

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**ELETROCARDÍOGRAFOS, DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES:
FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA**

JEAN CLAUDI SUCUPIRA DOMINGOS

FLORIANÓPOLIS

1997

JEAN CLAUDI SUCUPIRA DOMINGOS

**ELETROCARDIÓGRAFOS, DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES:
FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA**

**DISSERTAÇÃO APRESENTADA AO PROGRAMA
DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA PARA A
OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA**

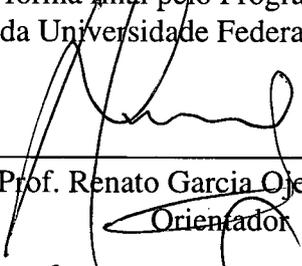
FLORIANÓPOLIS

1997

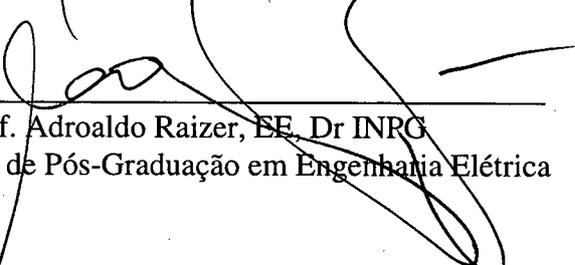
JEAN CLAUDI SUCUPIRA DOMINGOS

ELETROCARDIOGRAFOS, DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES:
FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA

Esta dissertação foi julgada adequada para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina



Prof. Renato Garcia Ojeda, EE, Dr
Orientador

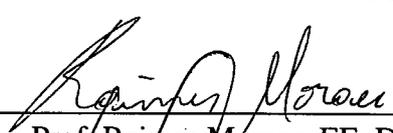


Prof. Adroaldo Raizer, EE, Dr INPG
Coordenador de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

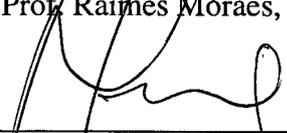
Banca Examinadora:



Prof. Fernando Mendes de Azevedo, EE, Dr



Prof. Raimés Moraes, EE, Dr



Prof. Renato Garcia Ojeda, EE, Dr



Prof. Roberto Luiz D'Ávila, MD (Cardiologista)

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Gema e Antônio, que não medem esforços para apoiar a mim e meus irmãos, Giorgio e Michelle, em todas as nossas atividades. Agradeço-lhes pelo amor, dedicação, paciência e carinho prestados.

À Eliane A. Neto, minha esposa, pela dedicação, apoio, paciência e amizade.

Aos meus companheiros do Núcleo de Engenharia Clínica do Hospital Universitário, Carlos G. Esperança, Joel Martins, Júlio César L. Mendes, Mário Roberto C. Fettuccia, Sandro Vieira e Sergio de Almeida, pela aprendizagem, vivência e experiência.

Aos meus colegas do GPEB, ressaltando Ana Cláudia R. Castro, Mário Augusto S. da Paz e Wayne Brod Beskow, pelas discussões durante nossos estudos.

Ao Reinaldo Fernandes, “estagiário padrão”, pelo apoio, paciência e dedicação nos trabalhos realizados.

Aos meus colegas, Douglas Demarch, Odivany P. Sales, Roberto S. de Melo, pela oportunidade de trabalho em conjunto.

Ao Renato Garcia Ojeda pela orientação e coordenação do Núcleo de Engenharia Clínica.

Ao Hospital Universitário pela escola que foi dentro e fora do mestrado.

À força que nos rege e dá sentido à vida.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	XIII
LISTA DE FIGURAS.....	XV
LISTA DE TABELAS.....	XVII
RESUMO.....	XVIII
ABSTRACT.....	XIX
1. INTRODUÇÃO	1
1.1 OBJETIVO	2
1.2 JUSTIFICATIVA	3
1.3 METODOLOGIA.....	5
1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	6
2. FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO	7
2.1 O CORAÇÃO.....	7
2.2 FISILOGIA	8
2.2.1 Fisiologia Celular	8
2.2.2 Fisiologia Muscular	10
2.2.3 Fisiologia Muscular Cardíaca.....	11
2.2.3.1 Nó sino-atrial (NSA)	12
2.2.3.2 Nó atrio-ventricular (NAV).....	12
2.2.3.3 Feixe de His e fibras de Purkinje.....	13
2.3 FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO	13
2.4 CONTROLE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA	14
2.5 FIBRILAÇÃO CARDÍACA.....	15
2.5.1 Teorias Sobre a Fibrilação.....	17
2.5.1.1 Focos ectópicos	17
2.5.1.2 Movimento circular	18
2.5.1.3 Não homogeneidade do tecido cardíaco	18
2.5.2 Causas da Fibrilação.....	18
2.6 PERÍODO VULNERÁVEL	19

3. ELETROCARDIOGRAFIA	20
3.1 DEFINIÇÃO.....	20
3.2 HISTÓRIA DA ELETROCARDIOGRAFIA.....	20
3.3 TEORIA DA ELETROCARDIOGRAFIA.....	21
4. DESFIBRILAÇÃO E CARDIOVERSÃO	30
4.1 DESFIBRILAÇÃO.....	30
4.1.1 História da Desfibrilação.....	30
4.1.2 Métodos de Desfibrilação.....	31
4.1.2.1 A desfibrilação química.....	31
4.1.2.2 A desfibrilação elétrica.....	32
4.1.2.2.1 Desfibrilação interna ou trans-ventricular	32
4.1.2.2.2 Desfibrilação externa ou trans-torácica	32
4.1.3 Energia Entregue ao Paciente	33
4.1.4 Aplicação da Descarga Elétrica.....	35
4.2 CARDIOVERSÃO.....	38
4.2.1 História da Cardioversão	38
4.2.2 Aplicação da Cardioversão.....	38
4.2.3 Energia Entregue ao Paciente	40
5. ELETROCARDIÓGRAFO.....	41
5.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO.....	41
5.1.1 Os Eletrodos	42
5.1.1.1 Eletrodos de membros	43
5.1.1.2 Eletrodos precordiais	45
5.1.2 O Cabo de Paciente	46
5.1.2.1 Cabo de paciente de três vias.....	47
5.1.2.2 Cabo de paciente com cinco vias.....	48
5.1.2.3 Cabo de paciente com dez vias.....	48
5.1.2.4 Padronização de cor das vias dos cabos de paciente	48
5.1.3 Sensibilidade.....	49
5.1.4 Velocidade.....	50
5.1.5 Registro.....	50

5.2 CLASSIFICAÇÃO	51
5.2.1 Tipo de Impressão	51
5.2.1.1 Estilete térmico (agulha térmica).....	51
5.2.1.2 Cabeça térmica	52
5.2.1.3 Vantagens e desvantagens	53
5.2.2 Modo de Funcionamento.....	53
5.2.2.1 Automático	54
5.2.2.2 Manual.....	54
5.2.3 Número de Canais	55
5.3 PRINCIPAIS COMANDOS E SINALIZAÇÕES DE ELETROCARDÍOGRAFOS...	56
5.3.1 Principais Comandos.....	57
5.3.1.1 Controle de derivação.....	57
5.3.1.2 Controle de sensibilidade	57
5.3.1.3 Controle de velocidade.....	57
5.3.1.4 Filtros.....	58
5.3.1.5 Observação	58
5.3.1.6 Registro.....	58
5.3.1.7 Modo de funcionamento.....	58
5.3.1.8 Sinal de 1mV	59
5.3.2 Sinalizações Existentes.....	59
5.4 CARACTERÍSTICAS METROLÓGICAS.....	60
5.4.1 Resposta em Frequência	60
5.4.2 Sensibilidade.....	61
5.4.3 Velocidade	61
5.4.4 Linearidade	61
5.4.5 Rejeição de Modo Comum.....	62
5.4.6 Papel Para Registro.....	62
6. DESFIBRILADOR.....	63
6.1 TIPOS DE DESFIBRILADORES	63
6.1.1 Desfibrilador Convencional.....	64
6.1.2 Desfibrilador Interno Implantável	64

6.1.3 Desfibrilador Externo Semi-Automático.....	65
6.1.4 Desfibrilador Externo Automático	65
6.2 FUNCIONAMENTO DO DESFIBRILADOR CONVENCIONAL.....	66
6.2.1 Conexão desfibrilador-paciente.....	67
6.2.1.1 Pás externas	67
6.2.1.2 Pás internas.....	69
6.2.1.3 Pás auto-adesivas.....	70
6.2.1.4 Eletrodos de desfibrilação	70
6.2.2 Seleção e carregamento da energia.....	71
6.2.3 Descarga da energia armazenada.....	72
6.3 PRINCIPAIS COMANDOS E SINALIZAÇÕES DOS DESFIBRILADORES	73
6.3.1 Principais Comandos	73
6.3.1.1 Seleção de energia	73
6.3.1.2 Carga do desfibrilador	73
6.3.1.3 Descarga do desfibrilador.....	74
6.3.1.4 Sincronismo.....	74
6.3.2 Sinalizações Existentes.....	74
6.3.2.1 Energia selecionada	75
6.3.2.2 Processo de carga da energia selecionada.....	75
6.3.2.3 Fim da carga da energia selecionada	75
6.4 CARACTERÍSTICAS METROLÓGICAS.....	75
6.4.1 Energia.....	75
6.4.2 Tempo de carga	76
6.4.3 Tempo de descarga automática.....	76
6.4.4 Área dos eletrodos de desfibrilação.....	76
7. CARDIOVERSOR	77
7.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO.....	77
7.1.1 O Sincronizador.....	78
7.1.2 O Monitor Cardíaco.....	78
7.1.3 Descarga da Energia	78
7.2 PRINCIPAIS COMANDOS E SINALIZAÇÕES DOS CARDIOVERSORES	79
7.2.1 Principais Comandos	79

7.2.1.1 Sincronismo.....	79
7.2.1.2 Velocidade.....	79
7.2.1.3 Seleção da captação do eletrocardiograma.....	80
7.2.2 Sinalizações Existentes.....	80
7.2.2.1 Sincronismo.....	80
7.2.2.2 Batimento Cardíaco.....	80
7.2.2.3 Eletrodo desconectado.....	81
7.3 CARACTERÍSTICAS METROLÓGICAS.....	81
7.3.1 Área dos Eletrodos de Desfibrilação.....	81
7.3.2 Tempo de Sincronismo.....	81
7.3.3 Características Referentes ao Monitor Cardíaco.....	82
8. A SEGURANÇA NA OPERAÇÃO.....	83
8.1 A SEGURANÇA NA OPERAÇÃO DE ELETROCARDIÓGRAFOS.....	84
8.1.1 Resultado Esperado do Registro.....	85
8.1.2 Interferências.....	85
8.1.3 Risco Envolvido.....	86
8.1.4 Conhecimento do Operador.....	87
8.1.5 Procedimentos na Operação.....	87
8.1.5.1 O cabo de paciente.....	88
8.1.5.2 O sinal de 1mV.....	89
8.2 A SEGURANÇA NA OPERAÇÃO DE DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES.....	89
8.2.1 Resultado Esperado.....	89
8.2.2 Causas de Falhas na Terapia.....	90
8.2.3 Riscos Envolvidos na Operação.....	91
8.2.3.1 Queimaduras.....	91
8.2.3.2 Choque elétrico.....	93
8.2.3.3 Danos aos equipamentos.....	94
8.2.3.4 Explosão e fogo.....	94
8.2.4 Conhecimento do Operador.....	95
8.2.4.1 Relativo à terapia.....	96
8.2.4.2 Relativo aos equipamentos.....	98

8.2.5 Procedimentos na Operação	98
8.2.5.1 Pré requisitos para a operação	98
8.2.5.2 Operação do desfibrilador	100
8.2.5.3 Operação do cardioversor	103
8.2.5.4 Cuidados após a utilização	105
8.2.5.5 Manutenção preventiva realizada pelo operador	106
9. SEGURANÇA EM EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO	107
9.1 SEGURANÇA PROPORCIONADA PELA FUNCIONALIDADE.....	107
9.1.1 Funcionamento e Funcionalidade	107
9.1.2 Funcionalidade dos Eletrocardiógrafos	108
9.1.2.1 Sensibilidade.....	109
9.1.2.2 Linearidade	110
9.1.2.3 Velocidade de registro	111
9.1.2.4 Resposta em frequência	111
9.1.2.5 Sinal de 1mV	113
9.1.2.6 Qualidade do registro.....	114
9.1.3 Funcionalidade dos desfibriladores e cardioversores	115
9.1.3.1 Energia entregue	116
9.1.3.2 Tempo de sincronismo	116
9.1.3.3 Tempo de carga	117
9.1.3.4 Tempo de descarga automática.....	117
9.1.3.5 Perda da energia armazenada.....	117
9.1.3.6 Características do monitor cardíaco do cardioversor.....	117
9.2 SEGURANÇA QUANTO AO RISCO DE CHOQUE ELÉTRICO	119
9.2.1 Micro e Macro Choque.....	120
9.2.2 Classificação Quanto ao Tipo de Proteção	120
9.2.3 Correntes de Fuga e Corrente Auxiliar de Paciente.....	121
9.2.4 Isolação e Rigidez Dielétrica.....	122
9.2.5 Classificação Quanto ao Grau de Proteção.....	123
9.2.5.1 Medições das correntes de fuga e corrente auxiliar de paciente.....	124
9.2.5.1.1 Condições para medição das correntes de fuga e auxiliar de paciente	124
9.2.5.1.2 Particularidades das medições	125

9.2.5.1.3	Medições de correntes de fuga em condições anormais de uma só falha.....	127
9.2.5.2	Ensaio para a realização das medições	128
9.2.5.3	Medições das correntes de fuga e corrente auxiliar de paciente em eletrocardiógrafos	128
9.2.5.4	Medições das correntes de fuga e corrente auxiliar de paciente em desfibriladores e cardioversores	129
9.2.5.4.1	Condições para medição das correntes de fuga e auxiliar de paciente	129
9.2.5.4.2	Particularidades das medições	130
9.2.5.4.3	Medições de correntes de fuga em condições anormais de uma só falha.....	130
9.2.6	Outros Aspectos de Segurança	131
9.2.6.1	Outros aspectos de segurança dos eletrocardiógrafos.....	131
9.2.6.2	Outros aspectos de segurança dos desfibriladores e cardioversores.....	132
10.	ENSAIOS PARA AVALIAÇÃO DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA.....	136
10.1	ENSAIOS DE FUNCIONALIDADE DE ELETROCARDIÓGRAFOS	136
10.1.1	Inspeção Visual.....	136
10.1.1.1	Gabinete.....	136
10.1.1.2	Cabo de paciente.....	137
10.1.1.3	Eletrodos de ECG	137
10.1.1.4	Traçado (para ECG com registro a estilete térmico)	138
10.1.1.5	Sinal de 1mV	138
10.1.2	Testes Funcionais	138
10.1.2.1	Sensibilidade.....	139
10.1.2.2	Velocidade de Registro.....	139
10.1.2.3	Linearidade	140
10.1.2.4	Resposta ao Degrau	140
10.1.2.5	Amortecimento	141
10.1.3	Ligação das Vias do Cabo de Paciente aos Terminais de um Simulador.....	141
10.2	ENSAIOS DE FUNCIONALIDADE DE DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES	142
10.2.1	Inspeção visual	143
10.2.1.1	Gabinete.....	143

10.2.1.2 Pás e Eletrodos de Desfibrilação	144
10.2.1.3 Geral	145
10.2.1.4 Sincronismo	146
10.2.2 Testes Funcionais	146
10.2.2.1 Medição e Cálculo de Erros Relativos à Energia Entregue	147
10.2.2.2 Medição e Cálculo de Erro Relativo ao Tempo de Sincronismo	147
10.2.2.3 Medição do Tempo Máximo de Carga Para Carga Máxima	147
10.2.2.4 Medição do Tempo de Descarga Automática Para Carga Máxima	148
10.2.2.5 Frequência Cardíaca	148
10.3 PROCEDIMENTOS DE ENSAIO PARA SEGURANÇA RELATIVA AO CHOQUE ELÉTRICO	148
11. CONCLUSÃO.....	152
ANEXOS.....	157
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	164

Lista de Abreviaturas

Ω - Ohm

AARC - *American Association for Respiratory Care*

AED - desfibrilador externo automático

AHA - *American Heart Association*

dB - decibéis

CA - corrente alternada

CC - corrente contínua

CO₂ - dióxido de carbono ou gás carbônico

ECG - eletrocardiógrafo ou eletrocardiograma

ECRI - *Emergency Care Research Institute*

FDA - *Food and Drug Administration*

HU - Hospital Universitário

IEC - *International Electrotechnical Commission*

j, J - joule

kV - quiloVolt

mm - milímetro

ms - milisegundo

mV - miliVolt

NAV - nó atrio ventricular

NSA - nó sino atrial

O₂ - oxigênio

PECES - Programa de Ensaio de Conformidade em Equipamentos para a Saúde

PROEQUIPO - Programa de Equipamentos Odonto-Médico-Hospitalares

s - segundo

SNA - sistema nervoso autonômico

UFSC - Universidade Federal de Santa Catarina

V - tensão elétrica

Lista de Figuras

Figura 2.1 Representação da circulação sanguínea, do coração e suas câmaras	8
Figura 2.2 Representação simplificada de uma célula.....	8
Figura 2.3 Ilustração do potencial de ação	10
Figura 2.4 Representação do sarcômero relaxado e contraído	11
Figura 2.5 Disposição do tecido especializado de condução.....	14
Figura 2.6 Fibrilação grossa	17
Figura 2.7 Fibrilação fina	17
Figura 2.8 Período vulnerável cardíaco	19
Figura 3.1 Triângulo de Einthoven [34]	22
Figura 3.2 Ondas P, Q, R, S e T do ECG	24
Figura 3.3 Disposição dos eletrodos precordiais [54]	26
Figura 3.4 Plano horizontal [54].....	28
Figura 4.1 Posição âpex-anterior, apud Kerber [59]	36
Figura 4.2 Posições para a aplicação da descarga elétrica, apud Kerber [59]: a) Posição âpex-posterior; b) Posição anterior-posterior	36
Figura 4.3 Posição âpex-anterior, apud Bronzino [27].....	37
Figura 4.4 Posição anterior-posterior, apud Bronzino [27].....	37
Figura 4.5 Posicionamento dos eletrodos de desfibrilação, apud Kerber [59]: a) Posição âpex-anterior; b) Posição âpex-posterior; c) Posição anterior-posterior.	39
Figura 4.6 Posicionamento dos eletrodos de desfibrilação em mulheres, apud Kerber [59]: a) sobre o seio; b) abaixo do seio; c) lateral ao seio.	40
Figura 5.1 Registro do eletrocardiograma em papel para eletrocardiógrafo	42
Figura 5.2 Eletrodo tipo clipe	43
Figura 5.3 Eletrodo tipo placa	44
Figura 5.4 Eletrodo para monitoração	45
Figura 5.5 Eletrodo tipo pêra.....	45
Figura 5.6 Cabo de paciente	47
Figura 5.7 Estilete térmico.....	52
Figura 5.8 Cabeça Térmica.....	53
Figura 5.9 Eletrocardiograma com derivações seqüenciais.....	55

Figura 5.10 Eletrocardiograma com derivações simultâneas	56
Figura 6.1. Diagrama elétrico simplificado do desfibrilador.....	67
Figura 6.2. Pás externas.....	68
Figura 6.3 Vista superior de um modelo de pás externas [55]	68
Figura 6.4. Pás internas [55].....	69
Figura 6.5 Pás auto-adesivas [55].....	70
Figura 7.1 Diagrama elétrico simplificado do cardioversor	77
Figura 8.1 Sinal de ECG com bom registro.....	85
Figura 8.2 Sinal de ECG com interferência da rede elétrica	86
Figura 8.3 Sinal de ECG com interferência de atividade muscular.....	86
Figura 8.4 Desfibrilação externa bem sucedida.....	102
Figura 8.5 Cardioversão de fibrilação atrial bem sucedida	105
Figura 9.1 Representação da Resposta em Frequência do Eletrocardiógrafo.....	112
Figura 9.2 Registro da resposta ao degrau de 1mV	112
Figura 9.3 Registro de pulso de 1mV: a) ideal; b) super-amortecido; c) sub-amortecido.....	113
Figura 9.4 Representação da resposta em frequência do monitor cardíaco.....	118
Figura 9.5 Medição da corrente de fuga através do paciente em equipamento Tipo B.....	125
Figura 9.6 Medição da corrente de fuga através do paciente em equipamento Tipo BF.....	126
Figura 9.7 Medição da corrente de fuga através do paciente em equipamento Tipo CF.....	126
Figura 9.8 Medição da corrente auxiliar de paciente em equipamento Tipo B, BF e CF...	127
Figura 10.1 Representação da medição de corrente de fuga através do terra de proteção..	150
Figura 10.2 Representação da medição de corrente de fuga através do gabinete.....	150
Figura 10.3 Representação da medição de corrente de fuga através do paciente	151
Figura 10.4 Representação da medição de corrente auxiliar de paciente	151

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 Freqüências de auto-excitação das células musculares cardíacas.....	15
Tabela 5.1. Padronização de cores de cabo de paciente.....	49
Tabela 8.1 Vias que compõem as derivações.....	88
Tabela 9.1 Correntes estipuladas pela NBR IEC 601-1 em condições normais (CN) e condições anormais sob uma só falha (CASF) para equipamentos tipo B, BF e CF....	124
Tabela 9.2 Corrente de fuga através do paciente (tensão da rede aplicada no terminal de terra funcional) estipulada pela NBR IEC 601-1 em condições normais (CN) e condições anormais sob uma só falha (CASF) para equipamentos tipo B, BF e CF....	129
Tabela B Ligações das vias do cabo de paciente aos terminais do simulador de ECG.....	161

Resumo

Os Eletrocardiógrafos, Desfibriladores e Cardioversores são equipamentos eletromédicos amplamente utilizados na rotina dos profissionais da área da saúde. O envolvimento do corpo clínico com o bem estar do paciente, faz com que esses profissionais não percebam os riscos e perigos existentes na utilização destes equipamentos. Por sua vez, estes equipamentos também apresentam características de construção que garantem o mínimo de segurança na utilização. Estas características, se fora de limites apropriados, podem provocar danos nos pacientes, operadores e instalações. Esta dissertação visa explicar aspectos de segurança associados à operação, funcionalidade e risco a choque elétrico de Eletrocardiógrafos, Desfibriladores e Cardioversores. Neste trabalho também são propostos ensaios de funcionalidade e segurança dos equipamentos estudados, bem como a sistematização de procedimentos de operação.

Palavras chave: eletrocardiógrafos; desfibriladores; cardioversores; operação; funcionalidade; segurança.

Abstract

Electrocardiographs, defibrillators and monitor-defibrillators are electromedical equipments thoroughly used by healthcare professionals. Some of these professionals do not realize that some hazards are present when using these equipments. Electromedical equipments also present some constructive features that guarantee a minimum safe level on its utilization. When these constructive features are not within the suitable thresholds, it can cause damage to patient and operator. This work intends to explain some safety aspects related to operating, functionality and electrical shock hazards of electrocardiographs, defibrillators and monitor-defibrillators. A proposal of functional and safety tests as well as some operating procedures are also presented.

Words key: electrocardiograph; defibrillator; monitor-defibrillator; operation; functionality; electrical safety.

1. INTRODUÇÃO

Os eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores são equipamentos de apoio ao corpo clínico que estão presentes nas atividades diárias nos ambientes hospitalares e outros estabelecimentos de saúde, sendo de uso imprescindível em serviços de emergência.

Através do eletrocardiógrafo é realizado o eletrocardiograma, um exame de rotina, onde se registra a atividade elétrica do coração sobre a superfície do corpo do paciente, objetivando o diagnóstico da funcionalidade do sistema de condução do coração.

Os desfibriladores e cardioversores são equipamentos utilizados, geralmente, em situações de emergência, onde o paciente encontra-se em estado de morte aparente ou com determinadas arritmias cardíacas. Estes equipamentos aplicam uma descarga elétrica controlada de alta intensidade sobre o paciente, como procedimento de terapia, com o objetivo de reverter alguns tipos de arritmias cardíacas ou reativar o funcionamento do sistema de condução cardíaco.

A tecnologia envolvida no projeto, construção e utilização de eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores muitas vezes não é assimilada pelo corpo clínico, acarretando falhas na operação dos equipamentos.

Todo cidadão tem uma possibilidade eminente de utilizar estes equipamentos, não por vontade própria, mas por necessidade devido a uma debilidade ou deficiência em seu organismo. Pode-se pensar também não só no tratamento dispensado a um indivíduo, mas em um nível macro, onde toda a sociedade, independente de sua vontade, necessita e, obrigatoriamente, precisa destes equipamentos funcionando corretamente.

Nos dias atuais, o atendimento hospitalar realizado por profissionais da área de saúde cada vez mais necessita de equipamentos que auxiliem na realização de suas atividades. No caso de atendimentos especializados ou intensivos, a presença de equipamentos de diagnóstico, monitoração, terapia ou de suporte à vida é extremamente necessária.

1.1. OBJETIVO

O objetivo desta dissertação é estudar os eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores, no que diz respeito à segurança que estes devem proporcionar ao paciente e ao operador, quando em utilização.

A segurança na utilização destes equipamentos não é só garantida por condições apropriadas de funcionamento (funcionalidade), mas também através da correta utilização por parte do operador e das características técnicas que minimizem outros riscos à segurança.

Com o intuito de abranger a utilização correta dos equipamentos, esta dissertação foi desenvolvida visando complementar o conhecimento dos operadores e indicar quais procedimentos devem ser realizados, de forma a garantir maior segurança ao paciente.

Finalmente, para completar a segurança que os eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores devem proporcionar, esta dissertação cita características metrológicas necessárias a estes equipamentos e propõe a realização de ensaios mínimos de funcionalidade e segurança, que garantam qualidade na sua utilização durante os procedimentos clínicos.

1.2. JUSTIFICATIVA

Os eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores são utilizados com frequência dentro dos procedimentos clínicos, mas os resultados que estes equipamentos proporcionam (o eletrocardiograma, a desfibrilação ou cardioversão) não são totalmente avaliados em relação à qualidade e à necessidade apresentada dia a dia. Estes equipamentos por serem de diagnóstico ou terapia, onde o resultado está diretamente relacionado com o paciente, necessariamente devem possuir características metrológicas que assegurem condições mínimas de segurança e funcionalidade.

Muitas vezes é difícil para o operador identificar a falta de funcionalidade dos equipamentos, por estes estarem aparentemente funcionando corretamente. A utilização de equipamentos em condições não apropriadas pode comprometer a saúde do paciente. A dificuldade por parte do operador de qualificar o equipamento é um perigo existente e constante dentro dos hospitais que pode ser minimizado através de procedimentos de ensaios por parte da equipe de engenharia clínica.

Atualmente no Brasil, não existe uma cultura metrológica na área de equipamentos médico-hospitalares. O Ministério da Saúde (MS), através do PROEQUIPO (Programa de Equipamentos Odonto-Médico-Hospitalares), tem desenvolvido atividades que visam a implementação de um controle de qualidade dos equipamentos ligados à saúde [25]. A criação do PECES [25] (Programa de Ensaio de Conformidade em Equipamentos para a Saúde) dentro do subprograma de qualidade do PROEQUIPO, em 1991, foi a primeira tentativa de elaborar uma política de Certificação de Conformidade¹.

¹ Ato de atestar por meio de um certificado ou marca de conformidade que um produto ou serviço está conforme a uma determinada norma [25].

Em 1995, o Ministério da Saúde, através da Portaria 2.663, determinou que os fornecedores de equipamentos eletromédicos (“equipamento elétrico dotado de não mais que um recurso de conexão a uma determinada rede de alimentação elétrica e destinado a diagnóstico, tratamento ou monitoração do paciente, sob supervisão médica, que estabelece contato físico ou elétrico com o paciente e/ou fornece energia para o paciente, ou recebe a que dele provém, e/ou detecta esta transferência de energia” [16]) devem apresentar os certificados de conformidade destes equipamentos, emitidos por organismos credenciados [20]. Teoricamente, após o prazo estipulado pela Portaria, todo equipamento eletromédico para ser adquirido pelo Sistema Único de Saúde (SUS) deveria ter o certificado de conformidade à norma NBR IEC 601-1 (Equipamento Eletromédico - Parte I - Prescrições Gerais de Segurança) e às normas particulares IEC 601-2, correlatas a anterior.

As dificuldades na elaboração das normas da série IEC 601-2 [20] e a não disponibilidade de laboratórios de ensaio credenciados para a Certificação de Conformidade, fizeram o Ministério da Saúde adiar o prazo estipulado pela Portaria 2.663.

O problema da qualidade dos equipamentos eletromédicos não é só a falta de certificação de conformidade. Outros problemas, como falta de treinamento de operadores dos equipamentos, assistência técnica qualificada, procedimentos de ensaios para avaliação tecnológica são também determinantes para esta qualidade.

A experiência obtida no gerenciamento e manutenção de Eletrocardiógrafos, Desfibriladores e Cardioversores no Hospital Universitário (HU) tem mostrado que muitos fatores são omitidos, ou mesmo desconhecidos, por fabricantes, fornecedores e operadores destes equipamentos. Estes equipamentos são tratados como simples eletrodomésticos, onde todos operam, consertam e ajustam. Na

verdade, poucos procedimentos, para estas situações, são conhecidos e executados corretamente, fazendo a funcionalidade e segurança dos equipamentos ficarem comprometidas.

A incerteza no correto funcionamento dos equipamentos existe e é uma realidade dentro dos hospitais. Este problema deve ser resolvido pela interação entre o corpo clínico e a equipe de engenharia clínica, com cada parte assumindo sua responsabilidade. Esta dissertação apresenta análise e proposta de soluções que uma equipe de engenharia clínica pode oferecer para a minimização destes problemas relativo aos eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores.

1.3. METODOLOGIA

Após a definição dos objetivos desta dissertação, passou-se a estudar bibliografias que refletissem informações necessárias para a concretização do trabalho. Os estudos bibliográficos proporcionaram a obtenção de informações sobre:

- funcionamento de eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores;
- interação entre os equipamentos e o paciente;
- as técnicas clínicas que utilizam estes equipamentos para fins de diagnóstico e terapia: eletrocardiografia, desfibrilação e cardioversão;
- características metrológicas destes equipamentos, relativas à funcionalidade e à segurança quanto ao risco de choque elétrico, definidas em normas técnicas;
- procedimentos para a utilização dos equipamentos;
- segurança na utilização dos equipamentos;
- procedimentos de ensaios de funcionalidade e segurança.

1.4. ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Esta dissertação foi estruturada em 11 capítulos tentando analisar os objetivos definidos na metodologia. Neste capítulo 1, tem-se a introdução da dissertação, onde mostra-se os objetivos, a justificativa e a metodologia.

O funcionamento do coração é apresentado de forma resumida no capítulo 2, tendo como objetivo ilustrar o princípio de atuação das técnicas clínicas, a eletrocardiografia, a desfibrilação e a cardioversão, que são explanadas nos capítulos 3 e 4.

Os equipamentos utilizados para a realização das técnicas clínicas, o eletrocardiógrafo, o desfibrilador e o cardioversor, são apresentados, respectivamente nos capítulos 5, 6 e 7.

Os capítulos 8 e 9 tratam da segurança envolvida nos equipamentos e em sua utilização para a realização das técnicas clínicas, com o objetivo de minimizar prejuízos aos pacientes, operadores e instalações. O capítulo 8 trata dos procedimentos que devem ser executados pelo operador com o intuito de maximizar a qualidade na utilização dos equipamentos e, conseqüentemente, a segurança envolvida na operação. O capítulo 9 trata a segurança envolvida com os equipamentos através das suas características técnicas específicas para a utilização clínica e referentes a segurança quanto ao risco de choque elétrico.

O capítulo 10 apresenta propostas de ensaios para avaliação de funcionalidade e segurança relativa ao risco de choque elétrico de eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores.

Finalmente, no capítulo 11, apresenta-se as conclusões desta dissertação.

2. FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO

Os equipamentos em estudo nesta dissertação atuam direta ou indiretamente sobre o coração. Assim, um conhecimento básico do funcionamento deste órgão se faz necessário.

2.1 O CORAÇÃO

A função do coração é fazer o sangue circular, de forma que este entre em contato com as células do organismo, propiciando a nutrição e o metabolismo das mesmas.

O coração está localizado aproximadamente no centro da caixa torácica. É um órgão oco, pois possui quatro câmaras internas pelas quais flui o sangue. As quatro câmaras são: átrio direito, átrio esquerdo, ventrículo direito e ventrículo esquerdo (ver Figura 2.1).

Segundo Guyton [52], o coração pode ser estudado como sendo composto por duas bombas: bomba direita, composta pelos átrio e ventrículo direito, bombeia sangue venoso (rico em CO_2) proveniente das veias cava inferior e superior para os pulmões; bomba esquerda, composta pelos átrio e ventrículo esquerdo, bombeia sangue arterial (rico em O_2) proveniente dos pulmões para as demais partes do corpo. A Figura 2.1 (figura modificada [81]) mostra uma representação simplificada da circulação sanguínea, bem como o coração e suas câmaras.

A contração cardíaca é realizada em duas etapas: contração atrial, onde o sangue dos átrios é bombeado para os ventrículos; contração ventricular, onde o sangue é bombeado dos ventrículos para fora do coração.

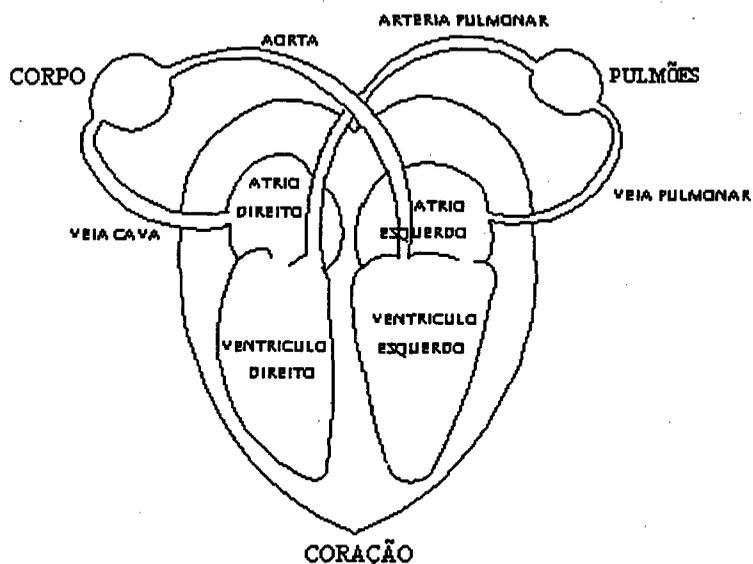


Figura 2.1 Representação da circulação sanguínea, do coração e suas câmaras

2.2 FISILOGIA

2.2.1 Fisiologia Celular

As células humanas são constituídas de núcleo, citoplasma e membrana celular, conforme Figura 2.2. A membrana celular faz a separação da célula com o meio exterior, sendo responsável pela entrada e saída de substâncias da mesma. A água é a substância mais presente na célula, cerca de 70 a 85% [52].

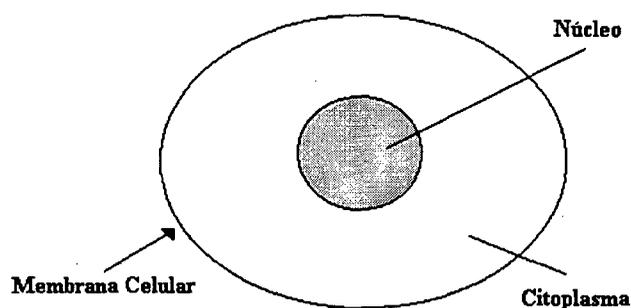


Figura 2.2 Representação simplificada de uma célula

O líquido existente dentro da célula (líquido intracelular) é diferente do líquido que circunda a célula (líquido extracelular), pois as concentrações de diversas substâncias presentes nestes são diferentes. Estas substâncias são: íons, fosfatos, glicose, gorduras, etc [52].

Pela equação de Nernst [53]:

$$E = \pm 0.061 \cdot \log \frac{C1}{C2};$$

onde:

E: potencial elétrico (em volts), este potencial elétrico pode ser positivo ou negativo dependendo da composição iônica das concentrações envolvidas;

C1: concentração de um lado da membrana celular;

C2: concentração do outro lado.

Observa-se a presença de uma diferença de potencial entre o líquido intracelular e o líquido extracelular, produzido pela diferença de concentração. Esta diferença de potencial é denominada potencial de repouso. Nas células musculares este potencial de repouso é da ordem de -90 mV [52].

