

## IA 7848A - 2º. Semestre de 2004

# ELETROCARDIOGRAMA E MONITOR CARDÍACO

## ÍNDICE

- I. Introdução
- II. Histórico
- III. Anatomia e fisiologia do coração
  - III.1. Coração como bomba
  - III.2. Propriedades das fibras cardíacas
  - III.3. Potencial de ação das fibras cardíacas
- IV. Características do sinal eletrocardiográfico
- V. Vetor despolarização
- VI. Principais derivações
- VII. Aplicações clínicas
- VIII. Equipamentos: eletrocardiógrafo e monitor cardíaco
  - VIII.1. Função
  - VIII.2. Diagrama em blocos
    - VIII.2.1. Eletrocardiógrafo
    - VIII.2.1. Monitor Cardíaco
      - a. eletrodos
      - b. seletor de derivação
      - c. circuitos de proteção
      - d. pré-amplificador
      - e. circuitos de isolação elétrica
      - f. detetor de falha de derivação
      - g. restaurador de linha de base
      - h. eliminação de “spike” de marca-passo
  - VIII.3. Interferências no sinal de ECG
  - VIII.4. Tabelas comparativas

## I. INTRODUÇÃO

Eletrocardiógrafos: detectam os sinais elétricos associados à atividade cardíaca e produzem o eletrocardiograma, ECG, um registro gráfico de tensão elétrica em função do tempo.

A atividade elétrica do coração humano pode ser detectado na superfície do corpo (amplitude em torno de alguns miliVolts) e registrado no eletrocardiograma.

Eletrocardiograma: o ECG constitui um dos mais úteis métodos não-invasivos de diagnóstico médico. O ECG é usado para diagnosticar e acompanhar a evolução de arritmias cardíacas e diversas outras patologias do coração. Pode ser obtido no consultório médico, durante um exame de rotina (12 derivações), com o paciente em repouso, para diagnosticar problemas cardiovasculares.

Monitor eletrocardiográfico: usado principalmente no centro cirúrgico e na UTI. O ECG pode ser obtido continuamente (são necessários pelo menos 2 eletrodos de registro e um terceiro de referência), para monitorar a função cardíaca (frequência de batimento) do paciente. Geralmente está associado à monitoração de outros parâmetros vitais, tais como taxa respiratória, pressão sanguínea, débito cardíaco, oxigenação do sangue, etc.

## II. HISTÓRICO

1872: Gabriel Lippmann inventa o “eletrodo capilar” (capilar de vidro com Hg e H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> e o menisco de vidro era lido com microscópio;

1891: as 3 fases da atividade cardíaca, ondas P e T e complexo QRS, são descritas (Burdon-Sanderson e Paige, em animais; Waller e, humanos);

1895: Willem Einthoven aperfeiçoa o eletrodo capilar e descreve 5 deflexões;

1897: Clement Ader cria o galvanômetro de corda;

1901: Einthoven constrói o primeiro ECG com galvanômetro de corda;

1903: Einthoven vende o primeiro ECG comercial;

- 1905: Einthoven transmite sinais de ECG do hospital para o laboratório por telefone;
- 1906: Einthoven publica o primeiro atlas com ECGs normais e anormais diferenciados (ventriculares e atriais, direita e esquerda);
- 1912: Einthoven descreve o triângulo equilátero formado pelas derivações I, II e III e introduz os eletrodos de imersão;
- 1917: Utilização do eletrodos de metal com algodão embebido em solução salina;
- 1924: Einthoven ganha o prêmio Nobel por inventar o eletrocardiógrafo;
- 1932: Charles Wolferth e Francis Wood descrevem o uso clínico de derivações no peito (V1 a V6);
- 1938: Utilização de válvulas e TRC para amplificar e visualizar os sinais eletrocardiográficos;
- 1942: Emanuel Goldberg acrescenta as derivações aVR, aVL e aVF completando as 12 derivações atuais;
- 1950: Primeiros ECGs transistorizados;
- 1961: N. J. Holter cria o primeiro ECG portátil;
- 1966: Utilização de computadores IBM para reconhecimento de padrões para diagnóstico automático;
- 1969: Geddes usa eletrodos de Ag/AgCl e pastas eletrolíticas à base de Cl;

a partir dos anos 70: utilização de eletrodos descartáveis; a introdução de computadores teve grande impacto no desenvolvimento tecnológico dos eletrocardiógrafos, levando ao desenvolvimento da aquisição automática de dados, análise, processamento e detecção automática (inclusive em rede) de arritmias.

### III. Anatomia e fisiologia do coração

O suprimento sanguíneo para as diversas partes do corpo é mantido no sistema circulatório de acordo com o aumento ou diminuição da resistência sistêmica ao fluxo de sangue.

Quando em repouso, o fluxo de sangue no ser humano adulto é de aproximadamente 5 l/min, o que equivale a 60-80 batimentos do coração por minuto.

Em exercício, o fluxo aumenta para 15 a 25 l/min, e o número de batimentos do coração por minuto fica entre 120 a 160.

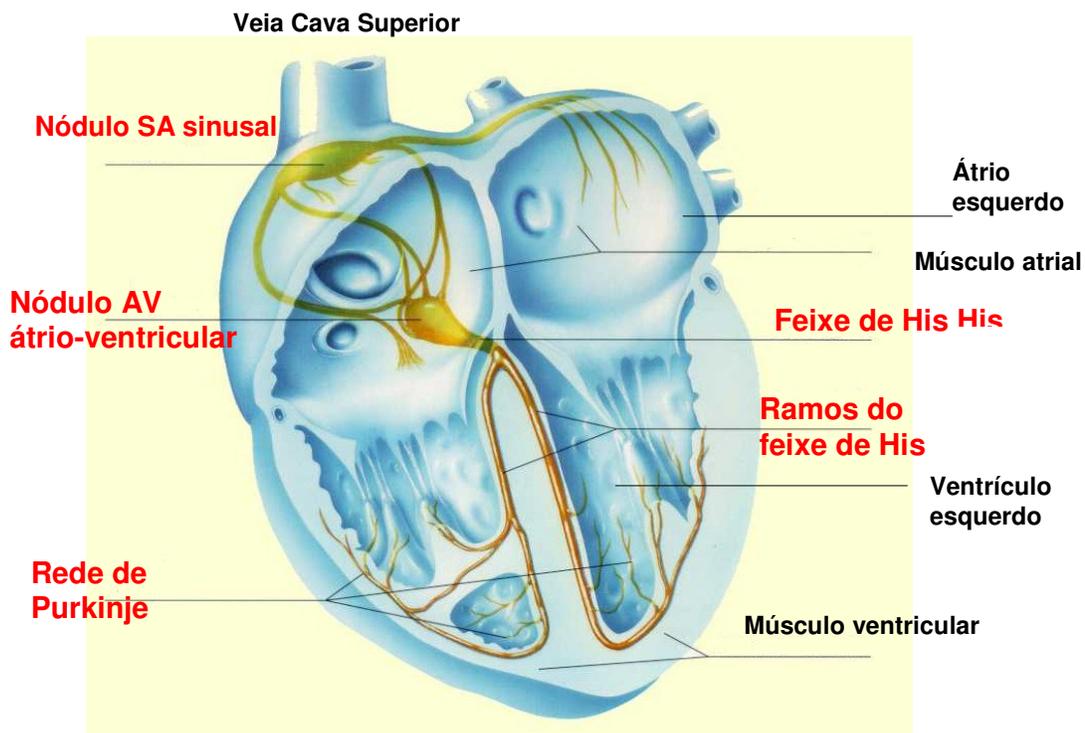


Figura 1. No corte do coração apresentado são indicadas as 4 câmaras do coração: átrios esquerdo e direito e ventrículos esquerdo e direito; a veia cava superior; e o sistema de condução elétrico do coração: nodos sino-atrial ou sinusal (AS) e átrio-ventricular (AV), redes de Purkinje e feixe de His.

### III.1. Coração como bomba

***O coração consiste em uma bomba muscular pulsátil unidirecional dupla, que trabalha em dois tempos.***

**Bomba muscular pulsátil:** tem a função de manter ativamente o fluxo sanguíneo como principal mecanismo de transporte de substâncias por todo o corpo. O fluxo é exercido no momento da contração dos ventrículos, que é seguida pelo relaxamento, e portanto, não é contínuo e sim pulsátil.

