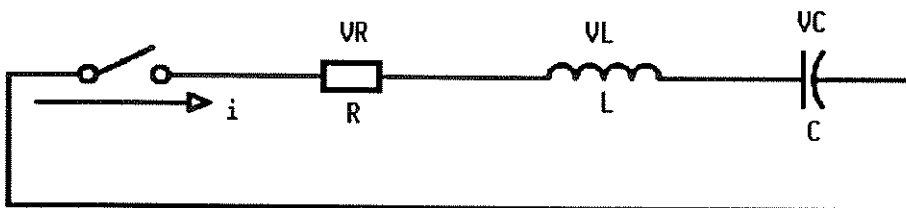


Figura 3.2.3.B - Circuito RLC de descarga

A equação diferencial de um circuito RLC série é de segunda ordem, portanto sua solução contém duas constantes ( $A_1$  e  $A_2$ ), que são determinadas por duas condições, geralmente impostas no instante inicial ( $t=0$ ). Dependendo dos valores relativos dos parâmetros do circuito, a solução pode ser sobreamortecida, criticamente amortecida ou subamortecida (oscilatória).

Aplicando a lei de Kirchhoff para a malha fechada da figura 3.2.3.B, obtém-se a seguinte equação:

$$VR + VL + VC = 0$$

$$\text{ou } Ri + L \frac{di}{dt} + \frac{1}{C} \int i dt = 0$$

Diferenciando e dividindo por L, tem-se

$$d^2i/dt^2 + R/L \frac{di}{dt} + i/LC = 0$$

Edminister demonstra que uma solução para essa equação diferencial é expressa na forma:

$$i = A_1 e^{S_1 t} + A_2 e^{S_2 t}$$

$$\text{onde } S_1 = -\alpha + \beta \text{ e } S_2 = -\alpha - \beta$$

$$\text{e } \alpha = R/2L, \omega_0 = 1/\sqrt{LC} \text{ e } \beta = \sqrt{(\alpha^2 - \omega_0^2)}$$

Colocando essa equação em uma planilha eletrônica, pôde-se observar o comportamento da corrente de descarga. No computador, essa equação foi colocada em função de  $R$ ,  $L$ ,  $C$  e da energia armazenada no capacitor.

Os resultados obtidos encontram-se na tabela 3.2.3.B.

Tabela 3.2.3.B.- *Parâmetros da forma de onda simulada para uma energia entregue de 36J*

Parâmetros da forma de onda	Resistência de Carga		
	25 $\Omega$	50 $\Omega$	100 $\Omega$
I <sub>P</sub> (A)	26,6	18,0	10,8
I <sub>R</sub> (A)	4,77	0,00	0,00
t <sub>r</sub> (ms)	1,06	0,77	0,54
t <sub>50</sub> (ms)	2,91	3,25	4,56
t <sub>10</sub> (ms)	4,37	6,27	12,47

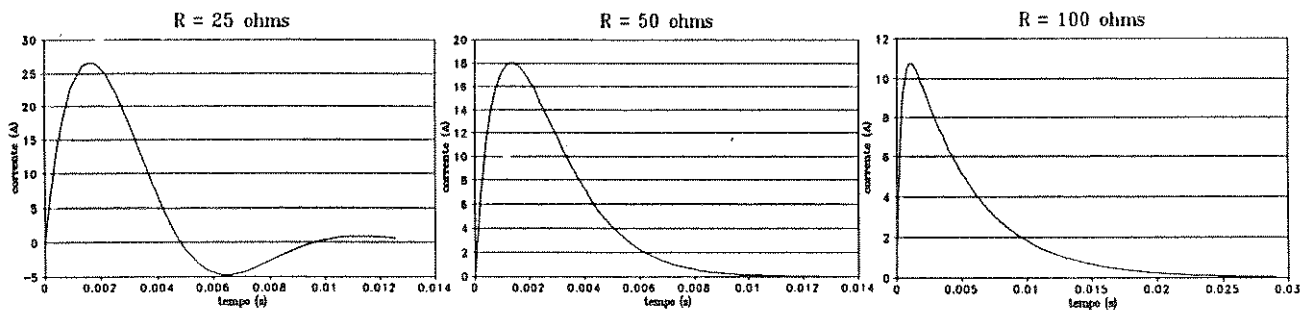


Figura 3.2.3.C. - *Formas de onda simuladas*

Pode-se constatar que para todos os valores de  $R$ , a forma de onda da corrente resultante se enquadra na norma citada, para  $L = 35\text{mH}$  e  $C = 54\mu\text{F}$ .

Partiu-se então para a construção do indutor com núcleo de ar, pois o núcleo de ferrite que suporta níveis de campo eletromagnético gerados pelas correntes de uma descarga desfibrilatória, são de alto custo.

O diâmetro do fio usado é selecionado pela corrente que passa por ele. Foi escolhido um fio com diâmetro bem maior que o necessário (AWG23), para diminuir a componente resistiva desse indutor.

O cálculo foi feito utilizando-se a fórmula de Wheeler para indutores com núcleo de ar (Fanzeres, 1984).

$$N = \sqrt{(L (9R + 10B) / R)}$$

onde  $L$ ...indutância em  $\mu\text{H}$

$R$ ...raio médio da bobina, em polegadas

$B$ ...comprimento da bobina, em polegadas

$N$ ...número de espiras.

estimamos os valores:

$$R = 25\text{mm} = 0,99''$$

$$B = 25\text{mm} = 0,99''$$

Para  $L = 35\text{mH}$ , temos  $N = 819$  espiras

Dividindo-se o comprimento da bobina pelo diâmetro do fio ( $\varnothing\text{AWG23} = 0,574\text{mm}$ ), chega-se a um número de espiras por camada igual a 43, para um total de 19 camadas.

O indutor foi construído e encapsulado em resina epóxi para manter uma melhor isolamento. O seu valor real, medido em uma ponte universal da Hewlett Packard modelo HP4260A, foi de 35,9mH. A resistência medida foi de 10  $\Omega$ , o que é considerado um bom resultado, tendo em vista a faixa de valores de resistências internas de desfibriladores comerciais, obtida por Babbs (1978), que abrange valores de 12 a 33 $\Omega$ .

Uma vez definido o circuito de armazenamento e descarga, é necessário discutir de que forma será realizada a carga e descarga.

Quando o capacitor está totalmente descarregado se comporta como um curto circuito para a fonte de carga. Para resolver esse problema foi colocado, além do indutor ( $L$ ) em série com o capacitor ( $C$ ), o resistor de carga ( $R_c$ ), amenizando o pico de corrente inicial.

Outro problema comum aos desfibriladores é a descarga com as pás em aberto. Um resistor em paralelo com as pás ( $R_{p1}$ ) é colocado no circuito para contornar esse problema. Seu valor tem que ser bem superior ao valor da impedância entre as pás. O valor adotado é de  $10\text{ k}\Omega$ .

O chaveamento da descarga é feito por um relé de 3 polos e 2 posições (relé de descarga externa – RDE). Dois polos chaveiam a descarga propriamente dita enquanto o outro polo chaveia o impedancímetro. Quando a descarga é feita, o impedancímetro é desconectado do circuito para sua proteção.

A descarga interna do capacitor, seja por desistência da descarga desfibrilatória ou por mudança do valor da energia, é feita através de outro relé, denominado relé de descarga interna (RDI). Esse relé é acionado assim que o aparelho é ligado e é controlado pelo microcontrolador. Se o aparelho é desligado, esse relé conecta o capacitor a um resistor de descarga interna ( $R_d$ ) de  $10\text{ k}\Omega$ .

Este circuito pode ser visualizado na figura 3.2.3.D.

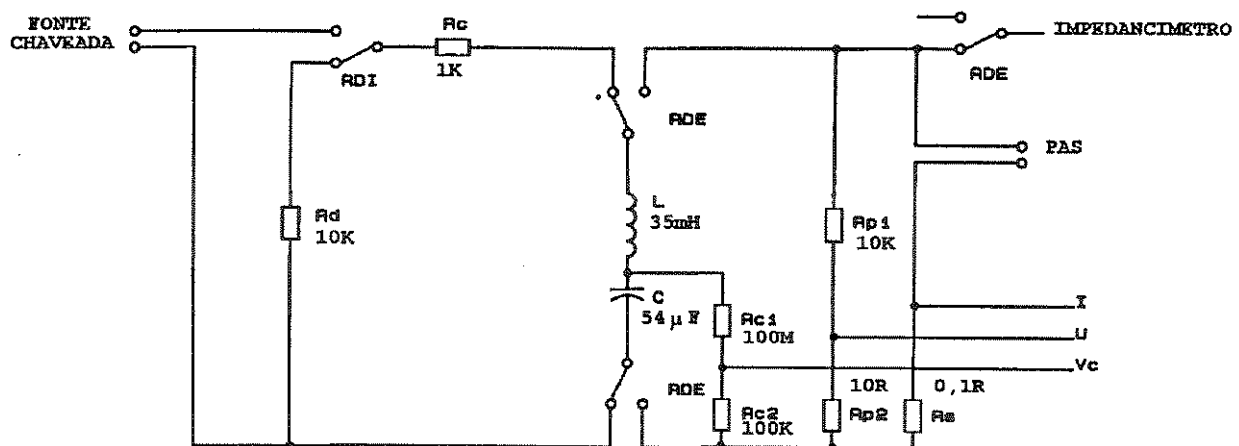


Figura 3.2.3.D. - Circuito de armazenamento e descarga

O microcontrolador deve amostrar alguns sinais que se encontram nesse circuito, que são: a tensão no capacitor e a tensão e corrente de descarga no paciente. A tensão no capacitor é utilizada para determinar a energia armazenada no mesmo. Já a tensão e a corrente de descarga são utilizados para o cálculo da energia entregue, como será visto no item 3.3.5.

Como essas tensões são muito altas, é necessário reduzi-las a níveis compatíveis com as entradas do conversor A/D (de 0 a 5 V).

Isso foi realizado através de divisores resistivos de tensão. Para a leitura da tensão no capacitor, deve-se usar valores altos de resistência de forma a não descarregar o capacitor rapidamente. Os valores usados são  $100\text{M}\Omega$  ( $R_{c1}$ ) e  $100\text{k}\Omega$  ( $R_{c2}$ ).

No caso da tensão de descarga no paciente, utiliza-se o resistor de  $10\text{k}\Omega$  em paralelo com as pás ( $R_{p1}$ ), que foi colocado para o caso da descarga com as pás em aberto, como parte do divisor. O outro resistor ( $R_{p2}$ ) tem valor de  $10\Omega$ .

Para amostrar a corrente durante a descarga, foi colocado em série com as pás um resistor de baixo valor. A tensão nesse resistor será proporcional a corrente que passa pelo paciente. O valor selecionado para esse resistor ( $R_s$ ) é de  $0,1\ \Omega$ .

Como será visto adiante (item 3.2.4.), a máxima energia armazenada será de 40J. Com isso é estimada uma corrente máxima de 25A passando pelo paciente o que proporciona uma tensão no resistor  $R_s$  entre 0 e 2,5V. A tensão no capacitor carregado com 40J será de 1217V e assim a tensão lida tanto em  $R_{p2}$  como em  $R_{c2}$  está entre 0 e 1,2V.

### 3.2.4. Fonte Chaveada

Uma das condições de contorno do projeto é o uso de bateria (item 3.1.). A especificação detalhada da bateria será vista no item 3.2.6. Por ora, pode-se adiantar que a bateria escolhida é de 12V. Deve-se carregar o capacitor com uma tensão que represente a energia desejada. Essa tensão, como foi visto no ítem 3.2.3., referente ao circuito de armazenamento, tem o seu valor máximo para uma energia de 400J. Como o capacitor de armazenamento é de  $54\mu\text{F}$ , a tensão máxima está em torno de 3.850V ( $E = CV^2/2$ ). Para se obter esse nível de tensão partindo de uma tensão de 12V será usada uma fonte chaveada.

O fato básico que rege o funcionamento das fontes chaveadas, está no armazenamento de energia em capacitores (na forma de tensão) e indutores (na forma de corrente). Os indutores são usados para transferência de energia de uma fonte primária, normalmente uma fonte não regulada, para a saída. O modo como essa transferência é realizada caracteriza os diversos tipos de fontes chaveadas, tais como: Buck, Boost, Flyback e Cúk. Esses quatro tipos de configuração são os mais utilizados (Mello,1987).

No projeto do desfibrilador, é necessária uma fonte que tenha um bom comportamento com saída de alta tensão e uma transferência de energia razoável. O tipo de fonte chaveada mais usados nesses casos é o Flyback.

Na fig. 3.2.4.A. pode-se observar a configuração básica de um conversor tipo Flyback.

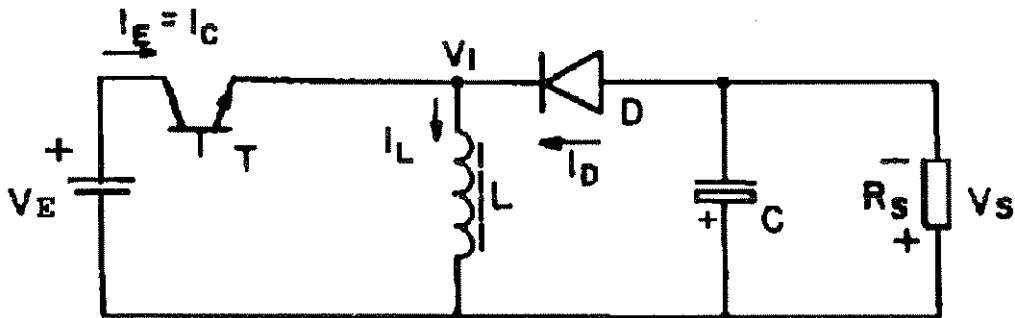


Figura 3.2.4.A. - Configuração básica de um conversor Flyback

No conversor Flyback, tanto a corrente fornecida pela fonte primária ( $I_E$ ), quanto a entregue ao capacitor de saída ( $C$ ), são pulsadas. Quando o transistor conduz, circula corrente pela fonte de tensão ( $V$ ) e pelo indutor ( $L$ ). Quando o transistor é cortado, a energia acumulada na forma de campo magnético no indutor é transferida para o capacitor e para a carga na saída do conversor.

Se no lugar de  $L$  for utilizado um transformador como elemento armazenador de energia, pode-se isolar os circuitos de entrada e saída e, modificando a relação de espiras entre o primário e o secundário, elevar o nível de tensão (figura 3.2.4.B.).

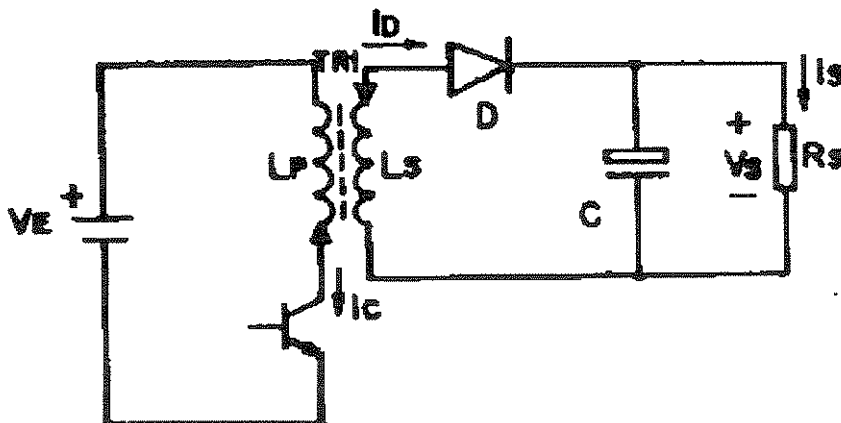


Figura 3.2.4.B. - Circuito de um conversor Flyback com transformador

Quando o transistor entra em corte, a energia armazenada no núcleo do transformador é descarregada pelo circuito do secundário.

O projeto e construção de fontes chaveadas são atividades especializadas, ou seja, conhecimentos práticos adquiridos com anos de experiência tem grande valor na execução dessas atividades. Após algumas tentativas frustradas de realizar uma fonte chaveada que transferisse uma energia de 400J (3.850V) em menos de 10s (ANSI/AAMI, 1981) foi decidido construir uma fonte para apenas 40J (1217V), com o intuito de não comprometer todo o projeto. Desta maneira, é possível verificar o funcionamento de todo o sistema do desfibrilador e, a qualquer momento, essa fonte pode ser substituída por outra que forneça os 400J.

Conforme já citado acima, o tempo de carga do capacitor deve ser de até 10s.