Se uma célula é excitada de forma que a membrana celular permita a entrada e/ou saída de substâncias, gerando uma abrupta variação no potencial de repouso, este processo pode desencadear um potencial de ação. O potencial de ação é caracterizado pela variação do potencial de membrana da célula, conforme Figura 2.3, de forma que esta diferença de potencial, inicialmente negativa, é alterada, chegando a tornar-se positiva, e posteriormente retornando ao valor inicial.

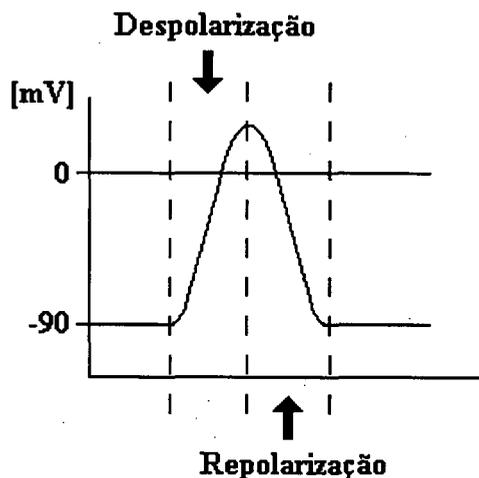


Figura 2.3 Ilustração do potencial de ação

É através do potencial de ação que as células nervosas promovem as transmissões nervosas e as células musculares executam a contração muscular.

Quando a célula, decorrente do potencial de ação, torna-se positiva, diz-se que a mesma está despolarizada. Quando a célula retorna ao seu potencial de repouso, no final do potencial de ação, diz-se que a mesma está repolarizada. Assim, a despolarização e repolarização da célula fazem parte do potencial de ação.

O potencial de ação ocorrido em uma célula, propaga-se para as células vizinhas a esta, desencadeando em uma onda de despolarização seguida de uma onda de repolarização.

2.2.2 Fisiologia Muscular

O músculo é formado pelo conjunto de fibras musculares [52]. Na composição destas fibras musculares existem filamentos, denominados actina e miosina, que se interdigitam sendo responsáveis pela contração muscular. Estando a célula muscular em repouso, a interação entre os filamentos de actina e miosina é inibida.

Durante o potencial de ação, há a liberação de cálcio por uma organela da célula muscular - o retículo sarcoplasmático. O cálcio liberado interfere nas ligações químicas que inibiam a interação dos filamentos de actina e miosina, proporcionando sua atuação.

Os filamentos de actina e miosina estão localizados dentro de uma estrutura celular denominada sarcômero. A interação dos filamentos provoca a contração do sarcômero, que é da ordem de microns (μm) [52]. A contração dos inúmeros sarcômeros ao longo da fibra muscular, provoca a contração da mesma, conforme Figura 2.4.

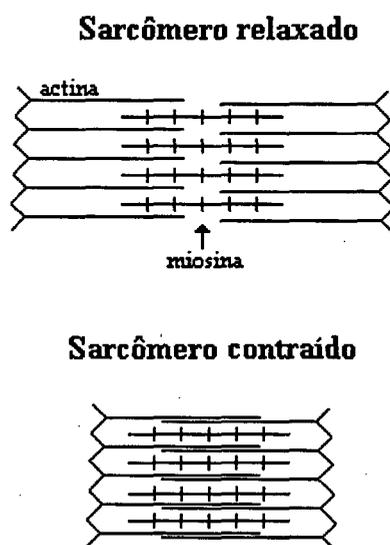


Figura 2.4 Representação do sarcômero relaxado e contraído

2.2.3 Fisiologia Muscular Cardíaca

As fibras que constituem o coração, por serem musculares, comportam-se como descrito anteriormente. No coração existem fibras musculares que possuem características diferentes, responsáveis por atividades específicas. Estas atividades

específicas fazem o coração possuir um ritmo de trabalho, executando uma seqüência rítmica de etapas que se sucedem ao longo do tempo.

2.2.3.1 Nó sino-atrial (NSA)

O nó sino-atrial (NSA) é constituído de um conjunto de células musculares cardíacas cuja função é dar início à atividade de contração. As células musculares cardíacas tem a propriedade de se despolarizarem e repolarizarem espontaneamente (auto-excitação), ou seja, dar início ao potencial de ação sem necessidade de estímulo externo. A auto-excitação do NSA tem uma frequência superior às das outras células musculares cardíacas, indicando que este determina o ritmo das contrações cardíacas. O NSA é denominado de marca-passo natural do coração.

O NSA localiza-se no átrio direito próximo à veia cava superior [52], determinando que o processo da contração cardíaca inicia-se pela contração atrial (ver Figura 2.5).

O NSA possui uma frequência de auto-excitação de 60 a 70 vezes por minuto [52], determinando a frequência cardíaca.

2.2.3.2 Nó atrio-ventricular (NAV)

O nó atrio-ventricular (NAV) localiza-se na parte inferior do átrio direito próximo ao septo atrio-ventricular [52] (ver Figura 2.5).

O NAV possui uma característica que o torna importante no processo da contração cardíaca. As células musculares cardíacas do NAV retardam a onda de despolarização que se propaga do átrio direito em direção aos ventrículos. Este retardo garante que átrios e ventrículos não se contraíam simultaneamente.

2.2.3.3 Feixe de His e fibras de Purkinje

A característica fundamental das células musculares cardíacas do feixe de His e fibras de Purkinje é o alto acoplamento elétrico, pela existência de aberturas intercelulares. Este acoplamento elétrico facilita a propagação de uma onda de despolarização através de todas as células, garantindo a contração destas, quase que simultaneamente.

O feixe de His, também chamado de feixe atrio-ventricular [52], localiza-se dentro do septo inter-ventricular, ligando eletricamente o NAV e as fibras de Purkinje [54]. O feixe de His bifurca-se em dois ramos [54]: direito e esquerdo. O ramo esquerdo é responsável pela condução do estímulo ao ventrículo esquerdo e, analogamente, o ramo direito responsável pela condução do estímulo ao ventrículo direito. O ramo esquerdo também bifurca-se em dois outros ramos, tendo por finalidade melhorar a distribuição do estímulo ao ventrículo esquerdo, já que este possui massa maior que o ventrículo direito e, conseqüentemente, maior número de células musculares (ver figura 2.5).

As fibras de Purkinje são a continuação do feixe de His dentro dos ventrículos, sendo responsáveis pela transmissão do estímulo às células musculares diretamente [52] [54].

2.3 FUNCIONAMENTO DO CORAÇÃO

A contração cardíaca é iniciada através da despolarização espontânea do NSA. As células musculares atriais, vizinhas ao NSA, recebem a onda de despolarização, iniciando a contração atrial. Após percorrer os átrios, a onda de despolarização chega ao NAV onde recebe um retardo que garante a contração atrial

antes da contração ventricular. Passando pelo NAV, a onda de despolarização percorre rapidamente o feixe de His e as fibras de Purkinje chegando às células musculares do ventrículo, ocasionando a contração ventricular.

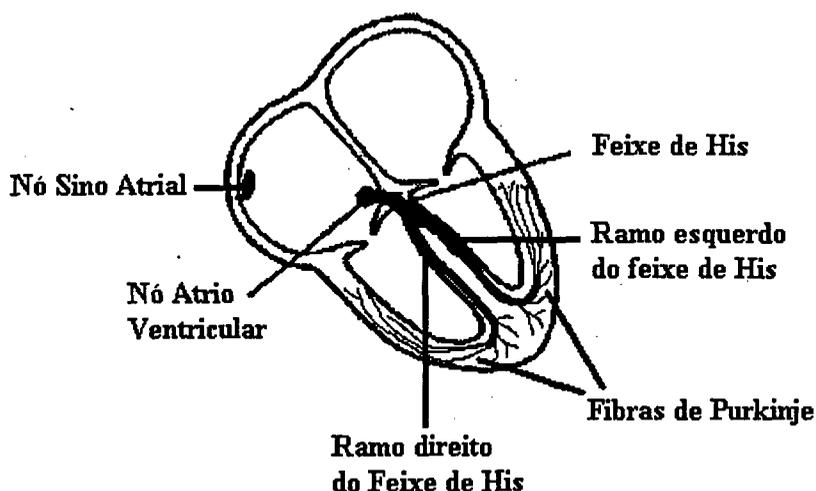


Figura 2.5 Disposição do tecido especializado de condução

Após a contração, o coração torna a se repolarizar, relaxando as células musculares, ficando apto para uma nova contração.

2.4 CONTROLE DA FREQUÊNCIA CARDÍACA

O NSA é responsável pelo início da contração cardíaca, determinando a frequência deste processo. Além da característica de auto-excitação, o NSA também recebe influência do Sistema Nervoso Autônomo (SNA) [53], através dos nervos simpáticos e parassimpáticos. O SNA controla o NSA alterando sua frequência de auto-excitação de acordo com as necessidades do corpo ao longo de suas atividades diárias. Além do NSA, o NAV e partes dos átrios e ventrículos também sofrem estas influências [53].

O coração possui um mecanismo de reserva para controle da frequência cardíaca. Este mecanismo tem como objetivo garantir a sobrevivência do coração e do

próprio organismo quando da falha do NSA. Como já foi mencionado, o NSA não é o único conjunto de células cardíacas que possui a característica de auto-excitação. O NAV, algumas células do átrio direito e dos ventrículos também possuem esta característica, mas com frequências de auto-excitação menores do que a do NSA [52], como mostra a Tabela 2.1.

Células musculares cardíacas	Frequência de auto-excitação
NSA	60 a 70
NAV	40 a 60
Fibras de Purkinje	40 a 15

Tabela 2.1 Frequências de auto-excitação das células musculares cardíacas

Desta forma, estes outros conjuntos de células trabalham acompanhando o ritmo imposto pelo NSA, já que suas auto-excitações ficam mascaradas. Quando ocorre falha no NSA, o mecanismo de reserva entra em operação colocando um substituto, não permitindo o cessar das contrações cardíacas. O funcionamento do coração com o mecanismo de reserva fica comprometido, pois o mesmo não trabalha dentro das condições ideais, necessitando de acompanhamento médico.

2.5 FIBRILAÇÃO CARDÍACA

A contração e o relaxamento do coração são realizados sucessivamente ao longo da vida humana, sendo um processo seqüencial. Esta seqüência garante o funcionamento cardíaco, cuja função é o bombeamento do sangue. A interrupção deste processo, ou seja, a perda da seqüência de despolarização e repolarização sincronizada [54] [74] ou simultânea [52] das células musculares cardíacas é denominado fibrilação.

A fibrilação não é caracterizada pela falta de atividade elétrica no músculo cardíaco, mas pela desordem desta atividade. Na fibrilação, a atividade muscular que segue a atividade elétrica (despolarização e repolarização) não é eficiente, apesar de existente. As células cardíacas não mais seguem o ritmo estipulado pelo NSA, ficando desordenadas, acarretando no não bombeamento de sangue.

A fibrilação pode ocorrer tanto nos átrios (fibrilação atrial) quanto nos ventrículos (fibrilação ventricular).

A fibrilação atrial é caracterizada pela deficiência na contração atrial, decorrente da desordem das células atriais, acarretando em deficiência no enchimento ventricular. Guyton [52] diz que é provável que os átrios sejam responsáveis por 20 a 30 % do enchimento normal dos ventrículos. Um indivíduo, teoricamente, poderia viver com fibrilação atrial, pois esta não impede que o sangue continue circulando através do corpo pela contração dos ventrículos [52].

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

A fibrilação grossa é caracterizada pelo registro eletrocardiográfico com grande amplitude e componentes de alta frequência, conforme Figura 2.6. O não tratamento deste tipo de fibrilação acarreta no aparecimento de fibrilação fina.

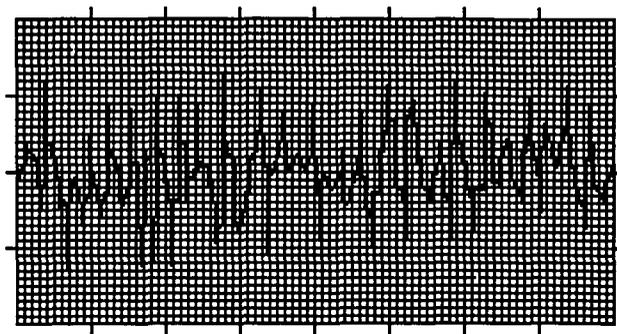


Figura 2.6 Fibrilação grossa

A fibrilação fina apresenta o registro eletrocardiográfico com baixa amplitude e com componentes de baixa frequência, conforme Figura 2.7. O não tratamento da fibrilação fina acarreta em parada cardíaca.

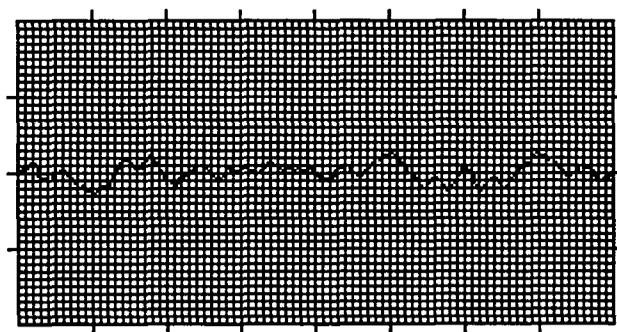


Figura 2.7 Fibrilação fina

2.5.1 Teorias Sobre a Fibrilação

A fibrilação, por ser um fenômeno complexo, não possui uma teoria capaz de explicá-la na sua totalidade. A seguir, apresenta-se, resumidamente, três teorias sobre a origem da fibrilação.

2.5.1.1 Focos ectópicos

A teoria dos focos ectópicos [52] [74] [78] baseia-se na falha da característica de auto-excitação das células musculares cardíacas, de forma que estas, de forma exagerada e anormal geram o aparecimento de inúmeros “marcapassos

auxiliares” (focos ectópicos), ocasionando uma desordem no sistema de condução das ondas de despolarização.

2.5.1.2 Movimento circular

Esta teoria baseia-se no seguinte princípio: um conjunto de células é excitado repetidamente pelo mesmo estímulo, pois admite que este percorra um caminho fechado retornando a regiões anteriormente excitadas, desencadeando uma seqüência infinita de despolarizações e repolarizações [52] [74] [78].

2.5.1.3 Não homogeneidade do tecido cardíaco

A diversidade de tecidos dentro do coração é um aspecto importante admitindo-se a possibilidade do mesmo entrar em fibrilação [64]. Esta teoria sugere que a reação diferenciada em partes não homogêneas à introdução de um estímulo pode desencadear uma fibrilação [52] [78].

2.5.2 Causas da Fibrilação

Valentinuzzi [78] classificou as causas da fibrilação em dois aspectos:

a) Quanto à origem:

- origem clínica: desenvolvimento de fibrilação por debilidade cardíaca;
- origem elétrica: desenvolvimento de fibrilação após choque elétrico;
- origem cirúrgica: desenvolvimento de fibrilação durante o procedimento cirúrgico, após contato físico com o coração.

b) Tipos de perturbação

Qualquer perturbação de ordem elétrica, mecânica, térmica ou química, pode ocasionar fibrilação cardíaca [78].

2.6 PERÍODO VULNERÁVEL

Anteriormente, descreveu-se os tipos de perturbação que possivelmente podem levar a uma fibrilação ventricular. A amplitude mínima de perturbação necessária para iniciar uma fibrilação é denominada limiar fibrilatório [78].

O limiar fibrilatório elétrico é definido como a mínima amplitude de uma perturbação elétrica a ocasionar fibrilação cardíaca.

Wiggers e Wegria, apud Lown [67], com o objetivo de encontrar o limiar fibrilatório elétrico fizeram a estimulação do coração com corrente elétrica durante todo o ciclo de funcionamento (contração e relaxamento). Eles chegaram a conclusão que o período mais propenso a desenvolver fibrilação cardíaca era coincidente com a repolarização dos ventrículos (onda T no registro eletrocardiográfico). Assim, definiram como período vulnerável, o período no qual o coração tem mais probabilidade de entrar em fibrilação. Na Figura 2.8 tem-se a ilustração do período vulnerável do coração.

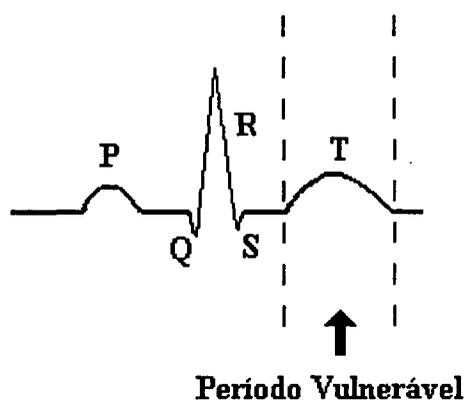


Figura 2.8 Período vulnerável cardíaco

3. ELETROCARDIOGRAFIA

Com o objetivo de entender melhor o princípio de funcionamento dos eletrocardiógrafos, deve-se ter uma noção geral sobre a eletrocardiografia.

3.1 DEFINIÇÃO

A eletrocardiografia é o método pelo qual se registra a atividade elétrica da musculatura cardíaca [65]. O resultado de uma eletrocardiografia denomina-se eletrocardiograma - registro gráfico dos potenciais elétricos produzidos pela atividade elétrica do coração [50]. Este método possui mais de cem anos [31] e, ao longo destes sofreu algumas adaptações e modificações, mas permanecendo com sua base inicial inalterada.

3.2 HISTÓRIA DA ELETROCARDIOGRAFIA

A história da eletrocardiografia pode ser dividida em cinco eras, segundo Surawicz [75]: pré-Einthoven, Einthoven, Lewis-Wenckebach, Wilson e pós-Wilson.

A era pré-Einthoven foi marcada pela demonstração de registros de potenciais bioelétricos cardíacos de rãs por Koellier e Mueller em 1856 [75] e pelo registro da atividade elétrica sobre a superfície do corpo humano por Waller em 1887 [31].

Einthoven é considerado o pai da eletrocardiografia, apud Surawicz [75]. A era de Einthoven foi caracterizada pela utilização de galvanômetros (aparelhos que detectam a presença de corrente elétrica em um circuito). Foi Einthoven quem estudou e propôs teorias sobre a eletrocardiografia em 1903, conceituando e nomeando uma série de fenômenos associados as suas observações práticas [27] [31] [75]. O nome

“eletrocardiografia” derivou de uma publicação feita por Einthoven, onde denominou os registros gráficos realizados de “elektrokardiogramm” (em alemão) [31] [75]. Os fundamentos da eletrocardiografia, propostos por Einthoven, são utilizados atualmente por médicos em todo o mundo, sendo um método amplamente difundido no meio clínico.

A era Lewis-Wenckebach foi caracterizada pelas interpretações da eletrocardiografia relacionadas com arritmias cardíacas, estudadas principalmente pelos dois pesquisadores que levam o nome desta era [75].

Wilson foi outro pesquisador de grande importância para a eletrocardiografia. Ele desenvolveu teorias e acrescentou definições às propostas por Einthoven. O trabalho de Wilson resultou na incorporação do eletrocardiograma dentro da prática clínica, praticamente como é realizado atualmente [75]. Goldberger aperfeiçoou, em 1942, alguns conceitos propostos por Wilson [27].

A era pós-Wilson começou a partir de 1950 e estende-se até os dias atuais. Esta era é caracterizada pela automação da eletrocardiografia através de equipamentos microprocessados e da utilização da eletrocardiografia na exploração cardíaca direta através de catéteres invasivos [75].

3.3 TEORIA DA ELETROCARDIOGRAFIA

Os potenciais elétricos existentes sobre a superfície do corpo são provenientes da atividade elétrica existente no coração, através do campo elétrico gerado pelas ondas de despolarização e repolarização resultante da movimentação iônica nas células cardíacas [27].

A partir da possibilidade de medir diferença de potencial provocada pelo coração através da superfície do corpo humano, Einthoven postulou algumas teorias a respeito do fenômeno.

Einthoven associou as ondas de despolarização e repolarização do coração a vetores elétricos e fez a decomposição dos mesmos em três direções, utilizando um triângulo equilátero, conhecido como triângulo de Einthoven, conforme Figura 3.1.

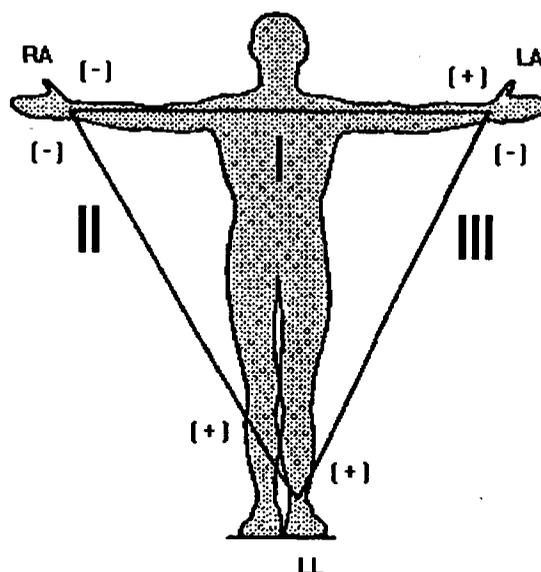


Figura 3.1 Triângulo de Einthoven [34]

Estas direções são defasadas entre si, mas todas pertencem a um mesmo plano, denominado de plano frontal [50]. A projeção dos vetores elétricos do coração numa determinada direção, pode ser denominado de derivação. Einthoven definiu três derivações: I, II e III. Analisando esta decomposição vetorial, observa-se que Einthoven usou a primeira Lei de Kirchoff, onde a somatória das quedas de tensão ao longo de um circuito fechado é igual a zero. Porém, Einthoven definiu que a derivação II é a soma das derivações I e III:

$$II = I + III.$$

As derivações definidas por Einthoven são também conhecidas por derivações bipolares pela medição de diferença de potencial entre dois pontos [65].

Em sua teoria, Einthoven idealizou um vetor resultante, representando o campo elétrico gerado pelos potenciais de ação do coração, no centro de um triângulo equilátero e o meio de condução deste campo elétrico até a superfície do corpo. Estas considerações teóricas feitas por Einthoven não são verdadeiras [65], mas as interpretações dos registros gráficos, realizadas posteriormente por outros pesquisadores, foram feitas com o objetivo de detectar patologias, de forma que as imperfeições da teoria ficassem mascaradas, não tirando a validade da mesma. Resumindo, os médicos aprenderam a diagnosticar utilizando uma teoria com algumas irregularidades, mas que não afeta o diagnóstico final.

As derivações definidas por Einthoven são:

- I : diferença de potencial entre braço esquerdo (LA) e braço direito (RA);
- II : diferença de potencial entre perna esquerda (LL) e braço direito (RA);
- III : diferença de potencial entre perna esquerda (LL) e braço esquerdo (LA).

Os termos LA, RA e LL utilizados acima vêm da língua inglesa:

RA → Right Arm (braço direito);

LA → Left Arm (braço esquerdo);

LL → Left Leg (perna esquerda).

São também utilizadas em algumas bibliografias os termos: R (para braço direito), L (para braço esquerdo) e F (para perna esquerda). Estes termos provêm também da língua inglesa, onde:

R → Right (direito);

L → Left (esquerdo);

F → Foot (pé) [71].

Matematicamente:

$$I = LA - RA;$$

$$II = LL - RA;$$

$$III = LL - LA.$$

Com a observação dos registros destas três derivações, Einthoven nomeou as curvas que apareciam nos registros efetuados: onda P, onda Q, onda R, onda S e onda T. Segundo Cooper [31], Einthoven utilizou uma nomenclatura, usada na época pela geometria, onde pontos em linhas retas eram denominados iniciando-se pela letra “A” e pontos em linhas curvas eram iniciados pela letra “P”. A Figura 3.2 mostra as ondas registradas em um eletrocardiograma.

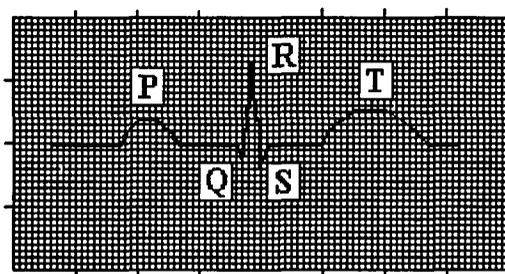


Figura 3.2 Ondas P, Q, R, S e T do ECG

Em 1934, segundo Bronzino [27], Wilson propôs um conjunto de derivações, nas quais media-se a diferença de potencial entre um ponto qualquer do corpo, através de um eletrodo explorador, e um ponto com “potencial zero”. Sabe-se que este ponto definido por Wilson não possui potencial zero, mas para fins práticos, a sua teoria pode ser aplicada [65]. As derivações de Wilson são conhecidas como derivações unipolares, já que teoricamente um dos pontos possui tensão zero [65].

Wilson utilizando a teoria de Einthoven, uniu em um terminal os três pontos a serem ligados no corpo (RA, LA e LL) através de três resistores e atribuiu a este nó, o “potencial zero”. Este terminal é conhecido como Terminal Central de Wilson [50] [65].

O resultado do estudo de Wilson é a elaboração de três outras derivações no mesmo plano (plano frontal) das derivações de Einthoven: VR, VL e VF, onde “V” significa potencial elétrico (tensão) [71] ou vetor [65].

As derivações unipolares de Wilson são:

VR : diferença de potencial entre RA e a média aritmética entre RA, LA e LL;

VL : diferença de potencial entre LA e a média aritmética entre RA, LA e LL;

VF : diferença de potencial entre LL e a média aritmética entre RA, LA e LL.

Matematicamente:

$$VR = RA - \frac{RA + LA + LL}{3};$$

$$VL = LA - \frac{RA + LA + LL}{3};$$

$$VF = LL - \frac{RA + LA + LL}{3}.$$

Wilson também introduziu as derivações precordiais [50] [65], que são derivações unipolares na qual o eletrodo explorador é colocado na região precordial do tórax. Estas derivações não estão no mesmo plano das derivações anteriores, pois estão no plano horizontal [50]. As derivações precordiais são basicamente: V1, V2, V3, V4, V5 e V6.

Matematicamente:

$$V_x = v_x - \frac{RA + LA + LL}{3}$$

Onde:

$x = 1$ a 6 .

V_x = derivação precordial

v_x = posição no precórdio

A Figura 3.3 mostra a disposição dos eletrodos para a realização das derivações precordiais e suas respectivas posições estão descritas a seguir [34] [50] [65]:

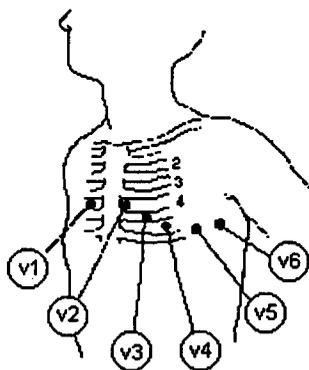


Figura 3.3 Disposição dos eletrodos precordiais [54]

V1 - Borda direita do esterno no 4º espaço intercostal direito;

V2 - Borda esquerda do esterno no 4º espaço intercostal esquerdo;

V3 - Ponto médio entre V2 e V4;

V4 - Interseção da linha hemiclavicular com o 5º espaço intercostal esquerdo;

V5 - Interseção da linha axilar anterior esquerda com uma linha horizontal que passa por V4;

V6 - Interseção da linha axilar média esquerda com uma linha horizontal que passa por V4.

Existem outras derivações precordiais, mas estas são somente utilizadas em circunstâncias especiais indicadas por um cardiologista. Algumas delas estão descritas a seguir indicando a posição do eletrodo explorador para a medição das mesmas:

V7 - Interseção da linha axilar posterior esquerda com uma linha horizontal que passa por V4 e V6;

V8 - Interseção da linha vertical que passa pelo ângulo da escápula com a linha horizontal que passa por V4 e V6;

V9 - Interseção da linha paravertebral com uma horizontal que passa por V4 e V6;

V3R - Mesma posição de V3 à direita;

V4R - Mesma posição de V4 à direita;

V5R - Mesma posição de V5 à direita;

V6R - Mesma posição de V6 à direita.

V7R - Mesma posição de V7 à direita.

V8R - Mesma posição de V8 à direita.

V9R - Mesma posição de V9 à direita.

Ainda existem as derivações “altas” e “baixas” utilizadas no precórdio, onde a colocação dos eletrodos fica um ou dois espaços intercostais acima ou abaixo da localização habitual [34] [65]. A Figura 3.4 mostra a disposição dos eletrodos no plano horizontal.

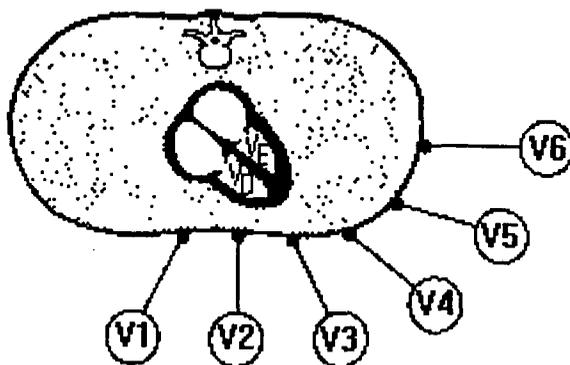


Figura 3.4 Plano horizontal [54]

Goldberger em 1942, segundo Bronzino [27], propôs uma modificação nas três derivações unipolares do plano frontal: VF, VL e VR. Ele fez uma alteração no circuito eletrônico proposto por Wilson, conseguindo um acréscimo na amplitude das derivações de 1,5 vezes. Estas novas derivações foram denominadas de aVR, aVL e aVF. Onde:

aVR : diferença de potencial entre RA e a média aritmética entre LA e LL;

aVL : diferença de potencial entre LA e a média aritmética entre RA e LL;

aVF : diferença de potencial entre LL e a média aritmética entre RA e LA;

Matematicamente:

$$aVR = RA - \frac{LA + LL}{2};$$

$$aVL = LA - \frac{RA + LL}{2};$$

$$aVF = LL - \frac{RA + LA}{2}.$$

Pode-se comprovar o acréscimo proposto por Goldberger [50]:

$$VR = RA - \frac{RA + LA + LL}{3} \quad \text{e} \quad aVR = RA - \frac{LA + LL}{2}$$

Desenvolvendo VR:

$$3 \cdot VR = 3 \cdot RA - (RA + LA + LL);$$

$$3 \cdot VR = 2RA - (LA + LL);$$

$$\frac{3}{2} \cdot VR = RA - \frac{LA + LL}{2}; \quad \Leftrightarrow \quad aVR = RA - \frac{LA + LL}{2}$$

$$\frac{3}{2} \cdot VR = aVR;$$

$$1,5 \cdot VR = aVR$$

O “a” colocado antes das derivações VR, VL e VF significa que as mesmas estão aumentadas [50] [65].

Atualmente, o eletrocardiograma convencional é composto por 12 derivações, sendo: as derivações bipolares de Einthoven (I, II e III), as derivações aumentadas de Golberger (aVR, aVL e aVF) e as seis derivações unipolares precordiais de Wilson (V1, V2, V3, V4, V5 e V6) . O eletrocardiograma convencional tem outras denominações: eletrocardiograma de rotina [27], eletrocardiograma usual [65], eletrocardiograma normal ou, simplesmente, eletrocardiograma.

Segundo Bronzino [27] a base do eletrocardiograma convencional (12 derivações) surgiu nos meados dos anos 30.

4. DESFIBRILAÇÃO E CARDIOVERSÃO

4.1 DESFIBRILAÇÃO

O Processo de reversão do estado desordenado da atividade elétrica do coração (fibrilação) é denominado desfibrilação. A desfibrilação despolariza as células cardíacas, de forma que estas passam a acompanhar novamente o ritmo estipulado pelo NSA [27][47]. O termo desfibrilação é utilizado para a reversão da fibrilação ventricular.

4.1.1 História da Desfibrilação

Em 1778, Charles Kite, descreveu a ressuscitação de uma criança de três anos de idade, dada como morta, com uma descarga elétrica. Stillings [73], relata a descrição de Kite sobre a atuação de Mr. Squire na utilização da eletricidade para a ressuscitação da criança e suas dúvidas na explicação do fenômeno. Aparentemente, Mr. Squire realizou uma desfibrilação sem ao menos conhecer o fenômeno da fibrilação cardíaca.

Nos meados e final do século XIX, vários pesquisadores descreveram em seus trabalhos o aparecimento de um fenômeno associado ao coração, no qual observava-se contrações irregulares não rítmicas [78]. Este fenômeno é conhecido atualmente como fibrilação.

A primeira desfibrilação elétrica foi realizada em 1889 por Prevost em ventrículos caninos e, em 1930, Hooker realizou uma desfibrilação química utilizando drogas para reverter uma fibrilação ventricular canina, apud Valentinuzzi [78].

Somente em 1947, Beck et al., apud Décourt [38], realizaram a primeira desfibrilação humana, sobre os ventrículos de um homem com corrente alternada de 60 Hz. Mas a desfibrilação, comumente utilizada nos procedimentos de emergências nos dias atuais, ou seja, a desfibrilação sobre o tórax foi realizada somente em 1956 por Zoll et al., apud Valentinuzzi [78] e apud Décourt [38], com corrente alternada de 60 Hz. Segundo Valentinuzzi [78] foi a partir de 1956 que a desfibrilação tornou-se uma terapia clinicamente aceitável.

Em 1962, Lown [67] desenvolveu a desfibrilação sincronizada, denominada também de cardioversão, para a utilização em outras arritmias cardíacas, como por exemplo, a fibrilação e flutter atrial (ver capítulo 5).

4.1.2 Métodos de Desfibrilação

Existem dois métodos de reverter uma fibrilação ventricular: desfibrilação química e desfibrilação elétrica. Como a desfibrilação química é utilizada em casos específicos dentro dos procedimentos clínicos, daqui por diante a palavra desfibrilação será utilizada como sinônimo de desfibrilação elétrica.

4.1.2.1 A desfibrilação química

A desfibrilação química consiste na aplicação de certas drogas dentro do ventrículo esquerdo, de modo que suas células sejam despolarizadas. Após a retirada da droga de dentro o coração, o mesmo deve ser excitado através de outras drogas para retomar seu ritmo normal [78].

Em 1984, Robicsek publicou um trabalho onde utiliza a desfibrilação química, mas com a retomada dos batimentos com marcapasso elétrico, apud

Valentinuzzi [78]. Ele tem utilizado este procedimento dentro de certas circunstâncias cardíacas onde a desfibrilação elétrica não tem sido eficiente em reverter a fibrilação.

4.1.2.2 A desfibrilação elétrica

A desfibrilação elétrica consiste na reversão da fibrilação ventricular por uma descarga elétrica. É um método altamente difundido mundialmente, cujos resultados tem se mostrado eficientes. O princípio da desfibrilação elétrica é o mesmo da desfibrilação química, ou seja, excitar todas células cardíacas para que recuperem sua sincronização com o NSA.

A desfibrilação elétrica é realizada através da aplicação de uma descarga elétrica em dois pontos sobre o tórax do paciente ou sobre seu coração. Denomina-se eletrodos de desfibrilação, a peça responsável pela aplicação da descarga elétrica sobre o paciente.

A desfibrilação elétrica é dividida em dois tipos: desfibrilação interna e desfibrilação externa.

4.1.2.2.1 Desfibrilação interna ou trans-ventricular

A desfibrilação interna é a desfibrilação elétrica na qual a descarga elétrica é aplicada diretamente sobre o coração. É utilizada unicamente em procedimentos cirúrgicos onde o paciente está com o tórax aberto, de onde vem o nome interna (interno ao corpo).

4.1.2.2.2 Desfibrilação externa ou trans-torácica

A desfibrilação externa é a desfibrilação elétrica na qual a descarga elétrica é aplicada sobre o tórax do paciente e parte da corrente elétrica que flui através

do tórax atravessa o coração. Este tipo de desfibrilação é o mais utilizado clinicamente em procedimentos de urgência pela sua praticidade.

4.1.3 Energia Entregue ao Paciente

Um dos problemas na utilização da desfibrilação é a quantidade de energia elétrica que deve ser aplicada ao paciente para cessar a fibrilação ventricular. Existem muitos estudos a respeito deste assunto, mas nenhum deles pode ser caracterizado como sendo o ideal. A seleção da energia elétrica necessária para a desfibrilação encontra na prática inúmeros fatores que podem fazer o resultado da terapia ficar comprometido: tamanho do tórax do paciente, tamanho do coração do paciente, características elétricas do corpo do paciente, peso do paciente, entre outros [58] [62]. Todos estes fatores influenciam na impedância trans-torácica ou trans-ventricular do paciente, e conseqüentemente, na corrente elétrica que atravessa o coração [61] [62] [72]. Apesar de muitos estudos realizados, não existe ainda uma teoria capaz de explicar totalmente a desfibrilação [27].