**Bomba dupla:** o coração é formado por duas bombas distintas e análogas, que funcionam de forma síncrona: o coração direito (VD e AD) e o esquerdo (VE e AE). P primeiro é responsável pelo fluxo coração-pulmões, e o segundo pela circulação em todo o corpo, inclusive no próprio coração.

**Bomba unidirecional:** cada câmara tem válvulas que impedem o refluxo do sangue, garantindo sentido único na circulação. As válvulas para baixa pressão estão nas saídas do átrio direito (tricúspide), do ventrículo direito (pulmonar) e do ventrículo esquerdo (aórtica). A maior pressão é na saída do átrio esquerdo (válvula mitral): quando está fechada, agüenta o “tranco” da contração do ventrículo esquerdo, impedindo o refluxo.

**Bomba em dois tempos:** os dois lados são formados por câmara superior (átrios) e inferior (ventrículos) que funcionam alternadamente. A contração dos átrios leva ao enchimento dos ventrículos, que são os responsáveis pela atividade bombeadora principal. A fase de repouso dos músculos das câmaras inferiores ou ventrículos, é a diástole, e a de contração é a sístole.

### III.2. Propriedades das fibras cardíacas

*A fibra cardíaca apresenta 4 propriedades: excitabilidade, contratilidade, ritmicidade e condutibilidade.*

**Excitabilidade:** é a propriedade de responder a um estímulo. A resposta da fibra cardíaca é representada pela contração muscular.

**Contratilidade:** em condições fixas, a resposta do coração é máxima, qualquer que seja a intensidade do estímulo, desde que supra-limiar.

**Ritmicidade ou automatismo:** a fibra cardíaca tem a propriedade de originar, dentro de si mesma, o impulso que determina sua contração. Nem todas as partes do coração têm o mesmo automatismo.

**Condutibilidade:** os estímulos ativadores da musculatura cardíaca se originam numa região restrita. Graças à condutibilidade, o processo de ativação se propaga por toda a musculatura cardíaca. A condutibilidade é comum a todo tecido cardíaco, porém, encontra-se particularmente desenvolvida no feixe de His e seus ramos e na rede de Purkinje.

### III.3. Potencial de ação das fibras cardíacas

A contração do coração (átrios e ventrículos) é precedida por uma ativação elétrica, de padrão específico e bem coordenado, das estruturas musculares.

Cada parte da estrutura cardíaca é especializada para uma função. Distinguem-se os tecidos nodal (NSA e NAV), de His e de Purkinje e muscular (atrial e ventricular).

Tecido nodal sino-atrial: o NSA tem a função de auto-ritmicidade. O nodo sino-atrial, também chamado de marca-passo primário, é formado por um agrupamento de células (1 a 2mm de comprimento e 2mm de largura). É onde ocorre o primeiro PA.

Feixe de His: a ativação elétrica iniciada no NSA, é transmitida (velocidade 1m/s) ao NAV através dos tratos internodais (anterior, médio e posterior) e interatrial (primeiro o átrio direito é ativado, e depois o esquerdo).

Tecido nodal átrio-ventricular: o NAV é o marca-passo secundário. Quando a despolarização chega ao NAV, suas fibras retardam a condução (velocidade 0,05m/s) antes que ela continue pelo feixe de His e pela rede de Purkinje. Para não haver contração simultânea de átrios e ventrículos.

Rede de Purkinje: as fibras de Purkinje apresentam velocidade de propagação alta (1m/s), permitindo a contração efetiva dos ventrículos. Mais de 50% da massa ventricular é estimulada em aproximadamente 10ms.

As manifestações elétricas da atividade cardíaca refletem a atividade mecânica, sendo úteis do ponto de vista da prática clínica, no diagnóstico de patologias cardíacas.

Cada tipo de tecido exibe um potencial de ação característico (figura 2). O sistema de condução especializado representa uma pequena porção da massa cardíaca. Assim, os átrios e os ventrículos são quem mais contribuem para o formato do potencial elétrico captado externamente ao coração.

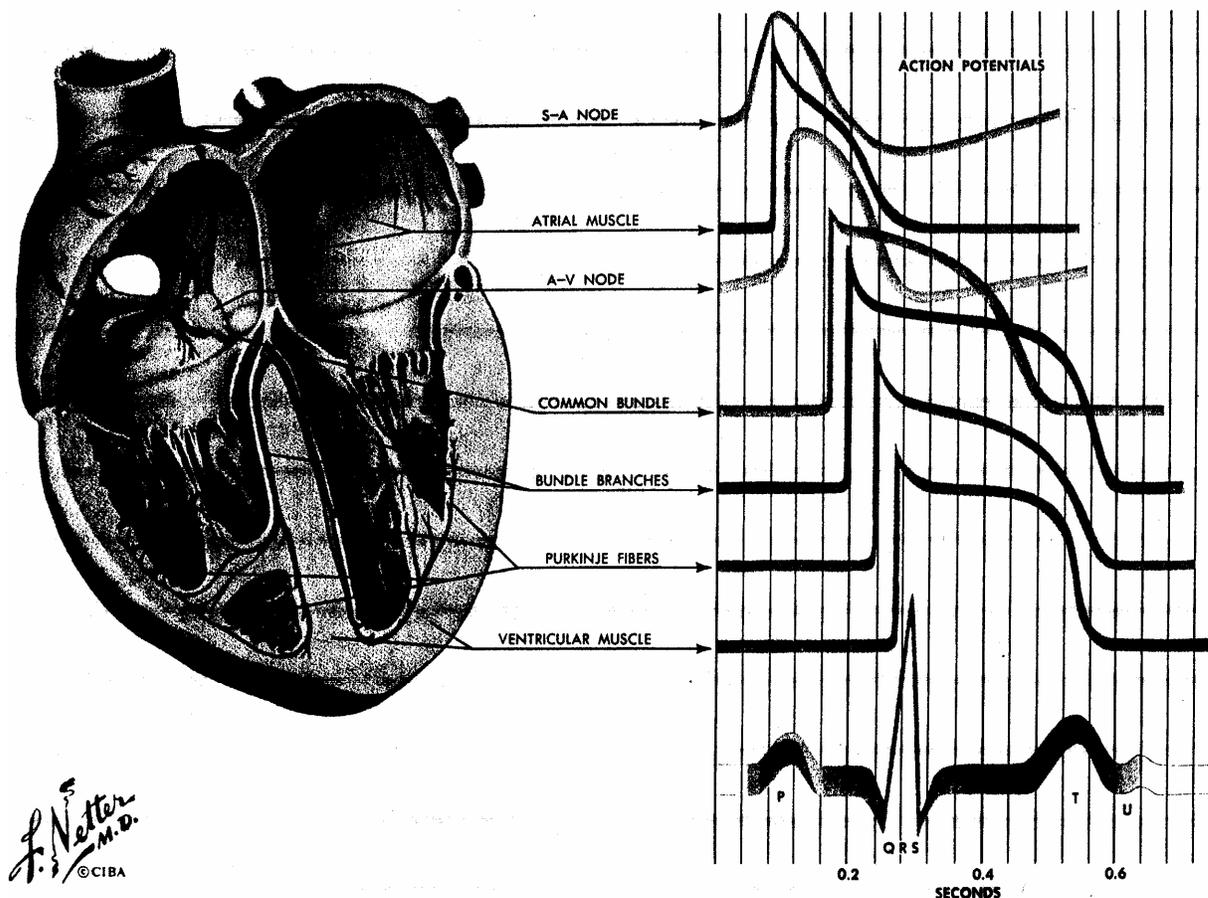


Figura 2. Diferentes células apresentam formas diferentes de atividade elétrica, mas em geral, a contração é sincronizada pela despolarização do nodo sino-atrial há cada (aproximadamente) 800ms.

Na figura 3 são apresentados o potencial de ação de uma fibra ventricular e de uma fibra do NSA.

O potencial da fibra ventricular exibe as fases de ativação (0), de recuperação inicial rápida (1) (principalmente devida à rede de Purkinje), platô de despolarização (2), repolarização (3) e potencial de repouso (4). As fases (1) e (2) correspondem à contração ou sístole e as fases (3) e (4) à diástole. O músculo cardíaco só apresenta uma nova contração depois de completada a relaxação da contração anterior.