Sabemos que a carga de um capacitor com corrente constante é linear pois:

$$v_c = \frac{1}{C} \int i dt$$

para  $i$  constante,

$$v_c = \frac{1}{C} i t$$

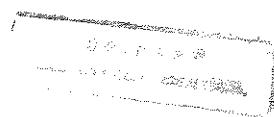
Por questão de segurança, aproximou-se a tensão máxima para 1.250V e definiu-se um tempo de carga de 5s, pois por ser um sistema pulsado que usa um ciclo de trabalho de 50% (para a máxima transferência de energia), o capacitor deve ser carregado na metade do tempo. Assim a corrente de carga é de 13,5mA.

A fonte chaveada será projetada para que sua saída forneça uma tensão de 1.250V e corrente de 14mA, com base nos cálculos de Mello (1987).

Supondo uma tensão de entrada mínima ( $V_{E\text{mín}}$ ) de 10V, ciclo de trabalho máximo ( $\delta_{\text{máx}}$ ) de 50%, e tensão de saída ( $V_S$ ) de 1250V, pode-se calcular a relação do número de espiras entre o primário e o secundário do transformador.

$$\eta = \frac{\delta_{\text{máx}} V_{E\text{mín}}}{V_S (1 - \delta_{\text{máx}})} \Rightarrow \eta = 0,008$$

Trabalhando em uma frequência  $f$  de 20kHz, com uma corrente mínima de saída ( $I_{S\text{mín}}$ ) de 13,5mA e com ciclo de trabalho mínimo de 0%, calcula-se o valor mínimo da indutância do primário.



$$L_P \geq \frac{\eta (1-\delta_{\min})^2 V_E}{2 I_{S\min} f} \Rightarrow L_P \geq 185\mu\text{H}$$

Optou-se por :  $L_P = 0,2\text{mH}$

Uma fonte chaveada tem um rendimento em torno de 70%, ou seja, a potência no secundário ( $P_S$ ) é igual a 70% da potência do primário ( $P_P$ ).

$$P_P 0,7 = P_S \Rightarrow U_P I_P 0,7 = U_S I_S$$

Para a tensão mínima na entrada, a corrente de entrada é máxima e igual a 2,5A. Calcula-se agora a energia no primário.

$$E = L_P I_P^2 / 2 \Rightarrow E = 6,25 \cdot 10^{-4} \text{J}$$

Para o núcleo de ferrite com perfil em C modelo C-60/25/12-250-IP6 (Thornton) temos:

$$E_{\max} = 4,61 \cdot 10^{-3} \text{J}$$

Ou seja, o núcleo suporta com folga a energia a ser transferida pelo transformador.

O cálculo do número de espiras é feito através da seguinte fórmula:

$$L = A_L N^2$$

onde  $A_L$  é uma constante fornecida pelo fabricante.

$$N_P = 28 \text{ espiras}$$

$$\eta = \frac{N_P}{N_S} \Rightarrow N_S = 3.500 \text{ espiras}$$

O transistor de chaveamento escolhido foi o MOSFET de potência IRF630 que tem como características a corrente de dreno máxima de 9A e potência máxima de 75W (a 25°C).

O circuito construído para chavear esse transistor (figura 3.2.4.C) foi baseado no circuito integrado LM555 configurado como oscilador astável, com frequência ajustável em 20kHz e ciclo de trabalho de 50%.



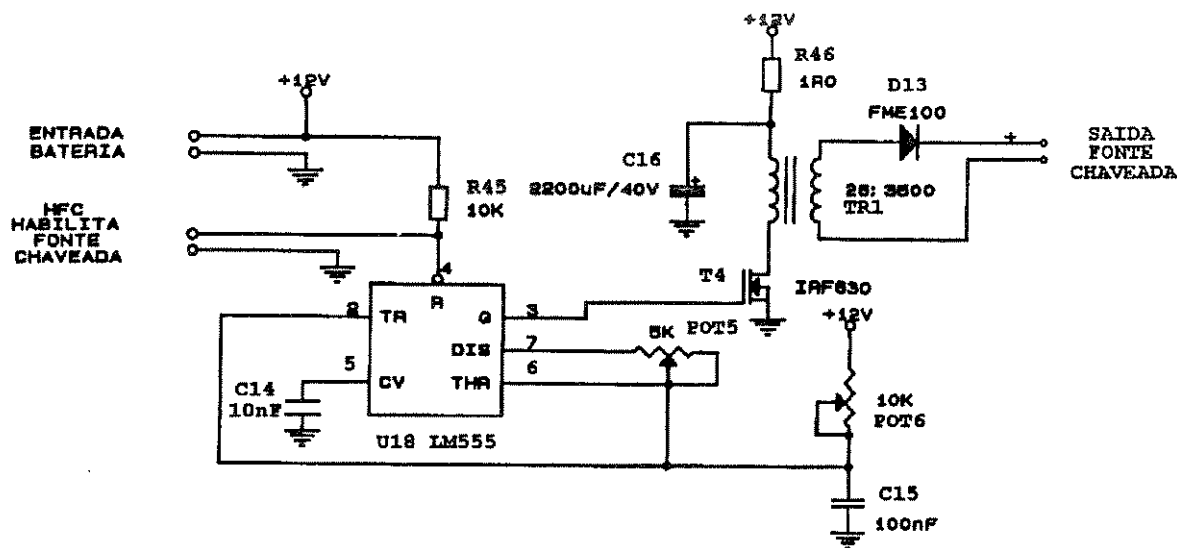


Figura 3.2.4.C - Circuito da fonte chaveada

### 3.2.5. Bateria e carregador de bateria

Os desfibriladores que possuem bateria devem ser capazes de executar pelo menos 10 cargas consecutivas no valor máximo de energia (ANSI/AAMI, 1981). De posse desse dado e sabendo que cada carga de energia máxima dura 10s e consome 2A (quando ligado em 12V), foi escolhida uma bateria de tecnologia gel (selada) de 12V - 4,0AH (GELPACK modelo GS-1240).

Suas principais características são (AVEL, 86):

- Selada (não vaza, dispensa reposição de água, não exala gases);
- Baixo custo - comparada às baterias seladas de níquel-cádmio apresentam custo inicial inferior e maior disponibilidade de energia;
- Longa vida útil - de 200 a 1000 ciclos de carga/descarga, dependendo da intensidade da descarga;
- Compactação - o eletrólito gelatinoso permite uma construção com dimensões reduzidas.

Um carregamento apropriado é um dos mais importantes fatores a ser considerado na utilização de uma bateria. O desempenho e a vida útil da mesma são diretamente afetados pelo método utilizado e pela eficiência do carregador.

O fabricante forneceu os seguintes dados para a construção do carregador de bateria: corrente de carga máxima de 800 mA e corrente de carga final de 40 mA. Com esses dados foi

construído o circuito carregador de bateria a partir da tensão da rede elétrica, que fornece 800mA até a bateria atingir a tensão de 13,8V. Após essa tensão ser atingida permanece uma corrente de manutenção de 40mA. O circuito projetado encontra-se na figura 3.2.5.

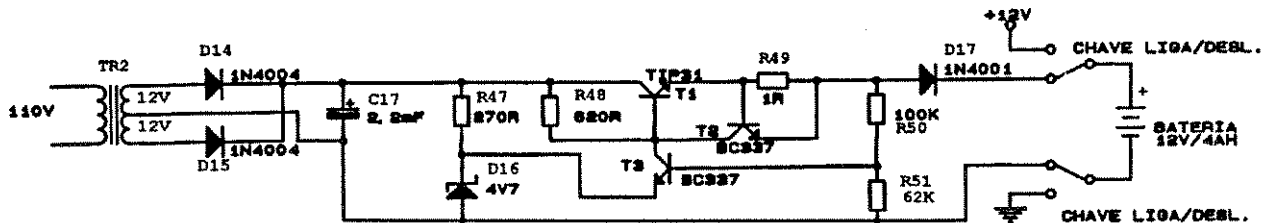


Figura 3.2.5 - Circuito do carregador de bateria

Os transistores T1 e T2, junto com os resistores R48 e R49, formam uma fonte de corrente. Quando a corrente ultrapassa 700mA em R49, a tensão VBE (T1) ultrapassa 0,7V. Isso faz com que o transistor T2 conduza e drene a corrente de base do transistor T1 ocasionando uma diminuição na sua corrente de coletor, o que mantém essa corrente constante e próxima de 700mA.

Os resistores R50 e R51 formam um divisor resistivo de tensão que, em conjunto com o transistor T3, é usado como comparador entre a tensão na bateria somada com 0,7V de D17 e no diodo zener D16. O resistor R47 mantém a corrente de polarização desse diodo ( $I_z = 20\text{mA}$ ). Quando a tensão da bateria aproxima-se de 13,8V, o transistor T3 começa a conduzir, drenando corrente da base do transistor T1 e conseqüentemente diminuindo a corrente de carga da bateria.

Foi usado um transformador de 12V-0-12V / 1A, um retificador de onda completa (D14 e D15) e um capacitor (C17) para diminuir o *ripple*.

Nesse projeto, o desfibrilador deve ser usado somente com bateria, para manter a isolação do paciente com a rede elétrica. Uma chave de dois polos e duas posições, que também serve como chave liga/desliga, desconecta o aparelho da rede de alimentação CA quando se faz necessária a carga da bateria.

### 3.2.6. Circuito de Controle do Desfibrilador

Este circuito compreende o microcontrolador, teclado para entrada de dados, *display*, acionamento dos relés RDE e RDI, acionamento da fonte chaveada, conversor analógico/digital (A/D) e circuito de amostragem.

O microcontrolador usado é um 80C31, que tem internamente 128 Bytes de memória RAM, 2 contadores/temporizadores de 16 bits, 5 interrupções mascaráveis e com ordem de prioridade programáveis, portas de entrada e saída endereçáveis bit a bit. Para programá-lo foi utilizada uma EPROM externa (27C128) de 8 kBytes. Fez-se necessário o uso de um *latch*, pois a via de dados é multiplexada com o Byte menos significativo da via de endereços. O controle desse *latch* (74HCT373) é feito através do sinal ALE (*Adress Latch Enable*) do micro.

#### 3.2.6.1. Reset

O reset no 80C31 é ativo quando o sinal RST permanecer em nível alto por 2 ou mais ciclos de máquina. Esse microcontrolador possui um resistor interno de  $8k\Omega$  ligando o seu pino de *reset* e o terra, de forma que a simples colocação de um capacitor de  $33\mu F$  entre este pino e a alimentação garante que a condição de *reset* seja satisfeita quando o aparelho é ligado (*power on reset*).

#### 3.2.6.2. Display

No *display* será visualizado, simultaneamente, a **impedância entre as pás**, a **energia selecionada** e a **energia entregue**. Durante o desenvolvimento do protótipo, verificou-se a necessidade do conhecimento da **impedância durante a descarga**, para uma comparação com o valor lido pelo impedancímetro. Esse valor foi conseguido através da divisão da tensão pela corrente de pico durante a descarga desfibrilatória, e é mostrado no *display* logo após a descarga. Em função do grande número de valores que são apresentados simultaneamente, o uso de displays comuns (sete segmentos) mostrou-se inviável pelo alto custo decorrente da quantidade de componentes.

Foi então usado um módulo alfanumérico inteligente com *display* de cristal líquido de 2 linhas e dezesseis caracteres (ALFACOM -LCM 1602-0555). Suas principais características são:

- Interfaceamento direto com qualquer CPU com via de dados de 4 ou 8 bits

- Totalmente compatível com o código ASCII
- Consumo extremamente reduzido (5V/0,5mA)
- Oito caracteres especiais programáveis pelo usuário
- Gerador de caracteres e acionadores de linhas/colunas já incluídos
- Possibilidade de utilização de Cursor/*Display* piscante
- Deslocamento à direita/esquerda

Para compatibilizar a velocidade de operação do controlador interno ao módulo do *display*, com as possíveis diferentes velocidades das unidades de processamento externa (no nosso caso o 80C31), existem registradores que podem ser acessados para a verificação do *status* do módulo. Durante a execução de qualquer operação interna do controlador, o bit BF (*busy flag*) de um desses registradores permanece ativo (nível lógico 1). Monitorando esse sinal pode-se saber quando o controlador está apto a receber o próximo dado. Como não é necessária uma velocidade tão grande de transmissão de dados para o *display* (em torno de 50kHz), optou-se pela não leitura desses *flags*. A escrita no *display* é realizada transmitindo um dado para o controlador do *display* e então aguardando um tempo suficiente para assegurar que o controlador já está liberado para receber um novo dado (em torno de 100 $\mu$ s). Desta maneira economiza-se algumas portas lógicas usadas no endereçamento de leitura do *display*. O módulo do *display* é conectado à via de dados do microcontrolador e é endereçado para escrita por uma lógica feita entre o sinal /WR e A10.

### 3.2.6.3. Teclado

Uma das funções do teclado é a entrada do valor de energia desejada. De acordo a norma ANSI/AAMI (1981), o projeto tem como condição de contorno a seleção de, no mínimo, oito valores de energia. Optou-se pela seleção de dez valores fixos de energia, da seguinte forma: até 10J tem-se um incremento de 2J e entre 10 e 35J o incremento é de 5J. Desta maneira os valores fixos de energia são 2, 4, 6, 8, 10, 15, 20, 25, 30 e 35 J.

Como uma das utilizações futuras desse desfibrilador é o uso em experimentos para a determinação do limiar desfibrilatório, necessita-se uma seleção com ajuste fino de energia. Para isso foram adicionadas ao circuito duas teclas de setas. Elas servem para selecionar valores intermediários aos das teclas de valor fixo. Uma das teclas incrementa o valor da

energia e a outra decrementa. O incremento é sempre de 1J e a energia é limitada (por *software*) entre 0 e 40J.

Uma vez selecionada a energia, deve-se acionar a tecla de carga para que essa energia seja armazenada no capacitor. Após a carga concluída, seleciona-se (ou não) o sincronismo (para cardioversão).

Uma outra tecla é usada para entrar em uma rotina de calibração. Essa tecla fica no interior do aparelho, inacessível ao usuário.

Assim, um total de 15 teclas é necessário e compõe o teclado. Para realizar a leitura desse teclado, foi utilizada uma configuração matricial de quatro por quatro. Dessa maneira, com dois circuitos integrados do tipo 74LS173, usando um para escrita e outro para leitura, pode-se identificar a tecla que foi acionada.

#### 3.2.6.4. Interrupções externas

A tecla de disparo do desfibrilador não foi colocada no teclado matricial. Ela tem que ser atendida imediatamente após ser pressionada. Por esse motivo, está conectada ao pino de interrupção externa 0. Essa interrupção terá prioridade sobre as outras, de forma a ser atendida prontamente, sempre que requisitada.

O sinal de QRS, vindo do circuito detetor de QRS, é ligado ao pino da interrupção externa 1. Desta maneira, uma vez acionado o sincronismo, essa interrupção é habilitada por *software* e toda vez que um QRS é detectado, um sinal sonoro e visual é emitido. Quando a interrupção de disparo (INT0) é acionada e o sincronismo está ativo, o microcontrolador aguarda um sinal de QRS para habilitar o disparo.

#### 3.2.6.5. Led's, relés, sinal sonoro e sinais de controle

São utilizados dois led's no circuito do desfibrilador. Um sinaliza se a carga já foi efetuada. Mesmo que o capacitor esteja carregado, quando um novo valor de energia é selecionado, o led de carga é apagado, indicando a necessidade de se efetuar uma nova carga. O desfibrilador só habilita o disparo quando a carga está concluída, ou seja, quando o led de carga está aceso.

O outro led sinaliza o sincronismo para cardioversão. Quando esse é acionado, o led é aceso e toda vez que ocorre um pulso de QRS o led pisca junto com um sinal sonoro emitido

por um *buzzer*. Tanto os leds quanto o *buzzer* estão ligados à porta 1 do microcontrolador através de transistores.

Como foi visto no circuito de armazenamento e descarga, existem dois relés: um para descarga interna (RDI) e outro para descarga externa (RDE). Para ambos o acionamento é definido por software. Como a tensão de operação dos relés é 12V e o microcontrolador fornece 5V nas saídas de suas portas, foi colocado um resistor *pull-up* entre a saída e o +12V. Desta maneira foi possível polarizar o transistor de acionamento dos relés (figura 3.2.6.5).