Tendo como base o peso do paciente, Tacker et al., apud Adgey et al. [1], determinaram que para pacientes com mais de 50 quilos, a energia elétrica a ser ministrada poderia ser superior a 300 joules. Em outro estudo, Gascho et al. [46] relataram a eficiência em desfibrilar pacientes entre 40 e 225 quilos com descargas entre 80 a 240 joules, assegurando que a desfibrilação não está relacionada com o peso do paciente.

Tacker et al. [76] propuseram a quantidade de energia necessária para a desfibrilação externa por peso do paciente: 1 a 2 joules/libra para pacientes com peso entre 0 a 50 libras, 2 a 3 joules/libra para pacientes com peso entre 50 a 100 libras e 3 joules/libra ou mais para pacientes com peso igual ou superior a 100 libras. Eles

também sugerem a fabricação de equipamentos que possam fornecer as energias propostas.

Campbell et al. [28] conseguiram 81% de eficiência em 52 episódios de fibrilação ventricular com descarga de 100 joules e 95% de eficiência em 233 episódios com descarga de 200 joules.

De Silva et Lown [36] descrevem uma desfibrilação de um homem de 190,1 quilos com um único choque de 400 joules, afirmando que o peso não é um fator determinante no sucesso da desfibrilação.

Weaver et al. [79] fizeram estudos com dois valores de energia: 175 e 320 joules e concluíram que 175 joules é um valor para uma descarga inicial seguro e eficiente.

Segundo Adgey et al. [1] a descarga de energia com valor elevado, assim como, sucessivas descargas de baixa energia, podem acarretar em risco ao paciente através de dano às células do miocárdio. Adgey et al. [1] afirmam que dada uma quantidade total de energia, os danos ao miocárdio provocados por descargas de alta energia são maiores do que se a mesma energia total fosse liberada por descargas de baixo valor. Gold et al. [48] relataram danos, como hemorragias e necroses, em corações de bezerros quando submetidos a experimentos, onde recebiam descargas elétricas trans-torácicas periódicas.

Tacker et al. [77] afirmam que a melhor opção é iniciar a desfibrilação com uma descarga de baixa energia, já que uma descarga elevada pode causar danos ao miocárdio, podendo diminuir a chance de sobrevivência do paciente e provocar o comprometimento da função cardíaca.

Com base nestas indefinições, Lown et al. [66] desenvolveram um artigo, onde relatam os diferentes resultados de pesquisadores sobre o assunto.

A energia necessária para a desfibrilação interna também apresenta as mesmas incógnitas da desfibrilação externa. Kerber et al. [60] propõem valores de energia para desfibrilação interna: 5, 10 ou 20 joules.

A AHA (*American Heart Association*) [3] [7] recomenda que se inicie uma desfibrilação com uma descarga de 200 joules. O paciente não respondendo a esta descarga, deve ser submetido a uma segunda descarga de 200 ou 300 joules. Se uma terceira descarga for necessária, esta deve ser de 360 joules. A AHA determina que as três descargas devem ser efetuadas o mais rapidamente possível. Se após as três descargas o paciente ainda estiver em fibrilação ventricular, as massagens cardio-respiratórias devem ser reiniciadas, a ventilação deve ser estabilizada ou continuada e somente então, reiniciar novas descargas elétricas. A AHA [3] [7] recomenda que se a fibrilação inicialmente terminar após uma descarga elétrica, mas voltar a aparecer, uma descarga de mesmo valor deve ser ministrada ao paciente.

Para desfibrilação interna, a AHA [3] recomenda o uso de uma descarga inicial de 5 joules e que não se deve utilizar descargas com valores acima de 50 joules.

4.1.4 Aplicação da Descarga Elétrica

Na desfibrilação externa, os locais para a aplicação da descarga elétrica sobre o corpo do paciente, pode ser feito de acordo com as figuras 4.1 e 4.2.

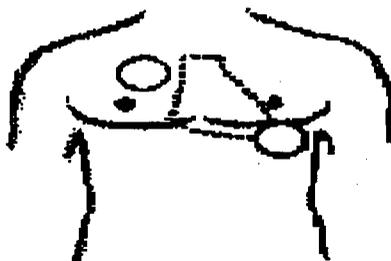


Figura 4.1 Posição âpex-anterior, apud Kerber [59]

A Figura 4.1 mostra os seguintes locais para a colocação dos eletrodos de desfibrilação, descritos por Goldberger [49]: lado direito do esterno entre o segundo e terceiro espaços intercostais e na linha axilar anterior esquerda, imediatamente abaixo do nível do âpex. Esta disposição dos eletrodos de desfibrilação é denominada posição âpex - anterior [59].

A Figura 4.2 mostra outros locais possíveis para a colocação dos eletrodos de desfibrilação sobre o tórax do paciente.

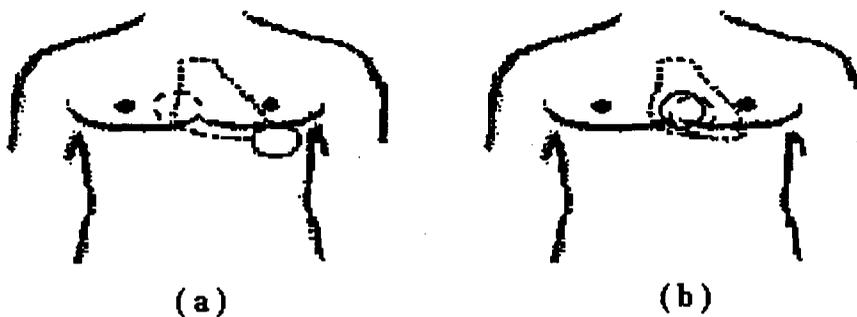


Figura 4.2 Posições para a aplicação da descarga elétrica, apud Kerber [59]: a) Posição âpex-posterior; b) Posição anterior-posterior

Os pontos para a aplicação da descarga elétrica sobre o paciente devem maximizar a passagem de corrente elétrica sobre o coração [7].

A Figura 4.3 e a Figura 4.4 mostram a passagem da corrente elétrica através do coração utilizando as duas posições: âpex-anterior e anterior-posterior.

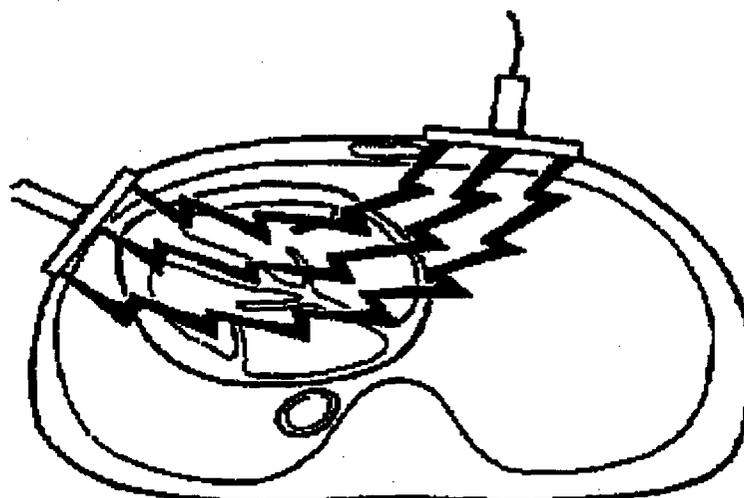


Figura 4.3 Posição âpex-anterior, apud Bronzino [27]

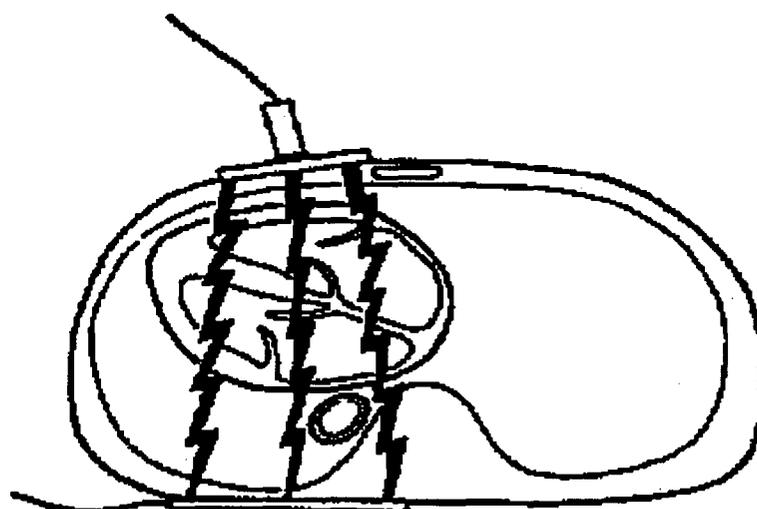


Figura 4.4 Posição anterior-posterior, apud Bronzino [27]

Na desfibrilação interna, os eletrodos de desfibrilação devem envolver o ventrículo [55]. Os eletrodos não devem se encostar ou entrar em contato com outros tecidos que desviem a corrente da descarga elétrica.

4.2 CARDIOVERSÃO

A cardioversão é a denominação de uma descarga elétrica sobre o tórax do paciente, sincronizada com o eletrocardiograma. A cardioversão também pode ser chamada de desfibrilação sincronizada.

4.2.1 História da Cardioversão

A cardioversão foi proposta por Lown et al. [67], em 1962, através da realização de descarga elétrica para reversão de arritmias que não a fibrilação ventricular. Lown et al. analisaram a incidência de outros tipos de arritmias na utilização de descargas elétricas de corrente alternada, quando utilizadas para reversão de arritmias cardíacas, determinando que a corrente alternada não é um método seguro para tratamento de arritmias cardíacas.

Lown et al. [67] observaram que para diminuir a ocorrência de arritmias durante a realização de descargas elétricas era necessário respeitar o período vulnerável cardíaco. Assim, eles desenvolveram um circuito eletrônico que identificava a onda R do eletrocardiograma e permitia a descarga elétrica de corrente contínua antes da onda T (período vulnerável). Este circuito eletrônico é denominado sincronizador [12] [13].

4.2.2 Aplicação da Cardioversão

A cardioversão é geralmente utilizada para a reversão das seguintes arritmias: flutter atrial, fibrilação atrial e taquicardia ventricular. A realização da cardioversão é determinada pelo cardiologista após análise do estado e condições clínicas do paciente. A cardioversão, proposta em 1962, é utilizada até hoje [59].

A cardioversão, segundo Décourt [38], pode ser realizada de forma programada ou de forma emergencial e deve-se sedar ou anestésiar o paciente, pois as

sensações provocadas pela descarga elétrica são desconfortáveis e dolorosas. A cardioversão programada é aquela onde o paciente é internado para a realização da terapia. A cardioversão emergencial deve-se a taquicardias ventriculares em pacientes em observação em unidades de tratamento intensivo ou centros cirúrgicos.

Germiniani [47] afirma que descargas de 100 joules são toleradas pelo paciente, se este for preparado psicologicamente pelo médico. Ele também relata que o paciente estando inconsciente devido à taquicardia ventricular, por esta provocar baixo débito cardíaco e insuficiente perfusão cerebral, não é necessário a utilização de sedativos.

A colocação dos eletrodos de desfibrilação para a cardioversão é idêntica as posições para a desfibrilação. A Figura 4.5 mostra a disposição dos eletrodos de desfibrilação para a cardioversão e a Figura 4.6 mostra a disposição dos eletrodos de desfibrilação para cardioversão sobre um corpo feminino.

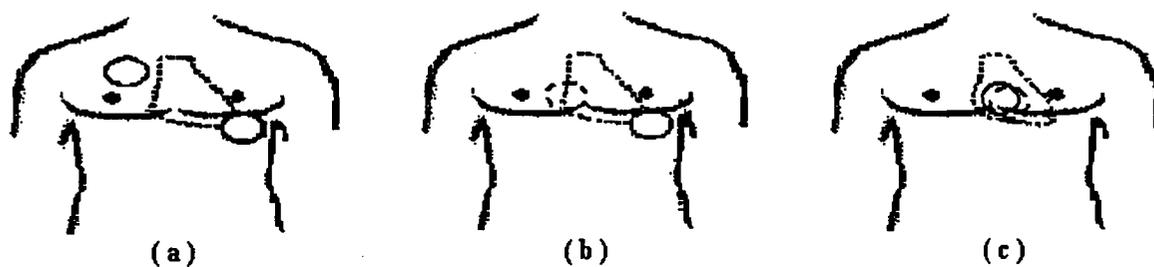


Figura 4.5 Posicionamento dos eletrodos de desfibrilação, apud Kerber [59]: a) Posição âpex-anterior; b) Posição âpex-posterior; c) Posição anterior-posterior

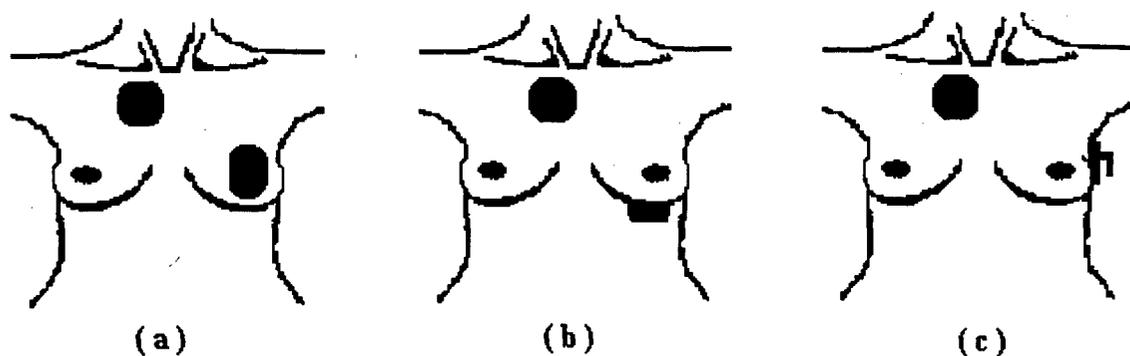


Figura 4.6 Posicionamento dos eletrodos de desfibrilação em mulheres, apud Kerber [59]: a) sobre o seio; b) abaixo do seio; c) lateral ao seio.

4.2.3 Energia Entregue ao Paciente

A energia a ser entregue ao tórax do paciente varia dependendo da arritmia e da forma do eletrocardiograma da mesma, apud AHA [7]. A AHA [7] recomenda uma descarga inicial de 100 joules para fibrilação atrial, 50 joules para um flutter atrial e 100 ou 200 joules para taquicardias ventriculares.

Kerber [59] diz que pode ser necessário a utilização de uma descarga de 360 joules para reverter uma fibrilação atrial.

Kerber et al. [63] concluíram que a frequência de uma taquicardia ventricular e/ou sua morfologia são importantes para a determinação da energia a ser entregue ao paciente.

5. ELETROCARDIÓGRAFO

O eletrocardiógrafo é um equipamento eletromédico cuja função é registrar em papel os sinais elétricos provenientes da atividade elétrica do coração, captados na superfície da pele, em função do tempo.

O eletrocardiógrafo como se conhece atualmente, sofreu algumas adaptações desde os seus primórdios. Antes do desenvolvimento deste equipamento, tinha-se a nível de pesquisa equipamentos que desempenhavam função semelhante [31].

Foi Einthoven que popularizou o eletrocardiógrafo, quando desenvolveu um equipamento que media potenciais elétricos e registrava-os em papel, através de um galvanômetro.

Com o aperfeiçoamento das técnicas de construção dos galvanômetros, pode-se desenvolver eletrocardiógrafos cada vez mais sensíveis. A praticidade do eletrocardiógrafo, aliado a fácil teoria da eletrocardiografia fez com que rapidamente a proposta de Einthoven se tornasse uma ferramenta de apoio clínico.

Nos dias atuais ainda existem eletrocardiógrafos com galvanômetros, mas com o desenvolvimento da tecnologia estes tem perdido mercado para os eletrocardiógrafos microprocessados com registradores com cabeça térmica.

5.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

A captação dos sinais elétricos sobre o corpo é realizada através de eletrodos dispostos em pontos específicos do corpo do paciente (ver item 3.3). Os sinais captados são levados ao eletrocardiógrafo através de cabos condutores apropriados para a realização de processamento e registro do eletrocardiograma. O eletrocardiógrafo faz o

processamento destes sinais de forma que sejam visualizados graficamente em papel milimetrado.

Na ordenada do gráfico tem-se a amplitude do sinal registrado (em mm/mV); na abcissa tem-se a velocidade de deslocamento do papel (em mm/s), que indica o tempo decorrido para a captação dos sinais. Assim, cada milímetro na ordenada representa um valor de tensão captado e cada milímetro na abcissa representa um intervalo de tempo decorrido, conforme Figura 5.1.

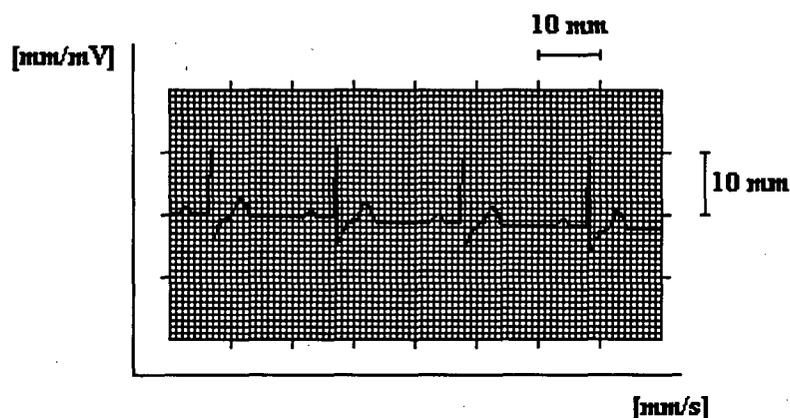


Figura 5.1 Registro de eletrocardiograma em papel milimetrado para eletrocardiógrafo

5.1.1 Os Eletrodos

Os eletrodos utilizados para a registro do eletrocardiograma são responsáveis pela captação dos sinais gerados pelo coração. O eletrodo é um sensor eletro-químico que transforma correntes iônicas existentes na superfície do corpo em correntes elétricas através de reações de oxi-redução bidirecionais, doando ou recebendo elétrons [27].

Para a melhor captação do sinal é necessário a colocação de uma substância condutora entre o eletrodo e a superfície da pele, de forma a melhorar o contato elétrico para a realização das reações químicas. Esta substância geralmente é um

gel condutor, mas pode ser encontrado em forma de pasta ou papel impregnado com solução salina.

Existem basicamente dois tipos de eletrodos utilizados para a realização de eletrocardiogramas: eletrodos de membros e eletrodos precordiais.

5.1.1.1 Eletrodos de membros

Os eletrodos de membros são colocados nos membros do paciente: braços e pernas. Nos braços, os eletrodos são colocados sobre os pulsos do paciente e nas pernas sobre os tornozelos. São colocados nestas posições pela facilidade de colocação e retirada dos mesmos, por ser as partes mais finas dos membros e possuírem menos massa muscular. Estes eletrodos também são chamados de eletrodos de extremidade.

Existem dois modelos de eletrodos de membro: os eletrodos tipo clipe e os eletrodos tipo placa.

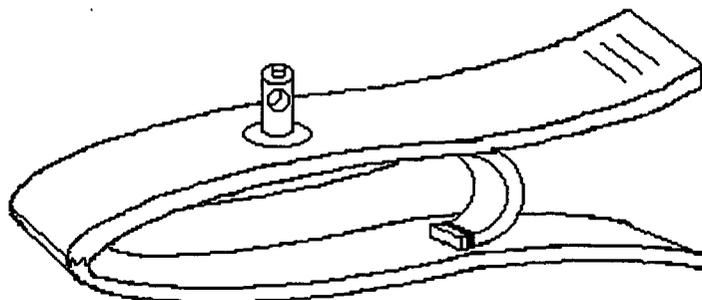


Figura 5.2 Eletrodo tipo clipe

O eletrodo tipo clipe, conforme Figura 5.2, assemelha-se a uma garra, a qual segura o membro na posição apropriada. Esta garra, pelo efeito mola existente na mesma, tende-se a manter fechada, cabendo ao operador interferir para a sua aplicação. O operador deve pressionar a parte traseira do “clipe”, de forma a vencer o efeito da mola, abrindo-o para colocá-lo no paciente. Estes eletrodos são práticos, pois são de

fácil locomoção, proporcionando ao operador facilidade na colocação e retirada do mesmo.

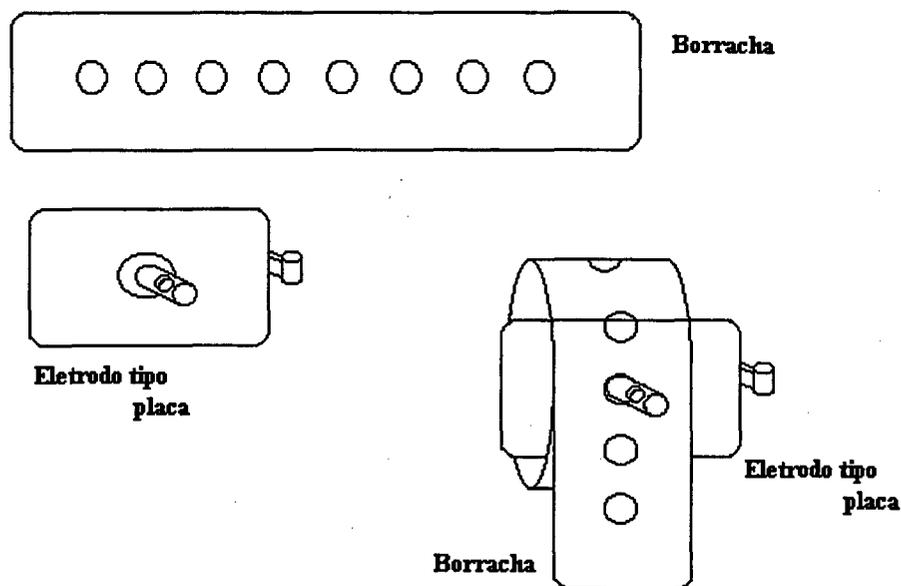


Figura 5.3 Eletrodo tipo placa

O eletrodo tipo placa, conforme Figura 5.3, desempenha o mesmo papel do eletrodo tipo “clipe”, com a desvantagem da fixação ao paciente, já que necessita de uma tira de borracha elástica para realizar esta função. Cabe ao operador, quando utilizar este eletrodo, conectar a borracha elástica ao eletrodo de placa e amarrá-la ao membro do paciente.

Nos monitores cardíacos, os eletrodos de membros são colocados sobre o tórax do paciente nas regiões próximas aos membros correspondentes, para evitar que a movimentação destes interfiram na captação do sinal. Sendo colocados sobre o tórax, os eletrodos não podem ser os mesmos utilizados em eletrocardiógrafos, pois não teriam como ser fixados. Os eletrodos utilizados para monitoração cardíaca são fixados através de etiquetas auto-adesivas, conforme Figura 5.4.

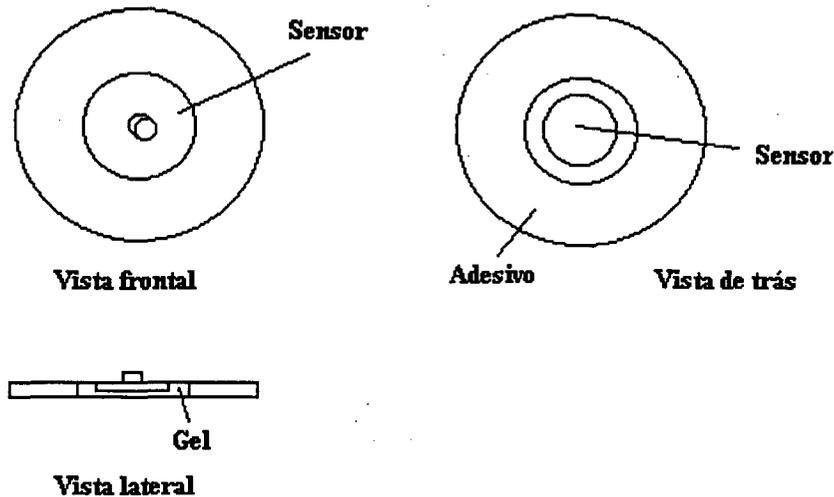


Figura 5.4 Eletrodo para monitoração

Como o eletrocardiograma é realizado com o paciente em repouso, os eletrodos utilizados em monitores cardíacos não são necessários e não são utilizados.

5.1.1.2 Eletrodos precordiais

Os eletrodos precordiais são colocadas no precórdio do paciente. A fixação destes eletrodos sobre o tórax é realizada através de um mecanismo de sucção acoplado ao eletrodo. Estes eletrodos podem ser denominados de eletrodos de sucção ou, popularmente, pêra (por sua forma), conforme Figura 5.5.

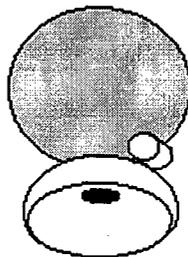


Figura 5.5. Eletrodo tipo pêra

A colocação é feita com o aperto da pêra pelo operador, de forma que o ar contido dentro da mesma seja expelido por um orifício localizado na superfície em

contato com o eletrodo. Com a pêra pressionada, o operador coloca o eletrodo em contato com o tórax do paciente. Após soltar a pêra, o ar existente entre a mesma e a pele do paciente é aspirado, fixando-a.

5.1.2 O Cabo de Paciente

Os potenciais elétricos captados pelos eletrodos devem ser levados ao eletrocardiógrafo através de cabos condutores. Para a observação das derivações é necessário que alguns cabos sejam conectados aos eletrodos dispostos sobre pontos específicos sobre o corpo, de forma a realizar a medição da diferença de potencial. Estes cabos são agrupados formando um único cabo para facilitar a colocação sobre o paciente. Este cabo por ser ligado ao paciente é denominado cabo de paciente [15].

O cabo de paciente é o acessório que faz a ligação do eletrocardiógrafo ao paciente. Como já mencionado, o cabo de paciente é formado por um conjunto de cabos. Estes cabos que formam o cabo de paciente são denominados vias. As vias são responsáveis pela conexão aos eletrodos, através de “pinos banana”, dispostos sobre o corpo do paciente. As vias possuem a mesma nomenclatura das posições onde colocam-se os eletrodos: RA, LA, LL, V1, V2, V3, V4, V5, V6 e, uma via adicional: RL (Right Left, traduzindo: perna direita).

O eletrodo conectado à via RL também é denominado de eletrodo neutro [15] e tem como objetivo fornecer “a tensão de aterramento funcional em amplificadores diferenciais e/ou circuitos supressores de perturbações, não fazendo parte de nenhuma das derivações de ECG” [15].

Nem todos os cabos de paciente são iguais, pois o número de vias varia. O eletrocardiógrafo por realizar o eletrocardiograma (12 derivações) utiliza cabos de

paciente de cinco ou dez vias. Existe um cabo de paciente de três vias que são utilizados em monitores cardíacos. Na Figura 5.6 tem-se um exemplo de cabo de paciente.

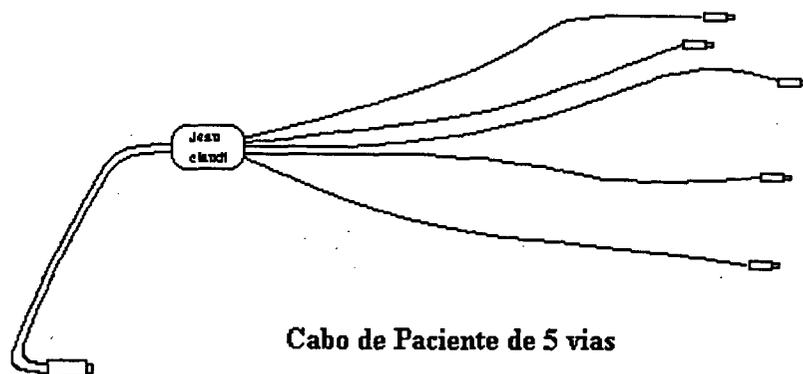


Figura 5.6 Cabo de paciente

5.1.2.1 Cabo de paciente de três vias

Existem dois tipos de cabo de paciente de três vias sendo comercializados atualmente, mas ambos são utilizados somente em monitores cardíacos.

a) sem RL

Este cabo fornece as três derivações bipolares (I, II e III). As três vias disponíveis são: RA, LA e LL, sendo que RL fica camuflada sobre a via não atuante na derivação utilizada. Este processo é realizado através de uma chave comutadora interna ao equipamento.

b) com RL

Neste cabo com três vias, uma é a RL e, assim, o cabo só pode fornecer uma derivação bipolar, dependendo do operador a seleção da derivação pela colocação dos eletrodos nas posições correspondentes.

5.1.2.2 Cabo de paciente com cinco vias

Este cabo é composto pelas seguintes vias: RA, LA, LL, RL e V. Com este cabo pode-se obter as 12 derivações, sendo que as derivações precordiais são obtidas deslocando-se o eletrodo e a via V sobre o tórax do paciente.

5.1.2.3 Cabo de paciente com dez vias

É composto pelas vias: RA, LA, LL, RL, V1, V2, V3, V4, V5 e V6. Este cabo somente é utilizado em eletrocardiógrafos com disponibilidade de modo de funcionamento automático (ver item 5.2.2).

5.1.2.4 Padronização de cor das vias dos cabos de paciente

A padronização de cor dos cabos de paciente existe para facilitar o trabalho do operador no posicionamento das vias ao longo do corpo do paciente. Sem esta padronização, a instalação das vias sobre o paciente ficaria mais difícil.

Atualmente, existem duas padronizações de cores para as vias do cabo de paciente: padronização da *American Heart Association* (AHA) e padronização da *International Electrotechnical Commission* (IEC). No mercado nacional, encontra-se uma diversidade de fabricantes nacionais e internacionais que utilizam ambas as padronizações. Observe a padronização das cores na Tabela 5.1.

ELETRODOS	Padronização AHA	Padronização IEC
RA	BRANCO	VERMELHO
LA	PRETO	AMARELO
LL	VERMELHO	VERDE
RL	VERDE	PRETO
V	MARROM	AZUL

Tabela 5.1. Padronização de cores de cabo de paciente

5.1.3 Sensibilidade

A sensibilidade é a relação entre a amplitude do registro do sinal captado (em milímetros) e a amplitude do sinal captado (em milivolts) [15]. Logo, a sensibilidade é expressa em mm/mV.

Através da sensibilidade, o operador controla a amplitude do registro, antes e/ou durante a realização do eletrocardiograma. Os valores de sensibilidade presentes nos eletrocardiógrafos são: 5 mm/mV, 10 mm/mV e 20 mm/mV [9], podendo também ser denominados: N/2, N e 2N, respectivamente.

A sensibilidade indica quanta tensão está sendo medida pelo eletrocardiógrafo e em quantos milímetros está sendo representada. Assim, a sensibilidade de 10 mm/mV indica que a cada milivolt medido, o eletrocardiógrafo registrará 10 milímetros. A sensibilidade de 10 mm/mV é utilizada na maioria dos exames e é denominada de sensibilidade padrão [15].

Quando o sinal captado possui uma amplitude muito baixa, que é dificilmente visualizada na sensibilidade de 10 mm/mV, deve-se alterar a sensibilidade para 20 mm/mV. Com isso, o sinal é amplificado duas vezes, melhorando a visualização no registro.

O mesmo ocorre para sinais captados com amplitudes muito altas, cuja sensibilidade de 10 mm/mV não é suficiente para a visualização do sinal, já que a largura do papel milimetrado, sobre o qual o registro é realizado, é limitada. Deve-se alterar a sensibilidade para 5 mm/mV, para que o sinal seja reproduzido com a metade da amplitude anterior.

Alguns equipamentos possuem regulagem automática de sensibilidade, mas dentro dos valores acima mencionados. Outros equipamentos ainda possuem, além dos valores convencionais, outros valores de sensibilidade como 2,5 mm/mV (N/4) e 40 mm/mV (4N).

5.1.4 Velocidade

Para registrar-se a seqüência de despolarizações e repolarizações do coração é necessário a medição dos sinais ao longo tempo. Os eletrocardiógrafos são fabricados com duas velocidades de registro: 25 mm/mV e 50 mm/mV [9]. Estes valores indicam a velocidade na qual o papel milimetrado passará pelo registrador. Assim, cada milímetro da abcissa do papel milimetrado corresponde a 0,04 segundos na velocidade de 25 mm/s e 0,02 segundos na velocidade de 50 mm/s.

A velocidade 25 mm/s é a velocidade convencional para a realização do eletrocardiograma.

Existem alguns eletrocardiógrafos que possuem outras velocidades, como: 5 mm/s e 10 mm/s.

5.1.5 Registro

Como já foi mencionado anteriormente, o registro realizado pelo eletrocardiógrafo é realizado sobre um papel milimetrado. A largura deste papel varia de

acordo com o fabricante e modelo do equipamento, bem como com o número de canais do mesmo (ver item 5.2.3).

O papel é semelhante ao papel milimetrado vendido comercialmente em papelarias, ou seja, com divisão milimétrica semelhante com três espessuras de linhas: a linha mais grossa faz a identificação de 10 em 10 milímetros, a linha com espessura média indica a distância de 5 em 5 milímetros e a linha fina de milímetro a milímetro.

5.2 CLASSIFICAÇÃO

Pode-se classificar os eletrocardiógrafos segundo vários aspectos, mas existem três que caracterizam bem estes equipamentos: tipo de impressão, modo de funcionamento e número de canais.

5.2.1 Tipo de Impressão

Existem no mercado, além dos eletrocardiógrafos com tipos de impressão mencionados a seguir, outros equipamentos com tipos diferentes de impressão: impressão através de impressoras domésticas, quando o eletrocardiógrafo é composto de um cabo de paciente e uma placa de aquisição acoplada a um computador; impressão através de plotter, utilizando caneta esferográfica e papel milimetrado comum. Estes tipos de impressão, apesar de existirem, não serão abordados nesta dissertação por serem utilizados por somente alguns modelos de eletrocardiógrafos.

5.2.1.1 Estilete térmico (agulha térmica)

Os eletrocardiógrafos que possuem tipo de impressão a estilete térmico (conhecido também como agulha térmica) necessariamente utilizam um galvanômetro para a realização do registro. O sistema de registro destes equipamentos é composto de

um resistor associado a um estilete, estando ambos acoplados a parte móvel do galvanômetro. A Figura 5.7 mostra o estilete térmico.

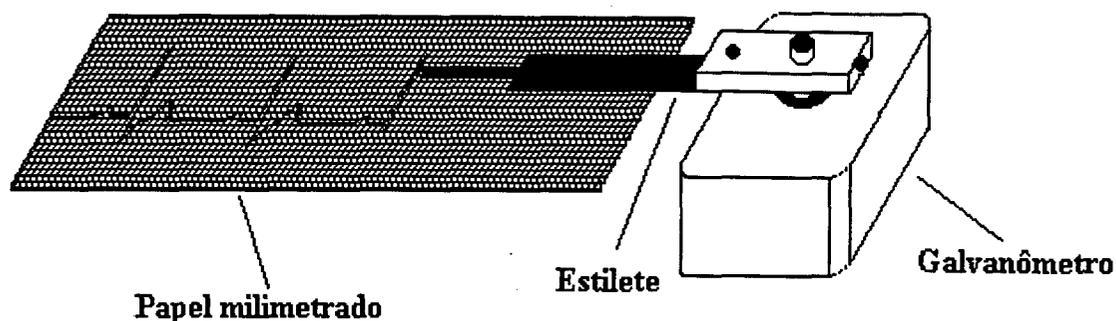


Figura 5.7 Estilete térmico

O galvanômetro faz o deslocamento de sua parte móvel de acordo com os sinais captados e, conseqüentemente, o sistema resistor-estilete, acoplado a ele, também é movimentado. Estando o estilete em contato com o papel milimetrado, quando acionado um comando específico, o mesmo é queimado pela temperatura elevada gerada pela circulação de corrente elétrica pelo resistor.

O papel milimetrado para este tipo de impressão é parafinado, sendo que a temperatura do estilete derrete a parafina, formando o registro.

Estes equipamentos geralmente não são microprocessados.

5.2.1.2 Cabeça térmica

Nestes equipamentos o registro é realizado por uma impressora térmica, chamadas popularmente de cabeças térmicas, semelhantes as impressoras de aparelhos de fax. O princípio de funcionamento é semelhante ao tipo de impressão a estilete térmico, ou seja, queima de papel por aquecimento.

Estes equipamentos não possuem galvanômetro, já que a impressora térmica utiliza processamento digital. Logo, estes equipamentos são microprocessados.

A cabeça térmica, na verdade, é composta por muitos pequenos resistores dispostos lado a lado. Estes, através do processamento do eletrocardiograma, aquecem de forma seqüencial, correspondendo à forma do sinal captado. A Figura 5.8. ilustra a cabeça térmica.