Obs: o PA da fibra cardíaca difere do PA da fibra esquelética, em que a atividade mecânica só inicia quando o PA está terminando; e que não apresenta platô de despolarização, que deve ser rápida, para manter o tônus muscular.

O PA da fibra do NSA praticamente não exibe platô: despolariza e repolariza rapidamente e não tem período refratário absoluto.

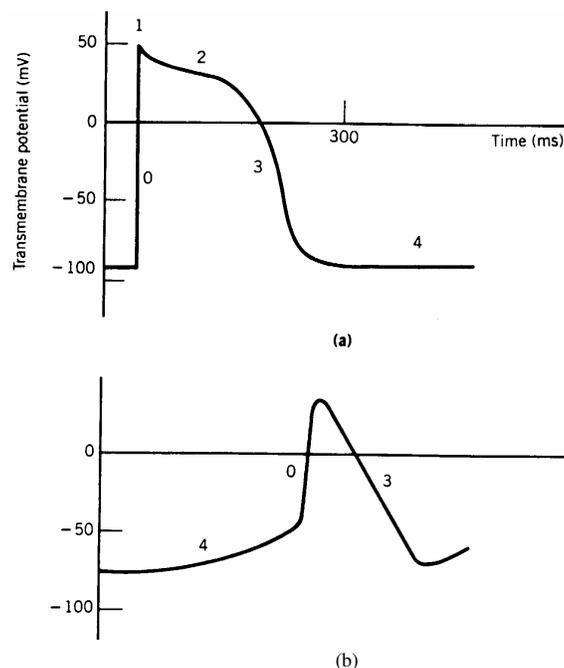


Figura 3. Potenciais de ação de uma fibra ventricular (a) e de uma fibra do NSA (b).

### III. Características do sinal eletrocardiográfico

O ECG é o registro da atividade elétrica do coração por meio de eletrodos colocados sobre a superfície corporal. Representa a somatória de todas as atividades elétricas que ocorrem a cada instante do ciclo cardíaco:

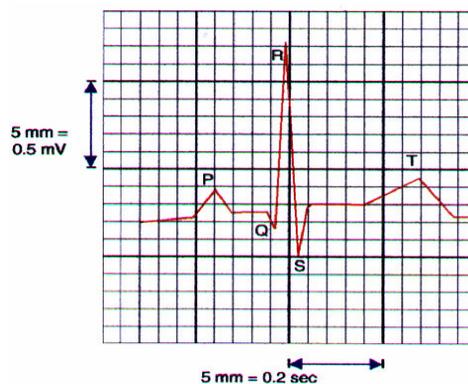


Figura 4. ECG típico, mostrando as ondas P, T e o complexo QRS. A duração e a amplitude dessas formas têm significado clínico porque correspondem diretamente ao percurso de condução elétrica do coração.



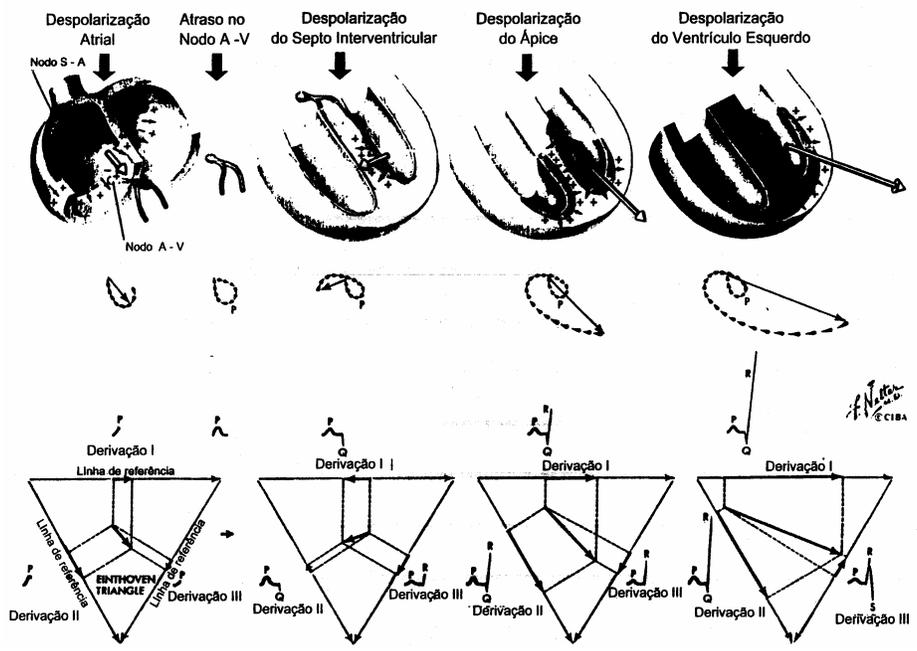


Figura 6. O vetor despolarização – seqüência 1.

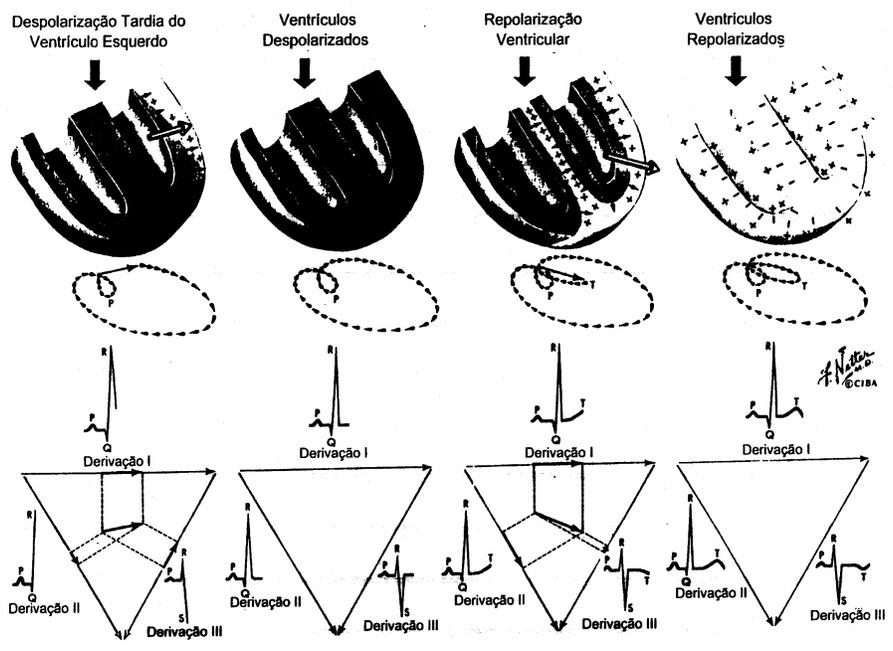


Figura 7. O vetor despolarização – seqüência 2.

## V. Derivações

O ECG pode ser medido sobre qualquer ponto do corpo humano. Sobre o tórax, a amplitude típica é de 5mV. O potencial medido sobre o tórax ou no pulso é praticamente o mesmo. A corrente encontra um caminho de baixa resistência através do corpo. Para facilidade de padronização, os eletrodos correspondentes ao triângulo de Einthoven (figura 8) são colocados sobre os pulsos e no tornozelo esquerdo.

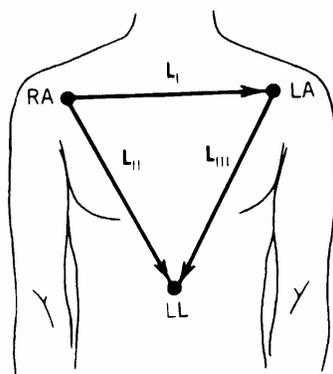


Figura 8. Triângulo de Einthoven.

A morfologia do ECG depende do estado do gerador do sinal elétrico, do meio condutor, e da distribuição e localização dos eletrodos de registro sobre a superfície do corpo, denominada derivação.

Na prática, existem pontos padronizados para colocação dos eletrodos: as 12 derivações clássicas são obtidas de diversos sinais captados através de 9 eletrodos: 2 nos braços, 1 na perna esquerda e 6 sobre o peito (figura 9). Um eletrodo adicional, tipicamente colocado na perna direita, é usado como referência para reduzir a interferência externa.