Existem alguns sinais utilizados em outros circuitos que estão ligados às portas do microcontrolador. Este sinais são:

- *Sample & Hold* - usado no circuito de amostragem para captar o sinal de tensão e corrente de descarga no mesmo instante. Sua aplicação mais detalhada será vista adiante.
- EOC (*End of Conversion*) - é um sinal vindo do conversor A/D que indica quando é finalizada a conversão.
- RS - é um sinal enviado ao display diferenciando se o dado a ser enviado é uma instrução ou um caracter.

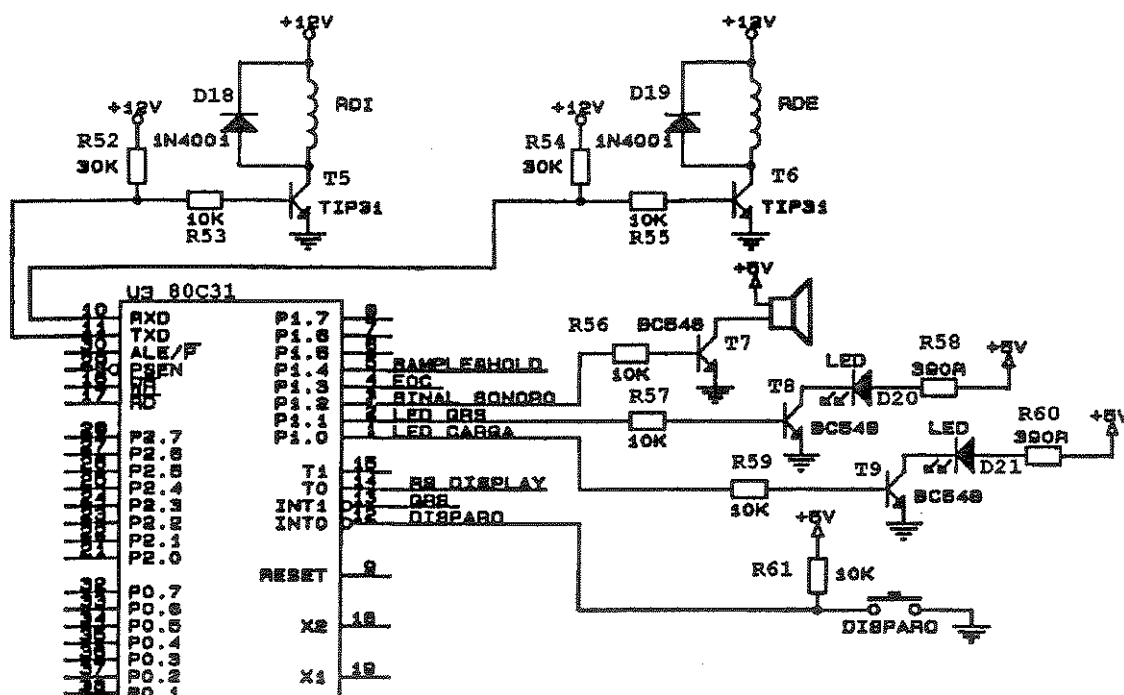


Figura 3.2.6.5. - Circuito de acionamento dos led's, relés, sinal sonoro e sinais de controle

### 3.2.6.6. Conversor A/D

Quatro informações analógicas são recolhidas no circuito do desfibrilador e representam grandezas usadas nos cálculos ou afixadas no display: a **impedância**, a **tensão no capacitor** (para cálculo da energia armazenada) e a **tensão e corrente durante a descarga** (para cálculo da energia entregue). Para o processamento digital desses sinais procurou-se um conversor A/D que tivesse no mínimo quatro entradas multiplexadas. O conversor comercial encontrado, que atende a esse quesito, é o ADC0809.

Esse conversor (cujo tempo de conversão está em torno de  $100\mu\text{s}$ ) necessita de um sinal de clock de aproximadamente 1MHz. Para obter esse sinal, aproveitou-se o oscilador de clock do 80C31, construído com portas inversoras (74LS04) e um cristal de 7,372800 MHz. A saída desse oscilador vai para o clock do micro e para um divisor de freqüências montado com um circuito integrado 74LS161. A saída desse divisor é ligada ao clock do conversor A/D (figura 3.2.6.6.).

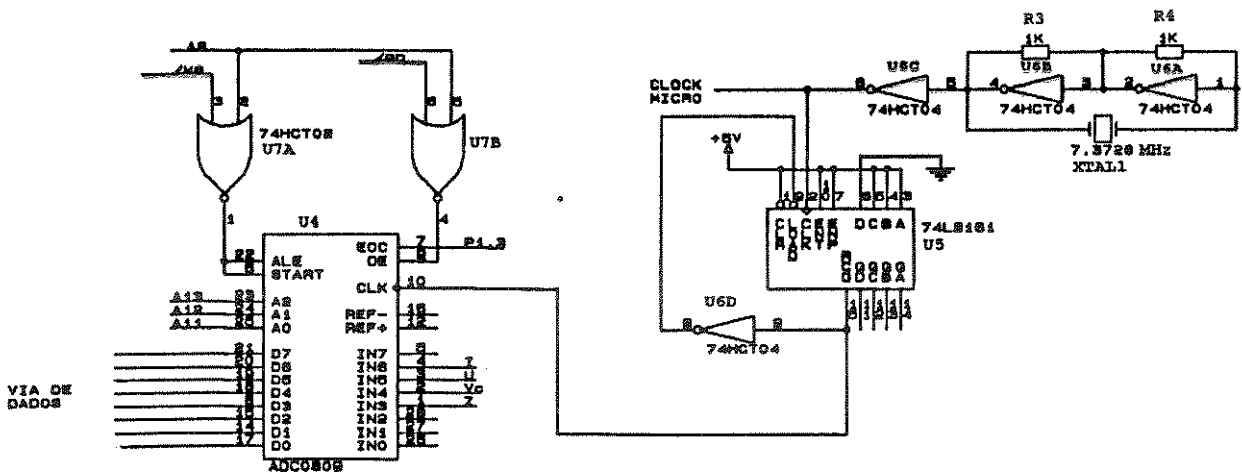


Figura 3.2.6.6. - Circuito de ligação do conversor A/D

Como é necessário fazer a aquisição do sinal de **tensão** e de **corrente da descarga** no mesmo instante, a cada amostra seriam gastos  $200\mu\text{s}$  somente em conversão de sinal, além do tempo de leitura e processamento pelo micro. Estimando (com exagero) que o microcontrolador use  $100\mu\text{s}$ , são necessários aproximadamente  $300\mu\text{s}$  em cada leitura. Como o sinal de descarga tem duração de 10ms (impedância do paciente de  $50\Omega$ ), isso significa que é possível a leitura de aproximadamente 33 pontos. Para saber se esse número de pontos é suficiente para o cálculo da **energia entregue em cada descarga**, foi feita a simulação do circuito de descarga, aproveitando o programa e a equação desenvolvidos no item 3.2.3.

### 3.2.6.6.1. Estudo do período de amostragem

O cálculo da **energia entregue** foi feito com vários valores de período de amostragem, da mesma maneira que o microcontrolador a calcula (e que será explicado no item do software). Os resultados obtidos encontram-se na tabela 3.2.6.6.1.

Tabela 3.2.6.6.1. - *Energia entregue calculada em função do período de amostragem*

t <sub>amost</sub> ( $\mu$ s)	nº de pontos	E calc.(J)	erro%
100	100	32,00	0
200	75	32,00	0
300	50	32,00	0
500	30	31,96	0,13
1.000	15	31,48	1,63

Observa-se que para um período de amostragem de  $300\mu$ s o resultado não tem erro significativo, principalmente porque só será mostrado o número inteiro do resultado, não considerando as casas decimais.

Com isso fica demonstrado que o A/D escolhido atende às exigências do projeto.

### 3.2.6.7. Circuito de amostragem

Os sinais que devem ser lidos já vêm em níveis compatíveis com o conversor A/D do circuito de armazenamento e descarga, mas precisam ser calibrados antes da conversão. Para isso, foi adicionado um estágio de amplificação em que se pode ajustar o nível de tensão através de um trim-pot. Esse amplificador-calibrador é precedido de um *buffer* de alta impedância ( $10^{12} \Omega$ ) para evitar distorções no sinal pelo carregamento do amplificador. Foi usado o amplificador operacional TL072 com entrada JFET (figura 3.2.6.7.).

Um circuito *Sample & Hold* é necessário para amostrar a **corrente e tensão de descarga** no mesmo instante. Um sinal vindo do microcontrolador aciona esse circuito, que guarda o valor da corrente enquanto a tensão está sendo convertida.



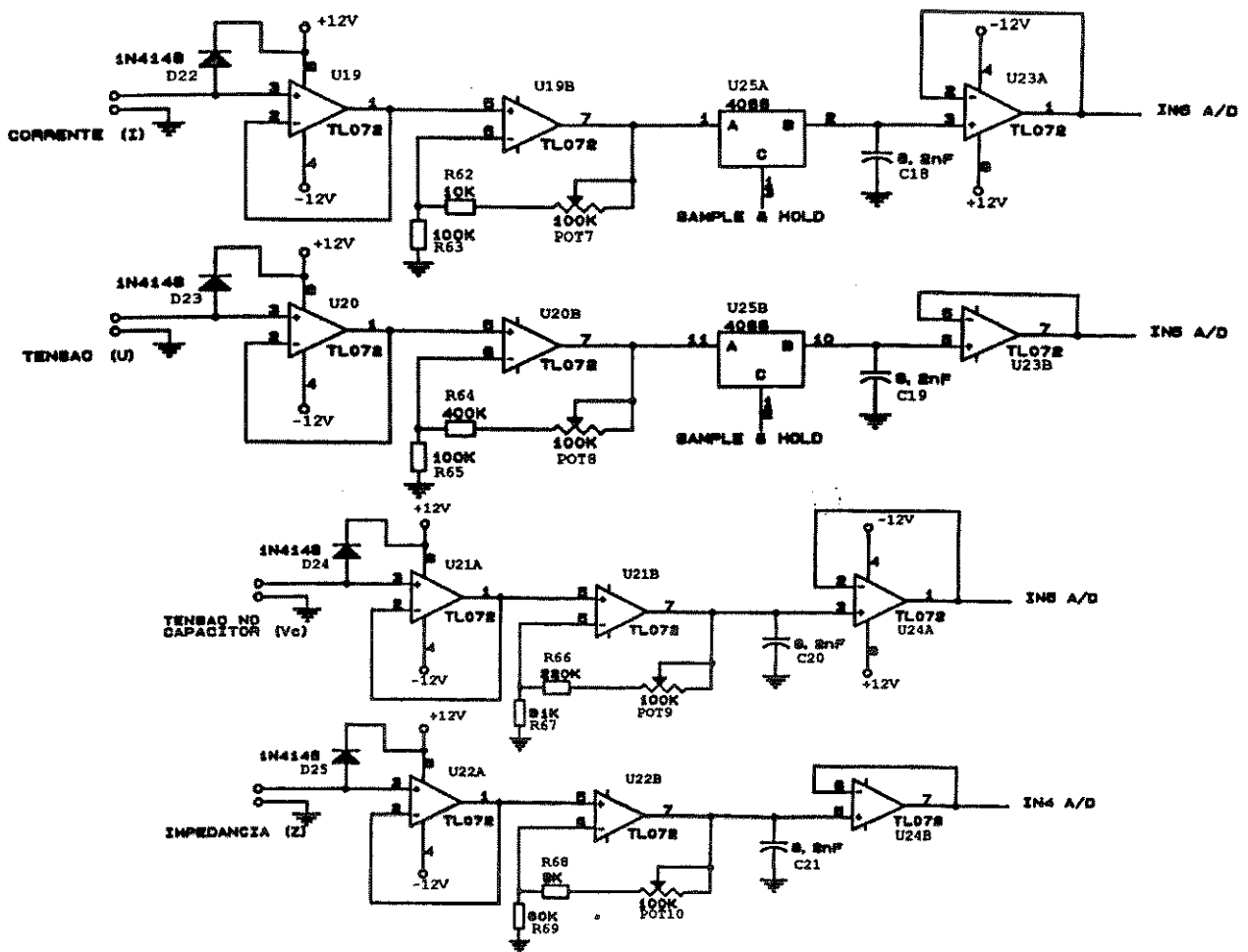


Figura 3.2.6.7 - Circuito de amostragem

### 3.2.6.7.1. Calibração

A calibração do sistema é feita através do ajuste dos trim-pots do circuito de amostragem. Foi criada uma rotina de calibração no programa (que será explicada mais detalhadamente no item relativo ao *software*), que lê o valor convertido pelo conversor A/D e o coloca no *display*. O acesso a essa rotina se faz através da tecla de calibração, que se encontra no interior do equipamento. Assim o equipamento não corre o risco de ser descalibrado acidentalmente pelo operador.

O impedancímetro lê valores de 0 a 200  $\Omega$ . O equipamento foi inicialmente calibrado para o valor de 100  $\Omega$  e depois são testados alguns valores ao longo da faixa de leitura para verificar a linearidade do sistema. O resultado desse teste pode ser visto no item 4.1.1.

A calibração do nível de **tensão do capacitor** foi feita por comparação com um multímetro ligado ao capacitor através de uma ponta de prova para alta tensão (Fluke modelo 80K-40). O desfibrilador é ligado e seleciona-se a energia de 20J. A carga é efetuada e então aciona-se a tecla de calibração. A tensão no capacitor é lida no multímetro e comparada com a tensão mostrada no *display* do desfibrilador. O potenciômetro relativo à tensão do capacitor deve ser ajustado para que as duas leituras sejam coincidentes.

Para a calibração da corrente, liga-se uma fonte de tensão externa em paralelo com o resistor que fica em série com as pás. Também em série é ligado um amperímetro. O desfibrilador é ligado e a tecla de calibração acionada. Ajusta-se o respectivo potenciômetro até ser verificada a igualdade dos valores mostrados pelo amperímetro e pelo *display* do desfibrilador.

Com relação à tensão de descarga, existe uma dificuldade em manter um nível de alta tensão fixo durante a calibração, pois os resistores que formam o divisor de tensão e permitem essa leitura, descarregam o capacitor e portanto perturbam a medida. Foi utilizado um artifício para a calibração dessa variável: ao invés de ter um sinal de alta tensão ligado ao divisor de tensão, colocou-se uma fonte de baixa tensão diretamente na saída do divisor resistivo. Como a relação entre as tensões do divisor resistivo é conhecida, calculou-se a alta tensão que originaria a tensão fornecida e calibrou-se com esse nível o valor mostrado no *display* do desfibrilador.

### 3.3. Software

O *software* deve executar as seguintes tarefas: leitura da impedância, controle da carga do capacitor, acionamento do sincronismo, leitura do teclado para atualização dos valores e disparo com cálculo da energia entregue. Essas operações podem ser melhor explicitadas com o fluxograma da figura 3.3.

O disparo não é visto nesse fluxograma, assim como o tratamento do sinal de QRS, pois são rotinas de interrupção. Em seguida serão detalhados cada bloco separadamente.

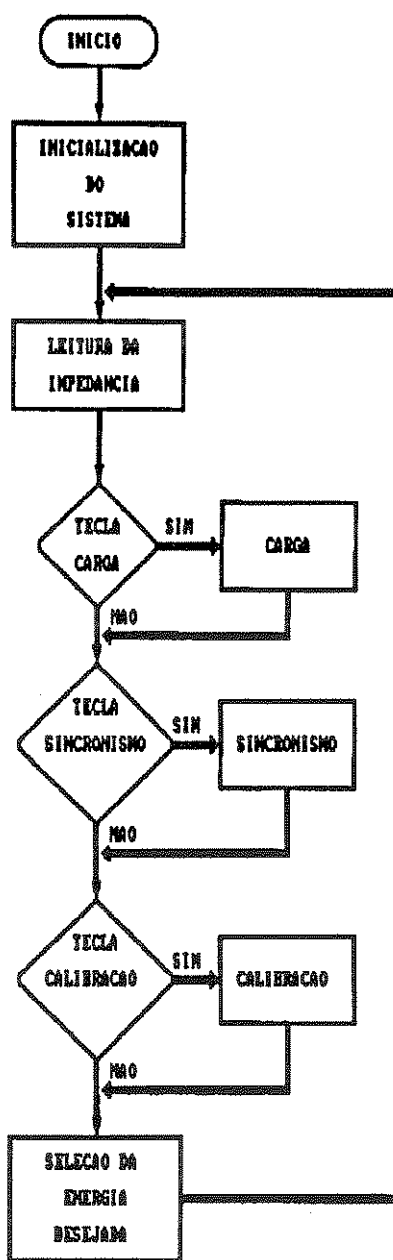


Figura 3.3 - Fluxograma do programa principal

### 3.3.1. Leitura da impedância

Na rotina de leitura da impedância (figura 3.3.1.), a primeira tarefa a ser executada é a verificação do fim de conversão (sinal EOC enviado pelo conversor A/D). Se a conversão ainda não foi executada, o programa passa para a próxima rotina que é a de carga.

