

## 3

### O eletrocardiógrafo

O eletrocardiógrafo mede a diferença de potencial na superfície do corpo gerada pela atividade elétrica que se propaga no músculo cardíaco. O registro do potencial em função do tempo obtido através do eletrocardiógrafo é denominado eletrocardiograma.

#### 3.1

##### Atividade elétrica cardíaca

O coração é um músculo oco, localizado entre os pulmões, logo acima do diafragma. Em um indivíduo adulto, o coração possui uma massa de cerca de trezentos gramas, com um tamanho aproximadamente igual ao de um punho fechado (Gittenberger-de Groot, 1986; Guyton, 1992). Internamente, apresenta-se dividido em quatro cavidades. As cavidades superiores são denominadas de átrios (átrio direito e átrio esquerdo), e as cavidades inferiores são denominadas de ventrículos (ventrículo direito e esquerdo) conforme mostrado na figura 3.1.

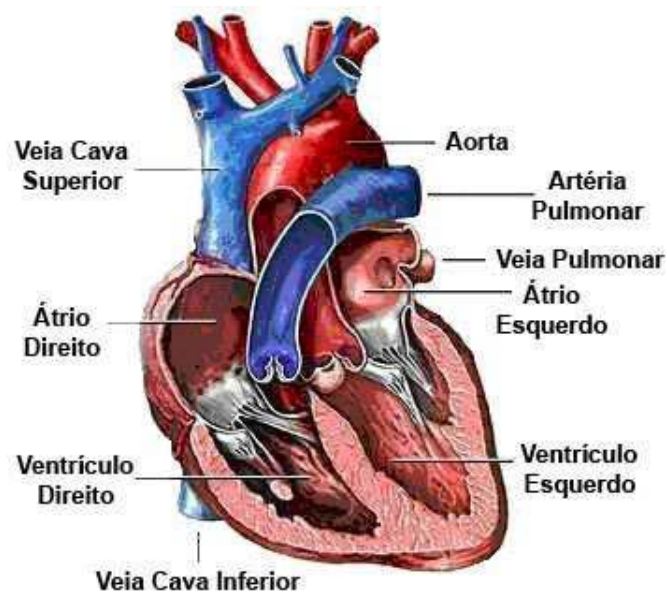


Figura 3.1: O coração e suas cavidades. (Medline Plus, 2008)

A separação entre a parte esquerda e a direita do coração é fundamental para que o sangue venoso (com dejetos liberados pelo organismo) não entre em contato com o sangue arterial (sangue oxigenado e com nutrientes), sendo realizada por um septo muscular. Já entre os átrios e ventrículos ocorre uma comunicação através das válvulas tricúspide e mitral, que possibilitam a passagem do sangue vindo do átrio para o ventrículo, necessariamente nessa ordem.

O ciclo cardíaco consiste de um período de contração ventricular denominado de **sístole**, que expelle o sangue dos ventrículos, seguido de um período de relaxamento ventricular denominado de **diástole**. O sangue venoso entra no coração através do átrio direito e é enviado para o ventrículo direito. O ventrículo direito bombeia o sangue, através da artéria pulmonar, para os pulmões, onde é oxigenado. O sangue oxigenado retorna ao coração através das veias pulmonares no átrio esquerdo. Do átrio esquerdo o sangue flui para o ventrículo esquerdo. O ventrículo esquerdo bombeia o sangue oxigenado para a aorta, que o distribui para todo o corpo.

As células cardíacas se caracterizam pela excitabilidade elétrica. A propagação normal da atividade elétrica no coração permite que o bombeamento sanguíneo ocorra de forma eficiente. Essa atividade elétrica gera correntes no volume condutor cardíaco, que podem ser detectadas na superfície do corpo, através de um exame eletrocardiográfico.

A ativação elétrica do coração começa num ponto do átrio direito chamado de **nódulo sino-atrial (SA)**. O nódulo sino-atrial funciona como um marcapasso, regulando, de forma autônoma, a frequência cardíaca. Embora o nódulo sino-atrial funcione autonomamente, ele pode e é influenciado por sinais neurológicos e hormonais, aumentando ou diminuindo a frequência cardíaca (Garcia, 2002).

Do nódulo sino-atrial, uma onda de despolarização atravessa os átrios direito e esquerdo, fazendo com que os mesmos se contraíam, e atinge o **nódulo átrio-ventricular (AV)**, onde tem a sua propagação ligeiramente retardada, permitindo que os ventrículos sejam completamente preenchidos de sangue.

Após atravessar o nódulo átrio-ventricular, a onda de despolarização percorre o interior do coração por um feixe de fibras nervosas chamado **feixe de His** que, por sua vez, se divide em dois ramos (feixes direito e esquerdo), chegando até a **rede de Purkinje** e atingindo os respectivos ventrículos. A ativação elétrica ventricular induz a sua contração, resultando no envio de sangue para o pulmão (ventrículo direito) e para o resto do organismo (ventrículo esquerdo). Na 3.2 pode-se observar os principais grupos de células cardíacas responsáveis pela propagação elétrica.

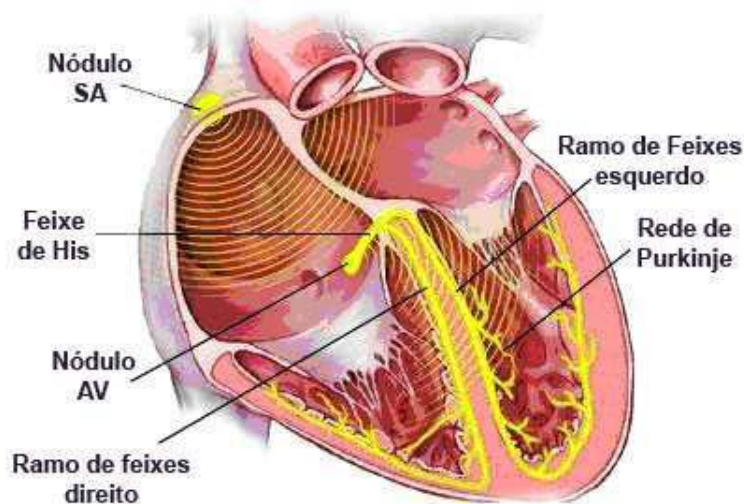


Figura 3.2: Esquema do sistema de condução intracardiaco. (Boston scientific, 2004)

### 3.2

#### Derivações eletrocardiográficas e o eletrocardiograma

Com o objetivo de caracterizar o vetor resultante da ativação elétrica cardíaca, são feitas várias medições em pontos diferentes do corpo humano utilizando-se um par de eletrodos, ou um conjunto de eletrodos dentro de uma malha resistiva. Cada uma destas medições é chamada de **derivação**, representando uma projeção desse vetor e espelhando a atividade elétrica cardíaca em uma região do coração (Webster, 1997).

O eletrocardiograma deverá amplificar, isolar, registrar e exibir o sinal elétrico sem alterar a sua forma de onda. Devido à baixa amplitude e frequência dos sinais a serem medidos, o eletrocardiograma precisa possuir basicamente as seguintes características:

- Apresentar alta impedância de entrada, normalmente maior que 10 M $\Omega$ ;
- Dispor de um circuito de isolamento, de forma a evitar que a passagem de correntes produzidas pelo amplificador resulte em micro-choques (devido à corrente de fuga entre a parte aplicada do equipamento e o corpo do paciente) e macro-choques (devido a passagem de corrente entre dois pontos do corpo);
- Operar na faixa de frequências do sinal em estudo para evitar interferência de outros sinais biológicos e externos;
- Como normalmente os amplificadores são construídos baseando-se em amplificadores diferenciais, estes devem possuir uma alta razão de rejeição de modo comum (CMRR - *Common-mode Rejection Ratio*).

Ao longo das próximas seções, será explicada a forma como as medições são feitas pelo eletrocardiógrafo, bem como analisados os modelos existentes no mercado.

### 3.2.1

#### Derivações eletrocardiográficas

As derivações podem ser de dois tipos: **unipolar** e **bipolar**.

Derivação **unipolar** é aquela na qual a medição é obtida por meio da diferença de potencial entre um eletrodo e um ponto de referência (geralmente obtido a partir de um conjunto de eletrodos comum a todas as derivações unipolares).

Derivação **bipolar** é aquela na qual a medição é obtida por meio da diferença de potencial entre os eletrodos de um determinado par.

Os pontos de medição são escolhidos e padronizados, dando origem a várias derivações. São seis derivações no **plano frontal** (ou **vertical**) e seis no **plano transverso** (ou **precordial**). A figura 3.3 mostra os planos frontal, transverso e sagital e a representação do dipolo elétrico no corpo humano.