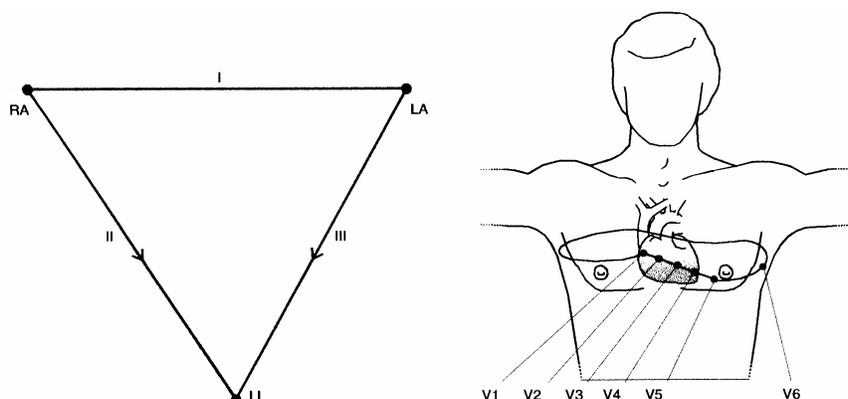


Figura 9. Colocação dos 9 eletrodos utilizados para obter as 12 derivações clássicas.

O sistema padrão de 12 derivações inclui 3 colocações diferentes de eletrodos: derivação bipolar (figura 10), aumentada (figura 11) e precordial (figura 12), como mostrado na tabela e figuras seguintes.

Tabela I. Sistema padrão de 12 derivações

Tipo de derivação	Eletrodos usados	Definição
Bipolar ou derivação de membros	LA, RA, LL, RL	$I = LA - RA$ $II = LL - RA$ $III = LL - LA$
Aumentada ou derivação unipolar de extremidade (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 e V6 (mais 1 em cada braço, 1 em cada perna, sendo a direita aterrada; eletrodo explorador = $v_i$ , i entre 1 e 6, uma das posições pré-cordiais)	$V1 = v1 - (RA+LA+LL) / 3$ $V2 = v2 - (RA+LA+LL) / 3$ $V3 = v3 - (RA+LA+LL) / 3$ $V4 = v4 - (RA+LA+LL) / 3$ $V5 = v5 - (RA+LA+LL) / 3$ $V6 = v6 - (RA+LA+LL) / 3$

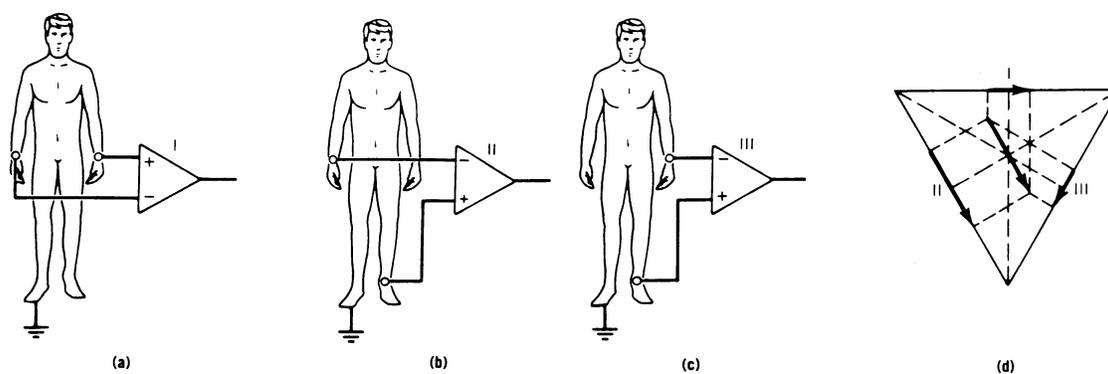


Figura 10. Derivação bipolar. (a) derivação I; (b) derivação II; (c) derivação III. (d) técnica para derivar o vetor cardíaco (no centro de triângulo) a partir das projeções geométricas dos vetores de membros.

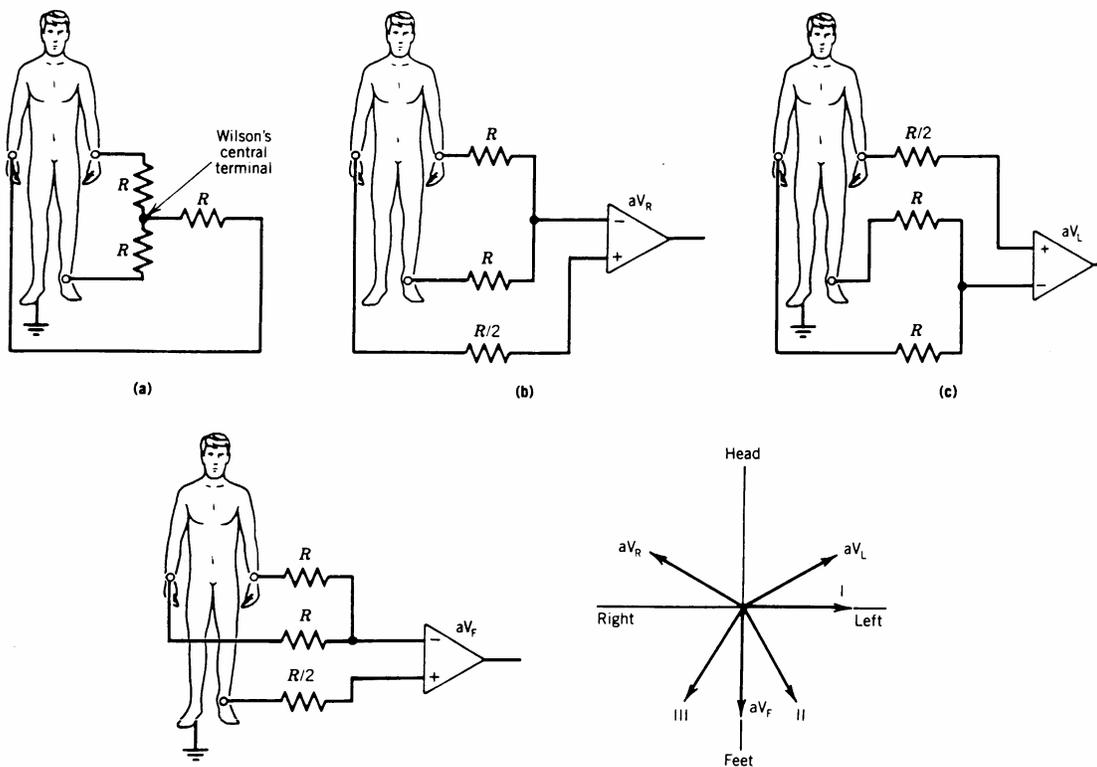


Figura 11. Terminal central de Wilson. (b) a (d): derivações aumentadas  $aV_R$ ,  $aV_L$  e  $aV_F$ , respectivamente. (e) Relação entre os vetores das derivações de membros e as derivações aumentadas no plano frontal.

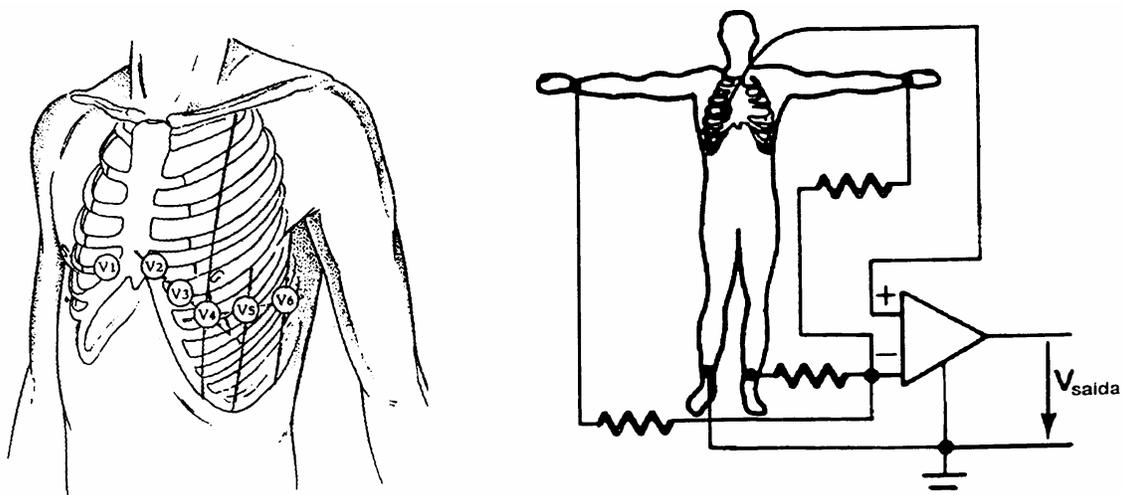


Figura 12. Derivações precordiais. O eletrodo ligado à entrada não-inversora do amplificador é o eletrodo explorador, colocado numa das posições precordiais, de cada vez.