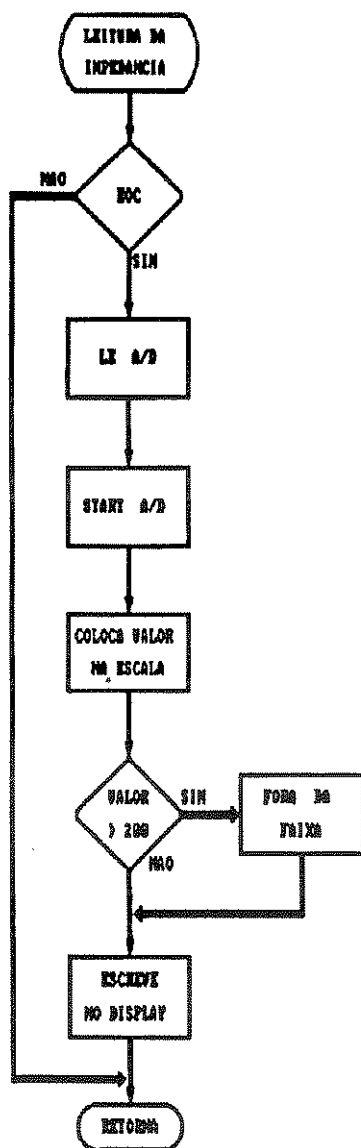


Figura 3.3.1 - Fluxograma da leitura da impedância

No caso da conversão já estar finalizada, é feita a leitura do conversor A/D e enviado um sinal de *start* para o início de uma nova conversão. O valor lido é então tratado de forma a ser colocado na escala correta e em seguida é verificado se está dentro da faixa de 0 a 200Ω. Caso esteja fora dessa faixa, aparece no *display* a mensagem "XXX", indicando que o valor está fora da faixa de medida. Uma vez isto feito, o programa vai para a rotina de carga.

## 3.3.2. Carga do capacitor

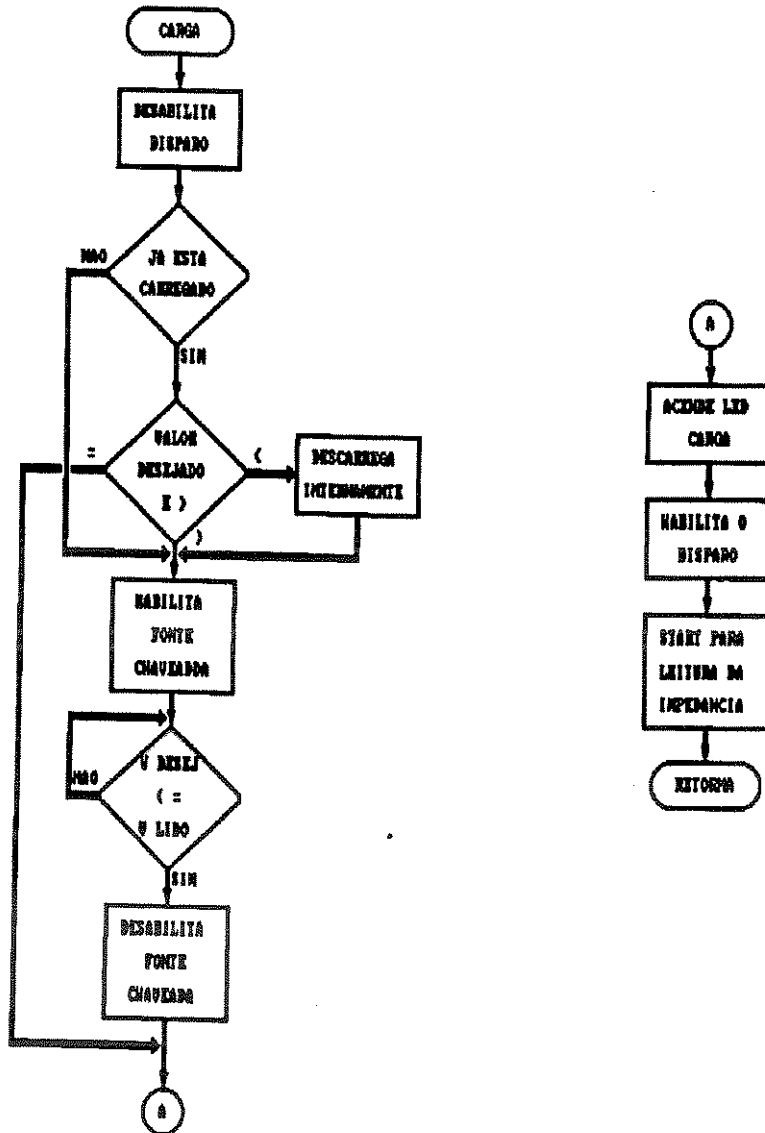


Figura 3.3.2. - Fluxograma de carga do capacitor

Essa rotina (figura 3.3.2.) só será executada quando a tecla de carga for acionada. Em caso negativo, o programa passa para a próxima rotina que é a de sincronismo.

Uma vez que a carga foi acionada, a interrupção do disparo é desabilitada, para que não ocorram acidentes, que podem inclusive danificar o aparelho.

Logo após, é verificado se o capacitor já está carregado e, em caso positivo, se a carga existente é superior à desejada. Quando isso ocorre é feita a descarga do capacitor através do relé de descarga interna e realizada a carga normal do capacitor.

Essa carga é efetuada habilitando-se a fonte chaveada. O valor da tensão no capacitor é lido e comparado com o valor desejado. Quando este valor é atingido, a fonte é desabilitada e o led de carga é aceso, indicando que a carga foi efetuada. A interrupção do disparo é então habilitada novamente.

Como a leitura da impedância havia sido interrompida, é liberado um novo sinal de *start* de impedância para o conversor A/D.

### 3.3.3. Sincronismo

Essa rotina (figura 3.3.3.A.) é simples: aciona ou inibe o sincronismo. Se a tecla de sincronismo for acionada, é verificado se o sincronismo já está habilitado; em caso positivo será inibido, e em caso negativo, o sincronismo será habilitado.

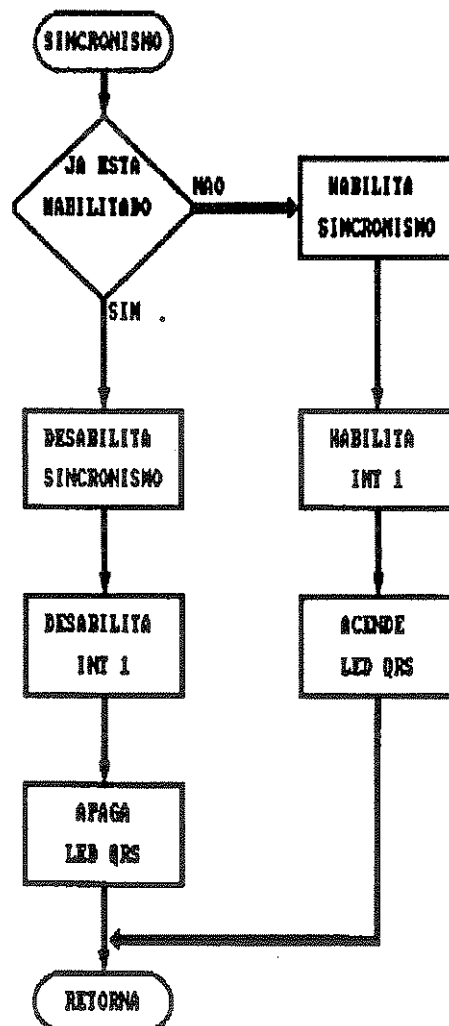


Figura 3.3.3.A. - Fluxograma de acionamento do sincronismo

Com o sincronismo acionado, o led do QRS é aceso e a rotina de interrupção externa 1, que é acionada pelo pulso do QRS, é habilitada.

A rotina de interrupção chamada pelo pulso de QRS (figura 3.3.3.B.) é descrita a seguir.

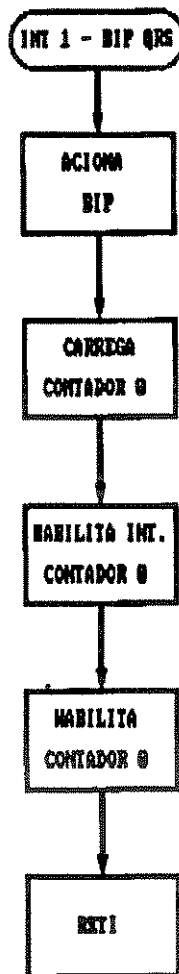


Figura 3.3.3.B. - Fluxograma do sinal sonoro e visual do QRS

Ao ser chamada, essa rotina aciona o sinal sonoro (BIP) e apaga o led do QRS. Carrega o contador interno 0 com um valor que fará com que a interrupção provocada por ele se dê em aproximadamente meio segundo. Habilita-se então a interrupção por estouro do contador 0 e é habilitado o próprio contador 0 a iniciar a contagem. Após isso retorna-se ao programa. Isso foi feito para que o programa não fique preso a essa rotina enquanto os sinais sonoro e visual estão acionados.

Em meio segundo inicia-se uma interrupção provocada pelo contador 0 e que segue o fluxograma da figura 3.3.3.C.

Essa rotina desliga o sinal sonoro, liga novamente o led do QRS e inibe o contador 0. Então retorna ao programa.

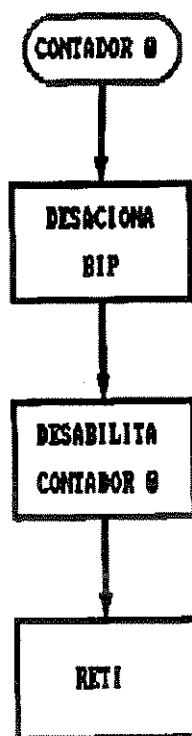


Figura 3.3.3.C. - Fluxograma do tempo do sinal sonoro e visual

#### 3.3.4. Seleção da energia desejada

O fluxograma da figura 3.3.4. mostra como esta rotina funciona. Ao ser acionada alguma tecla de valor fixo de energia (2, 4, 6, 8, 10, 15, 20, 25, 30 ou 35J) a interrupção do disparo é desabilitada. O valor teclado é então carregado na variável EDES (energia desejada) e mostrado no *display*. Uma tabela previamente montada na inicialização do programa, fornece a tensão necessária para obtermos essa energia. A interrupção do disparo é novamente habilitada e retorna-se ao programa principal.

Se alguma das teclas, seta para cima ou seta para baixo for acionada, a interrupção do disparo também é inibida. Logo após, dependendo do sentido da seta, incrementa-se ou decrementa-se o valor da variável EDES. Foi tomado o cuidado de verificar os limites inferior e superior que o valor dessa variável pode assumir (de 0 a 40J). Depois disso é colocado o novo valor da energia no *display*, lê-se o valor da tensão desejada na tabela e habilita-se a interrupção do disparo.



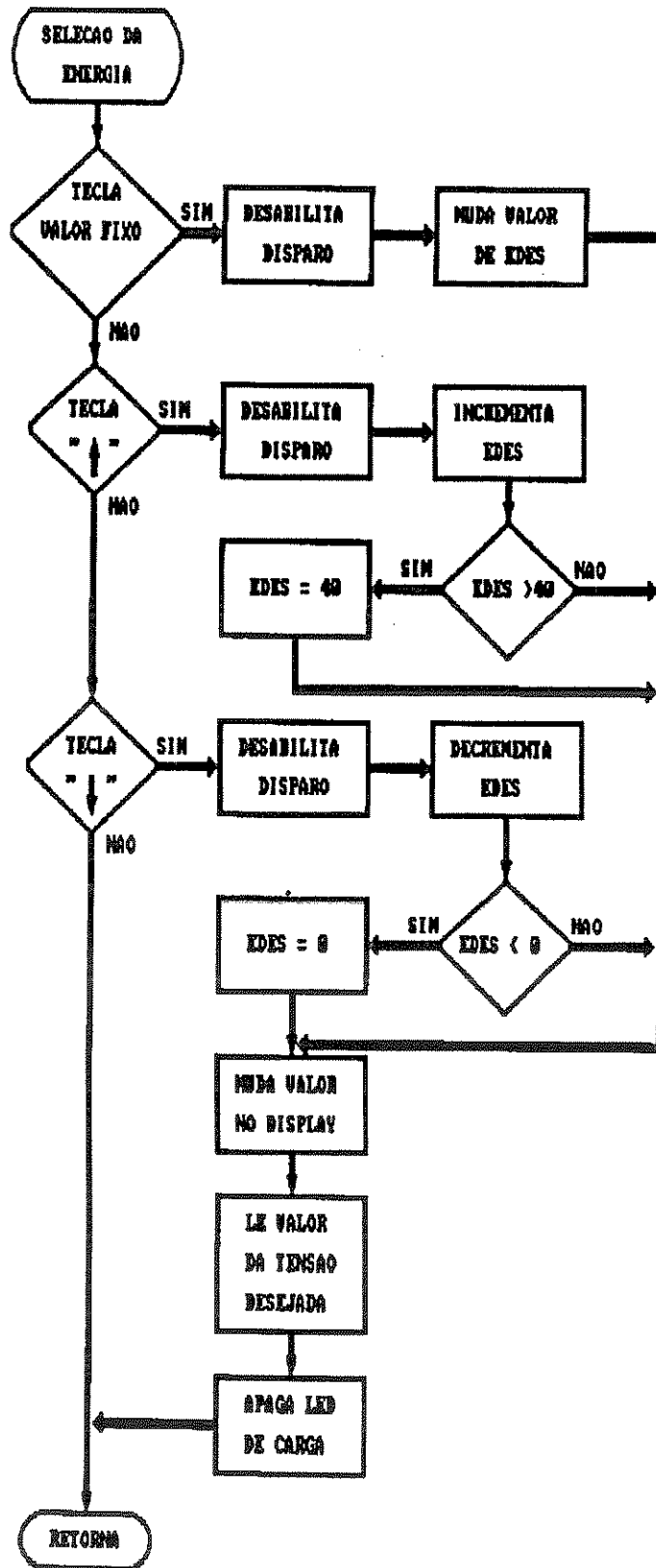


Figura 3.3.4. - Fluxograma de seleção da energia desejada

### 3.3.5. Disparo

Quando o capacitor já está carregado com a energia desejada, a interrupção do disparo fica habilitada e a qualquer acionamento da tecla **disparo**, essa rotina é iniciada(figura 3.3.5.A.).

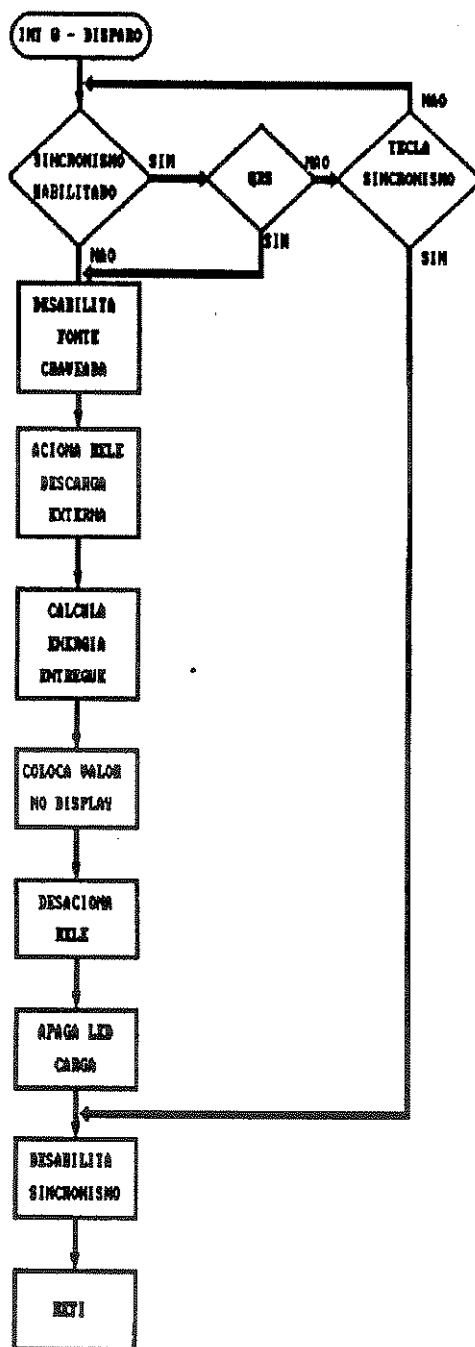


Figura 3.3.5.A. - Fluxograma do disparo

Primeiro é testado se o sincronismo está ligado ou não. Caso esteja, aguarda-se o sinal de QRS antes de prosseguir. Supondo que o paciente não tenha sinal de QRS, o sistema ficaria preso em um *loop* aguardando esse sinal. Para evitar esse caso, verifica-se também se a tecla de sincronismo é acionada e em caso positivo aborta-se a rotina de disparo, desligando o sincronismo.