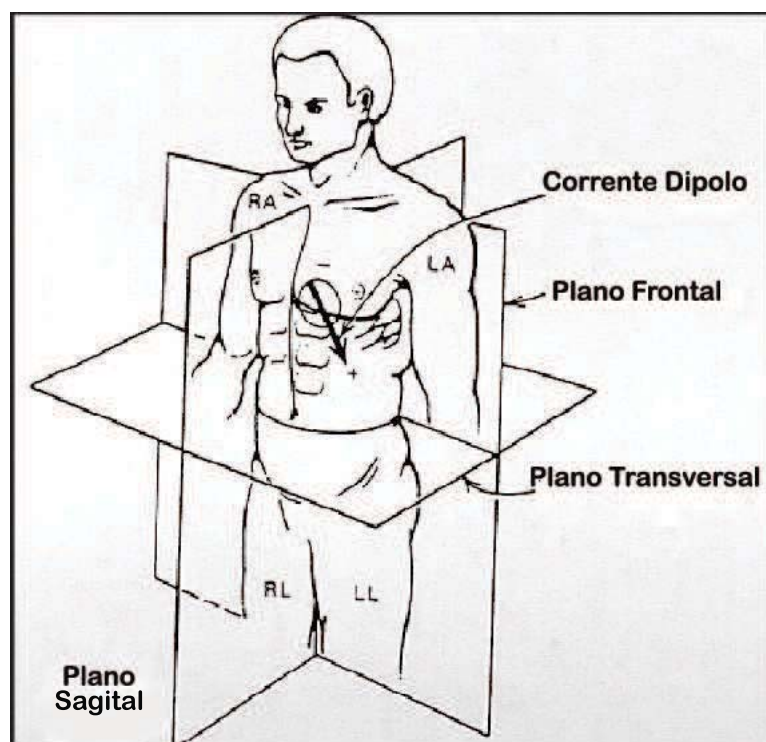


Figura 3.3: Representação dos planos no corpo humano

Para a realização de medições correspondentes a projeções no plano frontal, são utilizados 4 eletrodos periféricos, geralmente posicionados nos membros superiores e inferiores, e denominados, por exemplo, de LH (*left*

hand), RH (*right hand*), LF (*left foot*) e RF (*right foot*). De acordo com a combinação destes eletrodos, pode-se obter diretamente as 3 derivações chamadas de bipolares (DI, DII e DIII), como mostra a figura 3.4.

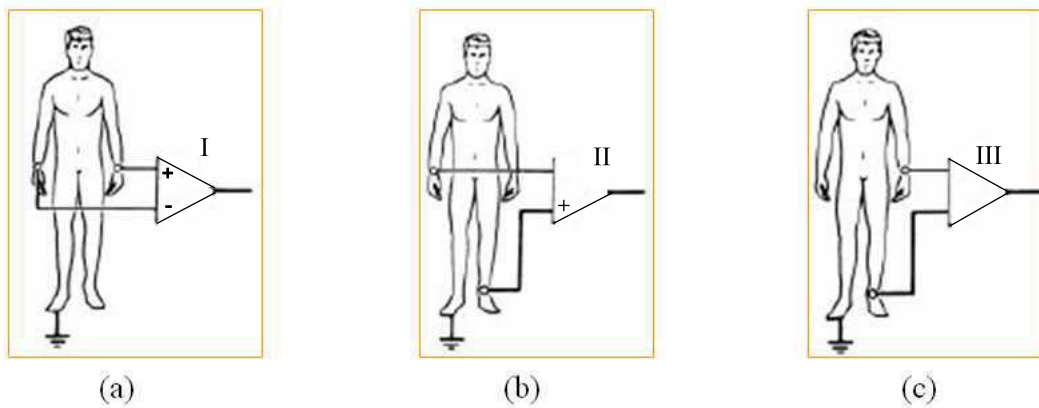


Figura 3.4: Derivações bipolares. a) DI; b) DII; c)DIII (Button, 2003)

Pode-se medir, ainda, as 3 derivações chamadas unipolares aumentadas (aVR, aVL, aVF). Estas derivações são baseadas em um ponto de referência denominado de terminal central (TC) de Wilson. Nesta configuração, 3 eletrodos são ligados através de 1 resistor (de no mínimo 5 M $\Omega$ ) ao TC. O potencial seria medido entre cada eletrodo e o terminal central, obtendo-se as derivações VR, VL e VF. A figura 3.5 mostra a configuração dos eletrodos para definir o terminal central de Wilson (Webster, 1977).

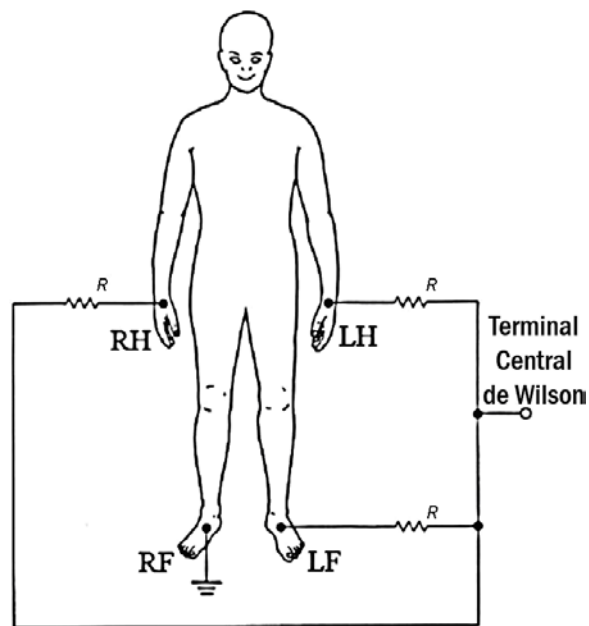


Figura 3.5: Definição do terminal central de Wilson (Webster, 1997)

Cada um dos resistores interligados ao TC reduz a amplitude do sinal observado. Para aumentar a amplitude do sinal reduz-se o valor do resistor do membro a ser medido para  $R/2$  e realiza-se a medição entre o resistor deste membro e o TC (figura 3.6). Desta forma obtém-se um aumento de 50% no valor do sinal.

Como citado, este tipo de derivação é chamado de derivação unipolar aumentada, sendo definidas três derivações distintas (aVR, aVL e aVF). A interligação entre os eletrodos está representada na figura 3.6.

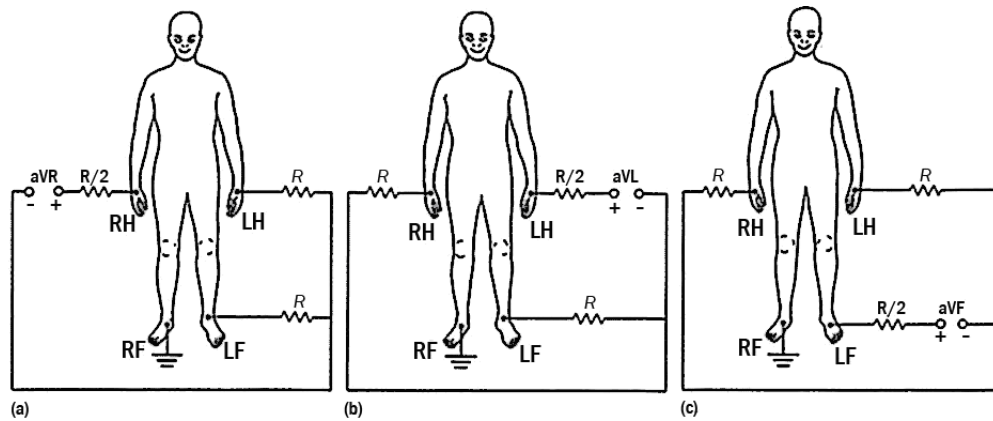


Figura 3.6: Derivações unipolares: a) aVR; b) aVL; c) aVF (Webster, 1997)

Essas seis derivações em conjunto (DI, DII, DIII, aVR, aVL e aVF) permitem estimar vários vetores contidos no plano frontal eletrocardiográfico mostrado na figura 3.7. Esses vetores podem ser aproximadamente equivalentes a um triângulo equilátero, chamado de triângulo de Einthoven (inventor do eletrocardiograma), como mostrado na 3.8.

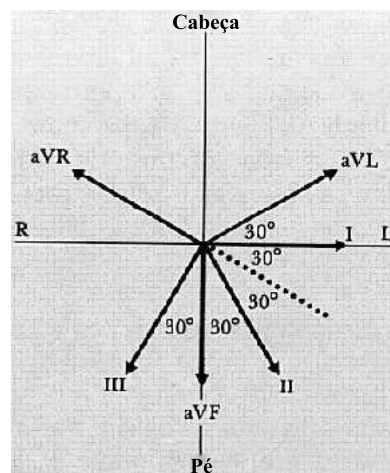


Figura 3.7: Conjunto de derivações do plano frontal. (Webster, 1997)

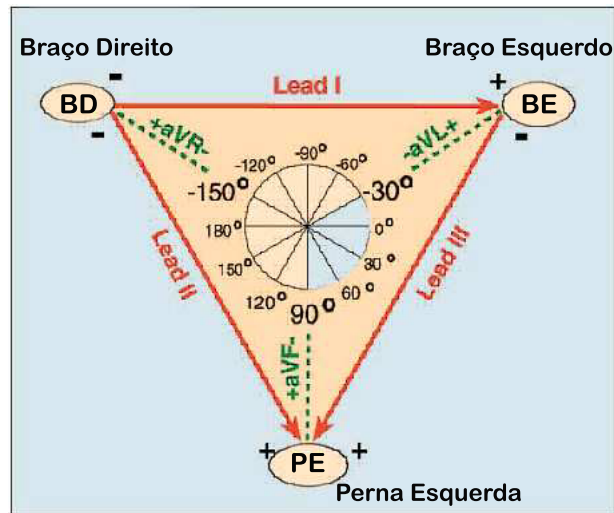


Figura 3.8: Triângulo de Einthoven (Webster, 1997)

Já para a medição no plano transversal, são utilizados 6 eletrodos precordiais (V1, V2, V3, V4, V5 e V6), indicados nas figuras 3.9 e 3.10.