## VI. Aplicações clínicas

A análise interpretativa do registro eletrocardiográfico inclui:

1. determinação da frequência cardíaca, da duração de cada elemento (P, QRS, T, P-R, S-T e do ritmo ou seqüências e intervalos);
2. determinação da frequência respiratória, que modula a frequência cardíaca: aumenta na inspiração e diminui na expiração);
3. análise morfológica de cada elemento; e
4. determinação do eixo elétrico do coração: determinado a partir do vetor QRS médio de duas derivações frontais. Indica se há mudança na posição do coração no tórax; variação da espessura da parede ventricular; distúrbios na seqüência da condução elétrica. O vetor gerado pela atividade elétrica do coração é afetado pela massa muscular despolarizada. É afetado por hipertrofia; infarte do miocárdio (uma parte do músculo é substituída por tecido fibroso, inerte eletricamente).

As disfunções cardíacas mais freqüentes são decorrentes de atividade elétrica anormal. As patologias relacionadas com ritmicidade e/ou condutividade, são conhecidas como arritmias cardíacas. As mais comuns incluem:

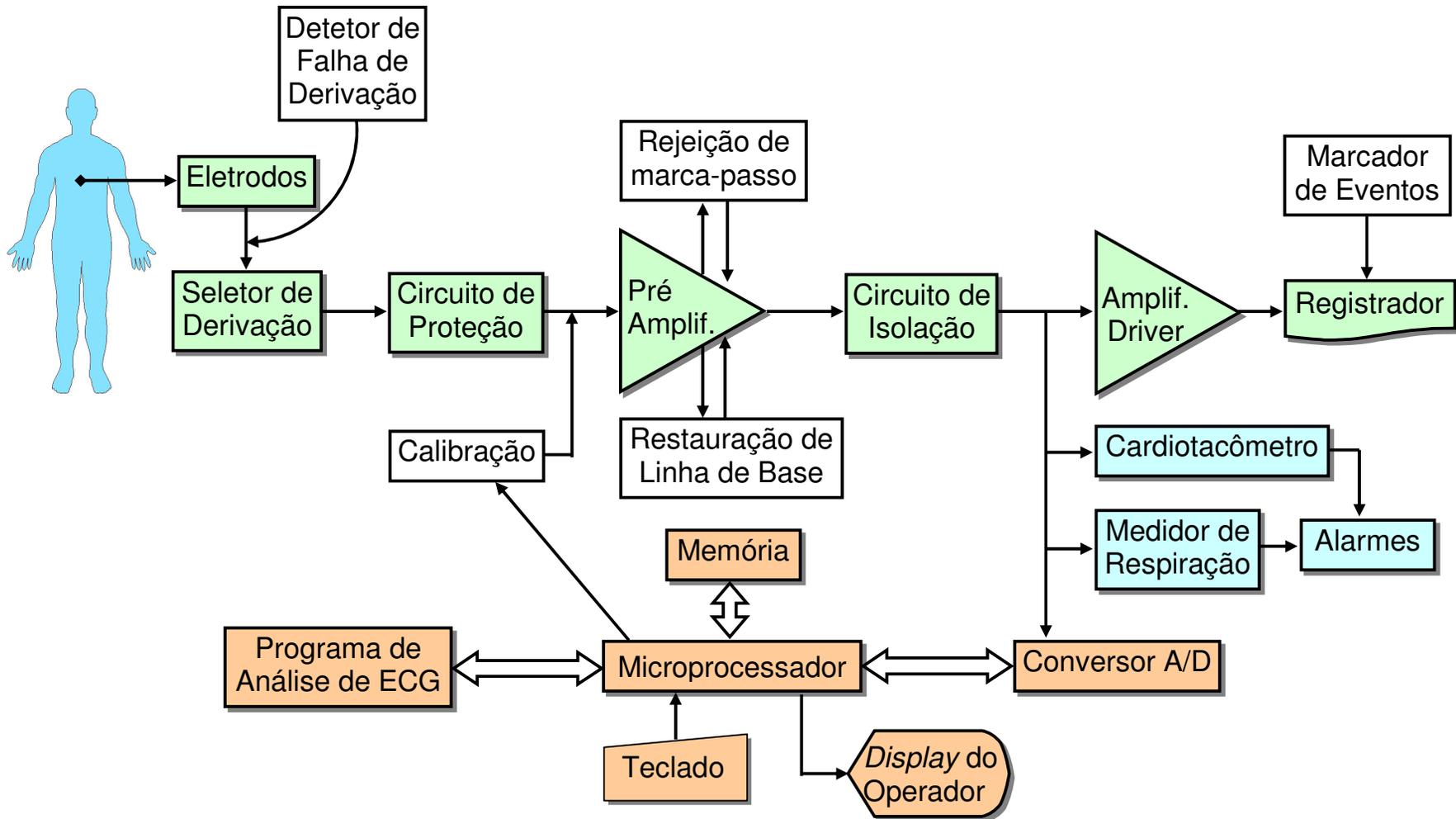
- ⇒ Ritmo anormal do marca-passo natural (sino-atrial);
- ⇒ Deslocamento do marca-passo sino-atrial para outras regiões (extra-sístoles);
- ⇒ Bloqueio (em diversos pontos) da transmissão do sinal elétrico;
- ⇒ Vias anormais para condução da onda de despolarização;
- ⇒ Geração espontânea de disparo (extra-sístoles);
- ⇒ Silêncio sinusal, condição causada por lesão irreversível do NSA.

A seguir são apresentadas algumas das patologias mais comuns:

- ♥ Taquicardia: frequência cardíaca maior que 100 bpm
  - condição fisiológica: pode representar uma tentativa de adaptação do coração a um aumento da demanda, como no caso de susto, exercício, emoção, medo, stress, etc
  - condição patológica: é um componente do quadro de insuficiência cardíaca
- ♥ Fibrilação: descoordenação entre as fibras por estímulos espontâneos
  - no caso atrial, não ocorre contração atrial; só ocorre complexo QRS e o rendimento cai;

- no caso ventricular, determina a imediata cessação mecânica levando à morte em minutos;
- ♥ **Bradicardia:** caracterizada por frequência menor que 60 bpm
  - condição que pode ser encontrada em indivíduos normais em repouso ou em atletas;
  - pode causada ser causada por depressão do NSA e
- ♥ **Infarte:** causado por morte do tecido muscular (anóxia); não conduz nem gera potenciais, desordenando a contração;
- ♥ **Hipertrofia:** aumento da massa cardíaca (atrial ou ventricular, esquerda ou direita), das distâncias e portanto dos intervalos entre ondas (desloca o vetor resultante);
- ♥ **Bloqueios:** demora anormal na condução elétrica no NAV ou no feixe de His, ocasionado ritmo diferente entre átrios e ventrículos (2:1, 3:1, etc)
  - 1<sup>o</sup> grau: apenas retardo;
  - 2<sup>o</sup> grau: dissociação de frequências
- ♥ **Pré-excitação:** isolamento elétrico insuficiente entre átrios e ventrículos, ocasionando despolarização prematura dos ventrículos, sem o prévio enchimento adequado dos mesmos.

## Equipamentos: eletrocardiógrafo e monitor cardíaco



## VIII.1. Função

**Eletrocardiógrafo** – usado por cardiologistas ou técnicos treinados para, através das 12 derivações, realizar em “check up” de rotina; interpretação específica de doenças cardíacas (por exemplo, infarto do miocárdio e doenças de condução elétrica); supervisão de implante de marca-passo cardíaco; pré-operatório; “follow up” de procedimentos cirúrgicos; etc..

**Monitor cardíaco** – para monitoração contínua do ECG (1 derivação); usado em centros cirúrgicos e UTI, juntamente com a monitoração de temperatura, respiração, pressão sangüínea, etc. além da forma de onda do ECG, pode indicar a frequência cardíaca e o “status” das conexões dos eletrodos.