No caso de existir o pulso de QRS ou de o sincronismo não estar ligado, a fonte chaveada é inibida como medida de proteção. O relé de descarga externa é acionado e a **energia entregue** é calculada. Esse cálculo será explicado mais adiante.

O valor da **energia entregue** é afixado no *display*, o relé de descarga externa é inibido, o led de carga é apagado e o sincronismo desabilitado, e retorna-se ao programa principal.

A energia entregue é calculada integrando-se a potência no tempo. Como já foi visto, a forma de onda da descarga desfibrilatória sai do valor zero e retorna, após um período de tempo, a esse valor. Pode-se amostrar a corrente e a tensão com um período de amostragem constante  $\Delta t$ . Multiplicando a tensão pela corrente, obtém-se o gráfico da potência no tempo (figura 3.3.5.B.). A energia é equivalente à área desse gráfico e é calculada como sendo a soma das áreas dos trapézios entre cada período  $\Delta t$ .

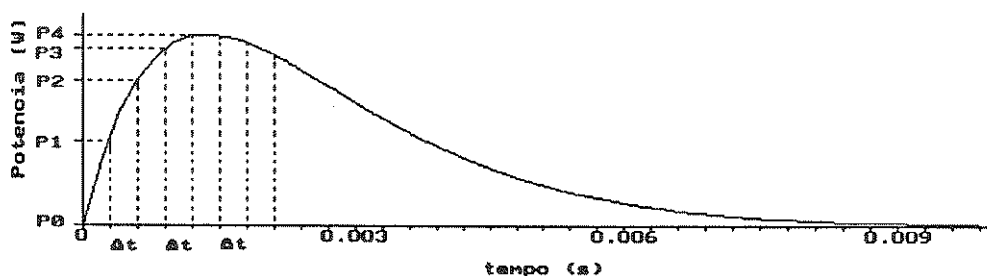


Figura 3.3.5.B. - Gráfico da potência pelo tempo

$$E = (P_0 + P_1) \Delta t / 2 + (P_1 + P_2) \Delta t / 2 + \dots + (P_{n-1} + P_n) \cdot \Delta t / 2$$

$$E = (P_0 + 2P_1 + 2P_2 + \dots + 2P_{n-1} + P_n) \Delta t / 2$$

Como nos instantes inicial e final o valor da potência é zero, pode-se escrever:

$$E = (\sum P_n) \Delta t$$

$$E = (\sum U_n I_n) \Delta t$$

A rotina de cálculo da energia entregue é descrita na figura 3.3.5.C.

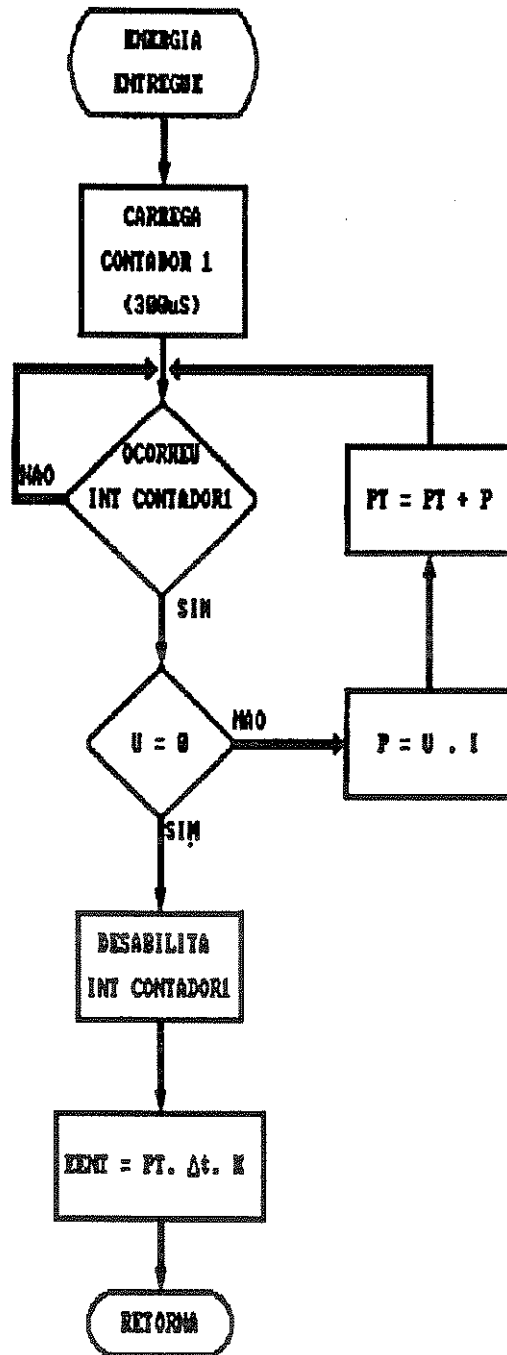


Figura 3.3.5.C - Fluxograma do cálculo da energia entregue

Inicialmente o contador 1 é carregado para que gere interrupções a cada 300µs. A cada interrupção o microcontrolador aciona o *Sample & Hold* e faz a leitura da tensão e da corrente de descarga (figura 3.3.5.D). Uma vez o sinal amostrado, é testado se a tensão lida já chegou

a zero, ou seja, se a descarga foi finalizada. Caso negativo, a potência instantânea é calculada multiplicando a tensão pela corrente. Esse valor é adicionado à somatória das potências.

Quando a descarga for finalizada, são inibidos o contador 1 e sua interrupção, pois não é mais necessário amostrar o sinal. A energia entregue é então calculada multiplicando-se a somatória das potências pelo período de amostragem ( $300\mu s$ ).

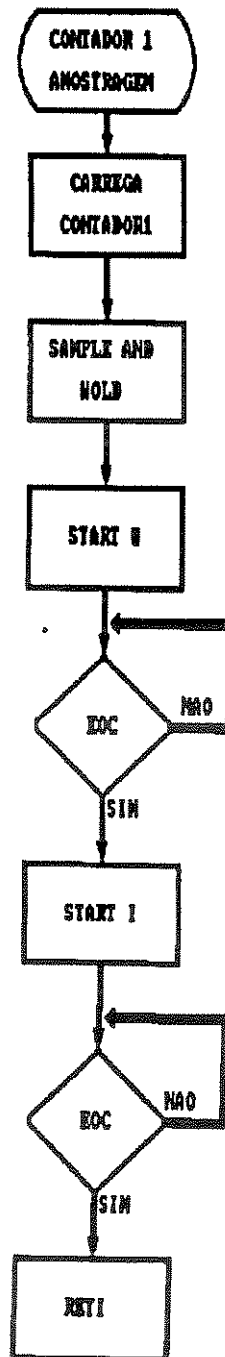


Figura 3.3.5.D. - Fluxograma da amostragem

### 3.3.6. Calibração

A rotina de calibração (figura 3.3.6) foi introduzida no programa para facilitar a calibração do aparelho.

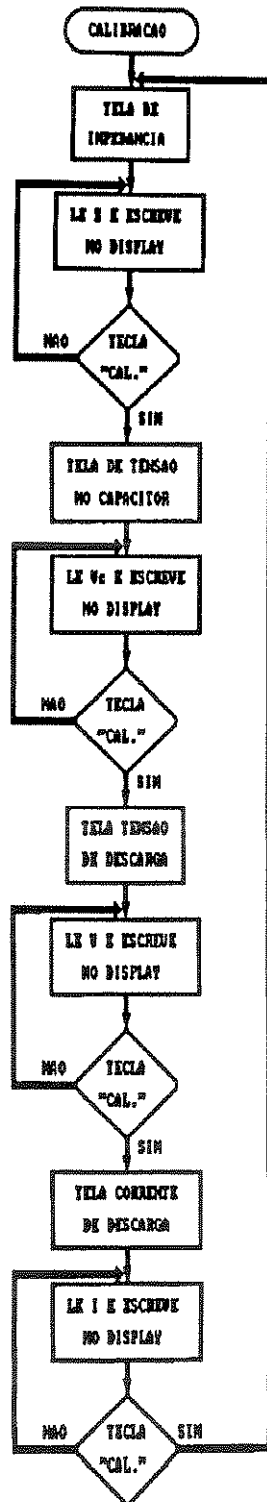


Figura 3.3.6. - Fluxograma da calibração

Uma vez pressionada a tecla de calibração, o valor da **impedância** será mostrado no *display*. O microcontrolador fica lendo o conversor A/D e colocando o valor lido no *display* até que a tecla de calibração seja acionada. Quando isso ocorrer, muda a variável a ser mostrada, na seguinte ordem: **impedância, tensão no capacitor, tensão da descarga e corrente da descarga**.

Para sair dessa rotina deve-se desligar o aparelho.

## 4. TESTES

Após serem realizadas todas as calibrações, é necessário verificar o funcionamento do desfibrilador e quantificar o seu erro.

Os testes foram separados em duas etapas: os testes em bancada e os testes "in vivo".

### 4.1. Testes em Bancada

Existem três testes básicos que devem ser realizados em desfibriladores/cardioversores. O teste da energia armazenada, da energia entregue e do sincronismo. Como o desfibrilador faz a medição da impedância entre as pás, será feito também esse teste.

#### 4.1.1. Medição da impedância

Seleciona-se alguns resistores de valores entre 0 e 200 $\Omega$ . Os valores reais de suas resistências foram medidos com um multímetro (Protek - D981). Este valor é então comparado com o lido através do impedancímetro. Os resultados encontrados são apresentados na tabela 4.1.1. e podem ser melhor visualizados no gráfico da figura 4.1.1.

Tabela 4.1.1 - Erro na leitura da impedância

Valor Real ( $\Omega$ )	Valor Lido ( $\Omega$ )	Erro (%)
10,6	12	13,21
20,1	20	-0,50
30,0	30	0,00
40,1	40	-0,25
50,4	50	-0,79
60,4	60	-0,66
70,7	69	-2,40



Valor Real ( $\Omega$ )	Valor Lido ( $\Omega$ )	Erro (%)
79,8	78	-2,26
90,7	89	-1,87
100,7	99	-1,69
110,6	108	-2,35
119,9	118	-1,58
130,0	127	-2,31
140,7	137	-2,63
151,1	147	-2,71
159,7	156	-2,32
170,2	166	-2,47
180,3	176	-2,38
190,4	185	-2,84
200,4	195	-2,69

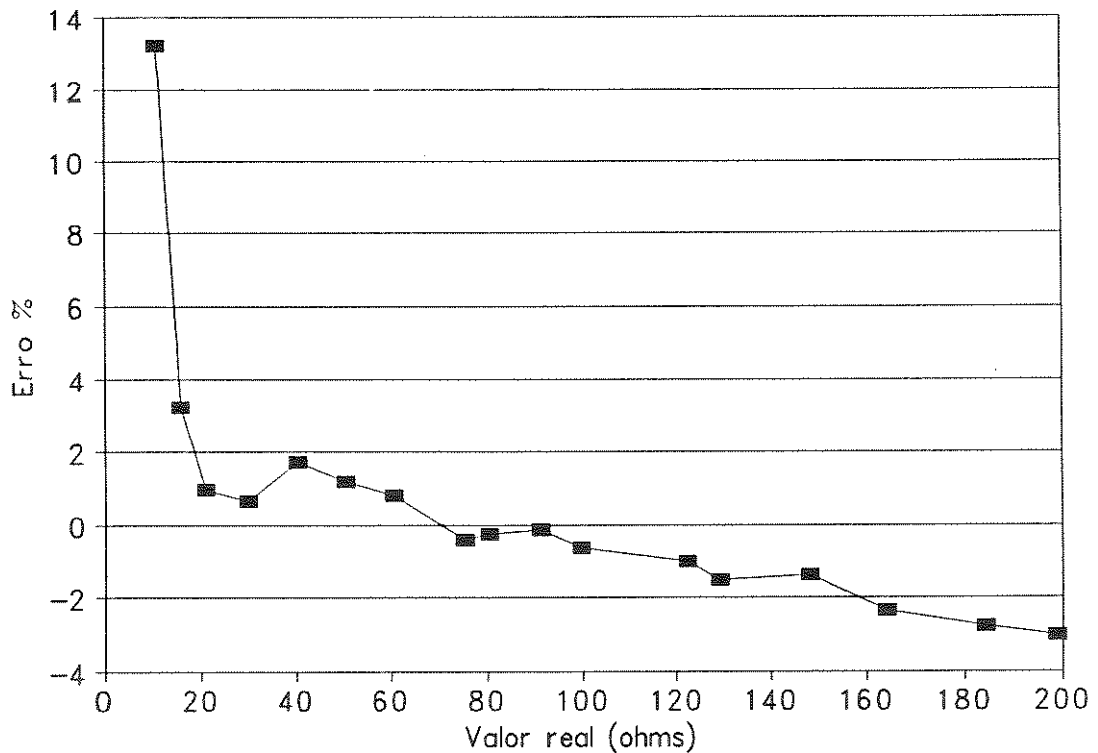


Figura 4.1.1. - Gráfico do erro na leitura do impedância

### 4.1.2. Sincronismo

Os desfibriladores que são projetados com possibilidade de descarga sincronizada com sinal externo, devem realizar essa descarga dentro de no máximo 30ms da aplicação desse sinal (ANSI/AAMI, 1981).

Com o uso de um osciloscópio Tektronix 7613 pode-se medir o atraso da descarga em relação ao pulso de QRS. O sinal de ECG e o sinal de descarga foram registrados simultaneamente. Os sinais são "congelados" na tela e fotografados através da câmera para osciloscópio Tektronix C-5C. Nessa foto (figura 4.1.2) pode-se observar que o atraso praticamente inexistente.

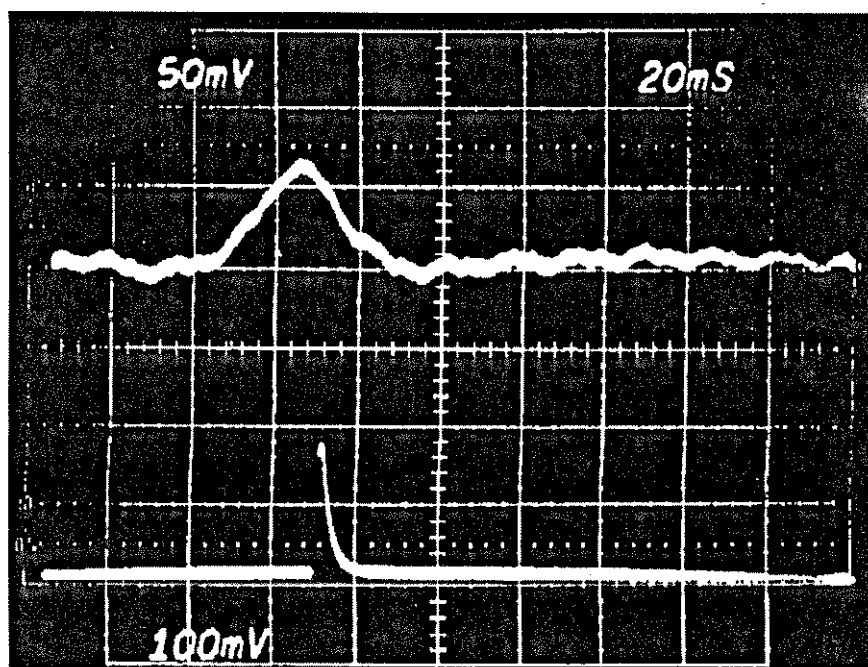


Figura 4.1.2. - Foto sincronismo: ECG-canal superior, DESCARGA-canal inferior.

### 4.1.3. Energia Armazenada

Com relação à energia armazenada existem dois testes a serem realizados: o primeiro verifica se a energia que desejamos carregar realmente é obtida, e o segundo avalia a descarga dessa energia no tempo. Esse ensaio é importante pois nem sempre o disparo é realizado imediatamente após à carga do capacitor.