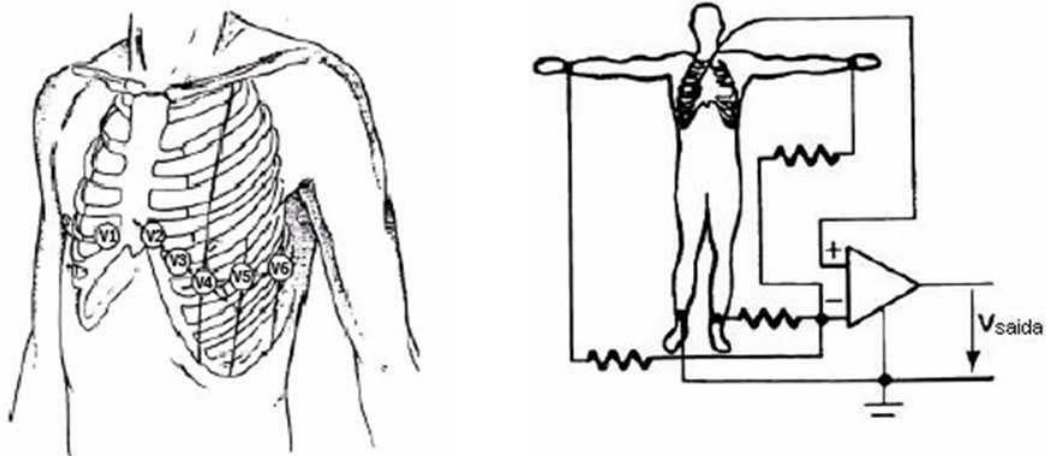


Figura 3.9: Derivações unipolares precordiais (Button, 2003)

No caso das derivações precordiais, o eletrodo de referência é definido pelo valor médio do sinal medido pelos três eletrodos periféricos (RA ou RH, LA ou LH, LL ou LF).

A tabela 3.1 mostra um quadro resumo das 12 derivações realizadas pelo ECG.

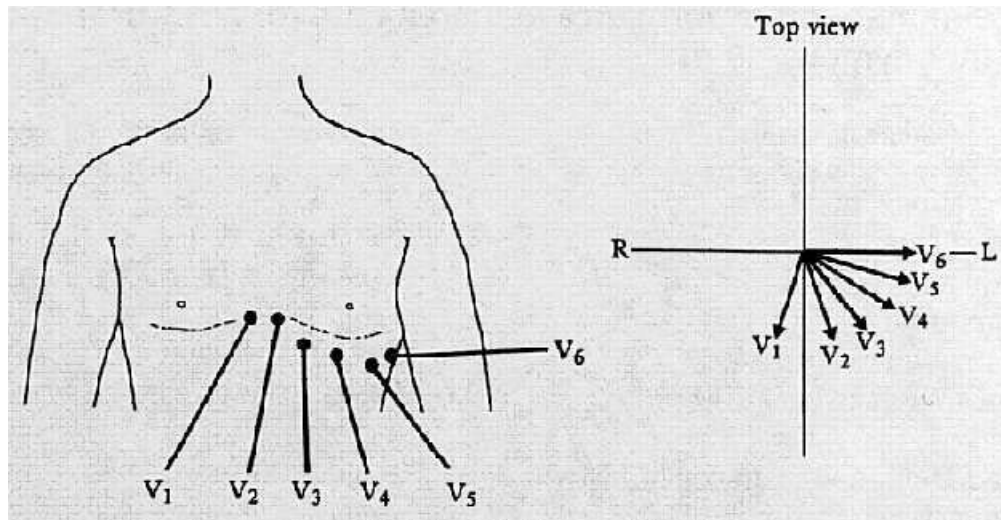


Figura 3.10: Derivações do plano transversal eletrocardiográfico (Webster, 1997)

Tabela 3.1: Tabela com as 12 derivações realizadas com o ECG (Button, 2003)

Tipo de Derivação	Eletrodos usados	Definição
Bipolar ou derivação de membros (Einthoven)	LA, RA, LL, RL	$I = LA - RA$ $II = LL - RA$ $III = LL - LA$
Aumentada (Goldberg)	LA, RA, LL, RL	$aVR = RA - \frac{1}{2} (LA + LL)$ $aVL = LA - \frac{1}{2} (LL + RA)$ $aVF = LL - \frac{1}{2} (LA + RA)$
Unipolares precordiais (Wilson)	V1, V2, V3, V4, V5, V6	$V1 = v1 - (RA + LA + LL)/3$ $V2 = v2 - (RA + LA + LL)/3$ $V3 = v3 - (RA + LA + LL)/3$ $V4 = v4 - (RA + LA + LL)/3$ $V5 = v5 - (RA + LA + LL)/3$ $V6 = v6 - (RA + LA + LL)/3$

OBS: LA = braço esquerdo; RA = braço direito; LL = perna esquerda, RL = perna direita

### 3.2.2 Eletrocardiograma

Para obtenção do eletrocardiograma, além da escolha da derivação é necessário selecionar a velocidade de registro (25 mm/s ou 50 mm/s) e a sensibilidade (5 mm/mV, 10 mm/mV ou 20 mm/mV). Os milímetros referem-se aos deslocamentos da agulha do aparelho no papel de registro tradicionalmente utilizado. Normalmente o registro é feito com velocidade de 25 mm/s e sensibilidade de 10 mm/mV.

A figura 3.11 mostra um eletrocardiograma típico com a identificação das diversas ondas componentes, tradicionalmente denominadas P, Q, R, S, T e U.

A onda **P** representa a despolarização atrial. A primeira parte da onda corresponde à despolarização do átrio direito e a parte final à despolarização



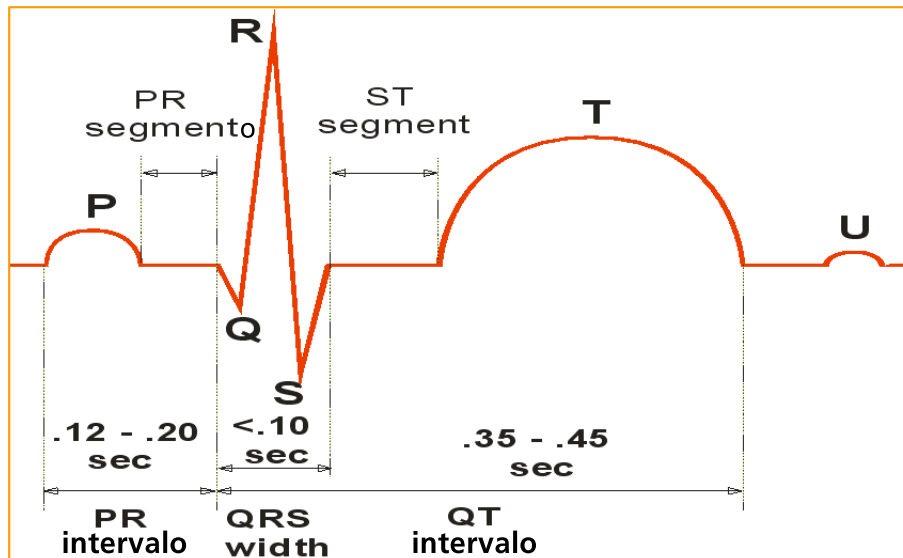


Figura 3.11: Eletrocardiograma básico de um ECG

do átrio esquerdo (Braunwald, 2000). A repolarização atrial não é registrada no ECG, porque ocorre simultaneamente à despolarização ventricular que tem maior amplitude devido à maior massa muscular dos ventrículos, sendo portanto um processo elétrico mais potente (Wolf, 2004).

O espaço compreendido desde o início da ativação atrial até o início da ativação ventricular é denominado intervalo **PR**.

O complexo **QRS** corresponde à despolarização total dos ventrículos, representando a maior onda do eletrocardiograma.

O segmento **ST** corresponde ao intervalo entre o final do complexo QRS, também conhecido como ponto **J**, e o início da onda **T**. Este segmento é avaliado em termos de seu desnivelamento em relação à linha isoeletrica de repouso na fase de diástole entre os ciclos cardíacos.

O intervalo **QT** é medido do início do complexo QRS até o final da onda T, variando com a frequência cardíaca (Braunwald, 2000). Esse intervalo corresponde à duração total da sístole ventricular (Wolf, 2004).

A onda **T** é a primeira deflexão positiva, ou negativa, que surge após o segmento ST. Representa a repolarização ventricular, com amplitude menor que a do QRS.

A onda **U** é uma deflexão pequena após a onda T e segue a sua polaridade. Alguns estudos indicam que pode corresponder à repolarização dos músculos papilares (SBC, 2008).

### 3.3 Funcionamento do ECG

A figura 3.12 mostra o diagrama em blocos típico de um eletrocardiógrafo. Para entender o seu funcionamento os blocos mais importantes serão analisados separadamente.