A norma **IEC 601-2-25** regulamenta os aspectos de segurança e funcionais dos eletrocardiógrafos, e a norma **IEC 601-2-27** faz o mesmo para monitores cardíacos.

Ambas as normas estão sob as exigências da norma geral **IEC 601-1**, que regulamenta os aspectos de segurança em Equipamentos Médico-Hospitalares

## VIII.2. Diagramas em bloco

### VIII.2.1. Eletrocardiógrafo

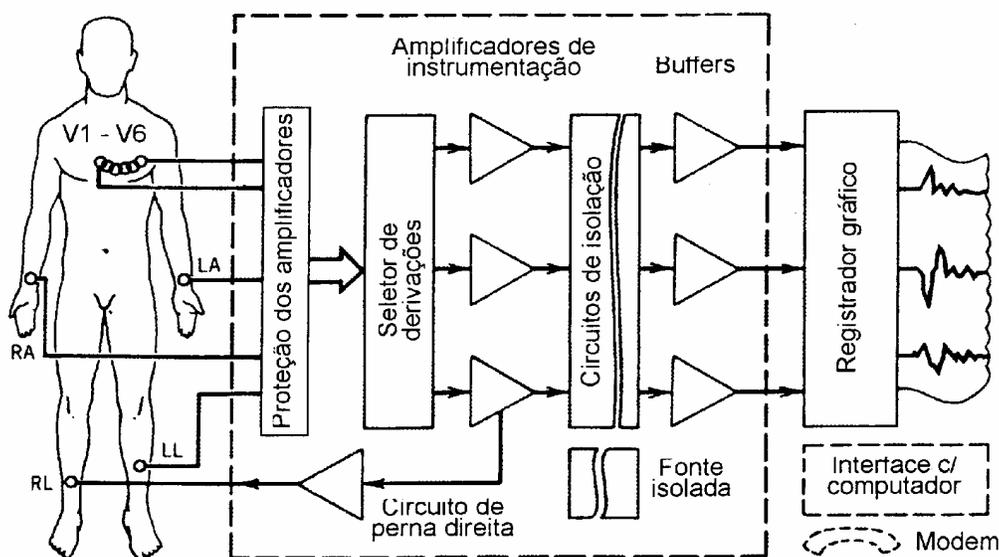


Figura 13. Diagrama em blocos de um ECG diagnóstico.

O diagrama em blocos da Figura 13 representa um sistema de 12 derivações para ECG diagnóstico.

O sistema típico de 12 derivações utiliza 1 eletrodo em cada braço, 1 na perna esquerda, 6 nas posições precordiais. O circuito de perna direita é usado para reduzir interferência elétrica.

Os eletrodos LL, LA e RA são conectados à rede de resistores conhecida como central de Wilson, a partir da qual obtém-se as derivações de membros I, II, III e as aumentadas aVL, aVR e aVF.

A função primária de um sistema de aquisição de ECG é amplificar o sinal elétrico do coração, e rejeitar artefatos e ruídos biológicos e ambientais, utilizando-se normalmente amplificadores diferenciais.

Num estágio posterior de amplificação, ajusta-se a resposta em frequência, e a seguir o sinal registrado pode ser visualizado, digitalizado, processado, transmitido, etc.

A isolação elétrica deve fornecer proteção ao paciente contra riscos de choque elétrico.

Na tabela a seguir são indicadas algumas das características desejadas para um eletrocardiógrafo:

Tabela II. Especificações de um eletrocardiógrafo típico para finalidade de diagnóstico

PARÂMETRO	ESPECIFICAÇÃO
Eletrodos disponíveis	RA, LA, LL, RL, V1 a V6
Derivações	I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1 a V6
Impedância de entrada	> 2,5 MΩ a 10 Hz
Sensibilidade	20, 10 e 5 mm/mV
Faixa de passagem	0,01 – 250 Hz (diagnóstico) 0,5 – 40 Hz (monitoramento)
Ruído	< 40 μV pico-pico
Rejeição de modo comum	120 dB
Linearidade	melhor que 5%
Proteção (sobretensão)	5 kV (desfibrilador)
Corrente de fuga	< 10 μA

## VIII.2.2. Monitor Cardíaco

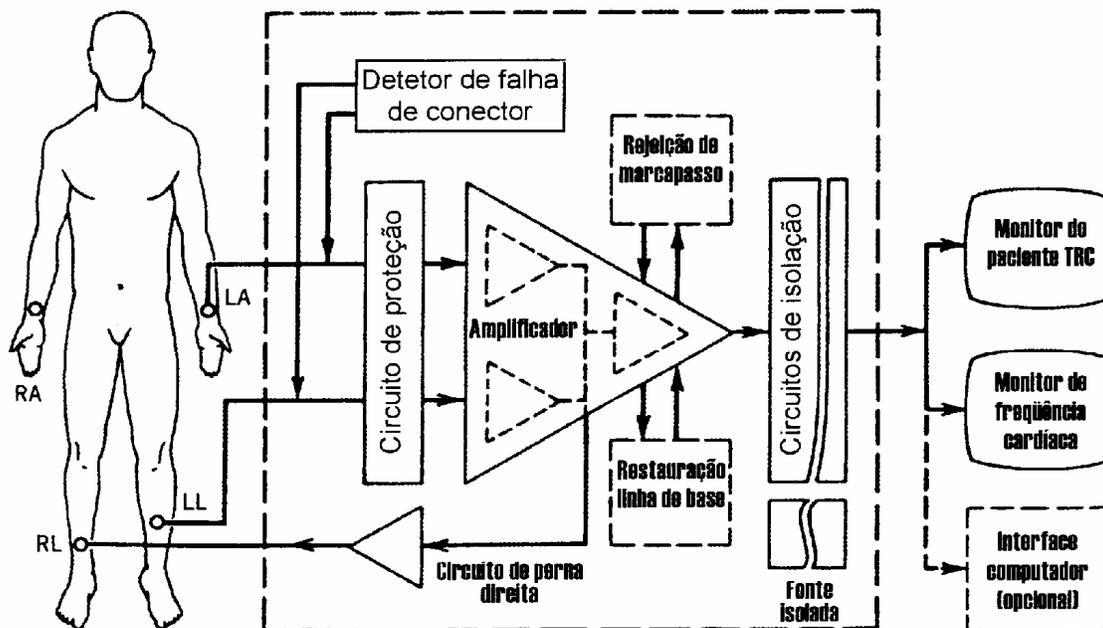


Figura 14. Diagrama em blocos de um monitor cardíaco.

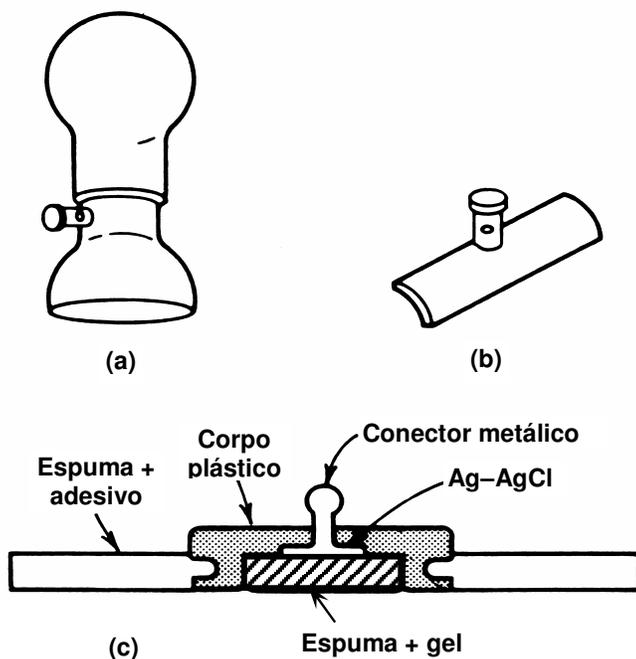
Na monitoração do ECG, a morfologia do sinal registrado não é prioridade, e sim a detecção do complexo QRS.

Assim, enquanto para o ECG diagnóstico a faixa de frequência está compreendida entre 0,05Hz e 100Hz, para o monitor cardíaco, a faixa é menor, vai de 0,5Hz a 40Hz. O monitor deve ser sensível principalmente ao complexo QRS, que tem conteúdo em frequência principalmente na faixa média.