O primeiro teste foi realizado com a ajuda de um multímetro (Protek - D981) e uma ponta de prova para alta tensão Fluke modelo 80K-40 e os resultados encontram-se na tabela 4.1.3.A.

O valor da tensão obtida foi lido assim que a carga era completada. Em seguida, a energia foi calculada, de acordo com a relação  $E = CV^2/2$ .

Tabela 4.1.3.a - Erro na energia armazenada

Energia desejada (J)	Tensão obtida (V)	Energia armazenada (J)	Erro%
2	279	2,01	0,4
4	392	3,96	-0,9
6	579	5,92	-1,3
8	552	7,86	-1,7
10	619	9,89	-1,1
15	758	14,82	-1,2
20	874	19,71	-1,5
25	977	24,63	-1,5
30	1067	29,37	-2,1
35	1150	34,12	-2,5
40	1233	39,22	-1,9

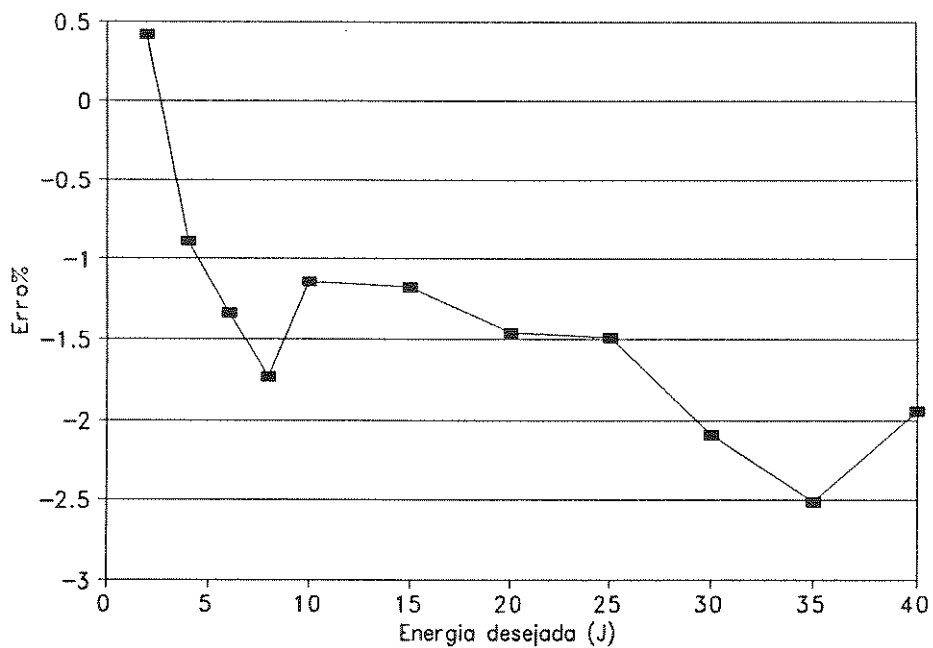


Figura 4.1.3.A - Gráfico do erro na energia armazenada

Quanto ao segundo teste, a norma americana (ANSI/AAMI, 1981) preconiza que após 15 segundos de completada a carga, a energia não deve ser inferior a 85% da energia inicial.

Esse teste não pôde ser realizado com a ponta de prova de alta tensão pois o capacitor se descarregaria pela mesma.

A leitura da tensão no capacitor é feita pelo conversor A/D, com o programa usado na calibração. Os resultados encontram-se na tabela 4.1.3.B.

Tabela 4.1.3.B - *Perda de energia com o tempo*

Tempo (s)	Tensão (V)	Energia(J)	Perda %
0	885	20,21	0
10	880	19,98	-1,13
20	880	19,98	-1,13
30	875	19,75	-2,25
40	870	19,53	-3,36
50	865	19,30	-4,47
60	860	19,08	-5,57
120	850	18,64	-7,75
180	840	18,20	-9,91
240	830	17,77	-12,04
300	820	17,35	-14,15

Como se pode observar (figura 4.1.3.B), os valores encontrados atendem foladamente às exigências da norma americana já citada.

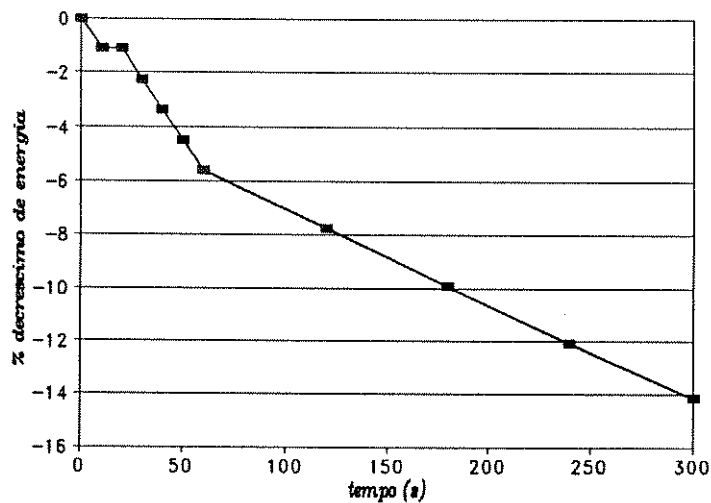


Figura 4.1.3.b - Gráfico da perda de energia com o tempo

#### 4.1.4. Energia Entregue

Para avaliar a exatidão com que o aparelho está calculando a energia entregue, necessita-se compará-lo com o valor obtido por um analisador de desfibrilador. Foi usado o model QED4 da BIOTEK e os resultados aparecem na tabela 4.1.4.

Tabela 4.1.4. - Resultados do teste com analisador de desfibrilador

Biotek - QED4 (J)	Protótipo(J)	Erro (%)
5,9	6	1,69
11,8	12	1,69
15,6	16	2,56
19,5	20	2,56
23,5	24	2,12
29,3	30	2,38
30,9	31	0,32

A pequena diferença entre os valores da energia entregue é devida ao cálculo do desfibrilador, onde a casa decimal é desprezada.

#### 4.2. Testes "in vivo"

Após verificar o perfeito funcionamento do nosso equipamento, foi possível utilizá-lo em desfibrilações reais e observar o seu funcionamento em sistemas biológicos.

Nesta fase pôde-se observar o erro obtido na predição da impedância entre as pás. Foi implementado no *software* uma rotina que armazena o valor de pico da tensão e corrente durante a descarga e calcula assim a impedância nesse instante. Esse valor é confrontado com o obtido pelo impedancímetro e os resultados são mostrados na tabela 4.2.

Tabela 4.2. Resultado do teste "in vivo".

Os testes foram realizados com cães anestesiados e fibrilados. A fibrilação foi provocada por um estimulador programável (Gómez e col. 1992) através de um eletrodo bipolar suturado no coração.

## 5. CONCLUSÕES E DISCUSSÕES

### 5.1. CONCLUSÕES

O objetivo inicial deste trabalho foi projetar e construir um desfibrilador/cardioversor capaz de fornecer a impedância e a energia entregue ao paciente. Mesmo que com alguma restrição (a medida é realizada somente até 40 J), o objetivo foi atingido.

Observou-se que o erro na leitura da energia entregue foi inferior a 3%. Esse resultado mostra um bom desempenho do instrumento se comparado com a tolerância de  $\pm 15\%$  que a norma ANSI/AAMI (1981) permite entre a energia selecionada e a energia entregue.

Com relação à impedância obtivemos um erro menor que 10%. Esse resultado mostra que o impedancímetro pode ser usado para auxiliar na dosagem desfibrilatória, pois nos dá uma boa informação sobre a qualidade de contato das pás e características elétricas do paciente.

## 5.2. DISCUSSÕES

Existem algumas melhorias que podem ser realizadas nesse projeto. A primeira delas é a substituição da fonte chaveada por uma que forneça 400J (3850V). Para isso será necessário fazer algumas alterações, que são: 1) criar dois fundos de escala, selecionáveis pelo micro e transparentes ao usuário, para obter a mesma precisão em toda a faixa de energia; 2) modificar o valor de energia das teclas.

Outra melhoria seria o acoplamento de um monitor com registrador ao desfibrilador/cardioversor. Desta maneira o sinal de ECG seria conectado internamente para o uso do sincronismo na cardioversão e os parâmetros calculados (impedância e energia entregue) poderiam ser impressos pelo registrador junto com o horário da descarga. Esse registro pode servir como comprovante de que um procedimento correto de ressuscitação foi realizado

Este projeto também pode auxiliar outros projetos. Com pequenas adaptações pode ser construído um analisador de desfibriladores que, com as amostras do sinal durante toda a descarga pode: 1) verificar se a forma de onda atende às exigências de normas; 2) calcular a energia entregue e; 3) fornecer um sinal de sincronismo e verificar se a descarga desfibrilatória é realizada dentro do intervalo de tempo permitido.

Outra utilidade desse projeto se dá no estudo de outras formas de onda para descargas desfibrilatórias. Como o cálculo da energia entregue independe da forma de onda, o circuito pode ser adaptado em outros desfibriladores. Todos os dados de tensão e corrente durante a descarga podem ser armazenados em memória RAM e posteriormente transmitidos para um microcomputador para processamento e análise desse sinal. O microcontrolador 80C31, já tem saída para comunicação serial.

Como pode ser observado, este trabalho é apenas o primeiro passo para o início de diversos projetos de trabalho e de pesquisa.





```

;-----
;      PROGRAMA DB.ASM
;
; Objetivo:      Software de um desfibrilador
;
; Language:n:    Assembler
;
; Micro:         8031
;
; Programador:   Hernan
;
; IDPC - UNICAMP
;
; Inicio em :    26/09/92
;
; Ultima alteracao: 31/10/92
;
;-----
;DECLARACAO DAS PORTAS DE ENTRADA/SAIDA
;
;-----

LED_CARGA EQU P1.0 ;LED DE CARGA
LED_QRS   EQU P1.1 ;LED DO QRS/SINCR.
BIP       EQU P1.2 ;SONALARME
EOC       EQU P1.3 ;END OF CONVERSION (A/D)
SH        EQU P1.4 ;SAMPLE & HOLD
HFC       EQU P1.5 ;HABILITA FONTE CHAVEADA (1 = HABILITA)
RDE       EQU P3.0 ;RELE DE DESCARGA EXTERNA
RDI       EQU P3.1 ;RELE DE DESCARGA INTERNA
QRS       EQU P3.3 ;SINAL DE QRS (INT1)
RS        EQU P3.4 ;RS DO DISPLAY

;-----
;DECLARACAO DAS VARIAVEIS
;
;-----

AD_Z      EQU 40H ;END. DA IMPEDANCIA
AD_I      EQU 41H ;END. DA CORRENTE
AD_V      EQU 42H ;END. DA TENSAO
AD_VC     EQU 43H ;END. DA TENSAO NO CAPACITOR
DISPLAY   EQU 44H ;END. DO DISPLAY
TECLADO   EQU 45H ;END. DO TECLADO

```

```

IMP      EQU    46H    ;VALOR DA IMPEDANCIA
VDES     EQU    47H    ;VALOR DA TENSÃO DESEJADA
EDES     EQU    48H    ;VALOR DA ENERGIA DESEJADA
EENT     EQU    49H    ;VALOR DA ENERGIA ENTREGUE
PMEM     EQU    4AH    ;POSICAO DA MEMORIA
PDP      EQU    4BH    ;POSICAO NO DISPLAY
SDPH     EQU    4CH    ;SALVA DPH
SDPL     EQU    4DH    ;SALVA DPL
U        EQU    4EH    ;TENSÃO DE DESCARGA
I        EQU    4FH    ;CORRENTE DE DESCARGA
PL       EQU    50H    ;POTENCIA - SIG.
PH       EQU    51H    ;POTENCIA + SIG.
PTO0     EQU    52H    ;POTENCIA TOTAL (3 BYTES)
PTO1     EQU    53H
PTO2     EQU    54H
DIVL     EQU    55H    ;DIVISOR (1/(dT * K))
DIVH     EQU    56H
;PONT    EQU    57H    ;
UPICO    EQU    57H    ;TENSÃO DE PICO
IPICO    EQU    58H    ;CORRENTE DE PICO

INST     EQU    2FH.0 ;FLAG 0 = INST. / 1 = DADO
SINC     EQU    2FH.1 ;FLAG 0 = DESATIVADO / 1 = ATIVADO
AM_OK    EQU    2FH.2 ;FLAG 0 = ESPERA / 1 = OCORREU INT TIMER1
VIRGULA  EQU    2FH.3 ;FLAG 0 = NORMAL / 1 = VIRGULA

```

```

;-----
;
;
;INICIALIZACAO
;
;-----

```

```

DEFSEG PROG, CLASS = CODE, START = 0H, ABSOLUTE
SEG PROG

```

```

JMP     INICIO

ORG     0003H    ;INT. INT0
JMP     DISPARO

ORG     000BH    ;INT. TIMER0
JMP     AMOSTRA

ORG     0013H    ;INT. INT1
JMP     QRS_INT

```

```

                ORG 001BH          ;INT. TIMER1
                JMP BIP_INT

INICIO         ORG 0020H
                CLR LED_CARGA      ;APAGA LED DE CARGA
                CLR LED_QRS        ;APAGA LED DO QRS
                CLR SINC           ;DESLIGA SINCRONISMO
                CLR VIRGULA        ;DESABILITA VIRGULA
                CLR SH             ;INICIALIZA A SAMPLE & HOLD
                CLR RDE            ;ABRE RELE DE DESCARGA EXTERNA
                CLR AM_OK          ;FLAG DE PASSAGEM PELA AMOSTRAG
                SETB HFC           ;DESABILITA FONTE CHAVEADA
                CLR BIP            ;DESLIGA O BIP
                SETB QRS
                SETB RDI           ;FECHA RELE DE DESCARGA INTERNA
                SETB EA            ;HABILITA INTERRUPCOES
                MOV AD_Z,#11011110B ;IN3
                MOV AD_VC,#11100110B ;IN4
                MOV AD_V,#11101110B ;IN5
                MOV AD_I,#11110110B ;IN6
                MOV DISPLAY,#11111011B
                MOV TECLADO,#1111101B
                MOV DIVL,#LOW(6667) ;(0,5*300us)
                MOV DIVH,#HIGH(6667)
                MOV TMOD,#11H      ;CONTADOR DE 16 BITS
                MOV UPICO,#0        ;TENSAO DE PICO
                MOV IPICO,#0        ;CORRENTE DE PICO

                SETB PT0            ;PRIORIDADE DO TIMER1 (AMOSTRAGE
                SETB IT0            ;INT0 POR BORDA DE DESCIDA (DISPAR
                SETB IT1            ;INT1 POR BORDA DE DESCIDA (QRS)

                MOV EDES,#0
                MOV VDES,#0
                MOV 68H,#0          ;END. 65-68H USADO
                                   ;NA ROTINA VALORn

                MOV DPTR,#TCONF
                MOV A,#38H
                CLR INST
                CALL ESCREVE

                MOV DPTR,#OHM
                MOV A,#40H
                SETB INST
                CALL ESCREVE