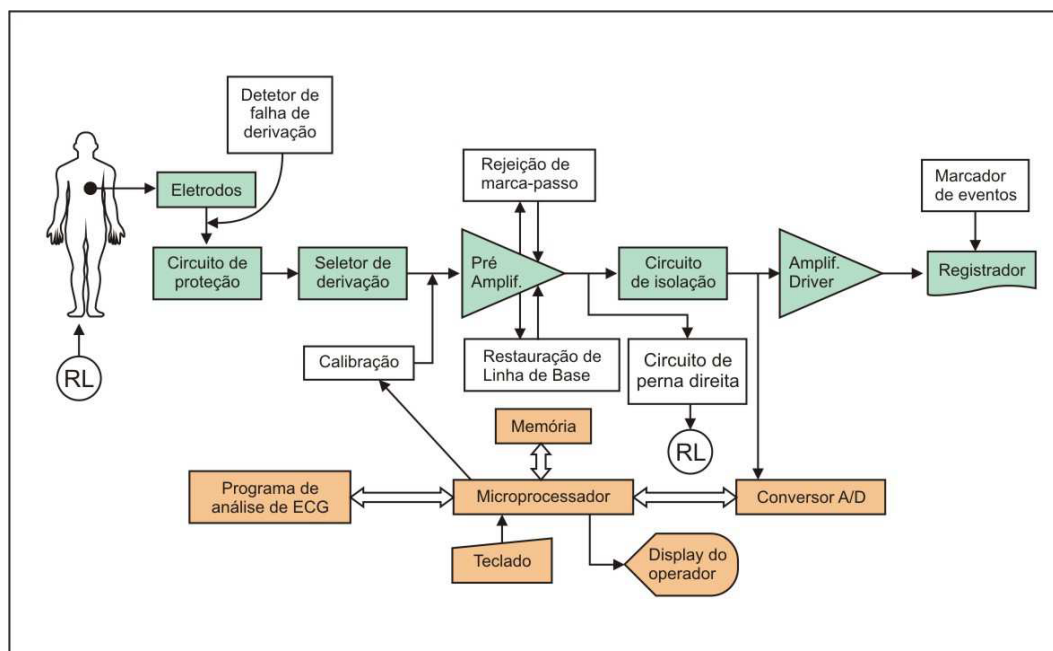


Figura 3.12: Diagrama em blocos de um ECG (Button, 2003; Webster, 1997).

#### 3.3.1 Eletrodos

Os eletrodos têm como função fazer a interface entre o corpo humano e o ECG para medir e registrar os biopotenciais. Os eletrodos de ECG são feitos, em geral, de prata clorada, sendo o contato elétrico com a pele aumentado com o uso de gel eletrolítico à base de cloro.

Os tipos mais comuns são:

- Sucção: usado para contatos na superfície torácica (precordiais);
- Placa: usado para contatos nas extremidades (periféricos);
- Descartável (adesivo): usado para contatos no tórax durante testes de esforço, em UTI e para Holter.

A figura 3.13 mostra alguns tipos de eletrodos e conectores de cabos de eletrodos.

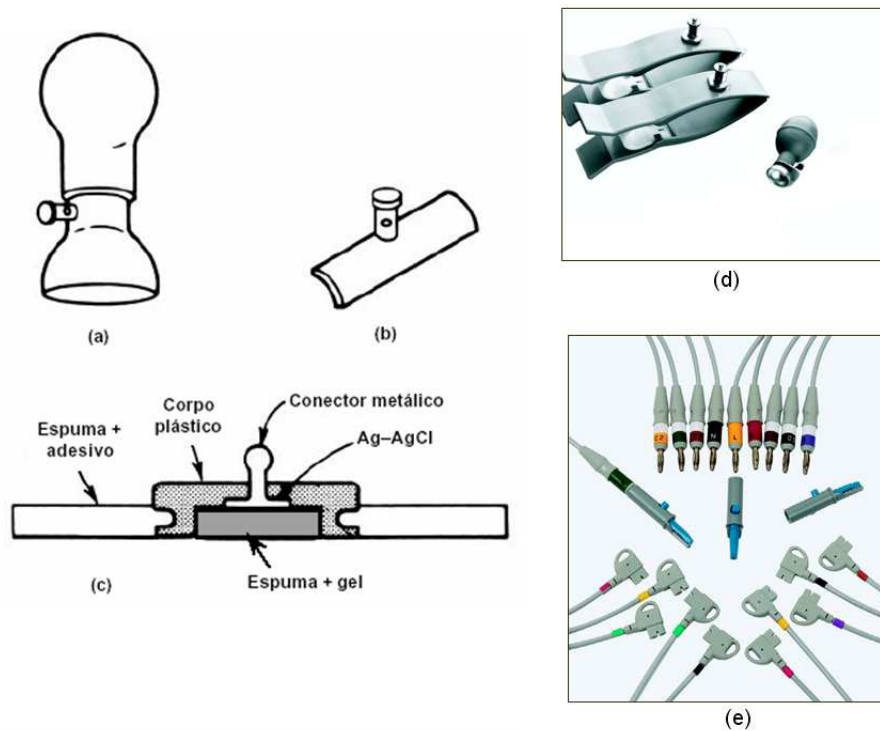


Figura 3.13: Eletrodos. a) Sucção; b) Placa; c) Descartável; d) Placa e sucção; e) Conectores (Button, 2003).

### 3.3.2

#### Detector de falha de derivação

Este detector monitora falhas de derivação como por exemplo: deslocamento do eletrodo, escape do condutor e eletrodo com gel condutivo insuficiente ou seco. O método utilizado é a medição da impedância entre os eletrodos, que deve estar em torno de  $100\Omega$  a  $100\text{ kHz}$ .

A figura 3.14 mostra um circuito composto por um multivibrador e um amplificador operacional. A frequência de oscilação do multivibrador é dada pela impedância entre os eletrodos ( $R_e$ ), percebida pelo transformador e pelo capacitor  $C_2$ . O capacitor  $C_1$  tem a função de bloquear os potenciais de corrente contínua (CC) dos eletrodos.

O sinal é demodulado e comparado com um limite (*set point*) para acionar um eventual alarme. Se a impedância do eletrodo for muito alta o multivibrador não oscila e aciona este alarme.

A frequência de trabalho ( $100\text{ KHz}$ ) é completamente eliminada pelos filtros do ECG, não interferindo nas medidas nem oferecendo risco para o paciente.

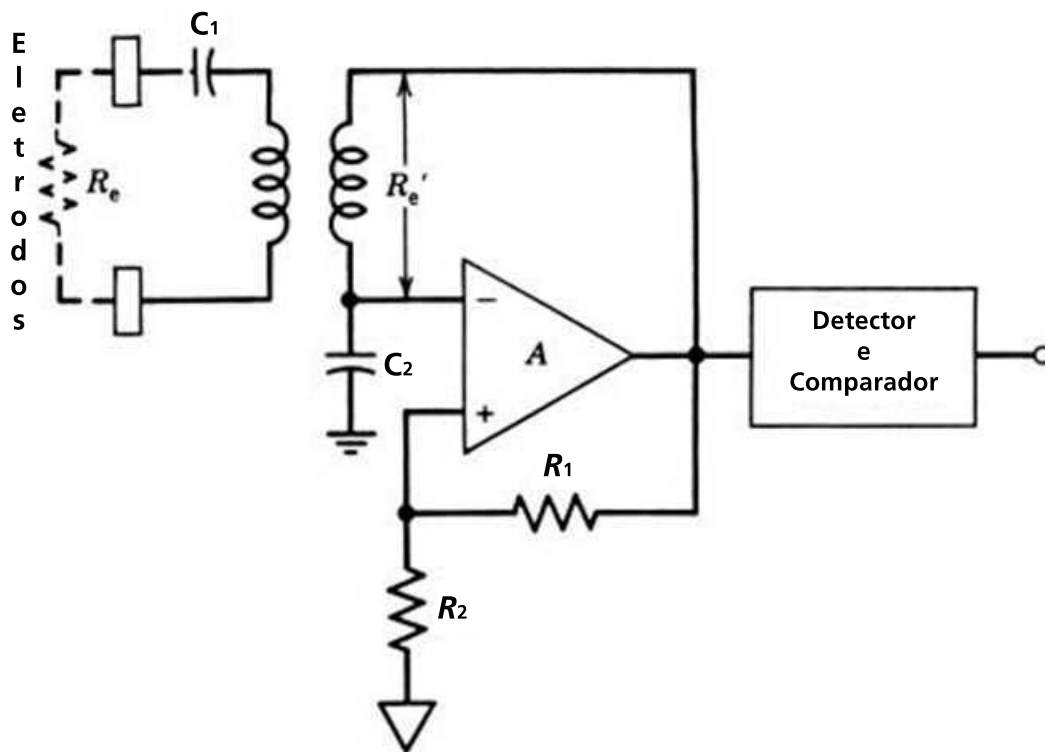


Figura 3.14: Circuito de falha de derivação (Button, 2003).

### 3.3.3 Circuito de proteção

O circuito de proteção evita a exposição do sistema a tensões ou correntes elevadas. Tal circuito protege principalmente de tensões originárias de desfibriladores ( $\geq 5\text{kV}$ ) e caso o paciente toque alguma área energizada (110 V ou 220 V).

A figura 3.15 mostra um circuito para proteger o equipamento de tensões em torno de 5 kV.

### 3.3.4 Seletor de derivação

O seletor de derivação determina quais eletrodos são necessários para a derivação escolhida e conecta os eletrodos ao restante do circuito. Esta seleção pode ser feita manualmente ou através de chaves analógicas ou digitais.