A própria faixa de passagem do monitor já resulta em atenuação dos artefatos de movimento de baixa frequência, e dos ruídos de frequências maiores, devidas ao EMG.

O cardiômetro, que fornece apenas a taxa de batimento cardíaco trabalha com uma faixa ainda mais estreita: 8-24Hz ou ainda 12-21Hz.

## ELETRODOS



### Tipos mais comuns:

- (a) Sucção → usado em ECG diagnóstico, para contatos no peito;
- (b) Placa → usado em ECG diagnóstico, contatos nas extremidades;
- (c) Descartável (adesivo) → usado em ECG diagnóstico (de esforço), monitoração de longa duração (UTI, Holter); contatos no peito.

Os eletrodos de ECG são feitos normalmente de prata clorada, sendo o contato elétrico com a pele aumentado com o uso de gel eletrolítico a base de cloro.

A seguir são mostrados detalhes de eletrodos de sucção e conectores de cabos de eletrodos:



## SELETOR DE DERIVAÇÃO

- **Chaveamento:** permite configurar as derivações I, II e III a partir de 4 eletrodos.
- **Divisor Resistivo:** a partir dos 4 eletrodos “de extremidades” permite obter as derivações aumentadas; combinando chaveamento e eletrodos das precordiais, permite obter as demais derivações.
- **Seleção:** pode ser feita por *hardware* (chaves mecânicas), ou *software* (algoritmos de controle via microcomputador).

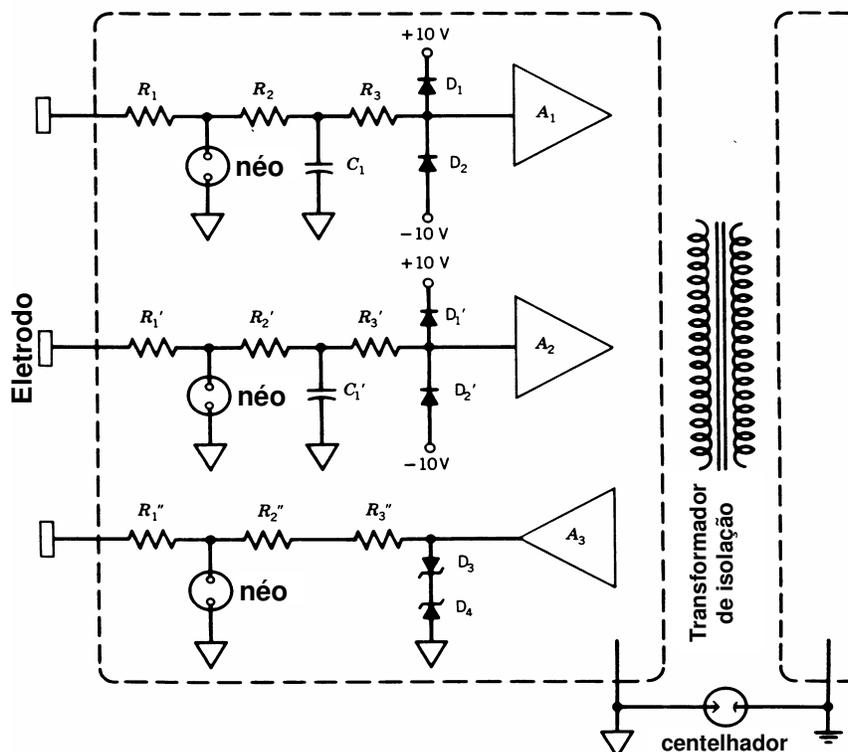
## CIRCUITOS DE PROTEÇÃO

- ❑ Não só o paciente deve receber atenção quanto à exposição a tensões ou correntes elevadas: os amplificadores e demais circuitos eletrônicos sensíveis precisam ser protegidos.

Situações de maior risco:

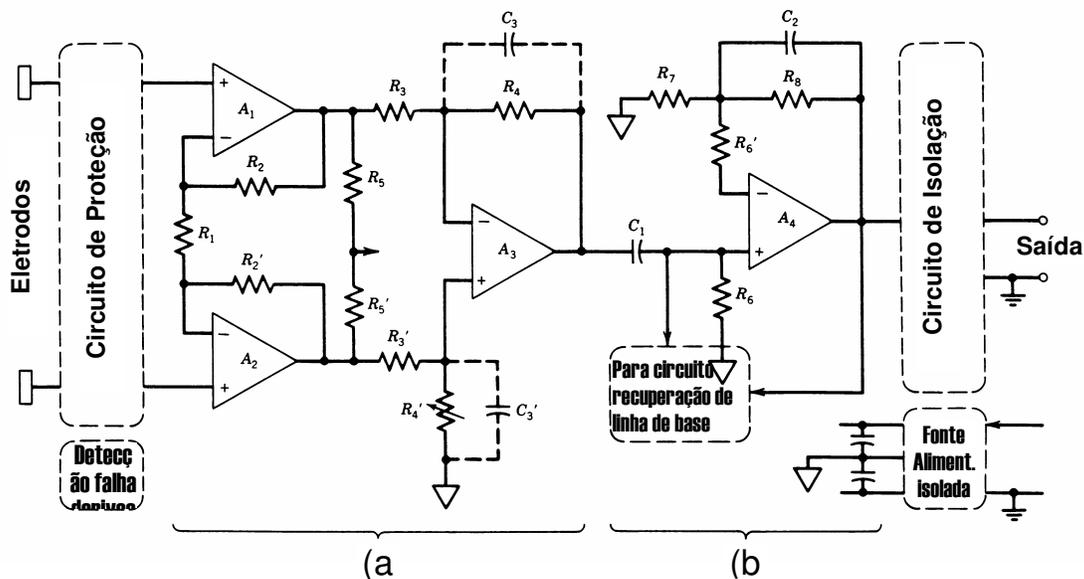
- Uso de desfibrilador no paciente;
- Paciente tocar alguma área energizada (110 V ou 220 V).

Os circuitos deste bloco devem proteger o equipamento de tensões até 5 kV.



## PRÉ-AMPLIFICADOR

É constituído por um **Amplificador de Instrumentação (a)**, que alia alta impedância de entrada (*2 buffers* na entrada) com alta rejeição de modo comum "CMRR" (amplificador diferencial). O ganho é limitado para prevenir saturações pelos níveis DC na entrada:

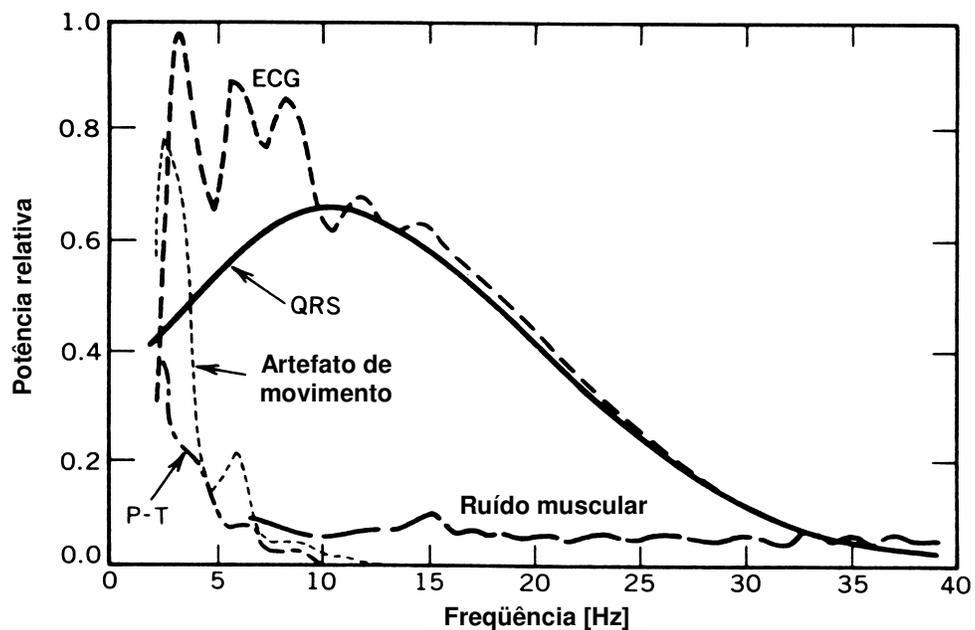


O terceiro estágio é um **Amplificador com Filtro passa-faixa (b)**, que estabelece o ganho final e a resposta em frequência e do equipamento:

- Passa-altas: R6 – C1
- Passa-baixas: R8 – C2, R4 – C3

A faixa de frequências deve eliminar os ruídos ambientais e biológicos sem distorcer o sinal de ECG. Valores típicos para essa faixa são:

- 0,5 a 40 Hz para monitoração;
- 0,01 a 150 Hz para ECG diagnóstico.