```

```
MOV DPTR,#OHM
MOV A,#40H
CALL ESCREVE
```

```
MOV DPTR,#C_CEDILHA
MOV A,#48H
CALL ESCREVE
```

```
MOV DPTR,#A_COM_TIL
MOV A,#50H
CALL ESCREVE
```

```
MOV DPTR,#TDP0
MOV A,#80H ;"IMP. E.ARM E.ENT"
CALL ESCREVE
```

```
MOV DPTR,#TDP1
MOV A,#0C0H ;" R 00J J"
CALL ESCREVE
```

```
;-----
;
;
;ROTINA DE LEITURA DA IMPEDANCIA
;
;-----
```

```
IMPED JNB EOC,CARGA ;SE NAO OCORREU FIM DE CONV.
;VAI PARA CARGA
```

```
MOV DPH,AD_Z
MOVX A,@DPTR ;LE A/D
CALL SAMPLE ;SAMPLE & HOLD
MOVX @DPTR,A ;START
MOV IMP,A
CJNE A,#200,IMPED1
```

```
IMPED1 JMP IMPED2
JC IMPED2 ;SE 200
MOV DPTR,#TIMP ;IMPRIME 'XXX'
```

```
MOV A,#0C0H
LCALL ESCREVE
JMP CARGA
IMPED2 MOV R0,#65H
MOV PMEM,R0
MOV PDP,#0C0H
MOV R1,IMP
MOV R2,#0
LCALL VALOR3
```

```

;-----
;
;
;ROTIMA DE CARGA DO CAPACITOR
;
;-----

CARGA      MOV  DPH,TECLADO      ;LE TECLA DE CARGA
            MOV  A,#0111B
            MOVX @DPTR,A
            MOVX A,@DPTR
            ORL  A,#11110000B
            CJNE A,#11110111B,SINCR
            CLR  EX0              ;DESABILITA INT0 (DISPARO)
            MOV  DPH,AD_VC
            JNB  LED_CARGA,CARGA2
            CALL SAMPLE          ;SAMPLE & HOLD
            MOVX @DPTR,A        ;START
CARGA1     JNB  EOC,CARGA1      ;ESPERA FIM DE CONVERSAO
            MOVX A,@DPTR        ;LE A/D
            CJNE A,VDES,CARGA10 ;Vlido = VDES - CARGA4
            JMP  CARGA4
CARGA10    JC   CARGA2

            CLR  RDI              ;ABRE RELE DE DESCARGA INTERNA
            MOV  B,#80H          ;TEMPO PROGRAMAVEL
            LCALL TP             ;TEMPO PARA DESCARGA INT.
            SETB RDI             ;FECHA RELE DE DESCARGA INTERN
            CALL SAMPLE          ;SAMPLE & HOLD
            MOVX @DPTR,A        ;START
            JMP  CARGA1
CARGA2     CLR  HFC              ;HABILITA FONTE CHAVEADA
            CALL SAMPLE          ;SAMPLE & HOLD
            MOVX @DPTR,A        ;START
CARGA3     JNB  EOC,CARGA3      ;ESPERA FIM DE CONVERSAO
            MOVX A,@DPTR        ;LE A/D
            CJNE A,VDES,CARGA30 ;Vlido = VDES - CARGA4
            JMP  CARGA4
CARGA30    JC   CARGA2

CARGA4     SETB HFC              ;DESABILITA A FONTE CHAVEADA
            SETB LED_CARGA      ;ACENDE LED DE CARGA
            CLR  IE0             ;FLAG DE INTERRUPTAO REQUISITA
            ;DESATIVA INTERRUPTOES REQUISIT
            ;ANTERIORMENTE
            SETB EX0             ;HABILITA INT0 (DISPARO)

```

```

MOV  DPH,AD_Z
CALL SAMPLE           ;SAMPLE & HOLD
MOVX @DPTR,A        ;START

```

```

;-----
;
;
;ROTINA DE ACIONAMENTO DO SINCRONISMO
;
;-----

```

```

SINCR      MOV  DPH,TECLADO
            MOV  A,#0111B
            MOVX @DPTR,A
            MOVX A,@DPTR
            ORL  A,#11110000B
            CJNE A,#11111011B,CALIBR
            JNB  SINC,SINCR1
            CLR  SINC           ;RESETA FLAG DE SINCRONISMO
            CLR  ET0           ;DESABILITA INT. TIMER0 (BIP)
            CLR  EX1          ;DESABILITA INT1 (QRS)
            CLR  LED_QRS      ;APAGA LED QRS
            JMP  SINCR2

SINCR1     SETB SINC           ;SETA FLAG DE SINCRONISMO
            SETB ET1          ;HABILITA INT. TIMER0 (BIP)
            SETB EX1          ;HABILITA INT1 (QRS)
            SETB LED_QRS      ;ACENDE LED QRS

SINCR2     MOV  B,#0E0H
            CALL TP

```

```

;-----
;
;
;ROTINA DE CALIBRACAO
;
;-----

```

```

CALIBR     MOV  DPH,TECLADO
            MOV  A,#0111B
            MOVX A,@DPTR
            ORL  A,#11110000B
            CJNE A,#11111110B,LE_VALI
            JMP  CALI

LE_VALI    JMP  LE_VAL

CALI       MOV  DPTR,#TCAL
            MOV  A,#80H
            CALL ESCREVE

```

```

PICO      MOV  DPTR,#TPICO
          MOV  A,#0C0H
          CALL ESCREVE

          MOV  A,UPICO
          MOV  B,#5
          MUL  AB

          MOV  R0,#64H
          MOV  PMEM,R0
          MOV  PDP,#0C3H
          MOV  R1,A
          MOV  R2,B
          CALL VALOR4

          MOV  A,IPICO
          SETB VIRGULA                ;FLAG DE VIRGULA
                                       ;(AVISA A ROTINA VALOR3 P/
                                       ;POR VIRGULA)

          MOV  R0,#64H
          MOV  PMEM,R0
          MOV  PDP,#0CCH
          MOV  R1,IPICO
          MOV  R2,0
          CALL VALOR3
          CLR  VIRGULA

          MOV  B,#0F0H
          CALL TP

PICO1     MOV  DPH,TECLADO
          MOV  A,#0111B
          MOVX A,@DPTR
          ORL  A,#11110000B
          CJNE A,#11111110B,PICO1

CAL       MOV  DPTR,#TCALZ
          MOV  A,#0C0H
          CALL ESCREVE

CAL0      MOV  DPH,AD_Z
          CALL SAMPLE                ;SAMPLE & HOLD
          MOVX @DPTR,A              ;START

CAL1      JNB  EOC,CAL1             ;AGUARDA FIM DE CONVERSAO

```



```

MOVX A,@DPTR          ;LE A/D (Z)
MOV  IMP,A

MOV  R0,#65H
MOV  PMEM,R0
MOV  PDP,#0C7H
MOV  R1,IMP
MOV  R2,#0
CALL VALOR3

MOV  B,#0F0H
CALL TP

MOV  DPH,TECLADO
MOV  A,#0111B
MOVX A,@DPTR
ORL  A,#11110000B
CJNE A,#11111110B,CAL0

CAL2  MOV  DPTR,#TCALVC
      MOV  A,#0C0H
      CALL ESCREVE

CAL3  MOV  DPH,AD_VC
      CALL SAMPLE          ;SAMPLE & HOLD
      MOVX @DPTR,A        ;START

CAL4  JNB  EOC,CAL4        ;AGUARDA FIM DE CONVERSAO
      MOVX A,@DPTR        ;LE A/D (Vc)
      MOV  VDES,A
      MOV  B,#5
      MUL  AB

MOV  R0,#64H
MOV  PMEM,R0
MOV  PDP,#0C7H
MOV  R1,A
MOV  R2,B
CALL VALOR4
MOV  B,#0F0H
CALL TP

MOV  DPH,TECLADO
MOV  A,#0111B
MOVX A,@DPTR
ORL  A,#11110000B
CJNE A,#11111110B,CAL3

```

```

CAL5      MOV  DPTR,#TCALV
          MOV  A,#0C0H
          CALL ESCREVE

CAL6      MOV  DPH,AD_V
          CALL SAMPLE           ;SAMPLE & HOLD
          MOVX @DPTR,A         ;START
CAL7      JNB  EOC,CAL7        ;AGUARDA FIM DE CONVERSAO
          MOVX A,@DPTR         ;LE A/D (V)
          MOV  U,A
          MOV  B,#5
          MUL  AB

          MOV  R0,#64H
          MOV  PMEM,R0
          MOV  PDP,#0C7H
          MOV  R1,A
          MOV  R2,B
          CALL VALOR4

          MOV  B,#0F0H
          CALL TP

          MOV  DPH,TECLADO
          MOV  A,#0111B
          MOVX A,@DPTR
          ORL  A,#11110000B
          CJNE A,#11111110B,CAL6

CAL8      MOV  DPTR,#TCALI
          MOV  A,#0C0H
          CALL ESCREVE

CAL9      MOV  DPH,AD_I
          CALL SAMPLE           ;SAMPLE & HOLD
          MOVX @DPTR,A         ;START
CAL10     JNB  EOC,CAL10       ;AGUARDA FIM DE CONVERSAO
          MOVX A,@DPTR         ;LE A/D (Vc)
          MOV  I,A
          SETB VIRGULA         ;FLAG DE VIRGULA
                                   ;(AVISA A ROTINA VALOR3 P/
                                   ; POR VIRGULA)

          MOV  R0,#64H
          MOV  PMEM,R0
    
```

```

MOV  PDP,#0C7H
MOV  R1,I
MOV  R2,0
CALL VALOR3
CLR  VIRGULA

MOV  B,#0F0H
CALL TP

MOV  DPH,TECLADO
MOV  A,#0111B
MOVX A,@DPTR
ORL  A,#11110000B
CJNE A,#11111110B,CAL9

```

```
CAL11    JMP    PICO
```

```

;-----
;
;ROTINA DE LEITURA DOS VALORES(TECLADO)
;
;-----

```

```

LE_VAL   MOV  DPH,TECLADO
          MOV  A,#1110B
          MOVX @DPTR,A
          MOVX A,@DPTR
          ORL  A,#11110000B
          CJNE A,#11110111B,TECLA_4
          CLR  EX0
          MOV  EDES,#02
          JMP  LE_VAL1

TECLA_4  CJNE A,#11110111B,TECLA_6
          CLR  EX0
          MOV  EDES,#04
          JMP  LE_VAL1

TECLA_6  CJNE A,#11111101B,TECLA_8
          CLR  EX0
          MOV  EDES,#06
          JMP  LE_VAL1

TECLA_8  CJNE A,#11111110B,TECLA_10
          CLR  EX0

```

```
        MOV  EDES,#08
        JMP  LE_VAL1

TECLA_10  MOV  A,#1101B
          MOVX @DPTR,A
          MOVX A,@DPTR
          ORL  A,#11110000B
          CJNE A,#11110111B,TECLA_15
          CLR  EX0
          MOV  EDES,#10
          JMP  LE_VAL1

TECLA_15  CJNE A,#11111011B,TECLA_20
          CLR  EX0
          MOV  EDES,#15
          JMP  LE_VAL1

TECLA_20  CJNE A,#11111101B,TECLA_25
          CLR  EX0
          MOV  EDES,#20
          JMP  LE_VAL1

TECLA_25  CJNE A,#11111110B,TECLA_30
          CLR  EX0
          MOV  EDES,#25
          JMP  LE_VAL1

TECLA_30  MOV  A,#1011B
          MOVX @DPTR,A
          MOVX A,@DPTR
          ORL  A,#11110000B
          CJNE A,#11110111B,TECLA_35
          CLR  EX0
          MOV  EDES,#30
          JMP  LE_VAL1

TECLA_35  CJNE A,#11111011B,TECLA_S
          CLR  EX0
          MOV  EDES,#35
          JMP  LE_VAL1

TECLA_S   CJNE A,#11111101B,TECLA_D
          CLR  EX0
          INC  EDES
          MOV  A,EDES
          CJNE A,#41,LE_VAL1
```

```

        MOV  EDES,#40
        JMP  LE_VAL1

TECLA_D  CJNE  A,#11111110B,LE_FIM
         CLR  EX0
         DEC  EDES
         MOV  A,EDES
         CJNE A,#0FFH,LE_VAL1
         MOV  EDES,#0

LE_VAL1  MOV  R0,#66H
         MOV  PMEM,R0
         MOV  PDP,#0C7H
         MOV  R1,EDES
         MOV  R2,#0
         CALL VALOR2
         MOV  A,EDES
         MOV  DPTR,#TVDES
         MOVC A,@A + DPTR
         MOV  VDES,A
         MOV  B,#0E0H

         MOV  DPTR,#TBRANCO      ;IMPRIME BRANCO EM E.ENT.
         MOV  A,#0CCH
         CALL ESCREVE

         MOV  B,#0E0H
         CALL TP
         CLR  LED_CARGA          ;APAGA LED DE CARGA

LE_FIM   JMP  IMPED

;-----
;
;
;ROTINA DO DISPARO (INT0)
;
;-----

DISPARO  CLR  EA
         PUSH ACC
         PUSH DPH
         PUSH DPL
         PUSH PSW
DISP1    JNB  SINC,DISP2      ;SE SINCRONISMO NAO ACIONADO, PULA
         JNB  QRS,DISP2      ;QUANDO QRS ACIONADO
         MOV  DPH,TECLADO
    
```

```

MOV A,#0111B
MOVX @DPTR,A
MOVX A,@DPTR
ORL A,#11110000B
CJNE A,#11111011B,DISP1
JMP DISP4
DISP2 SETB HFC ;DESABILITA FONTE CHAVEADA (SEGURANCA)
SETB RDE ;FECHA RELE DE DESCARGA EXTERNA

```

```

;-----
;
;
;
;
;
;
;-----

```

CALCULO DA ENERGIA ENTREGUE

```

CLR TR0 ;DESABILITA TIMER0
MOV TH0,#HIGH(65350) ;CARREGA TIMER0
MOV TL0,#LOW(65350) ;(T = 300us, TEMPO DE ATRASO DO RELE)
MOV IE,#10000010B ;DEIXA SOMENTE INT. TIMER0 HABILITADO
CLR TF0 ;LIMPA INT. DO TIMER0 ANTERIOR
CLR AM_OK
MOV PL,#0
MOV PH,#0
MOV PTO0,#0
MOV PTO1,#0
MOV PTO2,#0
MOV EENT,#0
MOV UPICO,#0
MOV IPICO,#0
; MOV PONT,#0 ;

MOV DPH,AD_V ;TENSAO DE DESCARGA
ZERO CALL SAMPLE ;AMOSTRA O SINAL
MOVX @DPTR,A ;START
JNB EOC,$ ;AGUARDA FIM DE CONVERSAO
MOVX A,@DPTR ;LE A/D
JZ ZERO ;AGUARDA FECHAMENTO DO RELE
SETB TR0 ;LIGA TIMER0

ESPERA JNB AM_OK,ESPERA
CLR AM_OK
; CLR P1.7

```

```

;-----
;      CALCULO DA POTENCIA AMostrADA

                MOV  A,U
                JZ   CONTINUA          ;AQUI

                CJNE A,UPICO,DIFER    ;SE DIFERENTE PULA
                JMP  MENOR            ;SE U = UPICO CONTINUA
DIFER          JC   MENOR            ;
                MOV  UPICO,U          ;SE UUPICO ATUALIZA
                MOV  IPICO,I          ;VALOR DE UPICO E IPICO

MENOR          MOV  B,I
                MUL  AB                ;P = U*I
                MOV  PH,B              ;SALVA BYTE + SIG.
                MOV  PL,A              ;SALVA BYTE -SIG.