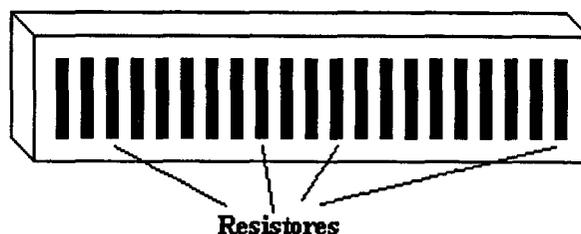


Figura 5.8 Cabeça Térmica

5.2.1.3 Vantagens e desvantagens

A vantagem do tipo de impressão à cabeça térmica sobre o tipo de impressão a estilete térmico é a possibilidade de registrar outras informações além do registro dos sinais captados, como: derivação, velocidade, sensibilidade, modo de funcionamento, data, hora, etc. A impressão destas informações adicionais torna mais confortável a operação do equipamento, pois o operador não necessita anotar se realizou mudança nos comandos de sensibilidade, velocidade, etc.

O tipo de impressão a estilete também possui a desvantagem de possuir um sistema mecânico para regulagem da pressão do estilete e posicionamento do mesmo sobre o papel. Este sistema mecânico necessita de uma série de regulagens pelo afrouxamento de peças devido à movimentação do estilete.

5.2.2 Modo de Funcionamento

O modo de funcionamento determina se o eletrocardiograma realiza a seqüência do registro das derivações estipulada pelo operador no momento do exame ou

por um programa pré-definido. Existem dois modos de funcionamento: automático ou manual.

5.2.2.1 Automático

Neste modo de funcionamento, as vias do cabo de paciente são instalados sobre o paciente e o operador aciona um comando que inicia a realização do exame, gerando um eletrocardiograma de 12 derivações. Para este modo de funcionamento, o cabo de paciente tem que ter 10 vias.

A denominação automático vem da realização seqüencial do registro das derivações do eletrocardiograma sem a interferência do operador na escolha destas. Esta seqüência, dependendo do equipamento, pode ser determinada pelo fabricante ou pode ser pré-selecionada pelo operador, ou ainda as duas possibilidades. Alguns equipamentos possibilitam a realização do registro de outras derivações, cabendo o ajuste interno no equipamento.

Os eletrocardiógrafos que utilizam este modo de funcionamento também possibilitam ao operador o modo de funcionamento manual.

5.2.2.2 Manual

Neste modo de funcionamento, cabe ao operador selecionar a derivação a ser registrada pelo equipamento.

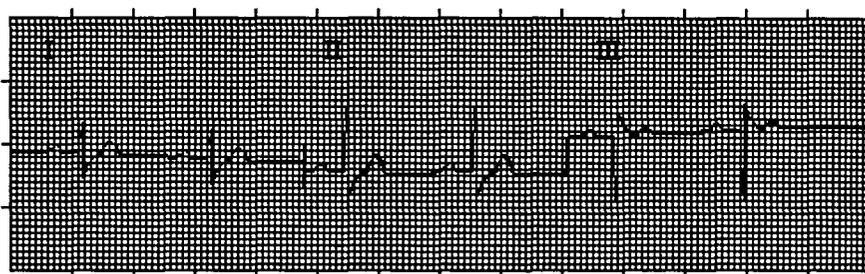
Existem eletrocardiógrafos que possuem o modo de funcionamento manual onde não só é realizada a seleção da derivação a ser registrada, mas também a mudança de posição do eletrodo explorador e da via V nas derivações precordiais (ver item 5.1.2.2).

5.2.3 Número de Canais

Define-se como canal a possibilidade do eletrocardiógrafo captar o sinal de uma derivação, tendo um amplificador a ela associado [15]. O eletrocardiógrafo que permite a aquisição de uma derivação por vez é denominado eletrocardiógrafo monocal [15]. Se o eletrocardiógrafo possibilitar a aquisição de mais de uma derivação simultaneamente, o mesmo é denominado eletrocardiógrafo multicanal [15], implicando que este possua obrigatoriamente um amplificador independente para cada canal.

Geralmente, a quantidade de derivações registradas simultaneamente determina o número de canais que o eletrocardiógrafo possui, mas existem equipamentos que registram simultaneamente algumas derivações possuindo somente um amplificador, caracterizando um armazenamento de informação e arranjo na impressão.

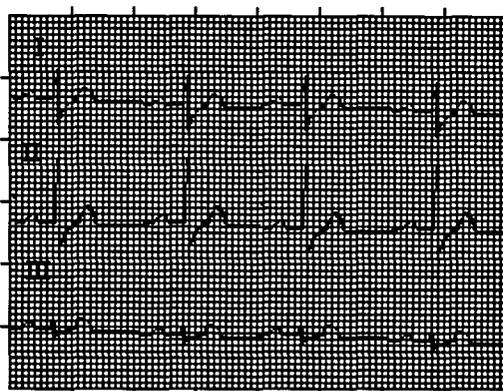
O eletrocardiógrafo monocal registra seqüencialmente as derivações selecionadas, ou seja, a aquisição do sinal para cada derivação é realizada em intervalos de tempo diferentes. A Figura 5.9 mostra uma parte de um eletrocardiograma realizado com eletrocardiógrafo monocal.



Parte de um exame de eletrocardiógrafo monocal

Figura 5.9 Eletrocardiograma com derivações seqüenciais

O eletrocardiógrafo multicanal registra simultaneamente as derivações de acordo com o número de canais, ou seja, a aquisição do sinal é realizada num mesmo intervalo de tempo. A Figura 5.10 mostra uma parte de um eletrocardiograma realizado com um eletrocardiograma multicanal.



Parte de um exame de um eletrocardiógrafo de 3 canais

Figura 5.10 Eletrocardiograma com derivações simultâneas

O eletrocardiógrafo monocanal consegue registrar arritmias que aparecem eventualmente, se durante o exame convencional a mesma ocorrer, pois o tempo da realização do exame, teoricamente, é maior. Já o eletrocardiógrafo multicanal proporciona a determinação da posição mais exata dos vetores elétricos no tempo, já que registram as derivações simultaneamente.

Existem eletrocardiógrafos de 1, 3, 6 e 12 canais, ou ainda, uma combinação destes.

5.3 PRINCIPAIS COMANDOS E SINALIZAÇÕES DE ELETROCARDIÓGRAFOS

Dentre os vários modelos e marcas de eletrocardiógrafos disponíveis atualmente no mercado, existem várias características que são comuns a todos eles, como não podia deixar de ser, já que todos desempenham teoricamente as mesmas tarefas.

5.3.1 Principais Comandos

Os comandos mencionados a seguir estão presentes em todos os eletrocardiógrafos, exceto quando relatado ao contrário, mas nem sempre com a mesma denominação aqui adotada.

5.3.1.1 Controle de derivação

O controle de derivação permite ao operador, quando o eletrocardiógrafo opera em modo de funcionamento manual, selecionar a derivação ou conjunto de derivações (dependendo do número de canais e da programação armazenada no equipamento) a serem registradas ou observadas.

Antes da utilização da eletrônica digital para o processamento, os eletrocardiógrafos possuíam uma chave de múltiplos pólos e múltiplas posições para realizar esta tarefa, mas com a utilização desta tecnologia esta função é realizada através de um teclado e chaves digitais.

5.3.1.2 Controle de sensibilidade

Através deste comando, o operador seleciona a sensibilidade do eletrocardiógrafo procurando obter uma boa amplitude no registro.

5.3.1.3 Controle de velocidade

Através deste comando, o operador seleciona a velocidade do registro do eletrocardiógrafo.

5.3.1.4 Filtros

Dependendo do modelo e marca, o eletrocardiógrafo pode apresentar filtros contra dois tipos de interferência: filtros contra interferência da rede elétrica de 60 e/ou 50 Hz, e filtros contra tremor muscular (35 Hz). Este último está presente somente em alguns modelos de eletrocardiógrafos.

5.3.1.5 Observação

Este comando é disponível em alguns eletrocardiógrafos que utilizam o estilete térmico como tipo de impressão. A utilização deste comando possibilita ao operador a visualização do movimento do estilete de acordo com o sinal captado, sem registrá-lo no papel milimetrado. O operador deve iniciar o registro, se a movimentação do estilete for satisfatória, ou seja, movimentando-se sem interferências e mostrando as ondas do ciclo cardíaco (P, Q, R, S e T).

5.3.1.6 Registro

Comando responsável pelo início e término do registro dos sinais captados, exceto no modo de funcionamento automático onde o equipamento termina a impressão sozinho. Este comando só está presente em eletrocardiógrafos com modo de funcionamento automático.

5.3.1.7 Modo de funcionamento

Comando disponível nos eletrocardiógrafos onde o operador opta pela realização do registro no modo de funcionamento automático ou no modo de funcionamento manual.

5.3.1.8 Sinal de 1mV

Comando disponível em quase todos os modelos de eletrocardiógrafos. Quando acionado proporciona o registro de um sinal de amplitude de 10 milímetros quando a sensibilidade está em 10 mm/mV, possibilitando ao operador conferir o ajuste da sensibilidade do eletrocardiógrafo.

Em alguns equipamentos o sinal de 1 mV é registrado no exame antes de cada derivação, não existindo um comando disponível para o operador.

5.3.2 Sinalizações Existentes

O operador para utilizar o eletrocardiógrafo necessita observar o funcionamento correto do mesmo, para isso é necessário a presença de um conjunto de informações visuais e/ou sonoras que indiquem os comandos selecionados e alarmes atuantes.

Dependendo do modelo do eletrocardiógrafo, as sinalizações existentes podem ser através de: marcações em gabinetes e comandos, leds, displays de cristal líquido, impressão no papel de registro, alarmes sonoros ou a combinação de duas ou mais destas. As marcações relativas a segurança proporcionada pelo equipamento devem respeitar a norma NBR 12914 [18].

As sinalizações também evoluíram com o desenvolvimento da tecnologia. Os equipamentos mais antigos possuem sinalizações menos elaboradas, limitando-se a recursos básicos, os mais modernos já apresentam alarmes e mensagens em display de cristal líquido.

Os eletrocardiógrafos que tem tipo de impressão a estilete térmico não possibilitam a sinalização dos comandos selecionados sobre o papel de registro, pois o estilete realiza somente o registro dos sinais captados.

5.4 CARACTERÍSTICAS METROLÓGICAS

Os eletrocardiógrafos possuem determinadas características que devem ser especificadas de forma a proporcionar segurança ao operador e ao médico, já que a medição realizada será utilizada para diagnóstico. Falhas em características metrológicas podem acarretar em diagnóstico errôneo e conseqüente prejuízo do paciente.

A seguir estão um conjunto de características que os eletrocardiógrafos devem possuir para garantir um bom resultado no registro dos sinais captados.

5.4.1 Resposta em Frequência

A resposta em frequência do eletrocardiógrafo é importante, pois a mesma determina a função de transferência do equipamento, determinando quais componentes do sinal captado serão ou não registradas.

A resposta em frequência muitas vezes é uma função de transferência de um filtro passa-faixa, com frequência de corte inferior de 0,05 Hz e frequência de corte superior de 100 Hz [9]. A atenuação do sinal nas frequências de corte deve ser de 3 dB ou 30% com decaimento de 20 dB por década.

A resposta em frequência muitas vezes é caracterizada pela faixa de passagem, que é o intervalo de frequência dentro do qual a característica registrada de amplitude não decai de 3 dB [15].

5.4.2 Sensibilidade

A sensibilidade, por interferir diretamente no diagnóstico médico, deve possuir um erro pequeno. O erro máximo na sensibilidade deve ser 0,25 mm (0,25 μ V) para registros com amplitudes menores que 5 mm, em sensibilidade de 10 mm/mV e 0,25 mm ou 5% do valor registrado, qual for maior, para todos os valores de sensibilidade e todas as amplitudes registradas [5] [9].

5.4.3 Velocidade

Como a sensibilidade, a velocidade de deslocamento do papel é uma característica que interfere no diagnóstico médico. É através da velocidade que os médicos medem os intervalos de tempo entre eventos e ondas registradas, além da frequência cardíaca. O erro admissível para as velocidades é de 2% da velocidade selecionada [8].

5.4.4 Linearidade

Segundo a NBR 11189 [15], linearidade é uma propriedade do eletrocardiógrafo pela qual uma deflexão, segundo o eixo de ordenadas no eletrocardiograma, mantêm-se sempre proporcional à amplitude do sinal captado. Esta característica determina a realização do registro, através da deflexão do galvanômetro ao longo de uma faixa disponível sobre o papel de registro. Ao longo de toda faixa possível para registro, o equipamento deve-se manter com um erro de 0,5 mm na amplitude para um sinal de 1 mV [44].

5.4.5 Rejeição de Modo Comum

A rejeição de modo comum é uma característica de amplificadores diferenciais de atenuarem sinais comuns às entradas do mesmo. Esta propriedade pode ser dirigida aos eletrocardiógrafos, já que os mesmos possuem amplificadores diferenciais em suas etapas de aquisição do sinal. Segundo a ECRI [44] a rejeição de modo comum deve ser de 10.000:1.

5.4.6 Papel Para Registro

O papel para registro deve possuir medidas especificadas que garantam um erro menor que o proporcionado pela sensibilidade do eletrocardiógrafo. Segundo a AHA [9] o erro para as divisões de 1 mm deve ser no máximo de 1% (0,01mm).

6. DESFIBRILADOR

O desfibrilador é um equipamento eletromédico cuja função é aplicar uma descarga elétrica em pacientes com fibrilação ventricular de forma que esta arritmia seja interrompida e o coração volte a funcionar respondendo ao NSA.

Os primeiros desfibriladores utilizavam corrente alternada, na mesma frequência da rede de alimentação elétrica, para realizar desfibrilação, apud Valentinuzzi [78]. Foram desenvolvidos e são utilizados até hoje a título de pesquisa, vários modelos de desfibriladores com várias formas de onda de saída, com o intuito de procurar uma forma mais eficiente para realização desta tarefa.

A maioria dos desfibriladores comercializados na atualidade armazenam a energia a ser descarregada sobre o paciente em um capacitor. Estes desfibriladores começaram a ser desenvolvidos por Gurvich em 1946 e por não utilizarem corrente alternada foram denominados de desfibriladores de corrente contínua, sendo a sua forma de onda de saída função da resistência proporcionada pelo paciente, apud Vallentinuzzi [78].

Os desfibriladores em estudo nesta dissertação são os desfibriladores convencionais de corrente contínua de descarga capacitiva amortecida, pois são utilizados amplamente pelo corpo clínico em procedimentos de urgência.

Com o desenvolvimento da dissertação observou-se a existência de inúmeros tipos de desfibriladores que serão descritos no item a seguir.

6.1 TIPOS DE DESFIBRILADORES

Pode-se classificar os desfibriladores por diversos fatores, como:

- forma de energia de saída: corrente alternada, corrente contínua através de descarga capacitiva, corrente contínua através de descarga capacitiva amortecida, corrente contínua trapezoidal, desfibrilador por corrente, etc.
- fixos ou portáteis.

Os desfibriladores de corrente contínua de descarga capacitiva amortecida podem ser classificados em: desfibriladores convencionais, desfibriladores internos implantáveis, desfibriladores externos semi-automáticos e desfibriladores externos automáticos.

6.1.1 Desfibrilador Convencional

Por ser o tipo mais conhecido de desfibriladores, este não possui uma denominação especial, sendo denominado simplesmente de desfibrilador. Este tipo de desfibrilador é o mais comum dentro dos hospitais. Eles estão presentes em emergências, unidades de tratamento intensivo, ambulâncias e centros cirúrgicos, bem como unidades pós e pré-cirúrgicas de cardiopatas. São desfibriladores capazes de realizar desfibrilações externas e internas, desde que usando os acessórios apropriados.

A partir deste item, a palavra desfibrilador será utilizada para a designação dos desfibriladores convencionais de corrente contínua através de descarga capacitiva amortecida.

6.1.2 Desfibrilador Interno Implantável

O desfibrilador interno implantável é usado por pacientes que após tratamento à base de medicamentos e desfibrilações convencionais continuam apresentando fibrilação esporadicamente ou outras arritmias perigosas [69]. A solução para estes pacientes é a colocação de um desfibrilador interno implantável dentro do

tórax que realiza a detecção de fibrilação ou outra arritmia e aplica, diretamente no coração, uma descarga elétrica.

6.1.3 Desfibrilador Externo Semi-Automático

O desfibrilador externo semi-automático é utilizado em equipes de salvamento e em hospitais para agilizar o atendimento. Os operadores não necessitam conhecer arritmias cardíacas, pois o equipamento faz a detecção destas e seleciona um valor de energia pré-programado a ser entregue ao paciente. Cabe ao operador instalar os eletrodos de desfibrilação no paciente e, após a interpretação da arritmia e seleção de energia pelo equipamento, acionar os comandos de descarga [27].

6.1.4 Desfibrilador Externo Automático

O desfibrilador externo automático (AED) é utilizado em ambulâncias e equipes de salvamento. São utilizados geralmente por paramédicos e/ou bombeiros, ou seja, pessoal não especializado em detecção de arritmias cardíacas. O AED detecta a fibrilação do paciente e faz a descarga elétrica através dos eletrodos de desfibrilação com um valor de energia pré-programado [27]. Cabe ao operador somente colocar os eletrodos de desfibrilação sobre o tórax do paciente.

A utilização de Desfibriladores Externos Automáticos (AED'S) e de Desfibriladores Externos Semi-Automáticos tem mostrado bons resultados na recuperação de pacientes em estudos realizados no Estados Unidos [33] [41] [80]. Acredita-se que no futuro, estes equipamentos entrem dentro da rotina dos atendimentos dos hospitais brasileiros, trazendo maior eficiência nas terapias.

6.2 FUNCIONAMENTO DO DESFIBRILADOR CONVENCIONAL

Os desfibriladores são equipamentos eletromédicos constituídos basicamente de um capacitor. O capacitor, durante a utilização do equipamento para reverter uma fibrilação ventricular, passa por dois processos: carga e descarga.

O carga do capacitor acontece através de uma fonte de tensão contínua com um valor de tensão dependente da energia selecionada pelo operador. A energia a ser fornecida é dada através da fórmula da energia, dada em joule (Watt· segundo):

$$E = \frac{1}{2} \cdot C \cdot V^2;$$

onde:

E: energia armazenada;

C: capacitância do capacitor;

V: tensão sobre o capacitor.

Estes desfibriladores são denominados de desfibriladores de descarga capacitiva amortecida por possuírem um indutor em série com o circuito de descarga. A inclusão deste indutor foi proposta por Tacker em 1968 com o objetivo de evitar o risco de bloqueios atrio-ventriculares pelo pico de corrente elétrica gerado no momento inicial da descarga capacitiva, apud Valentinuzzi [78]. A Figura 6.1 mostra um diagrama elétrico simplificado de um desfibrilador.

A descarga do capacitor acontece através de um circuito, do qual fazem parte: um indutor e o paciente. A descarga elétrica pode ser aplicada sobre o tórax do paciente (desfibrilação externa) ou sobre seu coração (desfibrilação interna).

A corrente elétrica da descarga e o seu tempo de aplicação ficam dependentes da resistência elétrica apresentada pelo paciente.

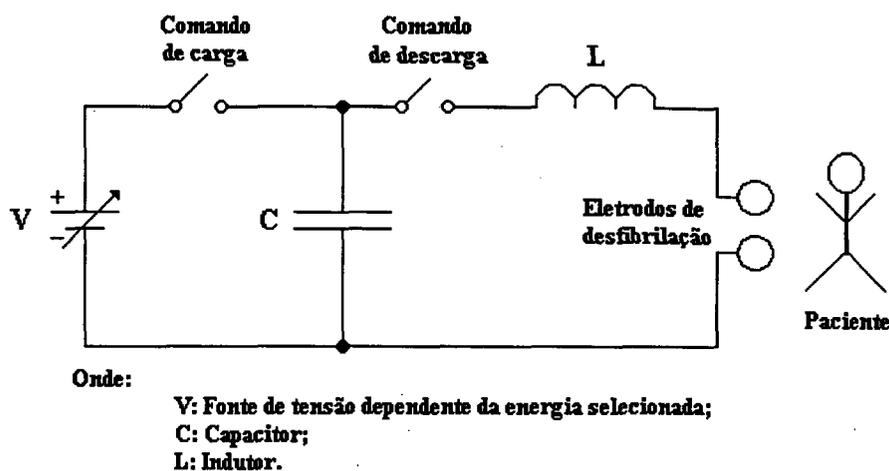


Figura 6.1. Diagrama elétrico simplificado do desfibrilador

6.2.1 Conexão desfibrilador-paciente

Para a realização da descarga elétrica é necessário que exista ligação elétrica entre o desfibrilador e o paciente. A ligação elétrica é realizada, basicamente, através de um conector, dois cabos e duas pás.

A função do conector é fazer a fixação dos cabos condutores junto ao desfibrilador. Geralmente, os cabos condutores são espiralados, com o objetivo de proporcionar compactação na extensão do cabo e elasticidade pelo efeito de mola. As pás são responsáveis pelo contato com o paciente e pela atuação do operador.

Existem vários modelos de desfibrilador no mercado, cada qual com suas próprias pás. A não existência de padronização nos conectores das pás dificulta o intercâmbio destas entre desfibriladores de marca ou modelos diferentes. Existem três tipos de pás: pás externas, pás internas e pás auto-adesivas.

6.2.1.1 Pás externas

As pás externas são aquelas utilizadas em desfibrilação externa, ou seja, sobre o tórax do paciente. As pás externas apresentam tamanhos diferentes para

aplicações em pacientes adultos e pacientes pediátricos, sendo basicamente compostas por: manoplas, isoladores, botões de acionamento e eletrodos de desfibrilação. A Figura 6.2 e a Figura 6.3 (figura modificada do manual de operação Cardioserv [55]) mostram dois modelos de pás externas.

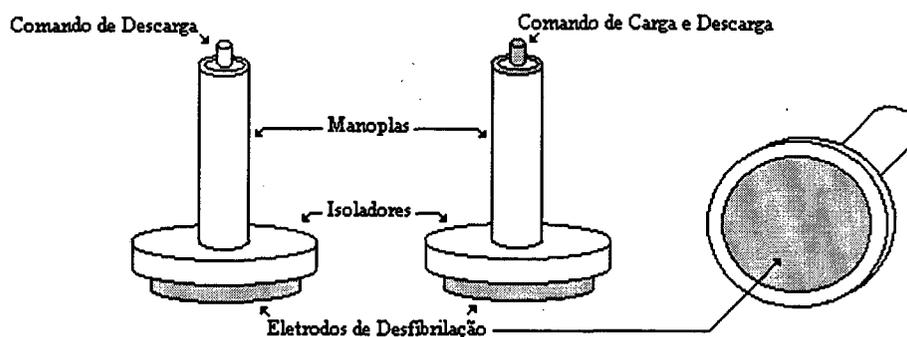
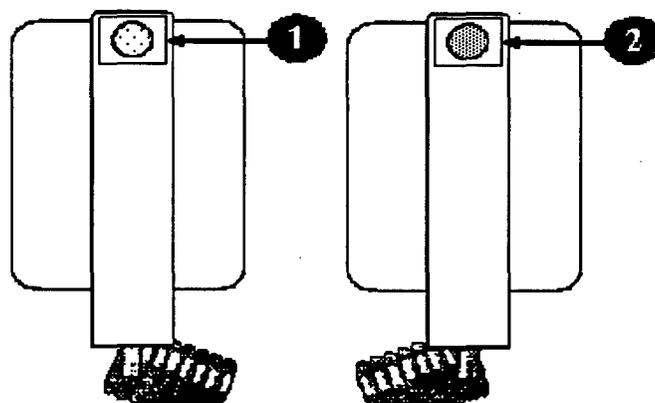


Figura 6.2. Pás externas

As manoplas, localizadas na parte superior das pás, tem como função proporcionar a empunhadura das pás pelo operador. É através das manoplas que o operador pressiona as pás de forma a colocar os eletrodos de desfibrilação em contato com o paciente. Nas manoplas também estão dispostos os comandos de acionamento de descarga e de carga.



- 1 - Comando de descarga;
2 - Comando de carga e descarga.

Figura 6.3 Vista superior de um modelo de pás externas

Os isoladores, localizados entre as manoplas e os eletrodos de desfibrilação, tem como função isolar o operador dos eletrodos de desfibrilação quando estes estiverem energizados. Os eletrodos de desfibrilação localizam-se na parte inferior das pás.

Para diminuir a resistência de contato entre os eletrodos de desfibrilação e o paciente é colocado, entre ambos, uma solução salina condutora em forma de creme ou gel. O objetivo destes é melhorar o contato entre a pele do paciente e as pás externas, diminuindo a resistência à passagem da descarga elétrica.

6.2.1.2 Pás internas

As pás internas são utilizadas para desfibrilação interna (sobre o coração). Estas pás também possuem tamanhos diferentes para corações de tamanhos diferentes. A Figura 6.4 mostra um exemplo de pás internas.

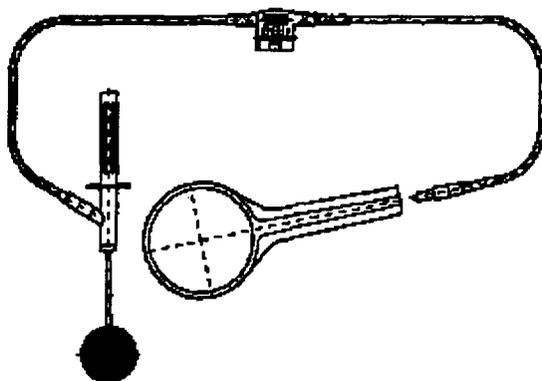


Figura 6.4. Pás internas [55]

São compostas basicamente por: duas manoplas, dois isoladores e dois eletrodos de desfibrilação. Os eletrodos de desfibrilação destas pás são côncavos, assemelhando-se a colheres ou conchas. O formato destes possui a função de envolver o coração proporcionando um contato melhor elétrico.

Estas pás são semelhantes às pás externas quanto à utilização, exceto pela inexistência dos comandos de acionamento de descarga e de carga.

6.2.1.3 Pás auto-adesivas

As pás auto-adesivas são utilizadas em desfibrilações externas. São compostas por dois eletrodos de desfibrilação, os quais são auto-adesivos e pré-gelatinados.

Com isso, não necessitam da colocação de solução salina condutora e da pressão exercida pelo operador no momento da desfibrilação. Estes tipos de pás são descartáveis.

Na utilização destas pás, cabe ao operador fixar as mesmas nas posições recomendadas sobre o tórax do paciente. A Figura 6.5 mostra um exemplo de pás auto-adesivas.

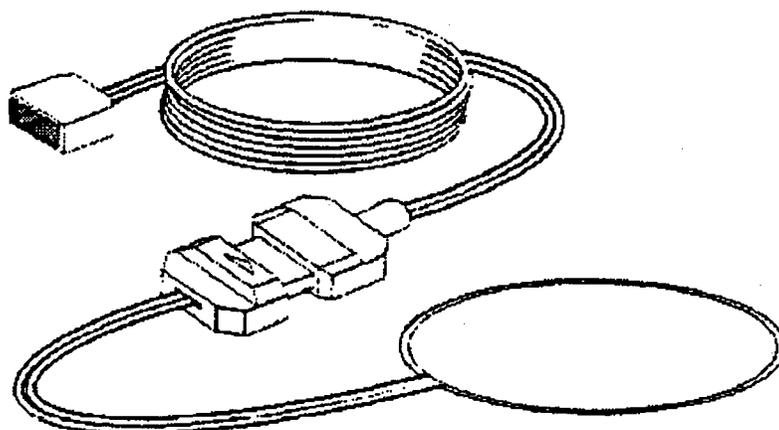


Figura 6.5 Pás auto-adesivas [55]

6.2.1.4 Eletrodos de desfibrilação

Os eletrodos de desfibrilação são eletrodos destinados a entregar um pulso elétrico para o paciente para propósito de uma desfibrilação cardíaca [12]. São os

eletrodos de desfibrilação que fazem o contato físico com o paciente e são responsáveis pela distribuição da corrente elétrica da descarga do desfibrilador.

Os eletrodos de desfibrilação devem possuir uma área mínima de contato para proporcionar uma boa distribuição da corrente elétrica. Para uma mesma energia armazenada, quanto menor a área de contato do eletrodo de desfibrilação, maior a densidade de corrente ao longo desta área. A maior concentração de corrente acarreta em maior dissipação de energia por efeito Joule nas áreas de contato com o paciente, podendo acarretar queimaduras.

As áreas mínimas dos eletrodos de desfibrilação, descritas a seguir, são recomendadas [12]:

- a) 50 cm² para pacientes adultos, em desfibrilação externa;
- b) 32 cm² para pacientes adultos, em desfibrilação interna;
- c) 15 cm² para pacientes pediátricos, em desfibrilação externa;
- d) 9 cm² para pacientes pediátricos, em desfibrilação interna.

A AHA [7] sugere que os eletrodos de desfibrilação externa em pacientes adultos tenham entre 8 a 12 cm de diâmetro.

6.2.2 Seleção e carregamento da energia

A seleção de energia a ser entregue ao paciente para realizar a desfibrilação é feita pelo operador, dando início ao processo de carregamento do capacitor.

Os desfibriladores possuem uma grande faixa de valores fixos de energia que podem ser selecionados pelo operador através do teclado. Após a seleção da energia, é necessário que um comando seja dado pelo operador para iniciar o carga do capacitor. O capacitor é então carregado com a energia selecionada. Após o término da

carga, o desfibrilador avisa o operador, indicando a disponibilidade do equipamento para realizar a desfibrilação.

Os desfibriladores mais antigos não possuem estes valores fixos de energia. A seleção de energia e carga do capacitor fica totalmente sobre o controle do operador em um único comando. O operador ativa este comando para iniciar a carga do capacitor e observa, numa indicação analógica de um dispositivo mostrador, a energia que está sendo armazenada. Quando a indicação analógica for igual ao valor da energia selecionada, o operador desativa o comando, ficando o capacitor carregado com este valor de energia.

Existem equipamentos onde o comando para carga do capacitor está localizado:

- no gabinete do equipamento para pás internas e auto-adesivas e na pá externa direita;
- no gabinete do equipamento independente do tipo de pás utilizadas e na pá externa direita.

6.2.3 Descarga da energia armazenada

Em todos os desfibriladores, a energia selecionada para a descarga é realizada através de um comando do operador. Dependendo do tipo de equipamento e das pás utilizadas a localização do comando para descarga é diferente:

- no gabinete do equipamento para todos os tipos de pás e nas pás externas;
- no gabinete do equipamento para pás internas e auto-adesivas.

O comando localizado nas pás externas é na verdade um comando combinado, onde para a descarga do capacitor é necessário a ativação simultânea de

dois botões localizados cada um em uma das pás. Este procedimento de proteção garante que o operador está consciente da necessidade da ativação de dois botões para a descarga da energia armazenada.

6.3 PRINCIPAIS COMANDOS E SINALIZAÇÕES DOS DESFIBRILADORES

Dentre os vários modelos e marcas de desfibriladores disponíveis atualmente no mercado, existem várias características que são comuns a todos, as quais devem ter comandos e sinalizações associadas para conforto e segurança do paciente e do operador.

6.3.1 Principais Comandos

Os seguintes comandos são indispensáveis para o seguro funcionamento do desfibrilador.

6.3.1.1 Seleção de energia

Comando no qual o operador seleciona a energia apropriada para realizar a desfibrilação do paciente. A escolha do valor de energia varia com as determinações médicas, podendo o peso, a idade, o tamanho, e outras características do paciente influenciar neste valor (ver item 4.1.3).

6.3.1.2 Carga do desfibrilador

Comando no qual o operador dá início ao processo de carga da energia a ser entregue. Como dito anteriormente (ver item 6.2.2) este comando pode estar associado ao comando de seleção de energia em desfibriladores antigos.

6.3.1.3 Descarga do desfibrilador

Comando no qual o operador descarrega a energia que fica armazenada no desfibrilador sobre o tórax do paciente ou sobre o seu coração. Como dito anteriormente, este comando pode localizar-se em locais diferentes dependendo do modelo do desfibrilador e das pás utilizadas (ver item 6.2.3).

6.3.1.4 Sincronismo

Comando pelo qual o desfibrilador é habilitado a realizar a descarga da energia armazenada em sincronismo de um sinal de eletrocardiograma proveniente de um monitor cardíaco. Para utilização deste comando é necessária a conexão entre o desfibrilador e um monitor cardíaco. Esta função faz o desfibrilador atuar como um cardioversor (ver capítulo 7).

6.3.2 Sinalizações Existentes

Os desfibriladores devem estar providos de sinalizações e marcações que auxiliem o operador na sua utilização, são indicações sonoras e visuais que caracterizam a energia a ser entregue e o processo de carga do capacitor, além de outras características. Nem todos os desfibriladores existentes no mercado atualmente dispõem destas sinalizações.

As marcações relativas a segurança proporcionada pelo equipamento devem respeitar a norma NBR 12914 [18].

6.3.2.1 Energia selecionada

A sinalização visual da energia selecionada é necessária para o controle e inspeção do operador. Sem esta sinalização o operador não consegue utilizar o equipamento pelo não conhecimento do valor da energia a ser entregue.

6.3.2.2 Processo de carga da energia selecionada

A sinalização visual e sonora do processo de carga da energia selecionada faz o operador ter consciência que o desfibrilador está funcionando e que a qualquer momento, após a realização da carga, pode ser utilizado.

6.3.2.3 Fim da carga da energia selecionada

Sinalização sonora e/ou visual de que o processo de carga da energia selecionada chegou ao final. Esta sinalização sucede a sinalização do processo de carga da energia selecionada.

6.4 CARACTERÍSTICAS METROLÓGICAS

Os desfibriladores possuem determinadas características que devem ser especificadas de forma a proporcionar segurança ao operador e ao paciente. Falhas nas características metrológicas podem prejudicar a eficiência da terapia (desfibrilação) acarretando morte ou prejuízos ao paciente.

6.4.1 Energia

A energia armazenada no desfibrilador deve ser medida através da descarga da mesma em uma resistência de 50Ω [12] [43], e o erro não deve ser superior a $\pm 15\%$ da energia selecionada ou ± 4 joules, o que for maior [12] [14] [68]. A ECRI

[43] recomenda que o erro seja ± 4 joules para energias abaixo 25 joules ou $\pm 15\%$ da energia selecionada para os valores superiores.

6.4.2 Tempo de carga

O desfibrilador, por ser utilizado em situações de emergência, deve possibilitar um rápido processo de carga da energia a ser entregue. Isto garante que o tempo gasto no carregamento da energia, não prejudique ainda mais o estado do paciente, já que segundos são importantes para salvar uma vida.

Segundo a ECRI [43] o tempo de carga para energia máxima não deve exceder de 15 segundos. No Hospital Universitário da UFSC, o tempo de descarga máxima, utilizado em ensaios de avaliação de desfibriladores, é de 12 segundos [39].

6.4.3 Tempo de descarga automática

O desfibrilador deve possuir um circuito interno de descarga automática, para evitar que o equipamento fique energizado, minimizando o risco de choque elétrico aos operadores e facilitando a sua utilização num próximo procedimento.

O tempo de descarga automática não deve exceder de 30 segundos [39].

6.4.4 Área dos eletrodos de desfibrilação

A área dos eletrodos de desfibrilação é uma característica importante para a eficiência da desfibrilação. Através desta área que a corrente entrará em contato com o paciente (ver item 6.2.1.4).

7. O CARDIOVERSOR

O Cardioversor ou Monitor/Desfibrilador [13] é um equipamento eletromédico cuja função é aplicar uma descarga elétrica sincronizada com o eletrocardiograma, de forma a interromper arritmias cardíacas, exceto fibrilação ventricular.

O Cardioversor é formado de um desfibrilador, um sincronizador e um monitor cardíaco, de onde surge a outra denominação: monitor/desfibrilador. Por ser também um desfibrilador, o cardioversor deve possuir as mesmas características, além de características específicas de monitor cardíaco.

7.1 PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO

O funcionamento do cardioversor baseia-se no funcionamento do desfibrilador (ver item 6.2) com algumas características adicionais relacionadas à inclusão do sincronizador de descarga da energia e do monitor cardíaco. A Figura 7.1 mostra um diagrama elétrico simplificado de um cardioversor.