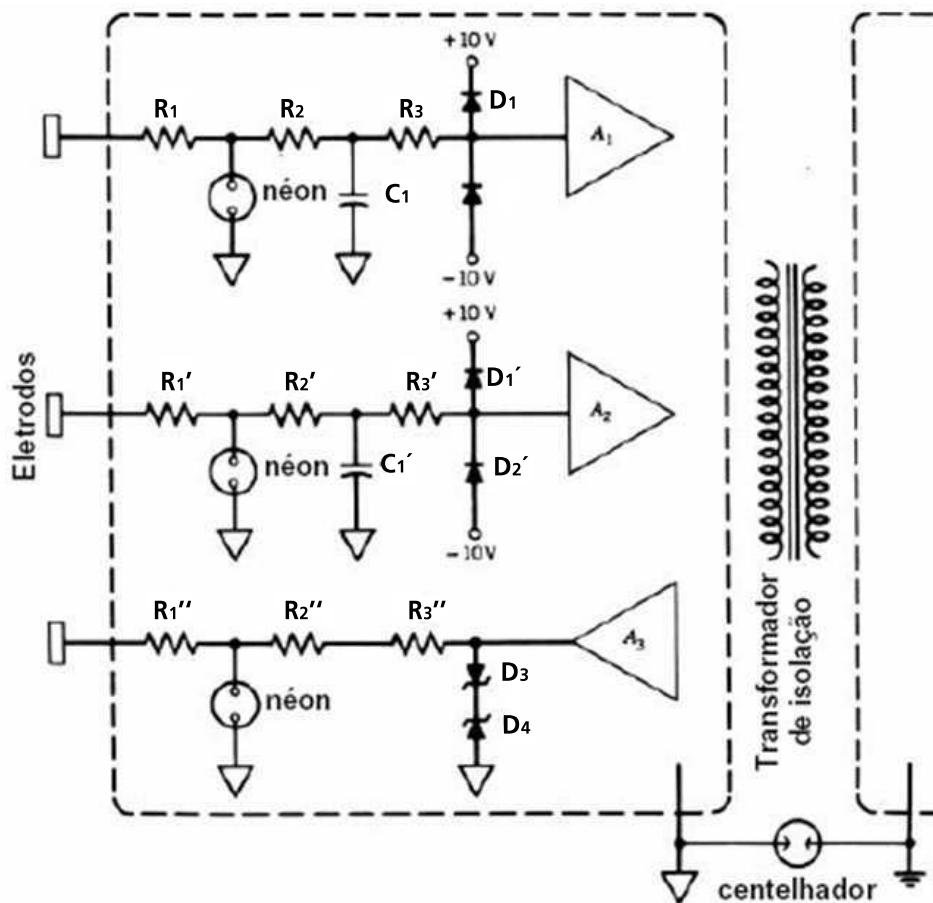


Figura 3.15: Circuito de proteção (Button, 2003).

### 3.3.5 Calibração

Normalmente, os ECGs disponibilizam um sinal de 1 mV sendo denominado de sinal de calibração ou sinal de teste. Este sinal de 1 mV pode ser momentaneamente introduzido através do acionamento de um botão pelo operador. Esta marca no traçado de ECG permite uma avaliação quantitativa da amplitude dos sinais no momento da interpretação e diagnóstico pelo médico.

### 3.3.6 Pré-amplificador

O pré-amplificador é constituído por um **amplificador de instrumentação** (figura 3.16 parte a) e um **amplificador com filtro passa-faixa** (figura 3.16 parte b). O amplificador de instrumentação alia alta impedância de entrada (2 *buffers* na entrada) com alta rejeição de modo comum (amplificador diferencial). O ganho é limitado para prevenir saturações pelos níveis

DC na entrada.

O amplificador com filtro passa-faixa estabelece o ganho final e a resposta em frequência do equipamento.

Na figura 3.16, o filtro passa-alta é composto por R6-C1 e o passa-baixa por R8-C2 e R4-C3.

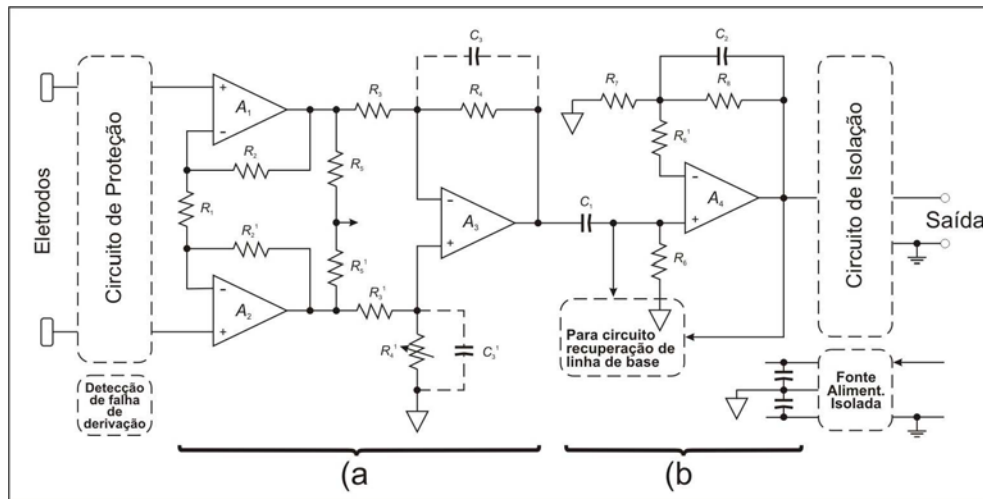


Figura 3.16: Pré-amplificador(Button, 2003).

A faixa de frequências deve eliminar os ruídos ambientais (60 Hz) e biológicos (ruído devido ao artefato e biopotenciais das células do tecido muscular) sem distorcer o sinal de ECG. O valor típico dessa faixa para o ECG é de 0,01 Hz a 150 Hz.

### 3.3.7

#### Rejeição de marca-passo

No cálculo da frequência cardíaca, o sinal de ECG é filtrado para extrair o complexo QRS, e então é feita uma contagem do tempo médio entre estes eventos.

Em pacientes portadores de marca-passo implantado, a saída do marca-passo pode ser confundida com um batimento cardíaco e falsear as medidas do ECG, além de poder saturar os amplificadores.

Como o sinal do marca-passo é muito breve (aproximadamente 5 ms) e com subida muito abrupta (grande *slew-rate*), aproximadamente 1 V/ $\mu$ s, pode ser eliminado pelo circuito para rejeição de marca-passo (figura 3.17).

O filtro formado por C1 e R1 impede que na saída surjam inflexões muito rápidas do sinal. Pode-se dimensionar R1, R2 e C1 de modo que as variações rápidas do marca-passo sejam fortemente atenuadas, sem distorcer o sinal de ECG.

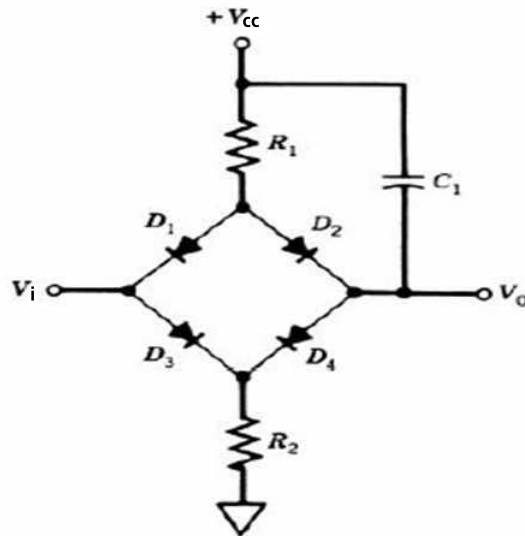


Figura 3.17: Circuito para rejeição de marca-passo (Button, 2003).

### 3.3.8 Restaurador de linha de base

A linha de base do eletrocardiograma pode ser deslocada por um sinal CC (transitório) que satura os amplificadores. Esta saturação é em decorrência das elevadas constantes de tempo dos filtros (maior que 3 s), em resposta ao chaveamento para troca de derivações ou mau contato nos eletrodos.

É desejável um circuito que providencie o *reset* automático em caso de saturação, restaurando a linha de base dentro da janela de operações normal do ECG.

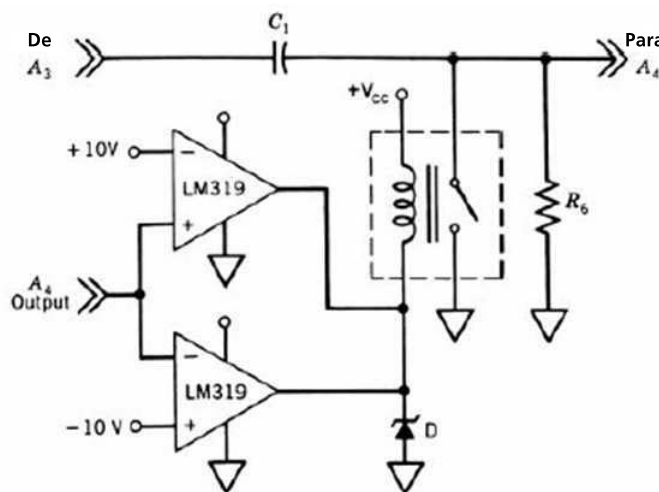


Figura 3.18: Circuito restaurador de linha de base. (Button, 2003)

No circuito apresentado na figura 3.18 é feita uma comparação entre a saída do amplificador A4 e os níveis  $\pm 10$  V. Além destes limites o relé é acionado e descarrega C1. Com isso a linha de base é levada para um potencial central.

### 3.3.9

#### Circuito de perna direita

Nos eletrocardiógrafos mais modernos, diferentemente dos ECGs mais antigos onde o eletrodo da perna direita do paciente era conectada ao terra, este eletrodo RL é conectado à saída de um amplificador operacional (figura 3.12). Este operacional recebe informação da tensão média da diferença de potencial entre a mão esquerda e a mão direita, a amplifica e envia para a perna direita.