```

```

;-----
;      CALCULO DA POTENCIA TOTAL

```

```

                ADD  A,PTO0
                MOV  PTO0,A
                MOV  A,PH
                ADDC A,PTO1
                MOV  PTO1,A
                JNC  JESP
                INC  PTO2
;JESPERA       SETB P1.7              ;
JESP          JMP  ESPERA

```

```

;-----
;      CALCULO DA ENERGIA ENTREGUE

```

```

CONTINUA      PUSH  0
                PUSH  1
                PUSH  2
                PUSH  5
                CLR  TR0                ;DESLIGA TIMER0
                MOV  R0,#0
                MOV  R1,#0
                MOV  R2,#0

CONTINUA1     CLR  C
                MOV  A,R0
                ADD  A,DIVL

```

```

MOV R0,A
MOV A,R1
ADDC A,DIVH
MOV R1,A
JNC VERIFICA
INC R2
VERIFICA MOV A,R2
CJNE A,PTO2,SALTA
JMP VER
SALTA JNC DISP40
CABE INC EENT
JMP CONTINUA1
VER MOV A,R1
CJNE A,PTO1,SALTA
MOV A,R0
CJNE A,PTO0,SALTA

INC EENT

DISP40 MOV R0,#66H
MOV PMEM,R0
MOV PDP,#0CDH
MOV R1,EENT
MOV R2,#0
CALL VALOR2
CLR RDE
CLR LED_CARGA ;APAGA LED CARGA
CLR RS ;EVITA SUJEIRA NO DISPLAY
MOV A,#0D0H
MOV DPH,DISPLAY
MOVX @DPTR,A
SETB RS
POP 5
POP 2
POP 1
POP 0

DISP4 CLR SINC ;DESLIGA O SINCRONISMO
CLR EX1 ;DESABILITA INT. QRS
CLR LED_QRS ;APAGA LED QRS
CLR IE0 ;DESLIGA FLAG DE INT0
POP PSW
POP DPL
POP DPH
POP ACC
SETB EA
RETI

```



```

;-----
;
;
;ROTINA DE AMOSTRAGEM (TIMER0)
;
;-----

```

```

AMOSTRA    MOV    TH0,#HIGH(65350) ;CARREGA TIMER1
           MOV    TL0,#LOW(65350) ;C/ 65393 (250us)

;
;           MOV    A,PONT                ;*****TESTE*****
;           MOV    DPTR,#TTESTE
;           MOVC   A,@A+DPTR
;           MOV    U,A
;           MOV    I,A
;           INC    PONT
;           SETB   AM_OK
;           RETI                          ;*****TESTE*****

           MOV    DPH,AD_V
           CALL   SAMPLE                  ;SAMPLE & HOLD
           MOVX   @DPTR,A                 ;START
AM1        JNB    EOC,AM1                 ;AGUARDA FIM DE CONVERSAO
           MOVX   A,@DPTR                 ;LE A/D (U)
           MOV    U,A                     ;SALVA VALOR DE U

           MOV    DPH,AD_I
           MOVX   @DPTR,A                 ;START
AM2        JNB    EOC,AM2                 ;AGUARDA FIM DE CONVERSAO
           MOVX   A,@DPTR                 ;LE A/D (I)
           MOV    I,A                     ;SALVA VALOR DE I
           SETB   AM_OK                   ;SETA FLAG DE PASSAGEM PELA AMOS

           RETI

```

```

;-----
;
;
;BIP DO QRS (INT1)
;
;-----

```

```

QRS_INT    SETB   BIP                    ;ACIONA O BIP
           CLR    LED_QRS                 ;APAGA O LED
           MOV    TH1,#0                   ;CARREGA TIMER1
           MOV    TL1,#0

```

```

SETB  ET1                ;HABILITA INT. TIMER1
SETB  TR1                ;HABILITA A CONTAGEM
                                ;DO TIMER1

RETI
    
```

```

;-----
;
;
;TEMPO DO BIP (TIMER1)
;
;
;-----
    
```

```

BIP_INT      SETB  LED_QRS        ;ACENDE O LED
              CLR   BIP           ;DESLIGA O BIP
              CLR   TR1          ;DESABILITA A CONTAGEM
                                ;DO TIMER1

RETI
    
```

```

;-----
;
;
;TABELA C/ PALAVRAS DE CONFIGURACAO
;      DO DISPLAY
;
;
;-----
    
```

```

TCONF        DB 38H,38H,06H,0CH,01H,80H
    
```

```

;-----
;
;
;TABELAS COM MENSAGENS DO DISPLAY
;
;
;-----
    
```

```

TDP0        DB 'IMP. E.ARM E.ENT',80H
TDP1        DB ' ,0,' 00J  J',80H
TIMP        DB 'XXX',80H
TBRANCO     DB ' ',80H
TCAL        DB ' CALIBRA',1,2,'O ',80H
TPICO       DB 'Vp=  Ip= ',80H
TCALZ       DB ' Z = ',0,' ',80H
TCALV       DB ' V =  V ',80H
TCALVC      DB ' Vc =  V ',80H
TCALI       DB ' I =  A ',80H
    
```

```

OHM          DB 00000B
              DB 01110B
              DB 10001B
              DB 10001B
              DB 10001B
              DB 01010B
              DB 11011B
              DB 00000B
              DB 80H

C_CEDILHA    DB 01110B
              DB 10001B
              DB 10000B
              DB 10000B
              DB 10101B
              DB 01110B
              DB 00100B
              DB 00000B
              DB 80H

A_COM_TIL    DB 01110B
              DB 00000B
              DB 01110B
              DB 10001B
              DB 11111B
              DB 10001B
              DB 10001B
              DB 00000B
              DB 80H

TVDES        DB 0,39,56,68,79,88,96,104,111
              DB 118,125,131,136,142,147,152
              DB 157,162,167,172,176,180,185
              DB 189,193,197,201,205,208,212
              DB 216,219,223,226,230,233,236
              DB 240,243,246,249

;TTESTE      DB 100,200,250,200,100,0          ;*****TESTE*****
    
```

```

;-----
;
;
;ROTIMA DE ESCRITA NO DISPLAY
;
;-----

ESCREVE      CLR    RS
              MOV    SDPH,DPH
              MOV    SDPL,DPL
              MOV    DPH,DISPLAY
              MOVX   @DPTR,A
              CALL   TPR
ESC1          MOV    A,#0
              MOV    DPH,SDPH
              MOV    DPL,SDPL
              MOVC  A,@A+DPTR
              INC    DPTR
              MOV    SDPH,DPH
              MOV    SDPL,DPL
              JB     ACC.7,RETORNO
              JB     INST,DADO
              CLR    RS
              JMP    CON
DADO          SETB   RS
CON           MOV    DPH,DISPLAY.
              MOVX   @DPTR,A
              CALL   TPR
              JMP    ESC1
RETORNO      RET

;-----
;
;
;CONVERTE EM BCD E COLOCA NO DISPLAY
;
;-----

; CALCULO DA MILHAR

VALOR4       MOV    @R0,#30H
              CLR    C
COMEÇO4      MOV    A,R1
              SUBB   A,#LOW(1000)
              MOV    R5,A
              MOV    A,R2
              SUBB   A,#HIGH(1000)
              JC     NEXT4

```

```

                MOV  R2,A
                MOV  A,R5
                MOV  R1,A
                INC  @R0
                JMP  COMECO4
NEXT4          INC  R0

```

; CALCULO DA CENTENA

```

VALOR3        MOV  @R0,#30H
                CLR  C
COMECO3       MOV  A,R1
                SUBB A,#64H
                MOV  R5,A
                MOV  A,R2
                SUBB A,#0
                JC   NEXT3
                MOV  R2,A
                MOV  A,R5
                MOV  R1,A
                INC  @R0
                JMP  COMECO3
NEXT3 INC     R0

```

; CALCULO DA DEZENA

```

VALOR2        MOV  @R0,#30H
                CLR  C
COMECO2       MOV  A,R1
                SUBB A,#0AH
                MOV  R5,A
                MOV  A,R2
                SUBB A,#0
                JC   NEXT2
                MOV  R2,A
                MOV  A,R5
                MOV  R1,A
                INC  @R0
                JMP  COMECO2
NEXT2          INC  R0

```

```

                JNB  VIRGULA,VALOR1
                MOV  @R0,#44          ;VIRGULA EM ASCII
                INC  R0

```

; CALCULO DA UNIDADE

```
VALOR1      MOV  A,R1
             ADD  A,#30H
             MOV  @R0,A
```

; IMPRESSAO NO DISPLAY (ENTRAR PDP e PMEM)

```
          CLR  RS
          MOV  A,PDP
          MOV  DPH,DISPLAY
          MOVX @DPTR,A
          CALL TPR
          SETB RS
          MOV  R0,PMEM
```

```
ESCREVE1    MOV  A,#0
             MOV  A,@R0
             JNZ  ESCREVE2
             RET
```

```
ESCREVE2    MOVX @DPTR,A
             CALL TPR
             INC  R0
             JMP  ESCREVE1
```

```
;-----
;
;
;ROTINA DE TEMPO LONGO PROGRAMAVEL
;
;-----
```

```
TP          MOV  A,#01
TP1         INC  A
             NOP
             NOP
             NOP
             JNZ  TP1
             MOV  A,#01
TP2         INC  A
             NOP
             NOP
             NOP
             JNZ  TP2
             MOV  A,#01
TP3         INC  A
             NOP
```

```

                                NOP
                                NOP
                                JNZ  TP3
TP4  MOV  A,#01
                                INC  A
                                NOP
                                NOP
                                NOP
                                JNZ  TP4
                                INC  B
                                MOV  A,B
                                JNZ  TP
                                RET

;-----
;
;
;ROTINA DE TEMPO RAPIDO
;
;-----

TPR  MOV  B,#0FFH
TPR2 MOV  A,#070H
TPR1 INC  A
                                NOP
                                JNZ  TPR1
                                INC  B
                                MOV  A,B
                                JNZ  TPR2
                                RET

;-----
;
;
;ROTINA SAMPLE & HOLD
;
;-----
SAMPLE  SETB  SH
                                NOP
                                CLR  SH
                                RET
                                END
```

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADGEY A.A.J., CAMPBELL N.P.S., WEBB,S.W. "Transthoracic ventricular defibrillation in the adult ". *Med Instrum*, vol.12 , 17 - 19, (1978).
- ADGEY A.A.J., PATTON J.N., CAMPBELL N.P.S., WEBB S.W. "Ventricular defibrillation: Appropriate energy levels". *Circulation*, vol.60, 2, 219 - 222, (1979).
- ANSI/AAMI. "DF2 - American National Standard for cardiac defibrillator devices", (1981).
- AUBERT A.E., DENYS B.G., ECTOR H., GEEST H. "Detection of ventricular tachycardia and fibrillation using ECG processing and intramyocardial pressure gradients". *PACE*, vol.9, 1084 - 1088, (1986).
- AVEL "O advento das baterias gel/seladas ". 23 - 30, (1986).
- BABBS C.F., TACKER W.A., VAN VLEIT J.F., BOURLAND J.D., GEDDES L.A. "Therapeutic indices for transthoracic defibrillator shocks: effective, damaging, and lethal electrical doses". *American Heart Journal*, vol.99, 6, 734 - 738, (1980).
- BARDY G.H., IVEY T.D., ALLEN M., JOHNSON G. "A prospective, randomized evaluation of effect of ventricular fibrillation duration on defibrillation thresholds in humans". *JACC*, vol.13 nº6, 1362 - 1366, (1989).
- BENNETT P.I., DYSART J.L. "Defibrillators, state of art". *MED Medical Eletronics*, (1983).
- CHEN S., THAKOR N.V., MOWER M.M. "Ventricular fibrillation detection by a regression test on the autocorrelation function". *Med & Biol Eng & Comput*, vol. 25, 241 - 249, (1987).
- CHERWEK M.L., SIPES J.N., GASCHO J.A., HUNTER F.P., O'BRIEN W.M., CRAMPTON R.S. "Diagnosis, not energy or weight, determines ventricular defibrillation". *Virginia Medical* , 107, 285 - 288, (1980).
- CONNELP.N., EWY G.A., DAHL C.F., EWY D.M. "Transthoracic impedance to defibrillator discharge effect of electrode size and electrode-chest wall interface". *J Electrocardiology*, 6, 4, 313 - 317, (1973).



- CRAMPTON R.S., GASCHO J.A., CHEVEC M. L., SIPES J.N., HUNTER F.P. "Low energy and fast serial dc shock ventricular defibrillation in man ". *Med Instrum*, 12, 53, (1978).
- CRAMPTON R.A. "Accepted, controversial and speculative aspects of ventricular defibrillation". *Prog Cardiovasc dis*, vol. 23, 167 - 186, (1980).
- DE SILVA R.A. "Hypothesis for low energy transthoracic defibrillation". *Br Heart*, (1979).
- DETMER R.A., et al. "Ideal waveform and characteristics for direct current defibrillators". *Surgical Forum*, vol. 15, 249 - 251, (1964).
- DOBKIN R.C. "Easily tuned sine wave oscillators". *Linear Application Handbook*, National Semiconductor, LB16-1 - LB16-2, (1971).
- EDMINISTER J.A. "Theory and problems of eletric circuits". Shaum's outline series in Engineering, Mc Graw-Hill, (1983).
- FANZERES A. "Quase tudo sobre bobinas". *Nova Eletrônica*, 82 - 86, (1984).
- FRADEN J., NEUMAN M.R. "QRS wave detection". *Med & Biol Eng & Comput*, 18, 125 - 132, (1980).
- GARREY W.E. "The nature of fibrillary contraction of the heart. Its relation to tissue mass and form ". *Am J Physiol*, vol. 33, 297, (1914).
- GEDDES L.A., TACKER W.A., SCHOENLEIN W., MINTON M., GRUBBS S., WILCOXP. "The prediction of the impedance of the thorax to defibrillating current ". *Med Instrum*, vol.10, 159 - 162, (1976).
- GÓMEZ H.C., MOREIRA D.A.R., LEONE E.C.H, MÜHLEN S.S., SOUSA J.E.M.R., "Estimulador programável para estudos do limiar fibrilatório". Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em saúde. 155 - 157, (1992).
- JOHNSON D.E., HILBURN J.L. "Rapid practical designs of active filters". John Wiley & Sons, 139 - 142, (1975).
- KERBER R.E., GRAYZEL J., HOYT R., MACUS M., KENNEDY J. "Transtoracic resistence in human defibrillation. Influency of body weight, chest size, serial shocks, paddle size and paddle contact pressure". *Circulation*, vol. 63, 3, 676 - 682, (1981).

- KERBER R.E., ENSEN S.R., GRAYZEL J., KENNEDY J., HAYT R. "Elective cardioversion: influence of paddle-electrode location and size on success rates and energy requirements". *N Engl J Med*, vol. 305, 658 - 662, (1981).
- KERBER R.E., et. al. "Self-adhesive preapplied electrode pads for defibrillation and cardioversion". *J Am Coll Cardiol*, vol.3 nº3, 815 - 820, (1984).
- LAW H.F., EPSTEIN R.F., EPSTEIN M.A. "High resolution determination of the R-R interval". *Am J Physiol*, 236, 894 - 898, (1979).
- LEWIS T. "Observations upon flutter and fibrillation". *Heart*, vol. 7, 127-130, (1920).
- MACHIN J.W., BROWNHILL J., FURNESS A. "Thoracic impedance of adult males during fibrillation - a curious discrepancy". *Med & Biol Eng & Comp*, vol. 25, 679-683, (1987).
- MACHIN J.W., BROWNHILL J., FURNESS A. "Design for a constant peak current defibrillator". *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.37 nº7, 723 -730, (1990).
- MELLO L.P.F. "Projetos de fontes chaveadas". Ed.Érica, 202 - 224, (1987).
- MINES G.R. "On dynamic equilibrium in the heart". *J Physiol*, vol. 46, 349, (1913).
- MIROWSKI M., MOWER L.A., LANGER A., HEILMAN M.S., SCHEREIBMAN J. "A chronically implanted system for automatic defibrillation in active conscious dogs: experimental model for treatment of sudden death from ventricular fibrillation". *Circulation*, 58, 90 - 94, (1978).
- ORPIN J.A. "Cardiac defibrillation dosage: controversy resolving". *CMA Journal*, vol.122, 1230, (1980).
- PUGLISI J.L. "Dante - desfibrilador angulo temporal controlado por microcomputadora". Tese de graduação. Tucumán, Universidad Nacional de Tucumán, (1989).
- SCHUDER J.C., McDANIEL W.C., STOECKLE H. "General superiority of biphasic over uniphasic shocks in cardiac defibrillation". *IEEE Engineering in Medicine & Biology, Proceedings of Annual International Conference*, vol.10, 204 - 205, (1988).
- SILVA M.R. "Fisiologia da circulação". São Paulo, Edart, (1973).
- SIRNA S.J., FERGUSON D.W., CHEARBONNIER F., KERBER E. "Factors affecting transthoracic impedance during electrical cardioversion". *Am J Cardiol*, 62, 1048 - 1052, (1988).

- STRONG P. "Biophysical measurements". Oregon Measurement Concept Series, Tektronix, (1973).
- TACKER W.A.JR., GALIOTO F.M.JR., GIULIANI E., GEDDES L.A., MCNAMARA D.G. "Energy dosage for human trans-chest electrical ventricular defibrillation". *N Engl J Med*, **290**, 214, (1974).
- TACKER W.A., GEDDES L.A. "Electrical defibrillation". Flórida, CRC Press Inc, (1980).
- THACKOR N.V., WEBSTER J.G., TOMPKINS W.J. "Optimal QRS detector". *Med & Biol Eng & Comput*, **21**, 343 - 350, (1983).
- THACKOR N.V., WEBSTER J.G. "Design and evaluation of QRS and noise detectors for ambulatory ECG monitors". *Med & Biol Eng & Comput*, **20**, 709 - 714, (1982).
- VALENTINUZZI M.E. et al. "Fibrilação e desfibrilação cardíaca". VIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica. Florianópolis, editora da UFSC, (1983).
- WEBSTER J.G., COOK A.M. "Clinical engineering: principles and practices". Prentice-Hall, 144 - 149, (1978).
- WINKLE R.A. et al. "Effect of duration of ventricular fibrillation on defibrillation efficacy in humans". *Circulation*, vol. **81** nº5, 1477 - 1481, (1990).
- WINTER D.A., TRENHOLD B.G. "Reliable triggering for exercise electrocardiograms". *IEEE Trans*, BME-16, 75 - 79, (1969).
- ZIPES D.P., FISCHER J., KING R.M., NICOLL A., JOLLY W.W. "Termination of ventricular fibrillation in dogs by depolarizing a critical amount of myocardium". *Am J Cardiol*, vol. **36**, 37 - 44, (1975).

# DESFIBRILADOR MICROPROCESSADO

HERNÁN CORTÉS GÓMEZ

# DESFIBRILADOR MICROPROCESSADO

HERNÁN CORTÉS GÓMEZ