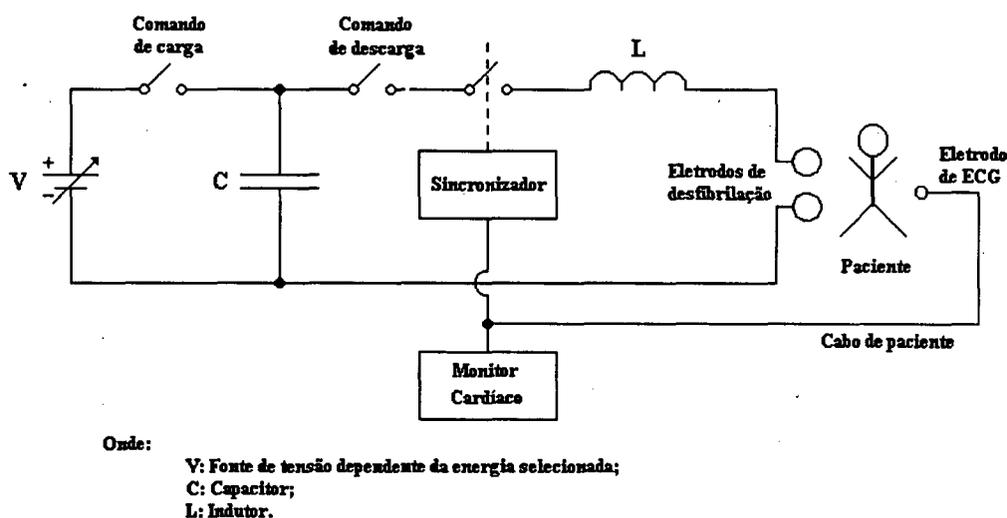


Figura 7.1 Diagrama elétrico simplificado do cardioversor

7.1.1 O Sincronizador

Com o objetivo de evitar descargas sobre o período vulnerável cardíaco, Lown et al. [67] desenvolveram um circuito eletrônico sincronizador. Este circuito detecta a onda R do eletrocardiograma e aplica descarga elétrica antes da onda T. O sincronizador é um “dispositivo que permite a descarga do capacitor sincronizada com uma fase específica do ciclo cardíaco” [12].

7.1.2 O Monitor Cardíaco

Com a necessidade de observar o eletrocardiograma antes, durante e após à cardioversão, os fabricantes acoplaram um monitor cardíaco a estes equipamentos. O monitor cardíaco desempenha um papel importante, pois o operador acompanha através deste a eficiência da cardioversão.

O monitor cardíaco de um desfibrilador em nada difere de um monitor cardíaco convencional, exceto pela disponibilidade adicional da captação dos sinais de eletrocardiograma pelos eletrodos de desfibrilação. Cabe então ao operador, selecionar o modo de captação do sinal elétrico via cabo de paciente ou via eletrodo de desfibrilação.

7.1.3 Descarga da Energia

A descarga de energia difere da descarga do desfibrilador em um único aspecto: a sincronização. Como no desfibrilador, a descarga da energia armazenada é efetuada após o acionamento dos comandos de descarga existentes nas pás ou no gabinete do equipamento, porém após o acionamento destes comandos o momento do disparo é determinado pelo sincronizador.

7.2 PRINCIPAIS COMANDOS E SINALIZAÇÕES DOS CARDIOVERSORES

Dentre os vários modelos e marcas de cardioversores disponíveis no mercado, existem várias características comuns entre eles, as quais devem ter comandos e sinalizações associadas para conforto e segurança do paciente.

7.2.1 Principais Comandos

O cardioversor possui comandos (seleção de energia, carga e descarga) do desfibrilador (ver item 6.3) e comandos do monitor cardíaco (seleção de derivação e sensibilidade), que são semelhantes aos comandos dos eletrocardiógrafos (ver item 5.3), além de outros descritos a seguir.

7.2.1.1 Sincronismo

Comando pelo qual o cardioversor é habilitado a fazer a descarga da energia armazenada em sincronismo de um sinal de ECG. Este comando determina a utilização do equipamento para fazer uma descarga elétrica sincronizada (cardioversão) ou descarga elétrica sem sincronismo (desfibrilação). O cardioversor é projetado de forma que este comando esteja normalmente selecionado em descarga não sincronizada, quando da utilização do equipamento, obrigando ao operador selecionar a opção de sincronismo.

7.2.1.2 Velocidade

O item 5.3.1.3 refere-se a velocidade de registro do eletrocardiograma em papel, mas no monitor cardíaco esta velocidade representa o deslocamento horizontal do feixe de elétrons em tubos de raios catódicos ou da varredura do tela em displays de

crystal líquido, proporcionando ao operador a visualização de uma derivação do eletrocardiograma em tempo real.

7.2.1.3 Seleção da captação do eletrocardiograma

Comando no qual o operador seleciona o meio pelo qual se realiza a monitoração do eletrocardiograma do paciente. É possível realizar a monitoração através dos eletrodos de desfibrilação externos ou através do cabo de paciente (ver item 7.1.2).

7.2.2 Sinalizações Existentes

Os cardioversores devem estar providos de algumas sinalizações que auxiliem o operador na utilização, tais como: indicações sonoras e visuais que caracterizam o processo de carga e do final deste processo. Os cardioversores também devem possuir marcações relativas a segurança proporcionada pelo equipamento, segundo a norma NBR 12914 [18]. Os cardioversores possuem as sinalizações do desfibrilador (ver item 6.3), além de outras descritas a seguir.

7.2.2.1 Sincronismo

Sinalização visual que indica ao operador se o cardioversor está selecionado para realizar uma cardioversão ou uma desfibrilação.

7.2.2.2 Batimento Cardíaco

Sinalização sonora e/ou visual do batimento captado pelo monitor cardíaco do cardioversor.

7.2.2.3 Eletrodo desconectado

Sinalização visual ou sonora da desconexão de uma das vias do cabo de paciente ou dos eletrodos de ECG.

7.3 CARACTERÍSTICAS METROLÓGICAS

Os cardioversores possuem determinadas características que devem ser especificadas de forma a proporcionar segurança ao operador e ao paciente. Falhas em características metrológicas podem prejudicar a eficiência da terapia (cardioversão ou desfibrilação) acarretando na morte ou prejuízos ao paciente. As características relacionadas à energia selecionada, ao tempo de carga, ao tempo de descarga automática e à área dos eletrodos de desfibrilação são idênticas às características dos desfibriladores (ver item 6.4), porém os cardioversores possuem outras características importantes.

7.3.1 Área dos Eletrodos de Desfibrilação

Conforme mencionado no item 6.4.4.

Os eletrodos para a realização da descarga elétrica sincronizada (cardioversão) são denominados também de eletrodos de desfibrilação.

7.3.2 Tempo de Sincronismo

Intervalo de tempo entre a onda R e a descarga elétrica do cardioversor. Este tempo deve ser suficientemente pequeno, de forma a impedir a descarga elétrica sobre a onda T.

A ECRI [43] sugere que este tempo seja no máximo 60 ms. No Hospital Universitário da UFSC, o tempo de sincronismo utilizado na realização de ensaios de avaliação de funcionalidade é 50 ms [39].

7.3.3 Características Referentes ao Monitor Cardíaco

As características dos monitores cardíacos dos cardioversores são semelhantes às características dos eletrocardiógrafos, diferenciando em:

- faixa de passagem de 0,5 a 40 Hz;
- erro na velocidade de deslocamento do traçado de 15% ou especificação do fabricante [43];
- erro na sensibilidade de no máximo 10% na deflexão vertical.

Os monitores possuem uma característica adicional aos eletrocardiógrafos que é a indicação da frequência cardíaca em batimentos por segundo, cujo erro não deve ser superior a 5% ou 5 batimentos por segundo [43].

8. A SEGURANÇA NA OPERAÇÃO

Os procedimentos realizados pelos operadores, na operação de equipamentos, podem colocar em risco a segurança do paciente. Dependendo do tipo de equipamento utilizado, pode o operador colocar não só o paciente em risco, mas também terceiros e instalações, além de si mesmo. Para a utilização correta do equipamento de forma a não causar prejuízos de nenhuma espécie ou minimização destes, o operador deve ser e estar preparado para tal função. No momento em que o operador conhece o equipamento e consegue dominá-lo em seus aspectos funcionais, pode-se acreditar que ele fará uso deste conhecimento para otimizar a utilização e promover um melhor resultado na obtenção do exame ou terapia.

A falta de conhecimento sobre a utilização correta e sobre o princípio de funcionamento dos equipamentos são fatores determinantes na qualidade do serviço a ser realizado. O aprendizado sobre a utilização dos equipamentos determina o procedimento pelo qual o operador agirá sobre os mesmos, de forma a conseguir deste o resultado desejável. Somente o conhecimento sobre a operação do equipamento não é suficiente para que se consiga um resultado favorável na utilização do mesmo. Durante a utilização dos equipamentos ocorrem, muitas vezes, situações que dificultam a operação, acarretando em falhas ou respostas inesperadas ou alteradas. Por isso, a importância do operador conhecer o princípio de funcionamento do equipamento, bem como noções dos riscos associados à utilização se faz necessário [11].

A operação e o princípio de funcionamento dos equipamentos, muitas vezes, não são de conhecimento dos operadores. Os princípios da eletricidade para a maioria das pessoas ainda são desconhecidos. Os operadores de eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores tem, na maioria das vezes, uma formação na área

clínica, onde o tema eletricidade não é abordado a um nível muito aprofundado. Um dos papéis da engenharia clínica é apoiar estes profissionais, de forma a melhorar a relação destes com os pacientes através dos equipamentos utilizados.

O conhecimento do operador sobre os equipamentos que utiliza é importante, pois garante, além de uma utilização correta e segura, a sua disponibilidade na unidade, evitando solicitações de serviços desnecessárias aos setores de engenharia clínica [40]. Falhas na operação de equipamentos são constantes dentro dos hospitais pela falta de planejamento de treinamento para os operadores. Castro [30] realizou uma pesquisa, onde um questionário sobre Unidades Eletro-Cirúrgicas de Alta-Freqüência (Bisturis Elétricos) foi repassado ao corpo clínico dos centros cirúrgicos de alguns hospitais da Grande Florianópolis, constatando que 68% dos entrevistados não haviam recebido treinamento oficial. Da Paz et Garcia [35] constataram, no período de 14/06/1993 a 31/03/1996, que 34% dos Monitores de Pressão Não-Invasiva, 51% dos Monitores Cardíacos, 46% dos Oxímetros de Pulso e 40% dos Capnógrafos encaminhados para a manutenção no Hospital Universitário não possuíam falhas técnicas, revelando dificuldade por parte dos operadores em manipular os equipamentos.

8.1 A SEGURANÇA NA OPERAÇÃO DE ELETROCARDIÓGRAFOS

A operação inadequada do eletrocardiógrafo, por parte do operador, pode acarretar na realização de um exame inadequado. O cardiologista ou médico especialista que interpreta o eletrocardiograma deve dispor de todas as informações necessárias que o auxiliem no diagnóstico. Estas informações são referentes a parâmetros selecionados pelo operador durante a realização do exame, como: velocidade do papel, sensibilidade, filtros selecionados e derivação. O operador repassa ao médico, pelo mesmo não estar

presente na realização do exame, estas informações. A omissão destas informações, pode colocar em risco o diagnóstico médico e, conseqüentemente, a saúde do paciente.

8.1.1 Resultado Esperado do Registro

O operador está treinado a observar o registro no papel realizado pelo eletrocardiógrafo e reconhecer se o sinal registrado é ou não satisfatório para a realização do diagnóstico médico. O reconhecimento destes sinais é baseado na experiência adquirida pelos operadores em inúmeros eletrocardiogramas realizados. Eles conseguem diferenciar sinais estranhos que não fazem parte das ondas descritas por Einthoven, através de comparações com suas experiência anteriores. O operador faz uma seleção, determinando qual sinal é aceitável e qual deve ser repetido, garantindo um simples, mas eficiente controle de qualidade.

8.1.2 Interferências

Com a expectativa de observar um sinal, conforme Figura 8.1, o operador inicia o exame.

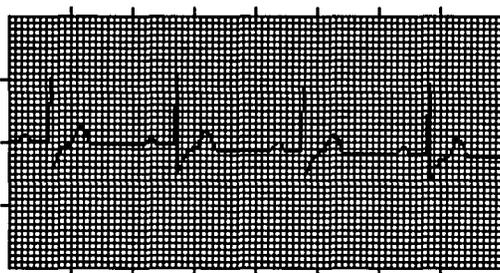


Figura 8.1 Sinal de ECG com bom registro

O eletrocardiógrafo, projetado a realizar amplificação de sinais da ordem de milivolts, geralmente não consegue deixar de captar interferências as quais está submetido o paciente, também nesta faixa de grandeza. As interferências mais comuns

são: rede elétrica e atividade muscular do paciente. O operador deve reconhecer estes sinais não desejáveis, a fim de não comprometer o eletrocardiograma. A Figura 8.2 e a Figura 8.3 ilustram, respectivamente, registros de ECG com interferência da rede elétrica e com atividade muscular do paciente.

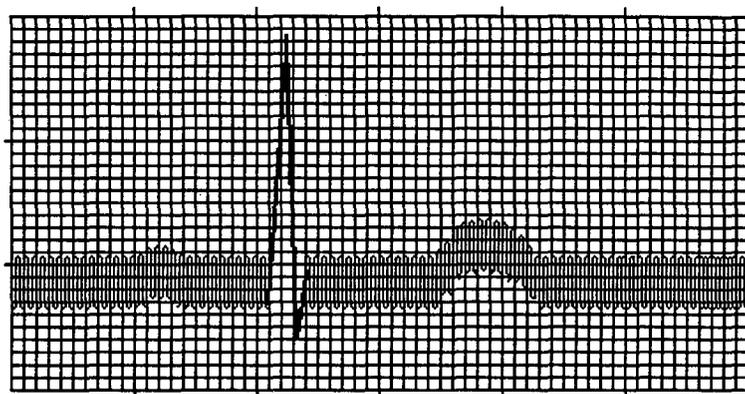


Figura 8.2 Sinal de ECG com interferência da rede elétrica



Figura 8.3 Sinal de ECG com interferência de atividade muscular

8.1.3 Risco Envolvido

Todos os riscos, referentes a operação, caem sobre o paciente. Com o resultado de um eletrocardiograma convertido em diagnóstico errado, o paciente pode ser submetido a inúmeras situações desnecessárias que podem comprometer sua saúde ou sua própria vida. O paciente pode, dependendo da situação, ser medicado

erroneamente e/ou ser submetido a outros exames para diagnóstico, como cateterismo, teste de esforço, etc.

8.1.4 Conhecimento do Operador

Conhecimentos básicos de operação de eletrocardiógrafos e seu princípio de funcionamento, podem proporcionar a realização de um bom eletrocardiograma, ou a determinação de falhas na operação ou falhas no eletrocardiógrafo.

Para garantir maior segurança na realização do exame, o operador deve :

- verificar as condições do cabo de paciente;
- anotar, se o eletrocardiógrafo não registrar, os parâmetros selecionados na operação;
- verificar o sinal de 1 mV.

O operador também deve ter o conhecimento sobre a utilização do eletrocardiógrafo em conjunto com desfibriladores ou cardioversores. Alguns eletrocardiógrafos utilizados atualmente não possuem proteção contra descarga de desfibriladores, o que inviabiliza a utilização em conjunto. Dessa forma, o operador deve estar familiarizado com o equipamento e com as marcações existentes que explicitem suas características.

8.1.5 Procedimentos na Operação

Alguns procedimentos, antes da realização do exame, devem ser realizados pelo operador, com o objetivo de minimizar problemas na execução da rotina. Procedimentos básicos de verificação de funcionamento do cabo e do sinal de 1mV devem ser realizados para garantir um eletrocardiograma de boa qualidade.

8.1.5.1 O cabo de paciente

O operador deve conhecer a composição das derivações para a verificação de funcionamento do cabo de paciente, conforme Tabela 8.1.

Derivações	RA	LA	LL	V
D1	x	x		
D2	x		x	
D3		x	x	
aVR	x	x	x	
aVL	x	x	x	
aVF	x	x	x	
V	x	x	x	x

Tabela 8.1 Vias que compõem as derivações

O operador quando suspeitar de defeito no cabo de paciente, pode realizar o seguinte procedimento:

- 1) Verificar registro nas derivações D1, D2, D3;
- 2) O registro em só uma destas derivações caracteriza o rompimento da via comum àquelas que não proporcionam o registro (ver item 3.3 e Tabela 8.1). Exemplo:
 - D1 registra, D2 e D3 não registram - via LL com problema;
 - D2 registra, D1 e D3 não registram - via LA com problema;
 - D3 registra, D1 e D2 não registram - via RA com problema.
- 3) Se D1, D2 e D3 não registrarem o problema está nas três vias: RA, LA e LL.
- 4) Se D1, D2 e D3 registrarem e se aVR, aVL e aVF apresentarem problemas, o defeito está na entrada do eletrocardiógrafo, possivelmente

no circuito de seleção de derivação, na via correspondente a derivação não registrada;

5) O registro das derivações com inúmeras interferências, pode ser caracterizado por defeito na via RL.

8.1.5.2 O sinal de 1mV

Quando da realização do eletrocardiograma, o operador deve conferir o sinal de 1mV, observando um registro de amplitude de 10 mm. A simples observação deste registro garante o ajuste da amplitude. O operador observando desajuste do sinal de 1mV, deve encaminhar o equipamento para o serviço de engenharia clínica.

8.2 A SEGURANÇA NA OPERAÇÃO DE DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES

Diferente dos eletrocardiógrafos, os desfibriladores e cardioversores são utilizados como terapia e a sua utilização implica diretamente na obtenção de uma resposta do paciente.

Por se tratarem de equipamentos que trabalham com tensões altas, comparadas às tensões usadas no âmbito residencial, eles apresentam riscos que outros equipamentos não proporcionam. A descarga destas tensões, utilizadas para despolarizar o coração, em locais ou situações inadequadas pode acarretar em muitos prejuízos à instituição, como danos ao equipamento, aos funcionários e às instalações.

8.2.1 Resultado Esperado

O resultado esperado numa desfibrilação ou numa cardioversão é o término da arritmia a qual foi responsável pela utilização da terapia elétrica. É possível

que o resultado decepcione o corpo clínico e que a arritmia inicial não seja extinguida ou transformada em outra. O corpo clínico, responsável pela realização da terapia, deve ter consciência das possíveis falhas envolvidas, sabendo corrigir os procedimentos que acarretaram em fracasso.

Muitas vezes, o paciente não responde à terapia de forma eficiente, ainda que o procedimento de operação seja correto. Esta é uma limitação da utilização da terapia que também deve ser analisada pelo corpo clínico.

8.2.2 Causas de Falhas na Terapia

Existem inúmeras condições que podem provocar falhas no resultado da terapia, entre elas pode-se citar:

- tempo entre a detecção da desfibrilação e a realização da terapia [46] [58];
- relação entre energia entregue versus peso do paciente [58] [62];
- relação entre energia entregue versus tamanho do coração do paciente [48] [58] ;
- relação entre energia entregue versus tamanho da caixa torácica do paciente [48] [61];
- seleção de energia inadequada [1] [19] [28] [62] [77] [79];
- tamanho dos eletrodos de desfibrilação [3] [7] [19] [61] [62];
- condições de utilização dos eletrodos de desfibrilação [32];
- quantidade de pasta ou gel condutor [13];
- qualidade da pasta ou gel condutor [56] ;
- condições da pele do paciente [2] [13] [72];

- posicionamento dos eletrodos de desfibrilação sobre o paciente [3] [7] [13];
- pressão exercida pelo operador sobre os eletrodos de desfibrilação [72];
- procedimentos de operação [32].

Estes parâmetros estão relacionados, geralmente, com a resistência elétrica do circuito de descarga: paciente, eletrodos de desfibrilação e conexão eletrodo-paciente, que faz a densidade de corrente que atravessa o paciente ou seu coração ser insuficiente para a cessão da arritmia.

8.2.3 Riscos Envolvidos na Operação

Os riscos envolvidos durante a operação de desfibriladores e cardioversores, das quais são personagens os paciente, o operador, terceiros e equipamentos, estão citados a seguir.

8.2.3.1 Queimaduras

As queimaduras ocorrem pelo excesso de densidade de corrente que atravessam regiões do corpo do paciente ou mesmo do operador. O excesso de densidade de corrente deve-se a problemas com o meio de condução [13]. As queimaduras podem ser provocadas por problemas relativos à pasta ou ao gel condutor, à área de contato do eletrodo de desfibrilação e à utilização com outros equipamentos.

a) Provocadas por pasta ou gel condutor

Queimaduras podem ocorrer, devido a alta densidade de corrente elétrica, por problemas com a pasta ou gel condutor, utilizado para melhorar o contato entre o eletrodo de desfibrilação e o paciente. O gel pode causar queimaduras quando:

- for aplicado em excesso [13], de forma que possibilite a passagem de corrente entre os eletrodos de desfibrilação, provocando um curto circuito e/ ou arco elétrico;
- for aplicado em quantidade insuficiente [13], de forma que a corrente elétrica de descarga não se espalhe pelo corpo do paciente, provocando alta densidade de corrente em determinadas regiões, abaixo dos eletrodos de desfibrilação;
- for de má qualidade [56] ou for impróprio para esta utilização [13];
- devido à secagem, por ficar depositado entre os eletrodos de desfibrilação e o paciente, em caso de repetidas desfibrilações por um grande intervalo de tempo [13];

b) Provocadas pela área de contato do eletrodo de desfibrilação

Queimaduras também podem ocorrer, pelo alta densidade de corrente elétrica, provocada pela insuficiente área de contato entre os eletrodos de desfibrilação e o paciente. A área de contato é afetada:

- pela área insuficiente do eletrodo de desfibrilação [7] [13] (ver item 6.2.1.4);
- por falha no contato, do ponto de vista elétrico, do eletrodo de desfibrilação com o paciente [13]. Esta falha pode ser ocasionada por falta da pressão exercida pelo operador no momento da descarga elétrica;
- falha no contato, do ponto de vista elétrico, do eletrodo de desfibrilação com o paciente, relativo a oxidações, sujeiras e perfurações no eletrodo de desfibrilação [32] [39];

c) Provocadas por utilização simultânea de equipamentos

É comum a utilização de desfibriladores e cardioversores em conjunto com outros equipamentos eletromédicos, geralmente de monitoração do paciente. A utilização destes monitores no momento da descarga elétrica pode acarretar em queimaduras no paciente, devido aos sensores destes monitores terem uma área pequena, acarretando em excesso de densidade de corrente no ponto de contato [13]. Além dos equipamentos eletromédicos, que possam estar conectados ao paciente, existe a possibilidade do paciente estar em contato com a cama ou maca, que podem conduzir eletricidade durante a descarga elétrica e proporcionar queimaduras nos locais de contato.

O operador pode também sofrer queimaduras se entrar em contato com o paciente, cama, ou eletrodos de desfibrilação, durante a descarga elétrica e a densidade de corrente for excessiva.

8.2.3.2 Choque elétrico

A descarga elétrica, proveniente da utilização do desfibrilador ou cardioversor, pode ter seu caminho modificado, não passando somente pelo paciente, mas também pelo operador ou por auxiliares, ocasionando em choque elétrico. Eles estão sujeitos ao choque elétrico:

- proveniente dos eletrodos de desfibrilação, em caso de presença de pasta ou gel condutor entre o eletrodo de desfibrilação e a manopla [13], falhas de isolamento das manoplas e seus isoladores, falhas na isolamento dos cabos das pás [39];

- proveniente do paciente [13], no caso de contato com o mesmo no momento da descarga elétrica;
- proveniente de outros equipamentos e móveis, no caso de contato com os mesmos no momento da descarga elétrica [13], estando os mesmos em contato com o paciente.

8.2.3.3 Danos aos equipamentos

Devido a alta tensão envolvida no funcionamento dos desfibriladores e cardioversores, estes, se mal utilizados, podem colocar em risco outros equipamento ligados ao paciente no momento da descarga elétrica. Os operadores devem estar familiarizados com os equipamentos existentes em suas unidades e conhecer se os mesmos podem sofrer uma descarga elétrica proveniente de um desfibrilador ou cardioversor. A utilização indevida do desfibrilador também pode danificá-lo, como por exemplo, através de repetitivas descargas com os eletrodos de desfibrilação em curto-circuito.

Os equipamentos existentes nas unidades devem possuir marcação segundo sua capacidade de suportar descargas de desfibriladores e os operadores devem conhecer os símbolos que caracterizam esta função [11].

8.2.3.4 Explosão e fogo

Os hospitais e estabelecimentos de saúde utilizam oxigênio, anestésicos e outros produtos inflamáveis indispensáveis no tratamento dos pacientes. A formação de arco elétrico, durante uma desfibrilação ou cardioversão, em ambientes ricos em oxigênio ou na presença de produtos inflamáveis pode ocasionar uma explosão ou fogo [13] [26]. Segundo a ABNT [13], o arco elétrico pode surgir de:

- contato elétrico deficiente entre o paciente e os eletrodos de desfibrilação;
- curto circuito entre os eletrodos de desfibrilação;
- falhas do operador na manipulação das pás do desfibrilador, ocasionando uma descarga precoce do equipamento antes da obtenção do contato elétrico com o paciente.

8.2.4 Conhecimento do Operador

Os conhecimentos do operador não devem abranger somente conceitos para a realização da terapia, mas também o princípio de funcionamento dos equipamentos e sua correta operação.

Segundo o Ministério da saúde [26], os operadores devem receber treinamento sobre suporte cardíaco para a vida, treinamento específico sobre o equipamento, instruções sobre procedimento de segurança relativos ao equipamento e instruções sobre procedimentos de verificação diária da disponibilidade do equipamento ser utilizado.

A AHA [4] também enfatiza a importância dos treinamentos periódicos na eficiência na realização das terapias.

A questão treinamento é muito importante, merecendo atenção especial. Cummins et al. [32] constataram que diversas falhas na utilização de Desfibriladores e Cardioversores em hospitais norte-americanos são de responsabilidade dos operadores. Cummins et al. também ressaltam a importância do treinamento inicial dos operadores e da continuidade de sua educação. A AARC (*American Association for Respiratory Care*) [2] também enfatiza a necessidade de continuidade na educação dos operadores e recomenda que os treinamentos devem ser realizados pelo menos a cada noventa dias.

Green et al. [51] mostram resultados de uma investigação realizada em 11 hospitais da região metropolitana da cidade de Detroit (Estados Unidos) em 1971, onde constatam problemas com diversos equipamentos, inclusive desfibriladores e eletrocardiógrafos, envolvendo questões metrológicas e a manutenção exercida pelos operadores.

Acidentes relacionados aos operadores na utilização de desfibriladores e cardioversores são constantes. Segundo Eisenberg [41] e Cummins et al. [32], a partir de 1984, o FDA (Órgão de gerenciamento de Drogas e Alimentos dos Estados Unidos) tem exigido dos fabricantes de desfibriladores e cardioversores relatórios das falhas em equipamentos e prejuízos a operadores e pacientes, como forma de detectar as causas do problema.

A despreocupação dos operadores com os riscos envolvidos na utilização de desfibriladores pode ser ilustrado com o seguinte caso, apud Eisenberg [42]: um médico recebeu uma descarga de 400 joules durante um curso de suporte básico de vida, após aplicar em suas têmporas as pás do desfibrilador, desconhecendo que o equipamento estava carregado.

8.2.4.1 Relativo à terapia

O resultado da terapia depende de vários fatores, que sendo dominados pelo operador e por seus auxiliares podem minimizar ou excluir os riscos existentes no processo. O conjunto de informações assimiladas pelo operador determina a execução de procedimentos adequados para a realização da terapia.

A ineficiência da terapia (ver item 8.2.2) por descarga elétrica pode ter inúmeras causas [13] relacionadas com a densidade de corrente elétrica insuficiente, decorrente de resistência elétrica de contato excessiva entre os eletrodos de desfibrilação e o paciente, entre elas:

- quantidade insuficiente de gel ou pasta condutora;
- utilização de gel ou pasta condutora de má qualidade;
- secagem do gel ou pasta condutora;
- área de contato insuficiente;
- pressão exercida pelo operador sobre as pás;
- localização incorreta dos eletrodos de desfibrilação.

Outros fatores podem acarretar em falha da terapia:

- contato elétrico com outros equipamentos, camas e outras partes condutoras que proporcionem caminhos alternativos para a corrente elétrica de descarga;
- quantidade excessiva de gel ou pasta condutora, proporcionando caminhos alternativos para a corrente elétrica de descarga entre os eletrodos de desfibrilação;
- energia selecionada insuficiente;
- energia selecionada em excesso;
- mal funcionamento do equipamento;
- utilização de cardioversor em pacientes com fibrilação ventricular ou parada cardíaca não provocando a descarga elétrica no acionamento dos botões de disparo [32]. O operador deve estar consciente que a descarga elétrica de uma desfibrilação sincronizada realizada pelo cardioversor só é possível com a monitoração do sinal de eletrocardiograma do paciente com presença do complexo QRS, após o acionamento dos botões de disparo.

- utilização de desfibrilador em pacientes com taquicardia ventricular, ocasionando fibrilação ventricular [32]. O operador deve estar consciente de que a descarga elétrica sobre a onda T do eletrocardiograma pode acarretar em fibrilação ventricular, devido ao período vulnerável (ver item 2.6 e 4.2.1).

8.2.4.2 Relativo aos equipamentos

A diferença entre desfibriladores e cardioversores deve ser conhecida, bem como o princípio de funcionamento de ambos.

O conhecimento sobre os equipamentos que podem ser utilizados durante descarga elétrica proveniente de um desfibrilador ou cardioversor também devem ser conhecidos pelos operadores, bem como as marcações sobre os equipamentos que indiquem determinadas características (ver item 8.2.3.3).

8.2.5 Procedimentos na Operação

A operação e utilização do desfibrilador requer do operador não só conhecimento para executar com eficiência a terapia, mas conhecimento para diminuir os riscos existentes. O operador somente deve iniciar a utilização do equipamento, se ele estiver em condições de ser utilizado, ou seja, sem falhas técnicas, bateria interna carregada ou alimentado pela rede elétrica.

8.2.5.1 Pré requisitos para a operação

O operador antes da utilização do desfibrilador ou cardioversor deve verificar uma série de condições que possam auxiliá-lo na execução da terapia:

- disponibilidade de duas ou mais pessoas treinadas para a realização da desfibrilação ou cardioversão [13]. A utilização do desfibrilador não garante o sucesso na recuperação do paciente, muitas vezes é necessário que massagens cardio-respiratórias sejam realizadas para a manutenção da vida, durante sucessivas desfibrilações. Deve ser evitado que o operador também realize a massagem cardíaca, pois este pode sujar suas mãos com o gel ou pasta condutora existente no tórax do paciente, possibilitando, quando da utilização das pás do desfibrilador, que a descarga elétrica seja desviada pelo contato elétrico desse gel ou pasta condutora com os eletrodos de desfibrilação, acarretando em risco de choque elétrico [26].

- evitar o contato elétrico do paciente com partes metálicas, macas, camas e equipamentos não fabricados para suportar descargas de desfibrilador ou cardioversor [13][26];

- evitar contato elétrico com o paciente e objetos que porventura possam estar conectados a ele [13] [26];

- limpeza das pás do desfibrilador após a utilização [26];

- aplicação do gel ou pasta condutora somente sobre os eletrodos de desfibrilação ou no peito do paciente [13];

- evitar, na medida do possível, ambientes enriquecidos com oxigênio [13]. Equipamentos de administração de oxigênio, como máscaras, válvulas, âmbus, tubulações de ventiladores pulmonares e outros, devem ser removidos durante a realização da terapia evitando conseqüentemente risco à explosão [26].

- evitar, na medida do possível, contato elétrico com eletrodos de monitores cardíacos e eletrocardiógrafos, além de outros equipamentos e seus acessórios [13] [26];
- durante a descarga elétrica, as massagens cardio-respiratórias devem ser suspensas, bem como a ventilação artificial, com o objetivo de evitar contato elétrico com o paciente [13] [26];
- evitar o uso da terapia em locais desfavoráveis para a realização da mesma, como: em ambientes ricos em oxigênio, na presença de produtos inflamáveis e na presença de chuva [13];
- o tórax do paciente deve estar seco, livre de suor, saliva e outros líquidos intra e extra corpóreos que possam interferir no resultado da terapia, por desvio da descarga elétrica;
- inspeção do desfibrilador ou cardioversor e dos acessórios indispensáveis para a realização da terapia [26] [32];
- observar se o paciente possui implantes ativos, pois estes podem ser afetados pela descarga elétrica produzindo outros riscos ao paciente [13].

8.2.5.2 Operação do desfibrilador

O desfibrilador pode ser utilizado para a realização de desfibrilação externa ou desfibrilação interna. A utilização de uma destas terapias requer procedimentos específicos de acordo com as características necessárias a cada procedimento.

a) Desfibrilação externa

Para a realização de desfibrilação externa, o operador deve:

- Monitorar o paciente através de monitor cardíaco;
- Ligar o desfibrilador;
- Observar se o sincronismo (ver item 6.3.1.4 e 7.2.1.1) está desabilitado, implicando em desfibrilação não sincronizada;
- Observar se os eletrodos de desfibrilação são apropriados para o tamanho do paciente (ver item 6.2.1.4);
- Observar as condições do paciente, quanto a limpeza e estado da pele, de forma a não atrapalhar a terapia;
- Aplicar gel ou pasta condutora sobre os eletrodos de desfibrilação ou nos locais de aplicação dos mesmos no tórax do paciente;
- Selecionar a energia a ser entregue ao paciente de acordo com as condições do paciente ou normas estabelecidas por pesquisadores e instituições. Em alguns equipamentos antigos, a seleção de energia implica também no início do carregamento;
- Iniciar o carregamento com a energia selecionada;
- Aplicar pressão suficiente nas pás do desfibrilador de forma a proporcionar o maior contato elétrico possível entre os eletrodos de desfibrilação e o tórax do paciente [13];
- Aplicar a descarga elétrica sobre o paciente;

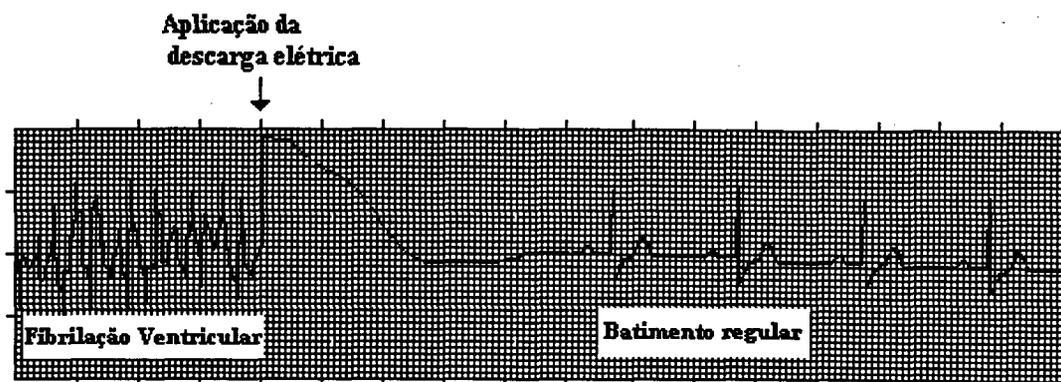


Figura 8.4 Desfibrilação externa bem sucedida

- Observar o resultado da terapia através do monitor cardíaco. A Figura 8.4 Desfibrilação externa bem sucedida mostra a monitoração de um procedimento de desfibrilação externa bem sucedido.
- Se houver necessidade de repetir o procedimento, o operador deve observar se a quantidade de gel ou pasta condutora sobre os eletrodos de desfibrilação é suficiente para nova aplicação e deve limpar o tórax do paciente, retirando o gel ou pasta condutora espalhada [13].

b) Desfibrilação interna

Para a realização de desfibrilação interna, o operador deve:

- Ligar o desfibrilador;
- Observar se o sincronismo (ver item 6.3.1.4 e 7.2.1.1) está desabilitado, implicando em desfibrilação não sincronizada;
- Utilizar eletrodos de desfibrilação adequados e esterilizados [13];
- Selecionar a energia a ser aplicada no coração do paciente de acordo com as condições do órgão ou normas estabelecidas por pesquisadores e instituições. Em alguns equipamentos antigos, a seleção de energia implica também no início do carregamento. A energia a ser entregue, no

caso de desfibrilação interna, é limitada pelo próprio equipamento em 50 joules;

- Iniciar o carregamento com a energia selecionada. Na maioria dos equipamentos comercializados, o carregamento é realizado em comando localizado no gabinete do equipamento [13];
- Envolver o coração com os eletrodos de desfibrilação internos e aplicar a descarga elétrica sobre o mesmo;
- Observar o resultado da terapia através da contração cardíaca.
- Se houver necessidade, repetir o procedimento.

8.2.5.3 Operação do cardioversor

O cardioversor (ver capítulo 7) pode ser utilizado como desfibrilador, além de conseguir monitorar o eletrocardiograma do paciente através do cabo de paciente ou mesmo pelos eletrodos de desfibrilação.

Como já foi mencionado, a cardioversão não é, geralmente, uma terapia de urgência (ver item 4.2.2) e antes da utilização do cardioversor, o corpo clínico deve colocar o paciente em condições para a realização do procedimento: internação, sedação, etc.