### 3.3.10

#### Circuito de isolamento

O circuito de isolamento é muito importante nos equipamentos eletromédicos. As normas são muito restritivas em relação à passagem de corrente elétrica pelo paciente, estando no máximo na faixa de  $10\mu A$  e  $500\mu A$  e sendo escolhida em função do tipo de aplicação e equipamentos interligados (ABNT, 1997 e 2001).

Além destas características, o sistema de isolamento deve:

- Suportar a tensão do desfibrilador (muito maior que 5kV);
- Possuir a menor fuga de corrente capacitiva possível pela barreira de isolamento;
- Causar mínima distorção do sinal e ser imune a ruídos.

São utilizadas diversas técnicas para assegurar o isolamento elétrico do paciente em relação à rede: **isolamento óptica** ou **isolamento com transformador de isolamento**.

#### ▪ Isolamento Óptica

É uma técnica simples e barata, mas não-linear. O circuito da figura 3.19 mostra a compensação sendo feita através de D1, onde  $V_o = (R_f/R_i) \cdot V_i$ , se  $D1=D3$ .

#### ▪ Isolamento com Transformador de Isolamento

É uma técnica mais linear, mas depende de eletrônica mais complexa (moduladores do sinal com portadora de alta frequência, demoduladores, conversores para transmissão de potência). Um exemplo desta técnica é apresentado no circuito da figura 3.20.



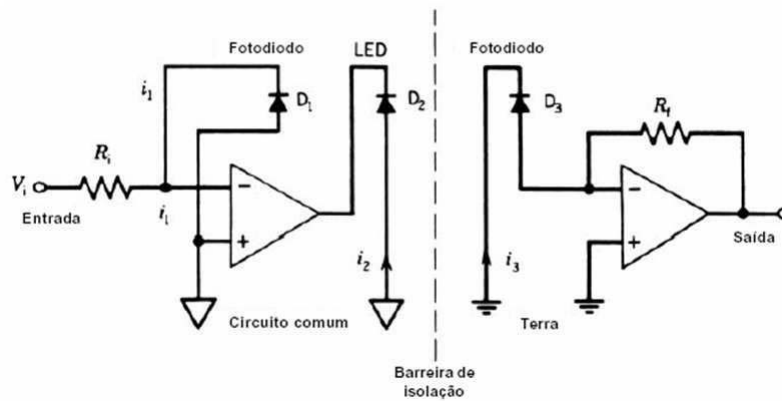


Figura 3.19: Circuito de isolação óptica. (Button, 2003)

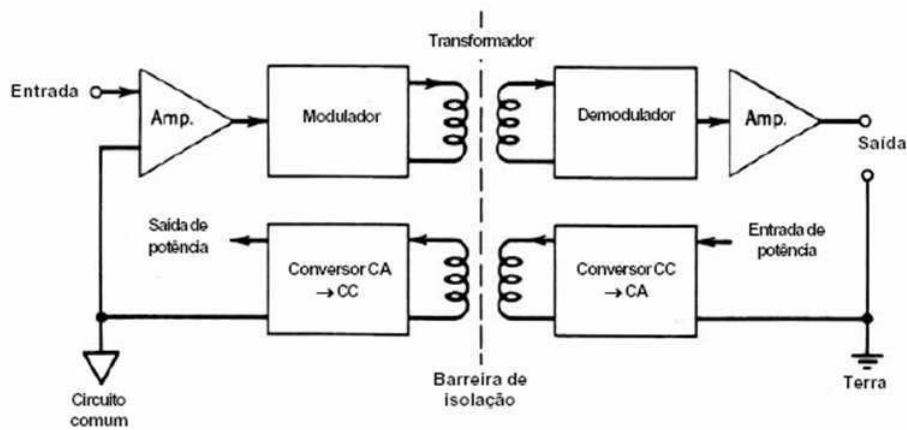


Figura 3.20: Circuito com transformador de isolamento. (Button, 2003)

### 3.3.11 Amplificador Driver

Os circuitos do amplificador *driver* têm como função amplificar o sinal para um nível em que ele possa ser coletado por um registrador. Ele também filtra os sinais recebidos do pré-amplificador, eliminando ruídos e níveis CC indesejáveis.

### 3.3.12 Registrador

Este circuito armazena o sinal em meio gráfico ou digital através de meio magnético ou similar.

### 3.3.13

#### Microprocessador

Os eletrocardiógrafos mais modernos são controlados por um microcomputador ou um microprocessador que controla toda a operação do equipamento. O *software* proporciona ao operador opções de derivações, ajusta ganho, registra dados do paciente e médico, pode utilizar algoritmos para interpretação do ECG e pré-diagnóstico. A comunicação com o operador pode ser feita através de teclado e *display* dedicados ou através de um microcomputador doméstico utilizando uma das portas de entrada/saída para se comunicar com o eletrocardiógrafo.

### 3.4

#### Modelos de ECG existentes no mercado

Os eletrocardiógrafos podem ser classificados em dois tipos: analógicos (ou convencionais) e digitais (Button, 2003; OIML, 1990; SBC, 2003).

Os eletrocardiógrafos **analógicos** são todos aqueles que amplificam de forma linear os biopotenciais cardíacos e possuem uma saída que registra o sinal de forma contínua em função do tempo. O sinal pode ser impresso em papel térmico utilizando um estilete aquecido. O estilete é deslocado por um galvanômetro sobre um papel milimetrado, podendo este ser uma fita de 48 cm ou 58 cm de largura. A movimentação do papel é feita por um tambor ativo que pode ser ajustado pelo operador nas velocidades de 25 mm/s e 50 mm/s. O ganho do sinal pode ser ajustado em 5 mm/mV, 10 mm/mV ou 20 mm/mV. Eles podem ser de 1 ou 3 canais, ou seja, realizar a medição simultânea de até 3 derivações. Podem também possuir filtros opcionais para eliminar ruídos causados pela rede de alimentação e por outros sinais biológicos.

Os eletrocardiógrafos **digitais** possuem circuitos de processamento não-linear com armazenamento interno ou não de sinal. Os registros podem ser visualizados em um *display* LCD e/ou impressos em folha de papel térmico ou armazenados em cartão de memória, *pen drive*, CD e outros. Alguns modelos permitem que os registros possam ser transmitidos para um microcomputador através de uma porta de comunicação. Normalmente, os eletrocardiógrafos digitais possuem filtros digitais selecionáveis para tratamento de ruídos devidos à frequência da rede de alimentação e a fontes biológicas.

De forma semelhante aos eletrocardiógrafos analógicos, os eletrocardiógrafos digitais possuem as mesmas faixas de ganho e velocidade. O número de canais no manual do fabricante nem sempre representa a quantidade de derivações feitas simultaneamente, mas indica o número de derivações

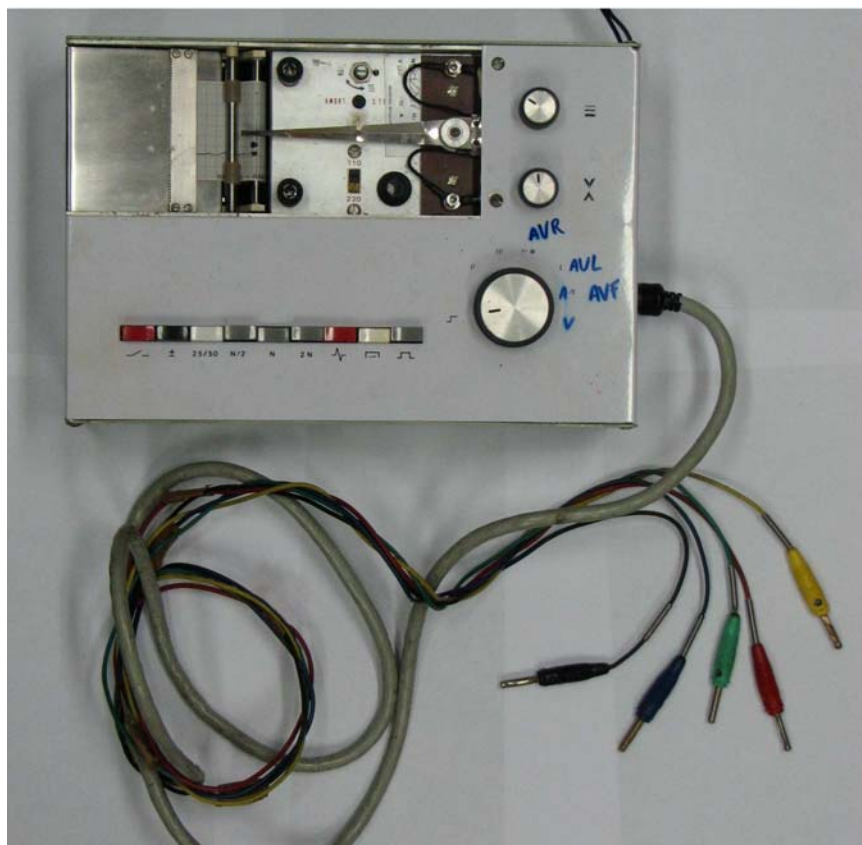


Figura 3.21: Eletrocardiógrafo analógico.



Figura 3.22: Eletrocardiógrafo digital com processamento de sinais incluindo filtro de 35 Hz e 60 Hz (Cirúrgica Passos, 2007).

que podem ser visualizadas simultaneamente. A aquisição pode ser de uma ou mais derivações por vez ou das 12 derivações de forma simultânea.