Para a realização da cardioversão, o operador deve:

- Ligar o cardioversor;
- Conectar eletrodos de eletrocardiografia e o cabo do paciente (ou eletrodos de desfibrilação auto-adesivos, se o equipamento permitir) para monitoração do eletrocardiograma. Na utilização dos eletrodos de eletrocardiografia e cabo de paciente, os mesmos devem ser colocados em regiões sobre o corpo do paciente que não dificultem a aplicação dos

eletrodos de desfibrilação. A ABNT [13] não recomenda a realização da monitoração do eletrocardiograma pelos eletrodos de desfibrilação externos;

- Ativar o comando de sincronismo (ver item 7.2.1.1), implicando em desfibrilação sincronizada. Os cardioversores quando ligados selecionam automaticamente a opção de desfibrilação não sincronizada, necessitando para a realização da cardioversão, a seleção do sincronismo;

- Selecionar a derivação que proporcione um complexo QRS com maior amplitude que as demais ondas do eletrocardiograma, de forma a garantir a interpretação do cardioversor. A ABNT [13] recomenda que a onda R seja no mínimo duas vezes maior que as outras ondas. Em muitos cardioversores, a seleção do sincronismo, acarreta em uma marcação sobre a onda R no eletrocardiograma visualizada através do monitor;

- Observar as condições do paciente, quanto a limpeza e estado da pele, de forma a não atrapalhar a terapia;

- Aplicar gel ou pasta condutora sobre os eletrodos de desfibrilação ou nos locais de aplicação dos mesmos no tórax do paciente. Em caso de utilização de eletrodos de desfibrilação auto-adesivos, este item não deve ser considerado;

- Selecionar a energia a ser entregue ao paciente de acordo com as condições do paciente ou normas estabelecidas por pesquisadores e instituições. Em alguns equipamentos antigos, a seleção de energia implica também no início do carregamento;

- Iniciar o carregamento com a energia selecionada;

- Aplicar pressão suficiente nas pás do desfibrilador de forma a proporcionar o maior contato elétrico possível entre os eletrodos de desfibrilação e o tórax do paciente [13];
- Pressionar os comandos para a aplicação da descarga elétrica sobre o paciente;
- Esperar a descarga elétrica a ser sincronizada com o eletrocardiograma;

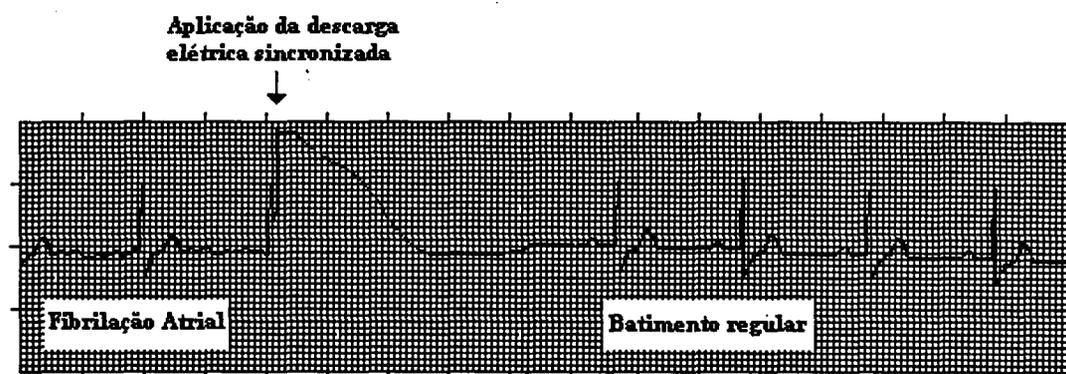


Figura 8.5 Cardioversão de fibrilação atrial bem sucedida

- Observar o resultado da terapia através do monitor cardíaco. A Figura 8.5 mostra a monitoração de um procedimento de cardioversão de fibrilação atrial bem sucedido.
- Se houver necessidade de repetir o procedimento, o operador deve observar se a quantidade de gel ou pasta condutora sobre os eletrodos de desfibrilação é suficiente para nova aplicação e deve limpar o tórax do paciente, retirando o gel ou pasta condutora espalhada pelo mesmo [13].

8.2.5.4 Cuidados após a utilização

Após a utilização de desfibriladores e cardioversores, os operadores devem realizar alguns procedimentos que auxiliem na manutenção dos equipamentos, como:

- limpeza dos eletrodos de desfibrilação [13] [32];
- limpeza do equipamento [32];
- limpeza das manoplas e cabos das pás;
- inspeção visual de danos aos cabos, ao equipamento e aos eletrodos de desfibrilação [32];
- recarregamento da bateria interna do equipamento [13] [32], se este a possuir, de acordo com as instruções do fabricante;
- organização e/ou reposição de todos os itens indispensáveis à realização da terapia e do próprio equipamento, deixando-os aptos para uma nova utilização [13] [32].

8.2.5.5 Manutenção preventiva realizada pelo operador

O Apêndice D da publicação “Segurança no Ambiente Hospitalar” do Ministério da Saúde [26] recomenda a realização de procedimentos diários preventivos para a garantia de eficiência na operação. Alguns destes procedimentos são:

- limpeza do equipamento e das pás;
- observação da integridade das pás e desprendimento destas dos seus suportes facilmente;
- observação da integridade dos cabos de alimentação, do paciente, das pás e conectores;
- observação de suprimento de gel para desfibrilação e eletrodos de ECG;
- ligação do equipamento à rede elétrica e estado da bateria interna.

O *Defibrillator Working Group* do FDA, apud Cummins et al. [32], recomenda aos operadores a realização de procedimentos de manutenção preventiva, antes e após o uso clínico do equipamento.

9. SEGURANÇA EM EQUIPAMENTO ELETROMÉDICO

Um aspecto de extrema importância é a segurança que o equipamento eletromédico proporciona ao paciente e ao operador durante a sua utilização. A segurança que o equipamento deve proporcionar durante o seu funcionamento abrange outros fatores além das características metrológicas que garantam sua utilização perante ao paciente, tais como características que minimizem riscos ao operador e ao paciente.

A segurança do equipamento eletromédico pode ser classificada em: segurança quanto à funcionalidade, segurança quanto ao risco de choque elétrico, segurança quanto a risco de natureza mecânica, etc. Esta dissertação aborda os aspectos de segurança quanto à funcionalidade e ao risco de choque elétrico.

9.1 SEGURANÇA PROPORCIONADA PELA FUNCIONALIDADE

9.1.1 Funcionamento e Funcionalidade

Funcionamento é o ato ou efeito de funcionar [45]. Se um equipamento realiza as funções para o qual foi desenvolvido, o mesmo é funcional. Define-se como funcionalidade a qualidade de funcional [45].

O funcionamento do equipamento não garante a sua funcionalidade. O equipamento pode funcionar dentro de determinados parâmetros que não sejam ideais ou úteis, ficando sua utilização comprometida. No caso específico dos equipamentos em discussão neste trabalho (eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores), estes podem comprometer um diagnóstico ou uma terapia. Muitas vezes é difícil ou impossível, o operador conseguir detectar que o equipamento está funcionando fora das condições ideais. O operador geralmente desconfia do equipamento, quando este

apresenta uma falha no funcionamento, onde o resultado esperado não se assemelha a resultados obtidos em operações anteriores. Isso significa, que o equipamento pode ser utilizado normalmente, se as falhas na funcionalidade ficarem mascaradas ou de difícil detecção.

Entra em vigor o conceito de funcionalidade, que qualifica se o equipamento está apto ou não em ser utilizado. A funcionalidade garante o funcionamento do equipamento dentro de situações ou limites estipulados que proporcionem segurança relativa ao desempenho perante ao paciente. A funcionalidade, assim como o funcionamento, podem ficar comprometidos, se a operação do equipamento for realizada inadequadamente.

O funcionamento do equipamento pode ser avaliado pelo operador, desde que saiba operá-lo. A avaliação de funcionalidade do equipamento, por tratar de algo não tão aparente, necessita geralmente de procedimentos para detectar ou medir parâmetros, que não podem ser normalmente avaliados pelo operador.

Assim, a sistematização de procedimentos de ensaios para garantia de funcionalidade de eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores é uma ferramenta importante e necessária dentro dos hospitais. Para garantir a funcionalidade destes equipamentos dentro de valores estipulados é necessário a elaboração de ensaios que reflitam suas principais características. A realização destes procedimentos auxiliam o setor de engenharia clínica na avaliação destes equipamentos, garantindo a segurança no funcionamento.

9.1.2 Funcionalidade dos Eletrocardiógrafos

A funcionalidade dos eletrocardiógrafos pode comprometer o diagnóstico médico e submeter o paciente a um risco indevido. O eletrocardiógrafo deve possuir

determinadas características, algumas delas metrológicas, que possibilite que o mesmo seja utilizado sem adulterar os registros gráficos realizados.

Algumas características que devem ser verificadas, como: sensibilidade, velocidade de registro, reposta em frequência, linearidade, resposta ao degrau e qualidade do traçado.

9.1.2.1 Sensibilidade

A sensibilidade deve ser analisada através do sinal de 1mV existente no eletrocardiógrafo e um sinal externo de amplitude de 1mV [44]. Deve-se selecionar a sensibilidade de 20mm/mV e registrar um pulso proveniente do sinal de 1mV do eletrocardiógrafo e um pulso proveniente do sinal externo. O erro máximo tolerado é $\pm 5\%$, segundo a AHA [9], ou seja, para sensibilidade 20 mm/mV o erro é ± 1 mm. Se o erro ultrapassar esta variação, a ECRI [44] sugere uma regulagem no *trimpot* de regulagem de sensibilidade (para a maioria dos eletrocardiógrafos este potenciômetro é acessível externamente). A ECRI [44] ainda determina que se a diferença entre o registro do sinal de 1mV do eletrocardiógrafo e o sinal externo for maior que 0.5 mm ($\pm 2,5\%$), o sinal de 1mV do eletrocardiógrafo está produzindo um erro no registro, maior que os 5% recomendados. O ajuste no sinal de 1mV do eletrocardiógrafo deve ser realizado através de um *trimpot* existente dentro do equipamento (este ajuste não é acessível externamente).

A ECRI [44] recomenda que após a análise do registro dos dois pulsos, o sinal de 1mV do eletrocardiógrafo ou o sinal externo de 1mV deve ser registrado em todas as sensibilidade existentes no eletrocardiógrafo e o erro não deve ultrapassar 5%.

O sinal externo com amplitude 1mV deve somente ser utilizado se o erro na amplitude do sinal for conhecido e deve ser o menor possível, para não acarretar em erros superiores a 10% no registro. A ECRI [44] diz que pode ser utilizado um analisador de ECG para esta tarefa. Carr [29] sugere um circuito que utiliza um sinal senoidal, obtido através de um gerador de função, com frequência de 1 Hz e amplitude de pico a pico de 3 Volts (este circuito pode ser utilizado, desde que se possua dispositivos para quantificar o erro produzido). Outro circuito é sugerido pela AHA [9], que na mesma situação do anterior, deve ser utilizado se for possível a quantificação do erro.

9.1.2.2 Linearidade

A Linearidade deve ser avaliada através de três testes [44]:

1. Deve-se aplicar na entrada do eletrocardiógrafo um sinal de 1mV e um sinal de 2mV. A deflexão do segundo sinal deve ser o dobro do primeiro, com erro de $\pm 5\%$.

2. Usando o sinal de 1mV do eletrocardiógrafo deve-se variar a posição da linha de base do registro e realizar três registros: na margem superior do papel, na margem inferior e no meio do papel. Os três registros não devem variar em amplitude mais que 0,5 mm (5%).

Existem eletrocardiógrafos, onde este teste não pode ser realizado, pois possuem ajuste automático da linha de base do registro.

3. O eletrocardiógrafo deve possibilitar o registro de até 5 mV, sendo linear inclusive com esta amplitude. Para a realização deste teste, deve-se

introduzir um sinal de 5mV na entrada do eletrocardiógrafo e observar um erro de no máximo 5%.

9.1.2.3 Velocidade de registro

O erro na velocidade de registro ou velocidade de deslocamento do papel não deve ter um erro maior que $\pm 2\%$ [8]. A ECRI [44] recomenda a utilização de um simulador de ECG com frequência de 60 batimentos por minuto ou a utilização de um gerador de pulso com frequência de 1 Hz, para a realização de duas medições:

1. Na velocidade de 25 mm/s, fazer o registro de cinco pulsos ou cinco batimentos. Realizar a medição entre o primeiro e o quinto pulso (ou batimento). O valor medido deve ser de 100 ± 2 mm.
2. Na velocidade de 50 mm/s, realizar o mesmo procedimento e obter o valor de 200 ± 4 mm.

No Hospital Universitário, utiliza-se a medição da distância entre dois batimentos consecutivos na frequência de 60 batimentos por minuto, na velocidade de 25 e 50 mm/s. O erro admitido é 0,5 mm.

9.1.2.4 Resposta em frequência

A resposta em frequência pode ser analisada observando o registro do sinal de 1mV do eletrocardiógrafo. Os valores da frequência de corte inferior e superior dos eletrocardiografos são, respectivamente, 0,05 e 100 Hz [9]. A Figura 9.1 ilustra uma representação da resposta em frequência do eletrocardiógrafo.

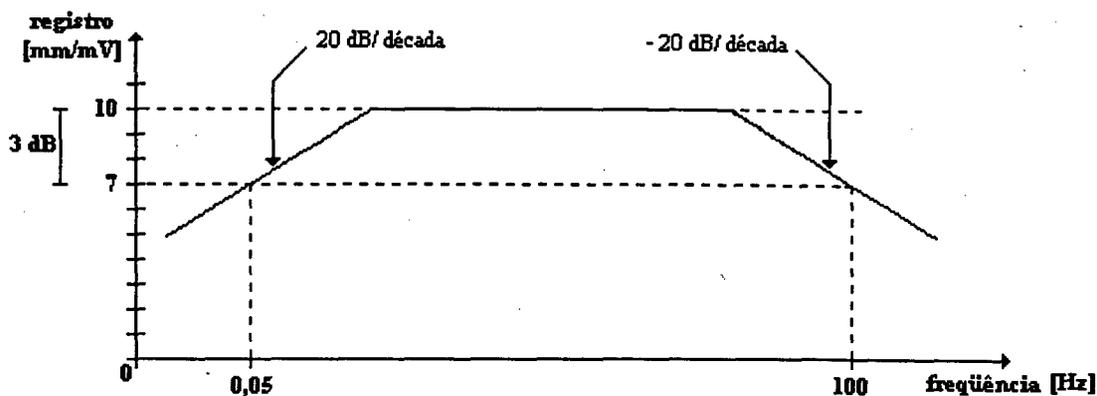


Figura 9.1 Representação da Resposta em Frequência do Eletrocardiográfico

A frequência de corte inferior pode ser verificada através do seguinte procedimento:

- Colocar a velocidade de registro do papel em 25 mm/s;
- Pressionar o comando de 1mV;
- A amplitude do registro deve ter decaído em 63,2% da sua amplitude inicial após 3,2 segundos, ou seja, o registro deve ter amplitude de 36,8 % da amplitude inicial [9]. Esta medição caracteriza a resposta do eletrocardiográfico a um degrau. Observe a Figura 9.2.

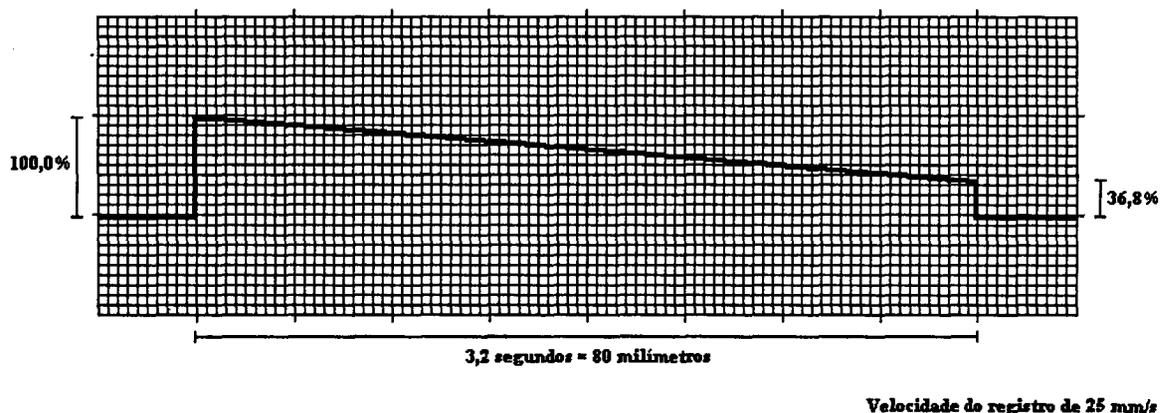


Figura 9.2 Registro da resposta ao degrau de 1mV

A frequência de corte superior e inferior podem ser verificadas através da introdução de um sinal senoidal na entrada do eletrocardiográfico com amplitude conhecida (1 a 5mV), observando-se o decaimento do registro a 70% (3dB) nas

frequências de corte [9]. A AHA [9] propõe um circuito para verificação da frequência de corte superior, onde observa-se a atenuação sofrida por uma exponencial de amplitude de 2mV.

9.1.2.5 Sinal de 1mV

Como já foi mencionado o sinal de 1mV do eletrocardiograma deve proporcionar o registro de amplitude de $10 \pm 0,5$ mm. O registro do sinal de 1mV deve ser uma onda quadrada sem sub-amortecimento ou super-amortecimento, conforme a Figura 9.3.

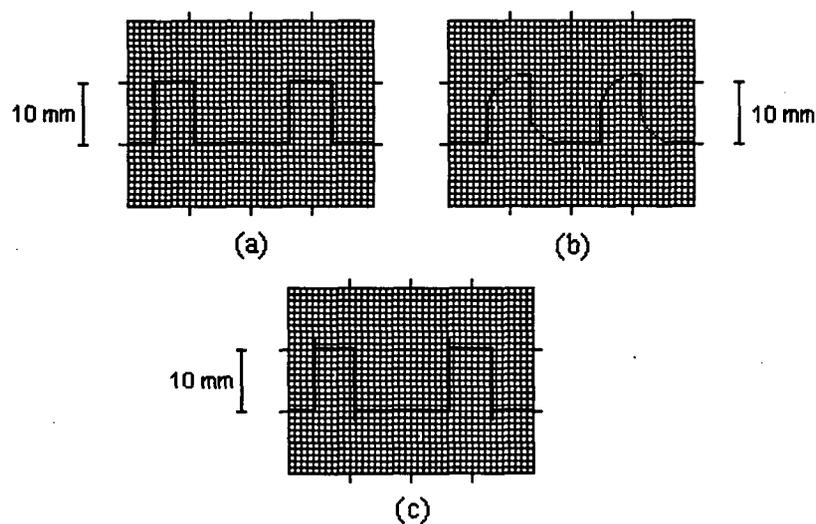


Figura 9.3 Registro de pulso de 1mV: a) ideal; b) super-amortecido; c) sub-amortecido

Para testar esta característica, a ECRI [44] recomenda que se reproduza um trem de pulsos através do sinal de 1mV do eletrocardiograma durante três segundos (pressionando e liberando o comando) e que o registro deve ser livre de amortecimentos excessivos ou falta destes. A ECRI [44] indica que a produção de uma espícula de 10% da amplitude do pulso, devido ao sub-amortecimento é aceitável, mas indica que o eletrocardiograma não está funcionando dentro das condições ideais e recomenda-se um ajuste.

Existem eletrocardiógrafos que não dispõem de comando para o sinal de 1mV, pois o mesmo é gerado antes do registro de cada derivação. Deve-se então, utilizar um simulador de ECG ou outro circuito elétrico que proporcione a realização de um trem de pulsos.

9.1.2.6 Qualidade do registro

Deve-se observar as seguintes características no registro:

1. Largura do traçado

Deve-se regular a temperatura do estilete ou da cabeça térmica de forma a possibilitar um traçado de boa qualidade que não mascare os sinais captados de baixa amplitude (exemplo: ondas P) ou dificulte o registro de sinais de maior frequência (exemplo: complexo QRS).

Nos eletrocardiógrafos, com tipo de registro a estilete térmico, a temperatura do estilete é proporcional a largura do traçado. Geralmente, pode-se realizar regulagem na temperatura do estilete, através de um *trimpot*.

Nos eletrocardiógrafos, cujo registro é realizado com impressora térmica, o ajuste da impressora possibilita um traçado com mais ou menos intensidade, já que a largura do traçado depende do número de pontos aquecidos na impressora que é definido pelo fabricante do equipamento.

A existência no mercado de diversos tipos de papel para eletrocardiógrafos com registro a estilete térmico, pode acarretar em regulagens a cada troca de bobina de papel, devido a diferença de sensibilidade do papel à temperatura do estilete.

2. Linha de Base do registro

A linha de base do registro deve ser horizontal, sem desvios verticais. Deve ser possível mover a linha de base da margem superior à margem inferior do papel para registro, exceto em eletrocardiógrafos que possuam limitadores mecânicos [44] ou eletrocardiógrafos com ajuste automático da linha de base.

3. Interferências

O registro não deve apresentar interferências proveniente da rede elétrica (60 Hz, no Brasil) quando o eletrocardiógrafo estiver sendo utilizado com a chave de derivação na posição do sinal de 1mV ou quando for acionado o motor para deslocamento do papel [44].

9.1.3 Funcionalidade dos desfibriladores e cardioversores

A funcionalidade de desfibriladores e cardioversores pode comprometer o resultado da terapia, causando seqüelas ou morte do paciente. Um determinado conjunto de características deve ser analisada, de forma a proporcionar: segurança do operador na utilização do equipamento; confiança do operador no equipamento; e segurança ao paciente. A energia entregue, o tempo de sincronismo, o tempo de carga, o tempo de descarga automática, a perda da energia armazenada são algumas características que devem ser avaliadas num desfibrilador ou cardioversor, além de características referentes ao monitor cardíaco do desfibrilador, como: resposta em frequência, sensibilidade, velocidade de deslocamento do traçado na tela, etc.

Para a avaliação de funcionalidade de desfibriladores e cardioversores é necessário a observação das características metrológicas citadas nos itens 6.4, 7.3.2 e 7.3.3.

9.1.3.1 Energia entregue

Como a energia a ser entregue ao paciente é responsável pela realização da terapia, esta deve ser medida. Pode ser necessário, na realização de manutenção corretiva, a medição da energia armazenada, que pode ser medida indiretamente através da tensão armazenada no capacitor.

Para a medição da energia entregue é necessário a utilização de um analisador próprio para este fim.

A ECRI [43] recomenda a medição de energia em três escalas diferentes: energia mínima, energia intermediária e energia máxima. A ECRI sugere que 50 joules é um valor intermediário satisfatório, se o equipamento é utilizado para realizar cardioversão.

9.1.3.2 Tempo de sincronismo

O tempo de sincronismo na cardioversão é utilizado para evitar descargas elétricas sobre o período cardíaco vulnerável. Com o objetivo de impedir descargas elétricas sobre este período, o cardioversor deve ter um tempo máximo para a realização da descarga após o acionamento das teclas de descarga e detecção da onda R. Este tempo entre a onda R e o instante da descarga elétrica denomina-se tempo de atraso [43] ou tempo de sincronismo [39].

Para a medição do tempo de sincronismo é necessário a utilização de um analisador próprio para este fim ou monitoração simultânea da descarga elétrica e do sinal de ECG.

9.1.3.3 Tempo de carga

A medição do tempo de carga deve ser realizada para a máxima energia selecionável no equipamento, através da medição do tempo decorrido entre o início da carga e do término deste processo.

9.1.3.4 Tempo de descarga automática

A medição do tempo de descarga automática deve ser realizado através da medição do tempo decorrido entre o fim do processo de carga e a realização da descarga automática.

9.1.3.5 Perda da energia armazenada

Existe uma depreciação da energia armazenada ao longo do tempo, se o desfibrilador não for descarregado. Esta perda de energia não deve prejudicar o valor da energia a ser entregue ao paciente. A ECRI [43] recomenda que a energia máxima entregue ao paciente, descarregada após um minuto da carga do desfibrilador, não deve ser menor que 85% da energia entregue ao paciente quando esta é descarregada após a indicação de carga. A *American Hospital Association* [10] faz a mesma recomendação da ECRI, tolerando que o valor de energia não deve ser inferior a 80%.

Este procedimento não pode ser realizado para equipamentos que possuam dispositivo para descarga automática.

9.1.3.6 Características do monitor cardíaco do cardioversor

Algumas das características que os monitores cardíacos dos cardioversores devem possuir são semelhantes as características dos eletrocardiógrafos (ver item 9.1.2), cabendo algumas ressalvas:

- A sensibilidade, segundo a ECRI [43] deve ter um erro máximo de 10% do tamanho da deflexão na tela do monitor cardíaco;
- A velocidade de deslocamento do traçado na tela do monitor cardíaco (velocidade de varredura) é semelhante a velocidade de registro do eletrocardiógrafo, mas com erro máximo de 15% ou especificação do fabricante [43]. A ECRI [43] sugere que a medição seja realizada, congelando a imagem do monitor cardíaco (se este dispor desta característica), com um simulador de ECG com frequência de 60 batimentos por minuto.

Alguns cardioversores possuem um registrador que possibilita a impressão do eletrocardiograma. Neste caso, aplica-se o mesmo erro da velocidade de registro utilizada nos eletrocardiógrafos (ver item 9.1.2.3).

- A resposta em frequência do monitor cardíaco é diferente dos eletrocardiógrafos, sua banda passante é menor, devido a sua utilização na monitoração e não em diagnóstico. As frequências de corte inferior e superior dos monitores cardíacos são, respectivamente, 0.5 e 40 Hz [43], ver Figura 9.4.

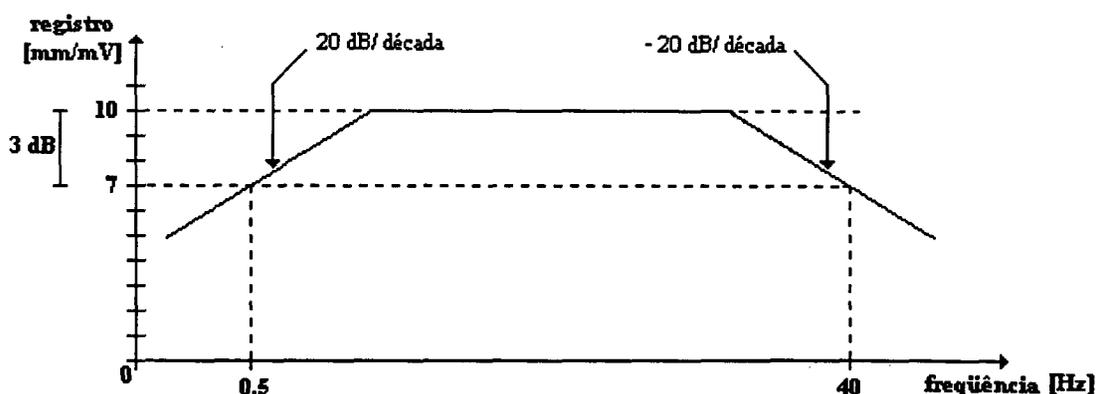


Figura 9.4 Representação da resposta em frequência do monitor cardíaco

- Se o monitor dispor de uma função, denominada modo de diagnóstico, a banda passante deve ser semelhante a do eletrocardiógrafo [43]. A determinação destas frequências pode ser realizada através do mesmo procedimento indicado para os eletrocardiógrafos (ver item 9.1.2.4);
- O sinal de 1mV do monitor cardíaco deve ter erro de 10% em sua amplitude na sensibilidade de 10 mm/mV [43];

Outras características próprias dos monitores cardíacos são:

- A indicação da frequência cardíaca em batimentos por minuto deve ter um erro máximo de 5% ou cinco batimentos por minuto, qual for maior [43];
- O acionamento de alarme de bradicardia e taquicardia deve ter um erro de 5% ou cinco batimentos por minuto [43].

9.2 SEGURANÇA QUANTO AO RISCO DE CHOQUE ELÉTRICO

A eletricidade, por fazer parte da rotina hospitalar, pode acarretar em risco aos pacientes e aos operadores. O risco ao choque elétrico é uma realidade devido aos sistemas elétricos utilizados apresentarem uma diferença de potencial em relação à terra [11]. A existência desta diferença de potencial pode ocasionar a passagem de corrente elétrica, se o paciente ou operador estando no potencial de terra entrarem em contato com algum sistema energizado. A passagem de corrente elétrica pelo corpo humano produzindo uma sensação desagradável é um dos efeitos mais conhecidos da eletricidade, chamado popularmente de “choque”.

Kidermann [64] define choque elétrico como sendo uma perturbação de natureza e efeitos diversos que se manifesta no organismo humano quando este é percorrido por uma corrente elétrica. Santana [70] define choque elétrico com um

estímulo rápido e acidental do sistema nervoso pela passagem de uma corrente elétrica pelo corpo.

Dependendo da intensidade do choque elétrico, este pode não produzir somente uma sensação desagradável, mas conseqüências mais graves, como: morte, fibrilação ventricular, queimaduras, etc. Segundo NBR 9153 [11] o risco ao choque elétrico depende: da tensão elétrica existente no sistema elétrico, da resistência à passagem de corrente elétrica pelo corpo humano e do caminho da corrente elétrica pelo corpo humano.

9.2.1 Micro e Macro Choque

A passagem de corrente elétrica pelo corpo, produzida por contatos elétricos sobre a pele do indivíduo é denominado macro-choque [26] [64]. A passagem de corrente elétrica pelo corpo, proveniente do contato elétrico com partes internas do corpo é denominado micro-choque [26] [64].

9.2.2 Classificação Quanto ao Tipo de Proteção

Uma medida de segurança é dotar as partes energizadas dos equipamentos eletromédicos, que possam entrar em contato com os pacientes e os operadores em risco, com algum dispositivo de proteção, neste caso, a isolação. A isolação garante que o equipamento pode ser utilizado minimizando o risco ao choque elétrico. A NBR IEC 601-1 [16] classifica os equipamentos eletromédicos quanto ao tipo de proteção contra choque elétrico, em:

- Equipamento de Classe I: Equipamento no qual a proteção contra choque elétrico é realizada por uma isolação básica, dispondo de uma precaução de segurança adicional através da ligação elétrica das partes

metálicas acessíveis, que podem ser energizadas no caso de falha na isolação, ao condutor de aterramento.

- Equipamento de Classe II: Equipamento no qual a proteção contra choque elétrico é realizada não apenas por uma isolação básica, mas através de precauções adicionais de segurança, como isolação dupla ou isolação reforçada.

A medição da resistência do aterramento de proteção deve ser realizada em equipamentos Classe I através da aplicação de uma corrente elétrica (amplitude de 10 e 25A com frequência de 50 ou 60 Hz) durante 5 segundos, entre qualquer parte metálica acessível do equipamento e o terminal de aterramento de proteção ou pino de aterramento de proteção do plugue de alimentação. Deve-se medir a queda de tensão entre as partes descritas e obter a resistência através da queda de tensão e a corrente, sendo o valor prescrito na norma de no máximo 0,2 Ω .

9.2.3 Correntes de Fuga e Corrente Auxiliar de Paciente

A NBR IEC 601-1 [16] define corrente de fuga como uma corrente elétrica não funcional, ou seja, corrente elétrica dispensável para o funcionamento de determinado equipamento eletromédico.

A NBR IEC 601-1 [16] classifica as correntes de fuga em três tipos:

- Corrente de fuga para o terra: Corrente elétrica que circula da parte a ser ligada à rede elétrica para o condutor de aterramento para proteção.

- Corrente de fuga através do gabinete do equipamento: Corrente elétrica que circula do gabinete do equipamento para a terra, através de uma ligação condutiva entre ambos, que não o condutor de aterramento para

proteção, ou ainda, a corrente elétrica que circula entre partes do gabinete.

- Corrente de fuga através do paciente: Corrente elétrica que circula da parte aplicada do equipamento (parte do equipamento que entra em contato intencional com o paciente [16]) para a terra, através do paciente.

Existe também outro tipo de corrente elétrica, denominada na NBR IEC 601-1 [16]: corrente auxiliar de paciente, sendo definida como a corrente elétrica que circula, em utilização normal do equipamento, através do paciente entre elementos da parte aplicada, não destinada a provocar efeitos fisiológicos.

9.2.4 Isolação e Rigidez Dielétrica

Com o objetivo de minimizar as correntes de fuga, a isolação do equipamento deve ser projetada adequadamente. O equipamento deve ser construído com características de isolação que não permitam que partes aplicadas ou partes acessíveis do equipamento se tornem energizadas em condição normal de utilização ou em condição anormal de uma só falha [16]. A NBR IEC 601-1 [16] define condição anormal sob uma só falha como “condição que se verifica quando um só dos recursos de proteção contra risco de segurança apresenta defeito no equipamento, ou quando este for submetido a uma só condição anormal externa”.

A rigidez dielétrica, propriedade dos isolantes (dielétricos) à passagem de corrente elétrica que quantifica a isolação do equipamento, deve ser eficiente, de forma a proporcionar maior segurança. A NBR IEC 601-1 [16] determina quais as distâncias entre partes aplicadas e partes sob tensão, entre partes acessíveis e partes sob tensão, bem como as tensões de ensaios, as quais devem ser submetidas as isolações, de forma a qualificar a rigidez dielétrica das mesmas. Os leitores desta dissertação que

porventura tenham mais interesse sobre as particularidades destes ensaios devem consultar a NBR IEC 601-1 [16].

9.2.5 Classificação Quanto ao Grau de Proteção

A necessidade de promover maior segurança relativa ao risco de choque elétrico levou a existência de uma nova classificação para equipamentos eletromédicos [11]. Existem diversos estudos, os quais são citados no anexo A da norma NBR IEC 601-1 [16], que podem justificar os valores prescritos para as correntes de fuga. Os equipamentos são classificados em:

- Equipamento de tipo B: Equipamento de classe I ou II com grau de proteção aumentado contra correntes de fuga através do gabinete ou através do paciente e corrente auxiliar de paciente.
- Equipamento de tipo BF: Equipamento de tipo B com parte aplicada do tipo F (parte aplicada separada eletricamente de todas as outras partes do equipamento, ou seja, eletricamente flutuante [16]).
- Equipamento de tipo CF: Equipamento de classe I ou II com grau de proteção superior ao equipamento de tipo BF contra correntes de fuga através do gabinete ou através do paciente e corrente auxiliar de paciente, e que possui uma parte aplicada do tipo F.

A Tabela 9.1 mostra os valores máximos admitidos para correntes de fuga e corrente auxiliar de paciente, estes valores são referentes à CA (eficaz), CC e formas de onda compostas com frequências até 1 kHz.

9.2.5.1 Medições das correntes de fuga e corrente auxiliar de paciente

A NBR IEC 601-1 [16] sugere que, para a certificação de um equipamento eletromédico, as correntes de fuga e corrente auxiliar de paciente devem obedecer os valores descritos na Tabela 9.1.

Correntes (mA)	Tipo B		Tipo BF		Tipo CF		
	CN	CASF	CN	CASF	CN	CASF	
Corrente de Fuga para o Terra	0,5	1	0,5	1	0,5	1	
Corrente de Fuga através do Gabinete	0,1	0,5	0,1	0,5	0,1	0,5	
Corrente de Fuga através do Paciente	0,1	0,5	0,1	0,5	0,01	0,05	
Corrente de Fuga através do Paciente (tensão da rede sobre a parte aplicada)	-	-	-	5	-	0,05	
Corrente Auxiliar de Paciente	cc	0,01	0,05	0,01	0,05	0,01	0,05
	ca	0,1	0,5	0,1	0,5	0,01	0,05

Tabela 9.1 Correntes estipuladas pela NBR IEC 601-1 em condições normais (CN) e condições anormais sob uma só falha (CASF) para equipamentos tipo B, BF e CF

9.2.5.1.1 Condições para medição das correntes de fuga e auxiliar de paciente

As correntes de fuga e corrente auxiliar de paciente devem ser medidas na combinação das condições a seguir:

- respeitando a temperatura de operação e acondicionamento a umidade estipulado pela norma NBR IEC 601-1;
- em condição normal e em condições anormais de uma só falha especificadas na norma NBR IEC 601-1;
- com o equipamento energizado e em condições de utilização;

- com tensão de alimentação igual a 110% da mais alta tensão de rede declarada.

9.2.5.1.2 Particularidades das medições

A medição da corrente de fuga através do gabinete [16], em equipamentos de Classe I, deve ser realizada :

- para o terra, de cada parte do gabinete não protegido por aterramento de proteção;
- entre partes do gabinete não protegido por aterramento.

A medição de corrente de fuga através do paciente, em equipamentos de Tipo B, deve ser realizada a partir de todas as conexões do paciente, conectadas juntas ou com as partes aplicadas instaladas [16]. Conforme Figura 9.5* .

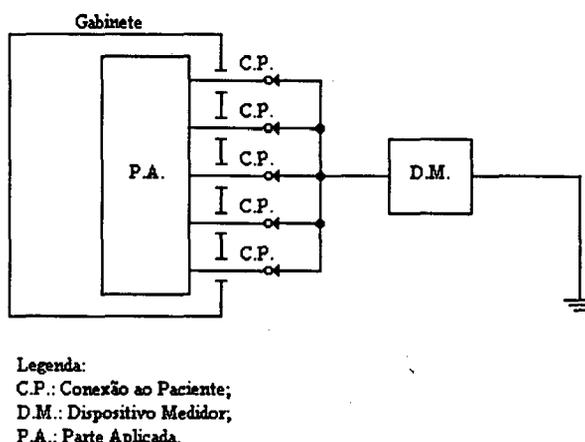


Figura 9.5 Medição da corrente de fuga através do paciente em equipamento Tipo B

* A figura 9.5 foi desenvolvida baseadas nas figuras existentes na norma NBR IEC 601-1 [16].

A medição de corrente de fuga através do paciente, em equipamentos de Tipo BF, deve ser realizada a partir de todas as conexões do paciente de cada função da parte aplicada [16], conforme Figura 9.6* .

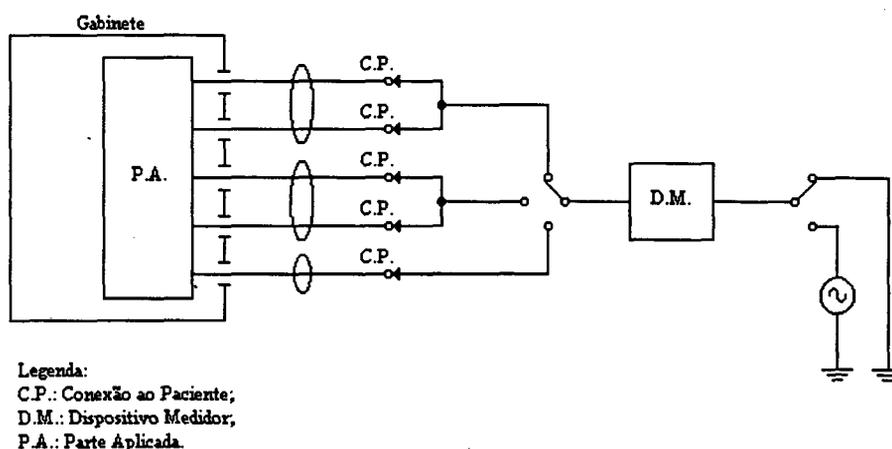


Figura 9.6 Medição da corrente de fuga através do paciente em equipamento Tipo BF

A medição de corrente de fuga através do paciente, em equipamentos Tipo CF, deve ser realizada a partir de todas as conexões do paciente [16]. Ver Figura 9.7* .

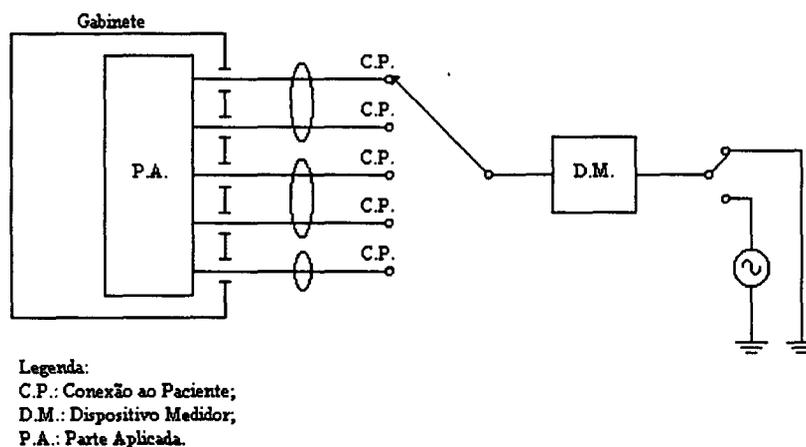


Figura 9.7 Medição da corrente de fuga através do paciente em equipamento Tipo CF

* As figuras 9.6 e 9.7 foram desenvolvidas baseadas nas figuras existentes na norma NBR IEC 601-1 [16].

A medição da corrente auxiliar através do paciente deve ser realizada entre cada conexão ao paciente e todas as outras conexões ao paciente ligadas juntas para todos os tipos de equipamento [16]. Conforme Figura 9.8* .

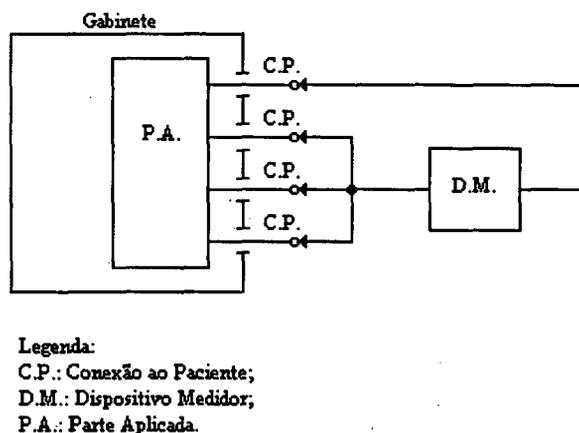


Figura 9.8 Medição da corrente auxiliar de paciente em equipamento Tipo B, BF e CF

9.2.5.1.3 Medições de correntes de fuga em condições anormais de uma só falha

Devem também ser realizadas as medições das correntes de fuga e auxiliar de paciente nas seguintes condições anormais de uma só falha [16]:

- interrupção de um dos condutores da rede de alimentação de cada vez;
- interrupção do condutor de aterramento para proteção, exceto para medição da corrente de fuga para o terra.

A NBR IEC 601-1 traz também outras condições anormais de uma só falha, que devem ser reproduzidas para as seguintes medições:

- medição da corrente de fuga através do paciente, aplicando 110% da mais alta tensão de rede declarada entre o terra e qualquer parte de saída ou entrada de sinal não protegida por aterramento. A Norma traz restrições deste ensaio referente ao Tipo do equipamento (B, BF ou CF);

* A figura 9.8 foi desenvolvida baseada nas figuras existentes na norma NBR IEC 601-1 [16].

- medição da corrente de fuga através do gabinete, aplicando 110% da mais alta tensão de rede declarada entre o terra e qualquer parte de saída ou entrada de sinal não protegida por aterramento.

A Norma determina que os ensaios referentes a estas duas condições anormais de uma só falha não devem ser realizados, se as partes de entrada ou saída de sinal são exclusivas para ligação em equipamentos que atendam requisitos especificados em seus manuais de operação e serviço.

9.2.5.2 Ensaios para a realização das medições

A NBR IEC 601-1 [16] também sugere quais procedimentos de ensaio que devem ser realizados, bem como os circuitos elétricos que devem ser montados, para as medições destas correntes elétricas. Devido a diversidade destes procedimentos de ensaio, referente à Classe e ao Tipo do equipamento a ser ensaiado, bem como outras características particulares deste, além da Norma ter caráter de certificação, cabe ao leitor desta dissertação, se tiver interesse, consultar a NBR IEC 601-1.

9.2.5.3 Medições das correntes de fuga e corrente auxiliar de paciente em eletrocardiógrafos

As correntes de fuga e corrente auxiliar de paciente, que garantam níveis de segurança, não diferem dos valores indicados na tabela 9.1. A publicação da AHA [6], a respeito de limites seguros de corrente elétrica para eletrocardiógrafos, faz recomendações de valores da corrente auxiliar de paciente e corrente de fuga através do gabinete que se assemelham às recomendadas pela NBR IEC 601-1.

A ABNT [17] prescreve a adição de um item na tabela 9.1, referente à corrente de fuga através do paciente para eletrocardiógrafos que tenham terminal de

aterramento funcional [16] (“terminal diretamente conectado a um ponto de uma fonte de alimentação para medição, ou a um circuito de controle, ou a uma blindagem, destinado a ser aterrado para fins funcionais”). Ver Tabela 9.2.

Correntes (mA)	Tipo B		Tipo BF		Tipo CF	
	CN	CASF	CN	CASF	CN	CASF
Corrente de Fuga através do Paciente (tensão da rede no terminal de terra funcional)	-	5	-	5	-	0,05

Tabela 9.2 Corrente de fuga através do paciente (tensão da rede aplicada no terminal de terra funcional) estipulada pela NBR IEC 601-1 em condições normais (CN) e condições anormais sob uma só falha (CASF) para equipamentos tipo B, BF e CF

A ABNT [17] não propõe nenhuma outra emenda ou alteração na NBR IEC 601-1 [16], referente à realização de medições em condições normais ou medições em condições anormais de uma só falha.

9.2.5.4 Medições das correntes de fuga e corrente auxiliar de paciente em desfibriladores e cardioversores

As correntes de fuga e corrente auxiliar de paciente, que garantam níveis de segurança, não diferem dos valores indicados na Tabela 9.1.

9.2.5.4.1 Condições para medição das correntes de fuga e auxiliar de paciente

A ABNT [12] prescreve uma emenda que deve ser anexada as condições recomendadas pela NBR IEC 601-1 (ver item 9.2.5.1.1): As medições de corrente de fuga através do paciente e corrente auxiliar de paciente devem ser realizadas:

- estando o equipamento em prontidão (*standy-by*);
- enquanto o capacitor do desfibrilador ou cardioversor estiver sendo carregado para energia máxima;

- durante um minuto após o carregamento do capacitor em carga máxima;
- durante um minuto, um segundo após a descarga do capacitor sobre um resistor de 50Ω .

9.2.5.4.2 Particularidades das medições

A ABNT [12] prescreve também uma particularidade para a medição de corrente de fuga através do paciente para os eletrodos de desfibrilação. Esta corrente de fuga deve ser medida em cada eletrodo de desfibrilação para o terra com a conexão das seguintes partes do equipamento ligadas à terra:

- partes condutivas acessíveis;
- folha metálica localizada sob o equipamento, com área no mínimo igual a base do mesmo;
- todas as partes para entrada e saída de sinal que possam ser ligadas à terra em utilização normal do equipamento.

9.2.5.4.3 Medições de correntes de fuga em condições anormais de uma só falha

A ABNT [12] prescreve uma adição na NBR IEC 601-1 [16], trazendo outra condição anormal de uma só falha para a medição de corrente de fuga através do paciente pelos eletrodos de desfibrilação. Esta condição anormal é simulada através da aplicação de 110% da tensão de rede declarada entre o terra e os eletrodos de desfibrilação, externos ou internos, ligados entre si, estando as manoplas das pás enroladas com uma folha metálica em contato com as partes descritas no item anterior ligados à terra.

9.2.6 Outros Aspectos de Segurança

Existem inúmeros aspectos que podem ser analisados e estudados que interferem na segurança do paciente e do operador, sendo mostrados a seguir.

9.2.6.1 Outros aspectos de segurança dos eletrocardiógrafos

A ABNT [17], com o objetivo de certificar eletrocardiógrafos, propõe uma série de características que devem ser observadas nestes equipamentos, de modo a minimizar riscos de segurança na sua utilização. A seguir, tem-se algumas das características que estes equipamentos devem possuir para fins de certificação:

- a) Os eletrocardiógrafos devem ter proteção contra descarga de desfibriladores (ou cardioversores), de forma que o sinais de eletrocardiograma captados sejam visíveis após dez segundos da descarga. A ABNT [17] faz uma justificativa para explicar a necessidade do eletrocardiógrafo possuir proteção contra descarga de desfibrilador, indicando que existe a possibilidade, ainda que pequena, do equipamento ser utilizado durante o procedimento da desfibrilação.
- b) Os eletrocardiógrafos devem possuir uma indicação de inoperabilidade, referente a uma sobrecarga ou saturação dos circuitos elétricos do mesmo.
- c) As partes condutoras dos eletrodos e cabos de paciente não devem entrar em contato com a terra nos equipamentos Tipo BF ou CF.
- d) Os cabos de paciente devem possuir marcação referente ao Tipo e referente a proteção contra descarga de desfibrilador.

9.2.6.2 Outros aspectos de segurança dos desfibriladores e cardioversores

A ABNT [12], com o objetivo de certificar desfibriladores e cardioversores, propõe uma série de características que devem ser observadas nestes equipamentos, de modo a minimizar risco de segurança na sua utilização. A seguir, tem-se algumas das características que estes equipamentos devem possuir para fins de certificação:

- a) Os desfibriladores e cardioversores não podem ser equipamentos de tipo B.
- b) O cabo de paciente dos cardioversores devem possuir marcação correspondente a utilização dos mesmo durante a desfibrilação.
- c) As marcações dos desfibriladores e cardioversores, bem como instruções rápidas para a utilização dos mesmos devem ser colocadas em local de fácil visualização.
- d) Os desfibriladores e cardioversores que utilizarem como fonte de energia uma bateria interna devem trazer a marcação de instruções, conforme o modelo de bateria utilizada, para troca ou recarregamento da mesma.
- e) A seleção da energia a ser entregue deve ser ajustada em termos de energia entregue em joules a um resistor de 50Ω .
- f) As pás dos eletrodos de desfibrilação interna, inclusive seus cabos devem ser esterilizados.
- g) O carregamento do desfibrilador ou capacitor só deve ser possível após o acionamento manual de um controle marcado apropriadamente. O recarregamento automático é proibido.

- h) O monitor cardíaco do cardioversor não deve mostrar simultaneamente os sinais captados através do cabo de paciente e os captados pelos eletrodos de desfibrilação.
- i) O desfibrilador ou cardioversor deve indicar, após o acionamento do controle de carga do equipamento, quando o nível de energia selecionado foi alcançado, indicando que o mesmo está apto a ser utilizado.
- j) O controle de descarga deve ser fabricado, de forma a dificultar a operação descuidada por parte do operador. O controle de descarga do desfibrilador ou cardioversor pode variar dependendo das pás utilizadas. As pás para desfibrilação anterior devem possuir um controle de descarga em cada pá. As pás para desfibrilação antero-posterior devem possuir um controle localizado na pá anterior. As pás internas devem possuir um controle no painel do equipamento ou em uma das pás.
- l) Se o desfibrilador ou cardioversor puder fornecer mais de 360 joules de energia para desfibrilação externa, o equipamento deve possuir um dispositivo de segurança adicional que permita a seleção de energias superiores a este valor. O mesmo critério deve ser aplicado para desfibrilação interna com o limite de 100 joules.
- m) A tensão de saída do equipamento nunca deve ser superior a 5 KV, quando aplicada a uma carga resistiva de 100 Ω .
- n) Durante a carga do desfibrilador ou cardioversor, os eletrodos de desfibrilação não devem ficar energizados, a menos que uma indicação contínua de energia seja fornecida.

o) Durante a descarga do desfibrilador ou cardioversor através do seu circuito de descarga interna, os eletrodos de desfibrilação não devem ficar energizados.

p) Para avaliar a durabilidade dos desfibriladores e cardioversores, os mesmo devem ser submetidos a quatro testes:

- carregamento e descarregamento durante 2500 vezes, sobre resistor de 50Ω , em energia de saída máxima;

- carregamento e descarregamento durante 10 vezes, estando os eletrodos de desfibrilação curto circuitados, em energia de saída máxima;

- carregamento e descarregamento durante 5 vezes em energia de saída máxima, estando um eletrodo de desfibrilação em circuito aberto e o outro eletrodo de desfibrilação e o gabinete em contato com a terra. O teste deve ser repetido para o outro eletrodo de desfibrilação;

- o circuito interno de descarga deve ser ensaiado 500 vezes em energia de saída máxima.

q) O acionamento de sincronismo deve ser identificado por indicação sonora ou luminosa.

r) Se o desfibrilador ou cardioversor estiver carregado e, porventura, houver uma falha na rede de alimentação ou o equipamento for desligado, não poderá haver a energização dos eletrodos de desfibrilação quer sejam ou não acionados os controles de descarga. A energia armazenada deve ser dissipada com uma constante de tempo não superior a dez segundos.

- s) A utilização do circuito de descarga interna nos cardioversores não deve ocasionar o desligamento do monitor cardíaco.
- t) Os monitores cardíacos dos cardioversores devem ter proteção contra descarga de desfibriladores (ou cardioversores), de forma que o sinais de eletrocardiograma captados sejam visíveis após dez segundos da descarga.
- u) Os monitores cardíacos dos cardioversores não devem, durante carregamento ou descarregamento do cardioversor, sofrer interferências maiores que as descritas na ABNT [12].

10. ENSAIOS PARA AVALIAÇÃO DE FUNCIONALIDADE E SEGURANÇA

10.1 ENSAIOS DE FUNCIONALIDADE DE ELETROCARDÍOGRAFOS

Após a análise de características dos eletrocardiógrafos, pode-se propor alguns procedimentos que possam qualificar e quantificar a funcionalidade, colocando os equipamentos dentro de condições ideais de utilização. Os procedimentos de ensaio estão divididos em duas partes: Inspeção visual e Testes funcionais.

As observações e medições realizadas nos ensaios devem ser registradas para posterior análise. Sugere-se que estas observações e análises sejam registradas em uma ficha para a avaliação do equipamento que deve ser preenchida pelo executor do procedimento. O Anexo A traz uma proposta para ficha de avaliação de eletrocardiógrafos.

10.1.1 Inspeção Visual

A Inspeção visual de eletrocardiógrafos tem o objetivo de qualificar as características que o equipamento deve possuir, proporcionando maior segurança na utilização.

10.1.1.1 Gabinete

A observação de qualquer um dos seguintes aspectos implica na retirada do equipamento da utilização. O equipamento somente deve retornar à utilização, após todos os seguintes itens estiverem satisfatoriamente em concordância:

- 1 - Observar danos aparentes ao gabinete do equipamento.

2 - Observar queda de líquidos ou outras substâncias e a possível penetração destes no equipamento.

3 - Observar aspecto e funcionamento dos controles de sensibilidade, velocidade de registro, sinal de 1mV, filtros, observação, registro e outros (conforme modelo do equipamento). Alguns modelos de eletrocardiógrafos dispõem de recurso para verificação de funcionamento dos controles, bem como funcionamento do próprio equipamento.

10.1.1.2 Cabo de paciente

A observação de qualquer um dos seguintes aspectos implica na retirada do cabo de paciente da utilização. O cabo de paciente somente deve ser utilizado, após todos os seguintes itens estiverem satisfatoriamente em concordância:

1 - Observar danos aparentes, facilmente notáveis.

2 - Observar aspectos gerais dos conectores do cabo de paciente ao equipamento e dos conectores do cabo de paciente (geralmente, garras jacaré e pinos banana) aos eletrodos.

3 - Observar deposição de substâncias no cabo de paciente.

4 - Observar o cabo de paciente, procurando: falhas na isolação, conectores e flexibilidade.

10.1.1.3 Eletrodos de ECG

A observação de qualquer um dos seguintes aspectos implica na retirada do eletrodo de ECG da utilização. O eletrodo de ECG somente deve ser utilizado após todos os seguintes itens estiverem satisfatoriamente em concordância:

1 - Observar estado geral dos eletrodos de extremidades, procurando: oxidações e deposição de substâncias, funcionamento da mola (para eletrodos tipo clipe); estado da borracha de fixação (para eletrodos tipo placa) e estado do conector dos eletrodos para o cabo de paciente.

2 - Observar estado geral dos eletrodos precordiais de sucção (pêras), procurando: oxidações e deposição de substâncias, colabação da pêra e estado do conector dos eletrodos para o cabo de paciente.

10.1.1.4 Traçado (para ECG com registro a estilete térmico)

Observar a largura do traçado. O registro deve ter um traçado que não queime demasiadamente o papel.

Procedimento: ativar e desativar o comando do sinal de 1mV, de forma a obter o registro de um trem de pulsos de ondas quadradas; deve ser possível a visualização da linha de base e picos das ondas quadradas, bem como as transições de níveis.

10.1.1.5 Sinal de 1mV

Observar amplitude do registro, acionado o controle do sinal de 1mV. O registro deve ter uma amplitude de $10 \pm 0,5$ mm com a sensibilidade selecionada para 10 mm/mV.

10.1.2 Testes Funcionais

Os testes funcionais tem como objetivo observar a funcionalidade dentro de valores estipulados, admitidos como satisfatórios.

Os testes a seguir devem ser realizados para todas as derivações disponíveis no eletrocardiógrafo, não somente para uma derivação. Com a experiência prática adquirida no Hospital Universitário, recomenda-se a realização dos testes na derivação II e, posteriormente, a observação da amplitude do registro para as demais derivações. Para este procedimento é necessário recorrer às fórmulas matemáticas que regem as derivações e fazer um arranjo de forma que cada derivação registre 10 mm, referente a um sinal de 1mV. No Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica da UFSC utiliza-se, para a realização destes ensaios, dois simuladores da marca BioteK: ECG Plus e Lion Heart, que fornecem o sinal de 1mV entre as saídas LL e RA (derivação II) [23] [24].

10.1.2.1 Sensibilidade

Observar o erro proporcionado na amplificação dos sinais pelo eletrocardiógrafo.

Procedimento: Observar o registro do sinal de 1mV do equipamento e o registro de um sinal de 1mV externo. Ambos os registros devem ter amplitude de $10 \pm 0,5$ mm com a sensibilidade selecionada para 10 mm/ mV.

Observação: Desvios maiores que os especificados acima indicam desajuste do sinal de 1mV do equipamento, se só o registro deste sinal estiver alterado. Se ambos os registros dos sinais (do equipamento e externo) apresentarem erro, indica um desajuste no ganho do equipamento.

10.1.2.2 Velocidade de Registro

Observar a velocidade de deslocamento do papel.

Procedimento: utilizando um sinal pulsante de frequência de 60 batimentos por segundo, observar a distância entre dois pulsos, esta deve ter 25 mm, na velocidade de 25 mm/s. Pode-se utilizar a medida, entre um pulso e o quarto após este, de 100 ± 2 mm, para verificar a velocidade [44].

10.1.2.3 Linearidade

Observar a linearidade do registro ao longo da faixa disponível e a linearidade a sinais de amplitudes diferentes.

1 - Ao longo do papel (para ECG com registro a estilete térmico)

Procedimento: Observar a linearidade do registro, ao sinal de 1mV ou a outro sinal, na margem superior e inferior do papel, bem como no centro do mesmo, respeitando os batentes mecânicos (se existirem).

2 - Ao sinal com o dobro em amplitude

Procedimento: Observar a linearidade do registro, a um sinal de amplitude de 1mV e um sinal de amplitude de 2mV, com sensibilidade de 10mm/mV. O registro do sinal de 2mV deve ser o dobro do registro do sinal de 1mV com erro não superior a 5% (1 mm).

10.1.2.4 Resposta ao Degrau

Observar a resposta ao degrau do eletrocardiógrafo.

Procedimento: pressionar e manter pressionado o controle do sinal de 1mV, com sensibilidade de 10mm/mV e velocidade de 25mm/s. O registro deve ser uma reta em decaimento onde a amplitude deve, após 3,2 segundos (80 mm), ter no mínimo 40 % (4 mm).

Observação: a desregulagem da amplitude, da velocidade de registro e da resposta em frequência comprometem este teste.

10.1.2.5 Amortecimento

O excesso ou a falta de amortecimento devem ser evitados.

Procedimento: Acionando-se o controle do sinal de 1mV, deve-se observar o registro de uma onda quadrada sem espículas ou uma onda quadrada arredondada.

10.1.3 Ligação das Vias do Cabo de Paciente aos Terminais de um Simulador

O simulador de ECG fornece um sinal de 1mV entre LL e RA (derivação II). Com o objetivo de analisar todas as derivações é necessário alterar as ligações convencionais entre o cabo de paciente e o simulador.

Para observar a derivação I, é necessário ligar a via LA do cabo de paciente ao terminal LL do simulador e, se necessário ligar a via LL do cabo de paciente ao terminal LA do simulador.

Para observar a derivação III, é necessário ligar a via LA do cabo de paciente ao terminal RA do simulador e, se necessário ligar a via LL do cabo de paciente ao terminal LA do simulador.

Para observar a derivação aVR, é necessário ligar as vias LA e LL do cabo de paciente ao terminal RA do simulador e a via RA ao terminal LL.

Para observar a derivação aVL, é necessário ligar as vias RA e LL do cabo de paciente ao terminal RA do simulador e a via LA ao terminal LL.

Para observar a derivação aVF, é necessário ligar as vias RA e LA do cabo de paciente ao terminal RA do simulador e a via LL ao terminal LL.

Para observar as derivações V, é necessário ligar as vias RA, LA e LL do cabo de paciente ao terminal RA do simulador e a via V ao terminal LL.

A via RL do cabo de paciente deve ser ligada ao terminal RL do simulador.

No Anexo B, desta dissertação, mostra-se uma tabela com um resumo das ligações, a serem realizadas, das vias do cabo de paciente aos terminais do simulador de ECG.

10.2 ENSAIOS DE FUNCIONALIDADE DE DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES

Após a análise de características de desfibriladores e cardioversores, pode-se propor alguns procedimentos que possam qualificar e quantificar a funcionalidade, colocando os equipamentos dentro de condições ideais de utilização. Os procedimentos de ensaio estão divididos em duas partes: Inspeção visual e Testes funcionais. Estes procedimentos geraram o artigo “Ensaio para Avaliação de Funcionalidade de Desfibriladores e Cardioversores” apresentado no XI Congresso Chileno de Engenharia Elétrica [39].

As observações e medições realizadas nos ensaios devem ser registradas para posterior análise. Sugere-se que estas observações e análises sejam registradas em uma ficha para a avaliação do equipamento que deve ser preenchida pelo executor do procedimento. O Anexo C traz uma proposta de uma ficha de avaliação para desfibriladores e cardioversores.

10.2.1 Inspeção visual

A inspeção visual tem como objetivo identificar aspectos que garantam a funcionalidade do equipamento sem colocar em risco o operador e o paciente, bem como impedir o funcionamento do equipamento em condições não ideais, que possam provocar uma falha de operação. Esta inspeção visual visa avaliar qualitativamente o equipamento e seus acessórios.

A inspeção visual deve avaliar o gabinete do equipamento, os eletrodos de desfibrilação, aspectos gerais e sincronismo.

10.2.1.1 Gabinete

A observação de qualquer um dos seguintes aspectos implica na retirada do equipamento da utilização. O equipamento somente deve retornar após todos os seguintes itens estiverem satisfatoriamente em concordância:

1 - Observar danos aparentes, aspecto geral e limpeza. Procurar rachaduras no gabinete (parte superior, laterais e traseira); observar aspecto do gabinete (falta de pintura, quebras, trincas) e condições gerais.

2 - Observar os cantos do equipamento, procurando possíveis danos referentes à queda do mesmo. Procurar rachaduras provenientes de queda que possivelmente possam ter danificado internamente o equipamento.

3 - Observar queda de líquidos ou outras substâncias e a possível penetração destes no equipamento.

4 - Observar falta de parafusos, botões, teclas e outros.

5 - Observar a tela do monitor acoplado, relatar possíveis danos (para Cardioversor).

Quando da observação de alguns destes itens, o equipamento deve ser submetido a uma avaliação mais aprofundada no setor de Engenharia Clínica, com o objetivo de identificar possíveis falhas futuras, comprometendo de partes do equipamento e segurança num aspecto geral.

A observação do item 2 pode levar a uma verificação de segurança elétrica.

Com a observação do item 3, deve-se abrir o equipamento e observar o espalhamento da substância dentro do equipamento. A substância deve ser eliminada.

O item 4 garante que o equipamento não seja colocado em operação sem peças que possam ocasionar risco de segurança ou falha na operação do equipamento.

O item 5 não trata somente do aspecto mecânico, mas também da funcionalidade do monitor. Deve-se fazer esta observação com o monitor ligado. Observar indicação, traçado, brilho, contraste, etc.

10.2.1.2 Pás e Eletrodos de Desfibrilação

A observação de qualquer um dos seguintes aspectos implica na retirada das pás ou eletrodo de desfibrilação de utilização. O equipamento somente deve retornar após todos os itens a seguir estiverem satisfatoriamente em concordância:

1 - Observar danos aparentes, facilmente notáveis. Observar aspectos gerais, conexões entre manopla-cabos e cabos-conector.

2 - Observar deposição de substâncias nos eletrodos de desfibrilação, entre os eletrodos de desfibrilação e isoladores das manoplas, nas manoplas, nos cabos das pás e nas pás.

3 - Observar aspecto das manoplas, procurando rachaduras. Observar falhas de isolamento, exposição de partes metálicas, exceto parafusos de sustentação.

4 - Observar aspectos dos isoladores das manoplas, procurando rachaduras. Observar falhas de isolamento, exposição de partes metálicas, exceto parafusos de sustentação.

5 - Observar a área que entra em contato com o paciente, procurando: oxidações, rachaduras e perfurações.

6 - Observar os botões de acionamento em ambas as pás, procurando: rachaduras e quebras.

7 - Observar o cabo do eletrodo de desfibrilação, procurando: falhas na isolamento, conectores e flexibilidade.

8 - Observar facilidade de desprendimento do suporte dos eletrodos de desfibrilação no equipamento.

Estes procedimentos garantem a segurança na funcionalidade dos eletrodos de desfibrilação. A observação de alguma irregularidade implica na substituição dos mesmos ou conserto.

A observação de um destes itens pode implicar, se o eletrodo de desfibrilação for utilizado, em risco de choque elétrico no operador, queimaduras no paciente e/ou no operador, descarga ineficiente e outros.

10.2.1.3 Geral

A observação de irregularidade nos itens abaixo devem implicar na substituição ou conserto dos acessórios envolvidos:

1 - Observar o cabo de alimentação, procurando: falhas na isolamento, conectores e flexibilidade.

2 - Observar estado e valor do fusível de proteção.

3 - Observar o funcionamento com a bateria interna (se existir). Deve ser realizado de acordo com instruções do fabricante.

10.2.1.4 Sincronismo

Este procedimento visa avaliar superficialmente o funcionamento do sincronismo nos cardioversores. A observação de aparente falha no sincronismo deve acarretar na retirada do cardioversor de utilização. Os dois itens a seguir devem ser verificados:

1 - Testar sincronismo com sinal de 1mV (deve ser realizado se o equipamento tiver suporte de eletrodos para desfibrilação com resistência para descarga). Colocar em funcionamento o equipamento com a visualização do sinal de 1mV: 10 mm/mV. Acionar o botão sincronismo. Carregar o equipamento com 10 Joules. Os eletrodos para desfibrilação devem estar posicionados em seus suportes. Efetuar o disparo. Observar a descarga após o sinal de 1mV.

2 - Observar o cabo de ECG, procurando: falhas de isolamento, conectores e flexibilidade.

10.2.2 Testes Funcionais

Os testes funcionais visam avaliar quantitativamente o equipamento referente a energia entregue, tempo de sincronismo (tempo entre a onda R e o pulso de desfibrilação (Rwave) ou tempo entre onda Q e o pulso de desfibrilação (Qwave)), tempo máximo de carga para carga máxima, tempo de descarga automática para energia de saída máxima e frequência cardíaca, bem como os erros associados a estas medições de energia.

O Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica utiliza para a realização destes testes funcionais o analisador de desfibriladores QED-6 da marca Biotek [22], que além dos testes indicados realiza outras medições, como pico máximo de tensão, corrente de pico e outros.

10.2.2.1 Medição e Cálculo de Erros Relativos à Energia Entregue

Deve-se realizar o seguinte procedimento:

- 1 - Seis medições de energia em 6 (seis) valores de energia determinados.
- 2 - Cálculo de erros percentuais.
- 3 - Cálculo da média e erro percentuais da mesma.

O erro admitido é 15% do valor de energia selecionado ou 4 joules, o que for maior.

10.2.2.2 Medição e Cálculo de Erro Relativo ao Tempo de Sincronismo

Deve-se realizar o seguinte procedimento:

- 1 - Seis medições de tempo de sincronismo Qwave, Rwave e Energia em 3 (três) valores de energia determinados.
- 2 - Cálculo de erros percentuais.
- 3 - Cálculo da média e erro percentual da mesma.

O equipamento deve ser retirado de utilização se algum dos valores medidos de Rwave excederem de 50 ms.

10.2.2.3 Medição do Tempo Máximo de Carga Para Carga Máxima

Deve-se realizar seis medições de tempo de carga para carga máxima, ou seja, tempo que o desfibrilador ou cardioversor leva para carregar o capacitor na sua

máxima capacidade (geralmente 360 joules). É necessário observar as especificações do fabricante quanto a este valor.

O valor máximo sugerido é de 12 segundos. O equipamento deve ser retirado de utilização se algum dos valores medidos do tempo de carga excederem este limite.

10.2.2.4 Medição do Tempo de Descarga Automática Para Carga Máxima

Deve-se realizar seis medições de tempo de descarga automática para carga máxima, ou seja, tempo que o desfibrilador ou cardioversor leva para descarregar internamente o capacitor internamente na sua máxima capacidade (geralmente 360 joules), caso o equipamento não seja utilizado. É necessário observar as especificações do fabricante quanto a este valor.

O valor máximo sugerido é de 30 segundos. O equipamento deve ser retirado de utilização se algum dos valores medidos do tempo de descarga automática excederem este limite.

10.2.2.5 Freqüência Cardíaca

Acoplar um simulador de ECG e verificar a freqüência cardíaca mostrada pelo monitor do cardioversor (se este possuir este mostrador) em quatro freqüências selecionadas. O erro na indicação não deve ser superior a 15% [43]

10.3 PROCEDIMENTOS DE ENSAIO PARA SEGURANÇA RELATIVA AO CHOQUE ELÉTRICO

Pode-se minimizar o risco ao choque elétrico na utilização de equipamentos eletromédicos, realizando medições da resistência do aterramento de

proteção, das correntes de fuga e da corrente auxiliar de paciente. Falhas na isolação dos equipamentos influenciam os valores de correntes de fuga, sendo suficiente então, para fins de funcionamento, a análise deste parâmetro.

A detecção de corrente de fuga para o terra, corrente de fuga através do gabinete, corrente de fuga através do paciente e corrente auxiliar de paciente, deve ser realizada tanto em condições normais, como nas seguintes condições anormais de uma só falha (as quais acontecem na utilização do equipamento mais frequentemente): falha nos condutores de alimentação, falha no terminal de aterramento para proteção (para equipamentos Classe I) e aplicação da tensão da rede sobre parte aplicada de Tipo F.

O Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica possui o equipamento 601 Pro : 601 Safety Analyzer [21] que realiza algumas medições recomendadas pela NBR IEC 601-1 e que pode ser utilizado para medições de resistência do aterramento de proteção, das correntes de fuga e da corrente auxiliar de paciente.

Sendo equipamentos eletromédicos, os eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores podem ser ensaiados de forma semelhante, respeitando-se a Classe e Tipo do equipamento. O que difere, do ponto de vista do paciente, é a parte aplicada. O 601 Pro possui entradas para os conectores dos cabos de paciente dos eletrocardiógrafos, ficando mais prática as medições de corrente de fuga através do paciente e corrente auxiliar de paciente. Para a medição de corrente de fuga através do paciente pelos eletrodos de desfibrilação do cardioversor ou desfibrilador, é necessário a construção de um adaptador para a colocação das pás ou fixação das mesmas e utilização de uma ponta de prova. A parte aplicada referente ao monitor cardíaco do cardioversor deve ser ensaiada utilizando um adaptador para as entradas do cabo de paciente que encaixe nos terminais do 601 Pro. As Figuras 10.1, 10.2, 10.3 e 10.4 mostram a representação

esquemática para a medição das correntes de fuga e auxiliar de paciente, realizadas no 601 Pro. Estas figuras foram desenvolvidas baseadas nas figuras originais existentes no manual de operação do 601 Pro.