A figura 3.23 mostra um ECG digital com processamento de sinais incluindo filtros de 25Hz/35Hz (tremor muscular), 40 Hz (tremor muscular), 60 Hz (rede) e correção de linha de base.



Figura 3.23: Eletrocardiógrafo digital com aquisição simultânea de 3 canais (Cirúrgica Passos, 2007).

Os eletrocardiógrafos digitais podem possuir análise interpretativa, podendo esta incluir a medição automatizada e/ou interpretação automatizada, gerando um laudo interpretativo para auxiliar o médico no diagnóstico do paciente. O ECG da figura 3.24 possui automatização da medição podendo realizar a análise interpretativa via *software*.

A figura 3.25 mostra um ECG digital em conformidade com a norma IEC 60601-2-51 (2003).

A faixa de preço em agosto de 2007 entre os eletrocardiógrafos analógicos estava entre R\$ 3.600,00 e R\$ 7.000,00. Já os digitais possuem uma faixa bem mais variada estando entre R\$ 3.500,00 e R\$ 15.000,00.

### 3.5

#### **Efeitos fisiológicos da corrente elétrica no corpo humano**

Para que ocorra um efeito fisiológico devido à passagem da corrente elétrica, o corpo humano deve se tornar parte de um circuito elétrico. A corrente deve entrar no corpo através de um ponto e deixá-lo através de outro, sendo a intensidade desta corrente igual à tensão aplicada dividida pela impedância resultante entre os dois pontos de contato (Webster, 1997).

Três fenômenos podem ser observados quando a corrente elétrica é transmitida através de tecido biológico (Palomares, 2005; Kindermann, 1995):



Figura 3.24: Eletrocardiógrafo digital com aquisição simultânea de 12 canais com automatização da medição (Cirúrgica Passos, 2007).

PUC-Rio - Certificação Digital Nº 0511085/CA

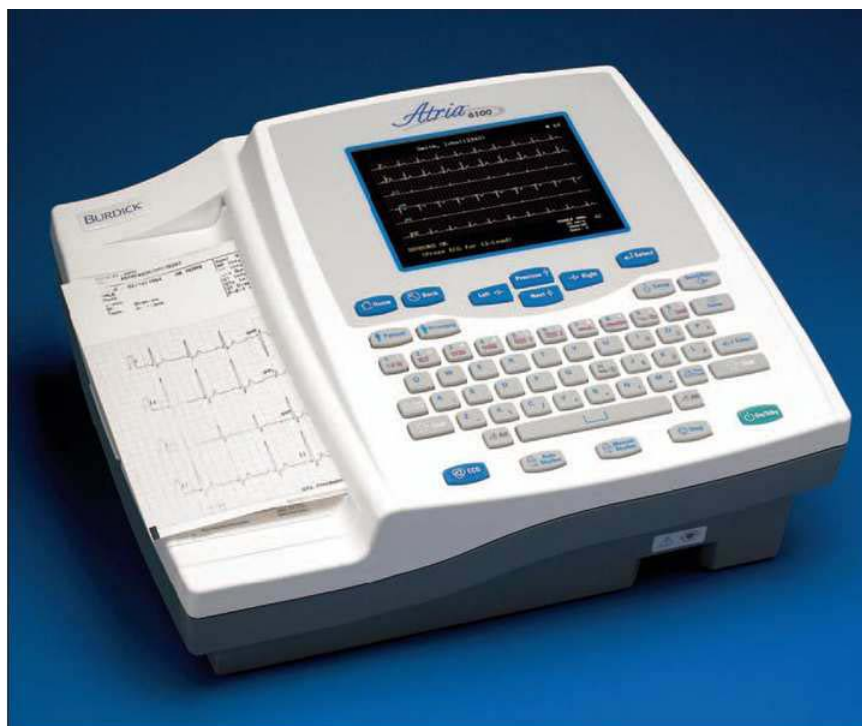


Figura 3.25: Eletrocardiógrafo digital com aquisição simultânea de 12 canais (Burdick, 2007).

- (a) **Efeito farádico:** o efeito farádico ocorre quando uma corrente alternada (AC) de baixa frequência é aplicada ao corpo humano, fazendo com que os íons nos tecidos sejam empurrados para a frente e para trás, devido à rápida reversão do fluxo de corrente. Ocorre então uma despolarização da membrana das células, que rapidamente cede, devido à reversão da corrente, e o paciente experimentará atividade neuromuscular tetânica. No efeito farádico ocorre o estímulo de células excitáveis, nervosas e musculares, produzindo uma sensação de dor e/ou contração muscular. Se uma corrente alternada com frequência mais elevada é aplicada, os íons celulares mudam de posição em menor grau, devido à rapidez da despolarização e, portanto, não ocorrerá excitação neuromuscular.
- (b) **Efeito eletrolítico:** a corrente elétrica é capaz de promover movimentação iônica no tecido biológico (íons eletricamente positivos orientados em direção ao pólo negativo, enquanto que íons negativos tomam a direção oposta, pólo positivo). Para frequências altas, como no caso de eletrocirurgia, a corrente alternada utilizada produz efeitos eletrolíticos mínimos. Os íons movem-se rapidamente, tentando alinhar-se com o campo elétrico, e a energia cinética liberada resulta em aumento da temperatura dentro do tecido, produzindo o corte eletrocirúrgico. No caso de corrente contínua, os íons positivos se movem em direção aos pólos negativos e os íons negativos aos pólos positivos, causando nos pólos dano tecidual (cauterização).
- (c) **Efeito térmico:** ao passar pelo corpo humano, a corrente elétrica produz calor, queimando o tecido em proporção à resistência específica do tecido, à densidade da corrente e ao tempo de exposição da corrente elétrica.

A partir destes fenômenos podem ser observados fundamentalmente quatro efeitos no corpo humano (Palomares, 2005; Kindermann, 1995):

- (a) **Tetanização:** ao se estimular uma fibra nervosa através de uma corrente elétrica, o músculo se contrai e depois de cessado o estímulo retorna ao estado de repouso. Diversos estímulos aplicados seguidamente produzem contrações repetidas do músculo, de modo progressivo conduzindo a uma paralisia muscular chamada de contração tetânica.
- (b) **Parada respiratória:** se os músculos dos pulmões forem envolvidos durante um choque elétrico superior a 10 mA, ocorrerá a tetanização dos músculos peitorais, levando o indivíduo a parada respiratória e morte por asfixia.

- (c) **Queimadura:** a passagem da corrente elétrica pelo corpo humano é acompanhada pelo desenvolvimento de calor produzido pelo Efeito Joule, podendo produzir queimaduras, sendo os pontos de entrada e saída da corrente os mais críticos. As queimaduras produzidas pela corrente são profundas e de cura mais difícil, podendo causar a morte por insuficiência renal.
- (d) **Fibrilação ventricular:** ao atingir o coração, a corrente elétrica perturba o seu funcionamento, alterando a intensidade e frequência dos impulsos elétricos enviados pelo cérebro, provocando a insuficiência total do bombeamento do sangue. Em consequência, ocorre a queda da pressão arterial seguida de parada respiratória. A fibrilação é um fenômeno que se mantém mesmo depois de cessar o contato do indivíduo com a corrente, só podendo ser anulada mediante o emprego de um desfibrilador ou pela realização de uma ressuscitação cardíaca.

A seguir serão discutidos alguns fatores que afetam os efeitos da passagem da corrente elétrica no corpo humano.

### 3.5.1

#### Intensidade de corrente elétrica

A intensidade da corrente elétrica é perceptível mesmo com níveis de 1 mA. Com correntes relativamente baixas, o ser humano já pode sofrer contrações musculares. O limiar da corrente a partir do qual os efeitos ocorrem é função da área de contato, da pressão de contato e de variações individuais. Define-se o **limite de largar** (*let-go*) como o valor máximo da corrente para o qual uma pessoa, tendo em mão uma parte energizada, pode ainda largá-la voluntariamente.

Experimentalmente determinou-se, para 50/60 Hz, que essa grandeza apresenta uma média de 10 mA (6 mA a 14 mA) para mulheres e 16 mA (9 mA a 23 mA) para homens e 6 mA para crianças. Correntes inferiores ao *limite de largar*, muito embora não causem, geralmente, alterações graves no organismo, podem originar violentas contrações musculares e ser causa indireta de acidentes (Webster, 1997).

Os efeitos biológicos da corrente elétrica de 60 Hz aplicada a um homem de 70 kg, durante 1 s a 3 s, são apresentados na tabela 3.2 (Kindermann, 1995; Palomares, 2005).

Tabela 3.2: Efeitos da corrente de 60 Hz no corpo humano (homem, 70 kg).  
Fonte: (Mühlen, 2003)

<b>Intensidade de Corrente</b>	<b>Efeito</b>
<1 mA	Imperceptível se aplicada externamente. No coração, correntes maiores que 10 $\mu$ A podem causar fibrilação ventricular.
Entre 1 mA e 10 mA	Limiar de percepção
Entre 10 mA e 30 mA	Perda de controle motor
Entre 30 mA e 70 mA	Parada respiratória
Entre 75 mA e 250 mA	Fibrilação ventricular
Entre 250 mA e 4 A	Contração cardíaca sustentada
> 4 A	Queimadura dos tecidos

### 3.5.2

#### Densidade de corrente elétrica

A elevação de temperatura no tecido é proporcional ao quadrado da densidade de corrente elétrica que o atravessa. Desta forma, dependendo da área de contato da corrente com o corpo, para uma mesma intensidade de corrente, os efeitos ocasionados no tecido vão desde efeitos imperceptíveis até queimaduras (tabela 3.3).

Tabela 3.3: Efeitos teciduais em função da densidade de corrente. (Mühlen, 2003)

<b>Densidade de corrente (mA/mm<sup>2</sup>)</b>	<b>Efeito tecidual</b>
< 10	Sem alterações perceptíveis na pele
Entre 10 e 20	Avermelhamento na região de contato
Entre 20 e 50	Coloração marrom na região de contato. Para $t > 10$ s, ocorre a formação de bolhas.
> 50	Início da carbonização dos tecidos

### 3.5.3

#### Freqüência da corrente elétrica

Conforme discutido anteriormente sobre o efeito farádico, a corrente elétrica de baixa freqüência (abaixo de 100 kHz) provoca a estimulação neuromuscular, podendo resultar em eletroplessão do paciente. Para o caso do ECG, os riscos se encontram em baixas freqüências (60 Hz). Já a passagem de uma corrente elétrica com alta freqüência produz calor ao passar pelo tecido, e é por este motivo que em procedimentos eletrocirúrgicos utilizam-se correntes



elétricas que trabalham na faixa entre 300 kHz a 4 MHz. Correntes com frequência acima de 4 MHz são evitadas, pois podem produzir queimaduras indesejáveis tanto para o paciente como para o cirurgião (Palomares, 2005).

O gráfico da figura 3.26 representa o limiar da perda de controle motor (corrente de *let-go*) para homens de 70 kg (em probabilidade). Por exemplo, a linha central mostra as intensidades da corrente (segundo a frequência) para que 50% dos homens percam o controle de sua musculatura.

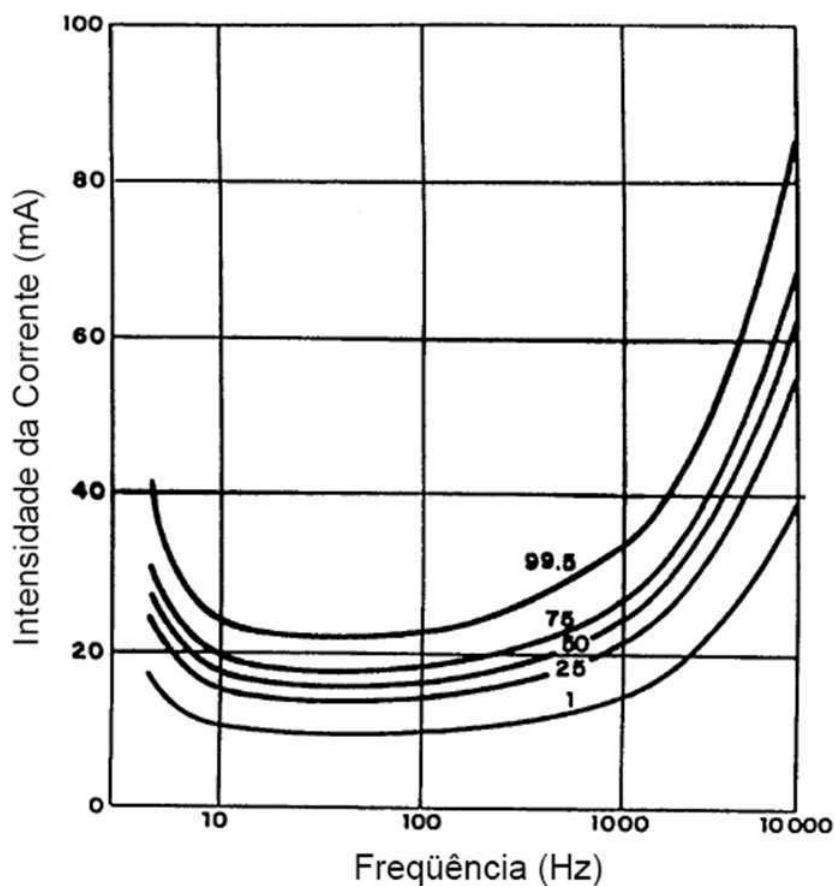


Figura 3.26: Limiar da perda de controle motor (corrente de *let-go*) para homens de 70 kg (em % de probabilidade). Fonte: (Mühlen, 2003).

### 3.5.4

#### Duração da corrente elétrica

O tempo de exposição à corrente é um fator importante para os efeitos de sua passagem pelo corpo humano. No gráfico da figura 3.27, por exemplo, pode-se observar o tempo necessário para uma dada intensidade de corrente elétrica causar fibrilação ventricular.

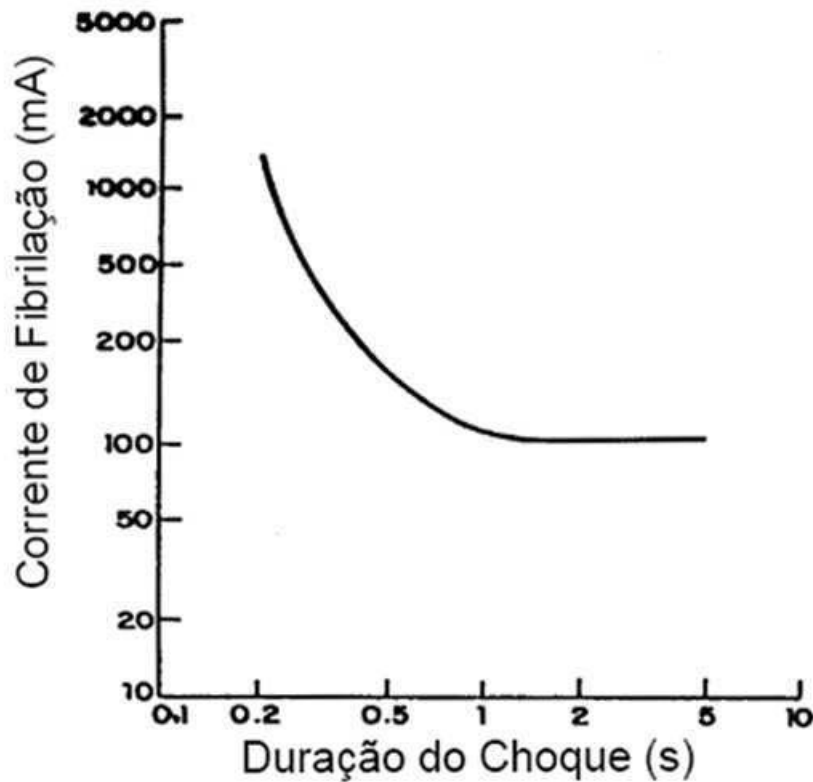


Figura 3.27: Duração da exposição à corrente elétrica necessária para causar fibrilação ventricular (Mühlen, 2003).

### 3.5.5

#### Resistência elétrica do corpo humano

O corpo humano é um conjunto heterogêneo de líquidos e tecidos orgânicos de resistividade variável, sendo os maiores valores encontrados na pele, no tecido ósseo e no tecido adiposo. Do ponto de vista elétrico, o corpo humano pode ser representado por um conjunto de impedâncias, mas, na prática, fala-se sempre em resistência elétrica do corpo humano e consideram-se os seguintes valores médios em função do trajeto da corrente:

- mão-pé: 1.000  $\Omega$  a 1.500  $\Omega$ ;
- mão-mão: 1.000  $\Omega$  a 1.500  $\Omega$ ;
- mão-tórax: 450  $\Omega$  a 700  $\Omega$ ;

A resistência do corpo humano não é uma constante, variando de pessoa para pessoa e, na mesma pessoa, de acordo com as condições fisiológicas e ambientais. As principais variáveis que influem no valor da resistência elétrica do corpo humano são as seguintes: estado da pele; tipo de contato; superfície de contato; pressão de contato; duração de contato; natureza da corrente; taxa de álcool no sangue e tensão de contato (Kindermann, 1995).

### 3.5.6

#### Caminho percorrido pela corrente elétrica

O caminho percorrido pela corrente elétrica também é um fator importante nos efeitos da passagem de corrente pelo corpo humano, pois os órgãos são afetados de forma diferente pela passagem de corrente elétrica. O caminho percorrido pela corrente elétrica pode ser através de dois pontos externos ou de dentro para fora do corpo humano por meio de um equipamento médico. A resposta fisiológica indesejada à passagem desta corrente capaz de induzir uma fibrilação ventricular é chamada de **macro-choque** e **micro-choque** (Anvisa, 2003; Webster, 1997).

O **macro-choque** se origina a partir de um valor alto de corrente (em torno de miliamperes) que passa através de dois pontos externos na superfície do corpo humano (pele). Os maiores valores são obtidos quando as correntes circulam nas seguintes direções (Palomares, 2005; Kindermann, 1995):

- Mão esquerda - pé direito
- Mão direita - pé esquerdo
- Mãos - cabeça
- Mão direita - tórax (coração) - mão esquerda
- Pé direito - pé esquerdo

O **micro-choque** se origina a partir de uma corrente de baixo valor que circula através da superfície do coração, sendo que um dos pontos de contato do instrumento em uso está localizado no interior do corpo humano, como por exemplo: o marcapasso e o cateter. A corrente de micro-choque está na faixa de  $10 \mu\text{A}$  a  $100 \mu\text{A}$ . O limite máximo de corrente mais seguro e amplamente aceito para prevenir micro-choques é de  $10 \mu\text{A}$  (Kindermann, 1995; Laks, 2000).

No próximo capítulo serão analisadas as normas utilizadas para avaliação de segurança elétrica e desempenho de eletrocardiógrafos.