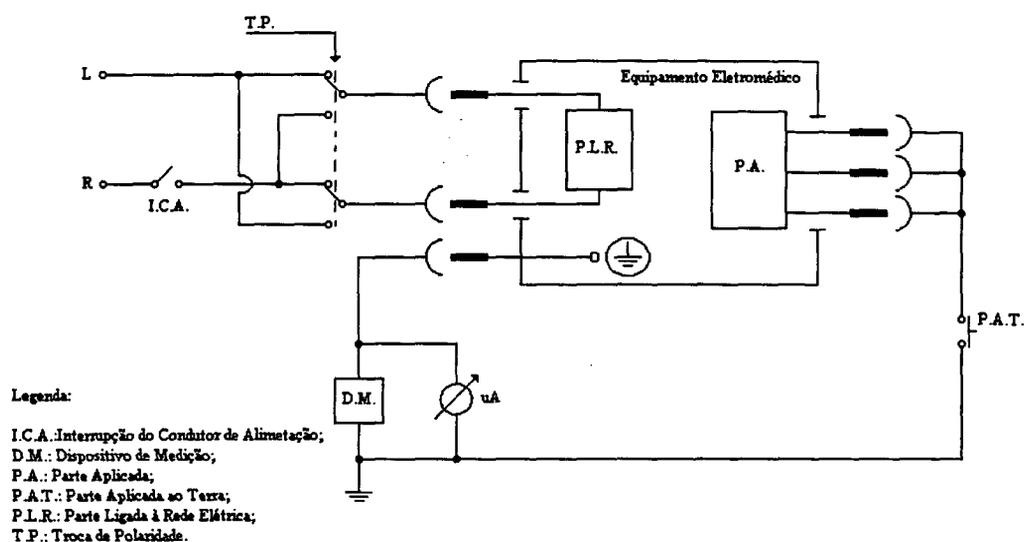


Figura 10.1 Representação da medição de corrente de fuga através do terra de proteção

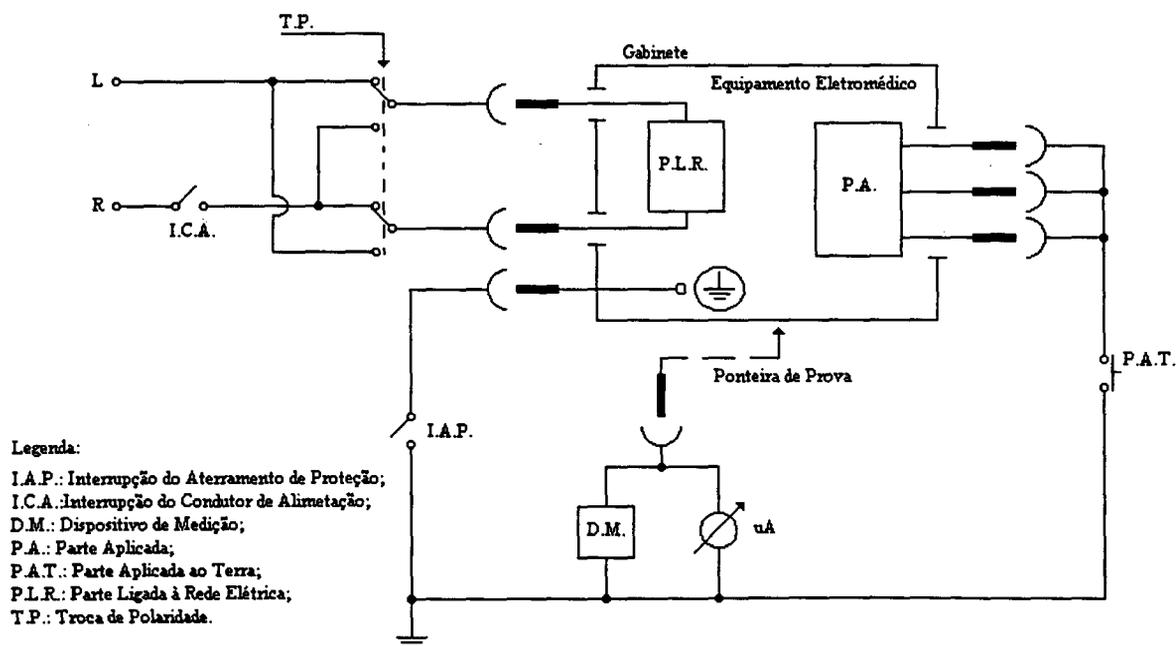


Figura 10.2 Representação da medição de corrente de fuga através do gabinete

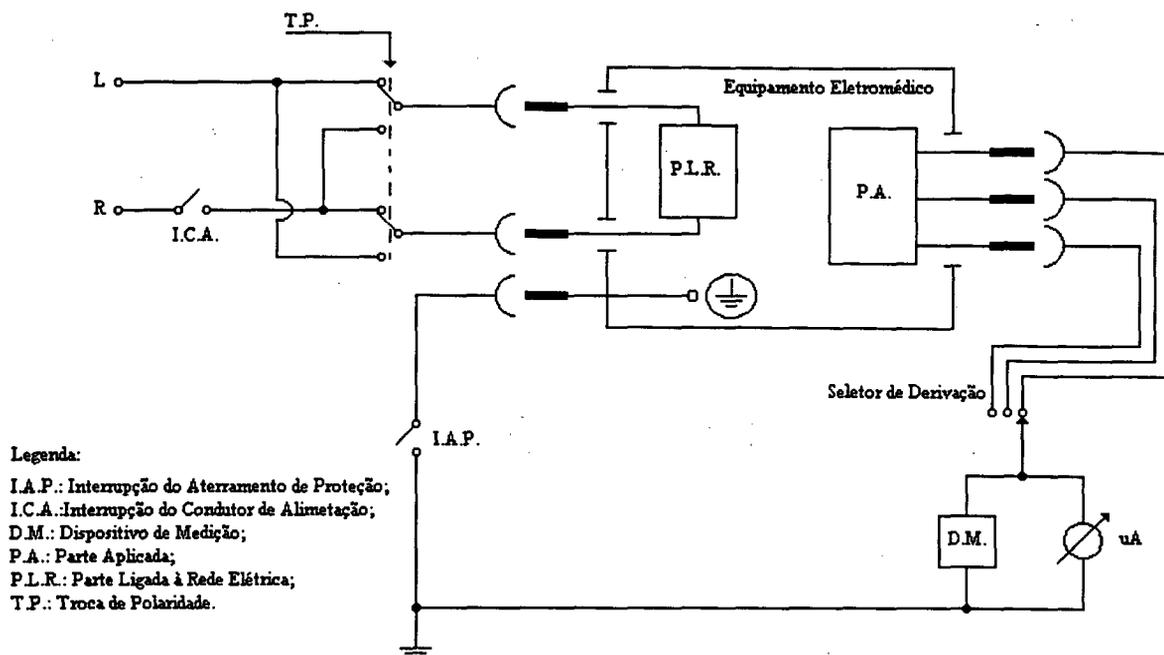


Figura 10.3 Representação da medição de corrente de fuga através do paciente

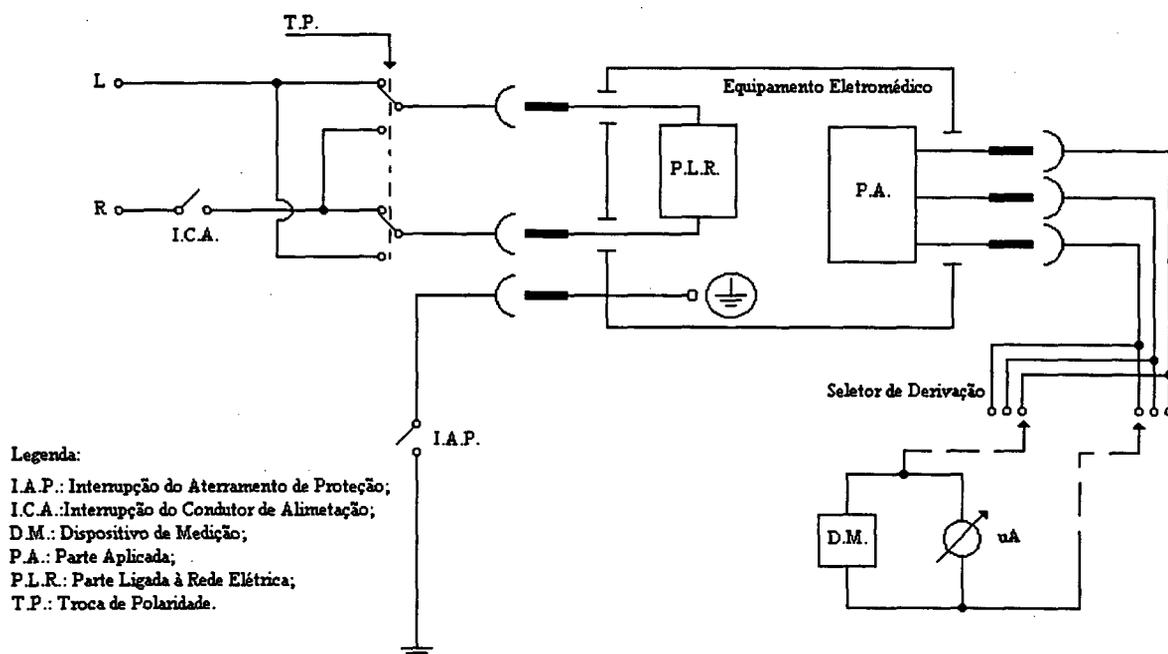


Figura 10.4 Representação da medição de corrente auxiliar de paciente

11. CONCLUSÃO

Os ensaios de funcionalidade e segurança são procedimentos importantes para a avaliação do funcionamento de eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores, relativo às suas características técnicas específicas para a utilização clínica e características técnicas referentes a segurança quanto ao risco de choque elétrico, mas não são suficientes para a determinação de sucesso na utilização dos equipamentos.

O conhecimento dos operadores de eletrocardiógrafos, desfibriladores e cardioversores é também fator determinante na correta utilização dos equipamentos.

Pode-se dizer que a segurança proporcionada pelo equipamento depende:

- da sua operação;
- do seu funcionamento dentro de limites estabelecidos (funcionalidade);
- de outros fatores, como as correntes de fuga, de isolações apropriadas, de características mecânicas, etc.

O equipamento não deve proporcionar somente um excelente resultado no diagnóstico ou terapia, mas também devem apresentar características que não coloquem em risco a vida ou saúde de pacientes e/ou operadores e prejuízos às instalações.

Durante este estudo, observou-se que a bibliografia da área clínica, utiliza conceitos não adequados ou incompletos sobre as técnicas e equipamentos discutidos nesta dissertação. Existe uma confusão sobre o que é cardioversão e desfibrilação, sobre a diferença entre desfibrilador e cardioversor [37], bem como noções de construção dos equipamentos [57]. Estas bibliografias estão a disposição no aprendizado dos

profissionais da área de saúde e com certeza possuem um papel acadêmico comprometedor.

O investimento por parte do Ministério da Saúde em certificar os equipamentos de forma que estes tenham qualidade é, sem dúvida, muito importante, mas não é suficiente. Porém, não adianta montar estabelecimentos de saúde com equipamentos de última geração, com características técnicas melhores que as estipuladas por normas, se o corpo clínico não consegue operá-los com segurança pela falta de treinamento.

Falhas na operação de equipamentos são constantes dentro dos hospitais pela falta de planejamento de treinamento para os operadores.

A falta de assistência técnica especializada e consciente, de procedimentos de ensaio de funcionalidade e segurança destes equipamentos contribuem para a falta de cultura na área metrológica.

A utilização de equipamentos de ensaio, como analisadores e simuladores, inclusive os utilizados no Hospital Universitário, pode ser questionada, pois não existe atualmente no Brasil, laboratórios capacitados para a verificação das suas características metrológicas. Cabem também neste caso, os instrumentos de medição e geradores de função comuns, utilizados em procedimentos de avaliação de equipamentos eletromédicos, os quais geralmente não possuem calibração periódica.

Os ensaios para avaliação de funcionalidade e segurança relativa ao risco de choque elétrico sugeridos nesta dissertação, tem o objetivo de analisar parâmetros que são importantes para a utilização na atividade diária destes equipamentos. As considerações realizadas nos ensaios tem como base normas técnicas de certificação, apesar dos ensaios propostos não terem caráter de certificação.

Nos ensaios propostos para avaliação de funcionalidade de eletrocardiógrafos foram considerados os parâmetros mais importantes para a obtenção de um eletrocardiograma com qualidade, fazendo-se análise da inspeção visual do equipamento e realizando testes funcionais. Outros parâmetros não foram analisados, mas podem ser estudados: a rejeição de modo comum (CMRR), linearidade ao longo do funcionamento do equipamento, qualidade do papel para registro, etc.

Nos ensaios propostos para avaliação de funcionalidade de desfibriladores e cardioversores foram considerados os parâmetros mais importantes para a segurança do operador e do paciente, divididos em inspeção visual e testes funcionais. Para a realização dos testes funcionais em desfibriladores e cardioversores, adotou-se a realização de seis medições, número que reproduz duas vezes a quantidade de descargas o procedimento proposto pela AHA [3] no pior caso (ver item 4.1.3), para cada nível de energia selecionado. Nos cardioversores poderia-se analisar todos os parâmetros associados ao monitor cardíaco, mas a simples verificação da indicação da frequência cardíaca com 15% de erro é suficiente, pelo fato do monitor não servir para diagnóstico.

Os procedimentos para ensaio de segurança elétrica desta dissertação, sugerem a medição da resistência do aterramento de proteção, das correntes de fuga e da corrente auxiliar de paciente. Para fins de funcionamento do equipamento, as isolações do equipamento não necessitam ser ensaiadas, pois falhas nestas influenciam diretamente as correntes de fuga. Sugere-se ainda a medição das correntes em algumas condições anormais de uma só falha que podem ser reproduzidas com maior facilidade durante a utilização normal do equipamento: falha nos condutores de alimentação,

falhas no terminal de aterramento para proteção (equipamentos Classe I) e aplicação da tensão da rede sobre parte aplicada do tipo F.

A aplicação de alguns procedimentos sugeridos nestas normas certificadoras em procedimentos de avaliação de funcionalidade e segurança, pode comprometer o funcionamento do equipamento e sua vida útil, pelo fato de muitos ensaios serem exaustivos e destrutivos. Estes ensaios por considerarem situações de pior caso, muitas vezes extrapolam as condições encontradas na prática, necessárias para a certificação do equipamento, podendo ser danosos e não economicamente viáveis para as instituições (hospitais, clínicas, postos de saúde, etc.) se realizados nos equipamentos em utilização pelo risco eminente de depreciação.

As instituições devem adquirir equipamentos certificados, pois isto já é um indício da qualidade do equipamento, e investir em equipes de engenharia clínica que implantem procedimentos de ensaio de funcionalidade e segurança dos equipamentos.

Deve também ser realizado investimento na realização de treinamento de operadores para otimização na operação dos equipamentos, bem como noções gerais das teorias clínicas e de conhecimentos gerais sobre eletricidade.

Pode-se sugerir que os cursos de graduação dos profissionais da área de saúde possuam matérias relacionadas ao uso da tecnologia envolvida dentro dos procedimentos clínicos, o que melhoraria a interação destes profissionais com as equipes de engenharia clínica e na utilização dos equipamentos.

A cobrança na qualidade no atendimento hospitalar não é realizada pela população, por sua vez, a cobrança na qualidade dos equipamentos médico-hospitalares não é realizada pelo corpo clínico. Assim, a engenharia clínica deve mostrar a sua

importância dentro deste contexto, promovendo a conscientização das partes envolvidas sobre as necessidades de maiores cuidados no aspecto de qualidade da tecnologia médico-hospitalar.

Pode-se propor a realização dos seguintes trabalhos para a complementação dos assuntos abordados nesta dissertação:

- Elaboração de material didático para treinamento de operadores;
- Estudo para implementação de laboratório de certificação dos equipamentos estudados;
- Estudo das necessidades dos hospitais do Estado de Santa Catarina quanto ao treinamento de operadores e técnicos de manutenção;
- Estudo para implementação de laboratório de avaliação de funcionalidade e segurança dos equipamentos estudados para prestação de serviços à comunidade.

ANEXOS

ANEXO A**FICHA PARA AVALIAÇÃO DE FUNCIONALIDADE DE
ELETROCARDÍOGRAFOS.**

**PROCEDIMENTO DE ENSAIOS PARA VERIFICAÇÃO DE FUNCIONALIDADE DE
ELETROCARDÍGRAFOS.**

FICHA DE AVALIAÇÃO

Equipamento: Eletrocardiógrafo
Fabricante: XYZWZ
Modelo: ABC- 01

Unidade: EMG
n° patrimônio: 99.999
n° série: 88.88.888

Controle: 01
Data: 19/12/97
Tempo gasto: 90'

I - Inspeção visual

1. Gabinete		2. Cabo de Paciente				3. Eletrodos de ECG	
1.1	1.2	2.1	2.2	2.3	2.4	3.1	3.2
C	C	C	C	C	C	X	C
4. Traçado		C					
5. Sinal de 1mV		X					

Tabelas 1: Inspeção Visual.

II - Testes funcionais

1. Sensibilidade	C	
2. Velocidade do registro	C	
3. Linearidade	3.1	C
	3.2	C
4. Resposta ao degrau	C	
5. Amortecimento	C	

Tabela 2. Testes Funcionais

III - Derivações

I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6
C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C	C

Tabela 3: Teste das derivações

ANEXO B

LIGAÇÕES DAS VIAS DO CABO DE PACIENTE AOS TERMINAIS DO SIMULADOR DE ECG

		Terminais do simulador de ECG										
		RA	LA	LL	RL	V1	V2	V3	V4	V5	V6	
Derivações a serem analisadas	D1	RA	LL	LL	RL	V1	V2	V3	V4	V5	V6	
	D2	RA	LA	LL	RL	V1	V2	V3	V4	V5	V6	
	D3	LA	RA	LL	RL	V1	V2	V3	V4	V5	V6	
	aVR	LA e LL	-	RA	RL	V1	V2	V3	V4	V5	V6	
	aVL	RA e LL	-	LA	RL	V1	V2	V3	V4	V5	V6	
	aVF	RA e LA	-	LL	RL	V1	V2	V3	V4	V5	V6	
	V1	RA, LA e LL	-	V1	RL	-	V2	V3	V4	V5	V6	
	V2	RA, LA e LL	-	V2	RL	V1	-	V3	V4	V5	V6	
	V3	RA, LA e LL	-	V3	RL	V1	V2	-	V4	V5	V6	
	V4	RA, LA e LL	-	V4	RL	V1	V2	V3	-	V5	V6	
	V5	RA, LA e LL	-	V5	RL	V1	V2	V3	V4	-	V6	
	V6	RA, LA e LL	-	V6	RL	V1	V2	V3	V4	V5	-	

Tabela B. Ligações das vias do cabo de paciente aos terminais do simulador de ECG

ANEXO C**FICHA PARA AVALIAÇÃO DE FUNCIONALIDADE DE
DESFIBRILADORES E CARDIOVERSORES**

**PROCEDIMENTO DE ENSAIOS PARA VERIFICAÇÃO DE FUNCIONALIDADE DE DESFIBRILADORES E
CARDIOVERSORES.**

FICHA DE AVALIAÇÃO

Equipamento: Desfibrilador
Fabricante: ABC-DE
Modelo: FG-999

Unidade: UTI
n° patrimônio: 99-99
n° série: 66.66.666

Controle: 22
Data: 19/12/97
Tempo gasto: 60'

I - Inspeção visual

1. Gabinete

1.1	1.2	1.3	1.4	1.5
C	C	C	C	C

2. Eletrodos de desfibrilação

2.1	2.2	2.3	2.4	2.5	2.6	2.7	2.8
C	X	C	X	C	C	C	C

3. Geral

3.1	3.2	3.3
C	C	C

4. Sincronismo

4.1	4.2
C	C

Tabelas 1: Inspeção Visual.

II - Testes funcionais

		ENERGIA SELECIONADA(J)											
		10		50		100		200		300		350 (*)	
		E (J)	ϵ (%)	E (J)	ϵ (%)	E (J)	ϵ (%)	E (J)	ϵ (%)	E (J)	ϵ (%)	E (J)	ϵ (%)
Energia entregue e erros percentuais	1	8.8	12.0	56.0	12.0	112.5	12.5	216.5	8.3	324.5	8.1	353.3	0.9
	2	9.4	6.0	55.3	10.6	112.4	12.4	215.9	7.9	324.1	8.0	353.8	1.1
	3	10.3	3.0	58.4	16.8	112.9	12.9	216.1	8.0	322.4	7.4	354.8	1.3
	4	10.5	5.0	57.4	14.8	114.4	14.4	213.5	6.8	323.3	7.7	354.2	1.2
	5	10.1	1.0	58.0	16.0	112.9	12.9	217.8	8.9	325.3	8.4	351.7	0.5
	6	10.6	6.0	57.2	14.4	113.5	13.5	218.1	9.0	320.6	6.8	353.8	1.1
	média	9.9	5.5	57.0	14.1	113.1	13.1	216.3	8.1	323.3	7.7	356.6	1.0

Tabela 2: Energia entregue e cálculos percentuais associados.

		ENERGIA SELECIONADA (J)					
		50		200		350 (*)	
		E (J)	ϵ (%)	E (J)	ϵ (%)	E (J)	ϵ (%)
Energia entregue e erros percentuais	1						
		R =		R =		R =	
		Q =		Q =		Q =	
	2						
		R =		R =		R =	
		Q =		Q =		Q =	
3							
	R =		R =		R =		
	Q =		Q =		Q =		
4							
	R =		R =		R =		
	Q =		Q =		Q =		
5							
	R =		R =		R =		
	Q =		Q =		Q =		
6							
	R =		R =		R =		
	Q =		Q =		Q =		
	média						
		Rm =		Rm =		Rm =	
		Qm =		Qm =		Qm =	

Tabela 3: Energia entregue e tempos de sincronismo (Rwave e Qwave) e cálculos percentuais associados.

- (*) Este valor de energia selecionada deve corresponder a maior valor de escala disponível no equipamento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] ADGEY, A.A.J.; PATTON, N.J.; CAMPBELL, N.P.S.; WEBB, S.W. "Ventricular defibrillation: appropriate energy levels". *Circulation*, 60 (2): 219-223, 1979.
- [2] AMERICAN ASSOCIATION FOR RESPIRATORY CARE. "Defibrillation during resuscitation". In: AARC Clinical Practice Guideline. *Respiratory Care*, 40(7): 744-748, 1995.
- [3] AMERICAN HEART ASSOCIATION. "Defibrillation". In: Standards and guidelines for cardiopulmonary resuscitation (CPR) and emergency cardiac care (ECC). *JAMA*, 255(21): 2942-2943, 1986.
- [4] AMERICAN HEART ASSOCIATION. "Electrical therapy". In: Standards and guidelines for cardiopulmonary resuscitation (CPR) and emergency cardiac care (ECC). *JAMA*, 255(21): 2976, 1986.
- [5] AMERICAN HEART ASSOCIATION. A report for health professionals by ad hoc writing group of the committee on electrocardiography and cardiac electrophysiology of the council on clinical cardiology. "Recommendations for standardization and specifications in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing". *Circulation*, 81(2): 730-739, 1990.
- [6] AMERICAN HEART ASSOCIATION. A Statement for Healthcare Professionals From the Committee on Electrocardiography. "Recommendations for safe current limits for electrocardiographs". *Circulation*, 93(4): 837-839, 1996.
- [7] AMERICAN HEART ASSOCIATION. Emergency Cardiac Care Committee and Subcommittees. "Defibrillation". In: Guidelines for cardiopulmonary resuscitation and emergency cardiac care. *JAMA*, 268(16): 2211-2213, 1992.
- [8] AMERICAN HEART ASSOCIATION. Report of the Committee on Electrocardiography "Recommendations for standardization of electrocardiography and vector-cardiography leads". *Circulation*, X: 564-573, 1954.
- [9] AMERICAN HEART ASSOCIATION. Report of the Committee on Electrocardiography. "Recommendations for standardization of leads and of specifications for instruments in electrocardiography and vectorcardiography". *Circulation*, XXXV: 583-602, 1967.
- [10] AMERICAN HOSPITAL ASSOCIATION. "Medical equipment management in hospital". 1982.

- [11] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Conceituação e diretrizes de segurança de equipamento elétrico utilizado na prática médica - Aspectos básicos.** NBR 9153. Rio de Janeiro. 1985.
- [12] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Desfibriladores cardíacos e monitores-desfibriladores cardíacos - Prescrições particulares de segurança.** Projeto de Norma 03:062.04-006. 1994.
- [13] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Desfibriladores cardíacos e monitores-desfibriladores cardíacos - Primeira parte: Operação.** Projeto de Norma 26:002.04.010. Rio de Janeiro.
- [14] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Desfibriladores cardíacos e monitores-desfibriladores cardíacos - Segunda parte: Manutenção.** Projeto de Norma 26:002.04.019. Rio de Janeiro.
- [15] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Eletrocardiógrafos monocanais e multicanais.** NBR 11189. Rio de Janeiro. 1990.
- [16] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Equipamento eletromédico - Parte 1 - Prescrições gerais de segurança.** NBR IEC 601-1. Rio de Janeiro. 1994.
- [17] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Prescrições particulares para segurança de eletrocardiógrafos.** Projeto de Norma 03:062.04-002. 1995.
- [18] ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **Símbolos gráficos próprios para aplicar em equipamento elétrico utilizado na prática médica.** NBR 12914. Rio de Janeiro. 1993.
- [19] ATKINS, Dianne L.; SIRNA, Sara; KIESO, Robert; CHARBONNIER, Francis; KERBER, Richard E. "Pediatric defibrillation: importance of paddle size in determining transthoracic impedance". *Pediatrics*, 82(6): 914-918, 1988.
- [20] BESKOW, Wayne B.; GARCIA, Renato. "Adoção de certificação de conformidade como instrumento de garantia da qualidade e segurança de equipamentos eletromédicos". **VII Simposio Latinoamericano de Ingeniería Biomédica.** Bucaramanga, Colombia. 1996.
- [21] BIOTEK INSTRUMENTS, INC. **601 Pro IEC safety analyzer: Operator's manual.**1994.
- [22] BIOTEK INSTRUMENTS, INC. **Defibrillator analyzer QED-6: User's guide.**1994.

- [23] BIOTEK INSTRUMENTS, INC. **ECG performance analyser ECG-Plus: User's guide**. 1989.
- [24] BIOTEK INSTRUMENTS, INC. **Multi-parameter simulator LionHeart: Operator's manual**. 1992.
- [25] BRASIL. Ministério da Saúde. **PECES - Programa de ensaios de conformidade em equipamentos para a saúde**. 1991.
- [26] BRASIL. Ministério da Saúde. **Segurança no ambiente hospitalar**. 1995.
- [27] BRONZINO, Joseph D. (Ed.). **The biomedical engineering handbook**. USA: CRC Press, 1995.
- [28] CAMPBELL, N.P.S.; WEBB, S.W.; ADGEY, A.A.J.; PANTRIDGE, J.F. "Transthoracic ventricular defibrillation in adults". **British Medical Journal**, 2: 1379-1381, 1977.
- [29] CARR, Joseph J. **Servicing medical & bioelectronic equipment**. 1st edition. USA: Tab Books, 1977.
- [30] CASTRO, Ana C. R. **Estudo de funcionalidade e segurança em unidades eletrocirúrgicas de alta frequência**. Dissertação de Mestrado de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina, 1997.
- [31] COOPER, James K. "Electrocardiography 100 years ago. Origins, pioneers and contributors". **The New England Journal of Medicine**, 315:461-464, 1986.
- [32] CUMMINS, Richard O.; CHESEMORE, Kaye; WHITE, Roger D.; and DEFIBRILLATOR WORKING GROUP. "Defibrillator failures: Causes of problems and recommendations for improvement". **JAMA**, 264(8):1019-1025, 1990.
- [33] CUMMINS, Richard O.; EISENBERG, Mickey S.; LITWIN, Paul E.; GRAVES, Judith R.; HEARNE, Thomas R.; HALLSTROM, Alfred P. "Automatic external defibrillators used by emergency medical technicians: A controlled clinical trial". **JAMA**, 257(12): 1605-1610, 1987.
- [34] D'ÁVILA, Roberto L. **Eletrocardiografia para médicos e estudantes de medicina**. Apostila.
- [35] DA PAZ, Mário A. S.; GARCIA, Renato. **Segurança em equipamentos de monitorização em sala cirúrgica e uti - oxímetro, capnógrafo, monitor de ecg e monitor de pressão**. VII Simposio Latinoamericano de Ingeniería Biomédica. Bucaramanga, Colombia. 1996.

- [36] DE SILVA, Regis A.; LOWN, Bernard. "Energy requirement for defibrillation of a markedly overweight patient". *Circulation*, 57(4): 827-830, 1978.
- [37] DECCACHE, W. *A clínica e o tratamento das arritmias cardíacas*. São Paulo: Livraria Atheneu, 1979.
- [38] DÉCOURT, Luiz V. *Medicina preventiva em cardiologia*. São Paulo: Savier, 1988.
- [39] DOMINGOS, Jean C. S.; GARCIA O., Renato. Ensaio para a avaliação de funcionalidade de desfibriladores e cardioversores. **XII Congresso Chileno de Ingeniería Eléctrica**, 1997.
- [40] DOMINGOS, Jean C. S.; GARCIA O., Renato. Falhas de operação em eletrocardiógrafos e monitores cardíacos do Hospital Universitário/UFSC. **VII Simposio Latinoamericano de Ingeniería Biomédica**. Bucaramanga, Colombia. 1996.
- [41] EISENBERG, Mickey S.; COPASS, Michael K.; HALLSTROM, Alfred P.; BLAKE, Barbara; BERGNER, Lawrence; SHORT, Floyd A.; COBB, Leonard A. "Treatment of out-of-hospital cardiac arrests with rapid defibrillation by emergency medical technicians". *The New England Journal of Medicine*, 302(25): 1379-1382, 1980.
- [42] EISENBERG, Mickey. "Defibrillator accidents". *JAMA*, 259(3): 426, 1988.
- [43] EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE. **Defibrillator/monitors**. Procedure/Checklist 408-0590. 1990.
- [44] EMERGENCY CARE RESEARCH INSTITUTE. **Electrocardiographs**. Procedure/Checklist 410-0590. 1990.
- [45] FERREIRA, Aurélio B. de H. **Novo dicionário da língua portuguesa**. 2ª edição. Rio de Janeiro: Nova Fronteira, 1986.
- [46] GASCHO, Joseph A.; CRAMPTON, Richard S.; CHERWEK, Michael D.; SIPES, James N.; HUNTER, Frank P.; O'BRIEN, William M. "Determinants of ventricular defibrillation in adults". *Circulation*, 60(2): 231-240, 1979.
- [47] GERMINIANI, Hélio. **Diagnóstico e terapêutica das arritmias cardíacas**. São Paulo: Prociex, 1972.
- [48] GOLD, Jerry H.; SCHUDER, John C.; STOECKLE, Harry; GRANBERG, Thomas A.; DETTMER, Joseph C.; SCHMIDT, Douglas E. "Scaling current and energy with body weight: requirements for the transthoracic ventricular defibrillation of calves as they grow from 50 to 150 Kg". *Circulation*, 60(1): 187-195, 1979.

- [49] GOLDBERGER, EMANUEL. **Tratamento das emergências cardíacas**. São Paulo: Livraria Atheneu, 1977.
- [50] GOLDMAN, Mervin J. **Principles of clinical electrocardiography**. 10th edition. Los Altos, California: Lange Medical Publications, 1979.
- [51] GRENN, Henry L.; HIEB, Gregory E.; SCHATZ, Irwin J. "Electronic equipment in critical care areas: Status of devices currently in use". **Circulation**, XLIII: A101-A122, 1971.
- [52] GUYTON, Arthur C. **Tratado de fisiologia médica**. 7a edição. Rio de Janeiro: Editora Guanabara, 1989.
- [53] GUYTON, Arthur C.; Hall, John E. **Textbook of medical physiology**. 9th edition. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1996.
- [54] HAMPTON, John R. **Descomplicando o eletrocardiograma: O ECG fácil**. 4^a edição. Porto Alegre: Artes Médicas, 1994.
- [55] HELLIGE. **CardioServ: User's manual**, 1992.
- [56] HUMMEL III, RUSSELL S.; ORNATO, Joseph P.; WEINBERG, Stuart M.; CLARKE, Alex M. "Spark-generating properties of electrode gels used during defibrillation: A potential fire hazard". **JAMA**, 260 (20): 3021-3024, 1988.
- [57] HURST, J. W. (Ed.). **O coração: Artérias e veias**. 4^a edição. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1981.
- [58] KERBER, Richard E. ; SARNAT, William. "Factors influencing the success of ventricular defibrillation in man". **Circulation**, 60(2): 226-230, 1979.
- [59] KERBER, Richard E. "Transthoracic cardioversion of atrial fibrillation and flutter: standard techniques and new advances". **The American Journal of Cardiology**, 78(suppl 8A): 22-26, 1996.
- [60] KERBER, Richard E.; CARTER, James; KLEIN, Sanford; GRAYZEL, Joseph; KENNEDY, Jeffrey. "Open chest defibrillation during cardiac surgery: energy and current requirements". **The American Journal of Cardiology**, 46: 393-396, 1980.
- [61] KERBER, Richard E.; GRAYZEL, Joseph; HOYT, Robert; MARCUS, Melvin; KENNEDY, Jeffrey. "Transthoracic resistance human defibrillation. influence of body weight, chest size, serial shocks, paddle size and paddle contact pressure". **Circulation**, 63(3): 676-682, 1981.
- [62] KERBER, Richard E.; JENSEN, Susan R.; GASCHO, Joseph A.; GRAYZEL, Joseph; HOYT, Robert; KENNEDY, Jeffrey. "Determinants of defibrillation:

prospective analysis of 183 patients". **The American Journal of Cardiology**, 52:739-745, 1983.

- [63] KERBER, Richard E.; KIENZLE, Michael G.; OLSHANSKY, Brian; WALDO, Albert L.; WILBER, David; CARLSON, Mark D.; ASCHOFF, Ann M.; BIRGER, Sally; FUGATT, Laurier; WALSH, Susan; ROCKWELL, Martin; CHARBONNIER, Francis. "Ventricular tachycardia rate and morphology determine energy and current requirements for transthoracic cardioversion". **Circulation**, 85(1): 158-163, 1992.
- [64] KINDERMANN, Geraldo. **Choque elétrico**. Porto Alegre: Sagra-DC Luzzato, 1995.
- [65] LENGYEL, Ladislau. **Eletrocardiografia clínica**. São Paulo: Sarvier Editora, 1974.
- [66] LOWN, Bernard; CRAMPTON, Richard S.; GASCHO, Joseph. "the energy for ventricular defibrillation - Too little or too much?". **The New England Journal of Medicine**, 298(22): 1252-1253, 1978.
- [67] LOWN, Bernerd; AMARASINGHAM, Raghavan; NEUMAN, Jose. "New method for terminating cardiac arrhythmias. Use of synchronized capacitor discharge". **JAMA**, 182(5): 548-555, 1962.
- [68] NOHAMA, Percy; FARIAS, Maria A. C.. "Diretrizes de segurança na fabricação, instalação, uso e manutenção de desfibriladores/cardioversores". **Anais do I Fórum Nacional de Ciência e Tecnologia em Saúde**. Caxambu, MG. p. 418-422, 1992.
- [69] RAVIELE, Antonio. "Implantable cardiac-defibrillator (ICD) indications in 1996: Have they changed?" . **The American Journal of Cardiology**, 78(5A):21-25, 1996.
- [70] SANTANA, Crismara J. da R. **Instalações elétricas hospitalares**. Porto Alegre: Edipucrs, 1996.
- [71] SILVA JR, Maurício R. **Fisiologia da circulação**. 2ª edição. São Paulo: Edart, 1977.
- [72] SIRNA, Sara J.; FERGUSON, David W.; CHARBONIER, Francis; KERBER, Richard E. "Factors affecting transthoracic impedance during electrical cardioversion". **The American Journal of Cardiology**, 62: 1048-1052, 1988.
- [73] STILLINGS, Dennis. "The first defibrillation?". **Medical Instrumentation**, 10(3):168, 1976.
- [74] SURAWICZ, Borys. "Ventricular fibrillation". **The American Journal of Cardiology**, 28: 268-287, 1971.

- [75] SURAWICZ, Borys. **Electrophysiologic basis of eeg and cardiac arrhythmias**. Malvern: Williams & Wilkins, 1995.
- [76] TACKER, W. A.; Geddes, L. A.; Ewy, Gordon A. "Defibrillation". **JAMA**, 235(2):144, 1976.
- [77] TACKER, W.A. e Ewy, G.A. "Emergency defibrillation dose: Recommendations and rationale". **Circulation**, 60(2): 223-225, 1979.
- [78] VALENTINUZZI, Maximo E.; Arredondo, Maria T.; Monzon, Jorge E. **Fibrilación - defibrilación cardíaca..** Buenos Aires: Inter-Médica, 1986.
- [79] WEAVER, W. D.; COBB, L.A.; COPASS, M.K. et al. "Ventricular defibrillation - A comparative trial using 175-j and 320-j shocks". **The New England Journal of Medicine**, 307(18):1101-1106, 1982.
- [80] WEAVER, W. D.; HILL, Deborah; FAHRENBRUCH, Carol E.; COPASS, Michael K.; MARTIN, Jenny S.; COBB, Leonard A.; HALLSTROM, Alfred P. "Use of the automatic external defibrillator in the management of out-of-hospital cardiac arrest". **New England Journal of Medicine**, 319(11): 661-666, 1988.
- [81] WWW.MNSI.NET/~BIOMED/PAGE55.HTML (Endereço na Internet).