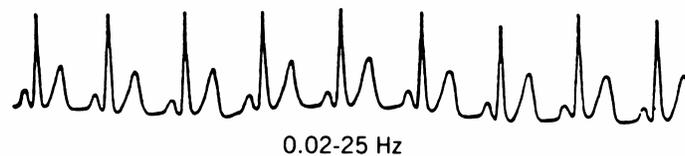


Composição espectral dos sinais captados pelos eletrodos.

- A utilização de filtros ocasiona algumas modificações no sinal, que podem comprometer o diagnóstico:



0.02-150 Hz



0.02-25 Hz



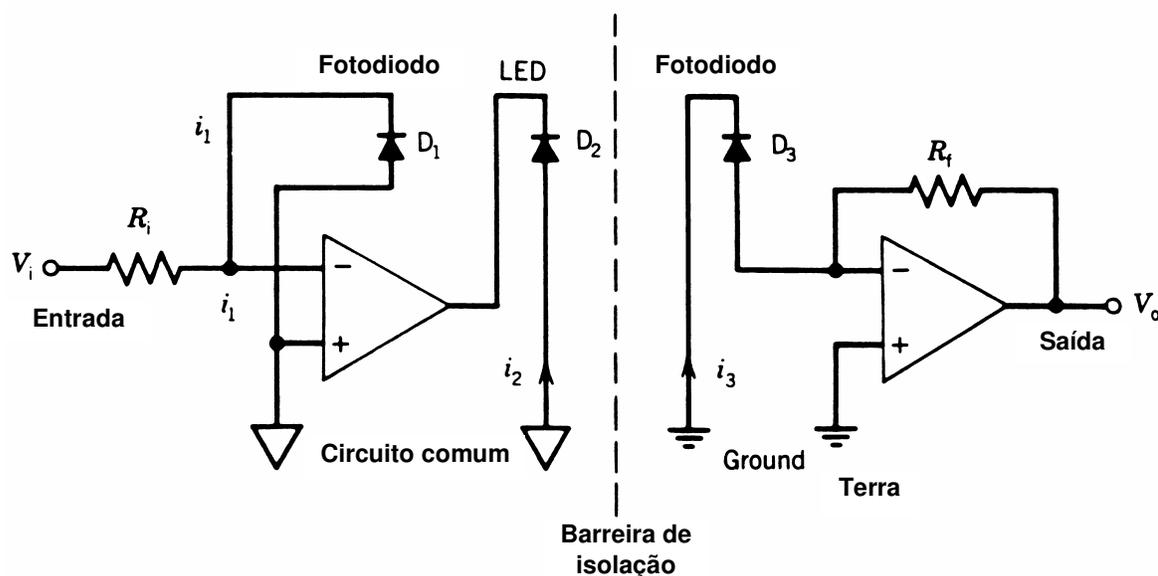
1-150 Hz

## PROTEÇÃO ELÉTRICA

Esta é uma consideração muito importante nos equipamentos eletromédicos. As normas são muito restritivas em relação à passagem de corrente elétrica pelo paciente:

- Corrente máxima tolerada = **10  $\mu\text{A}$**  (60 Hz)
- A sensibilidade do corpo diminui com a frequência = **1 mA** (> 100 kHz)
- São utilizadas diversas técnicas para assegurar o isolamento elétrico do paciente em relação à rede:

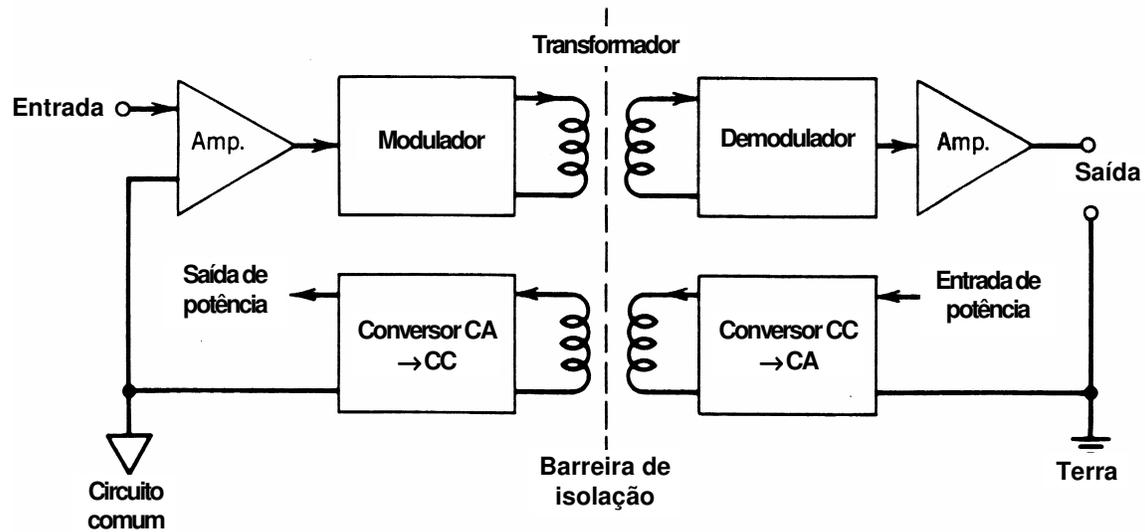
### □ Isolação Óptica:



- Técnica **simples**, **barata**, mas **não-linear** → compensação por  $D_1$

$$D_1 = D_3 \Rightarrow i_1 = i_3. \text{ Como } i_1 = V_i/R_i \text{ e } i_3 = V_o/R_f \text{ então } V_o = (R_f/R_i) V_i$$

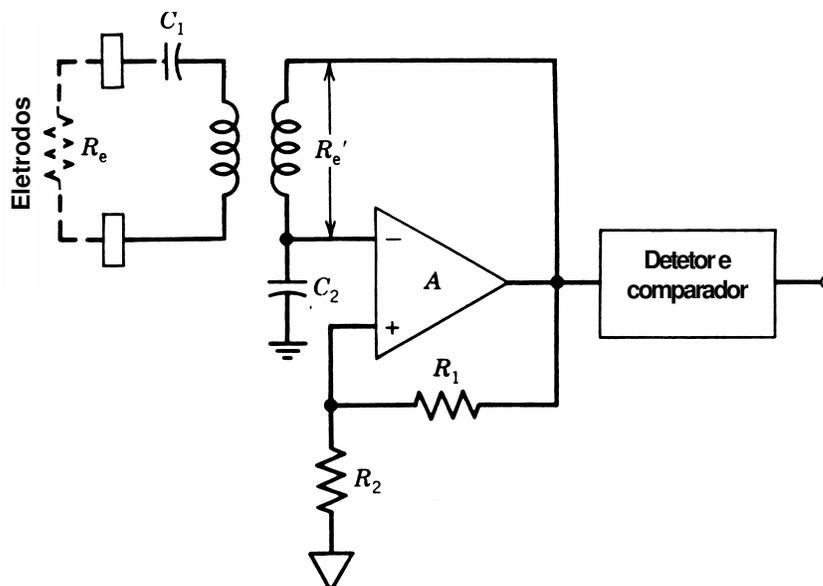
## ❑ Transformador de Isolamento:



- Técnica mais linear, mas depende de eletrônica mais complexa (moduladores do sinal com portadora de alta frequência, demoduladores, conversores para transmissão de potência).
- ❑ Características mais importantes de um sistema de isolamento (óptica ou por transformador):
  - Suportar tensão do desfibrilador ( $\approx 5\text{kV}$ );
  - Fuga de corrente capacitiva menor possível pela barreira de isolamento;
  - Mínima distorção do sinal e imunidade a ruídos.

## DETETOR DE FALHA DE DERIVAÇÃO

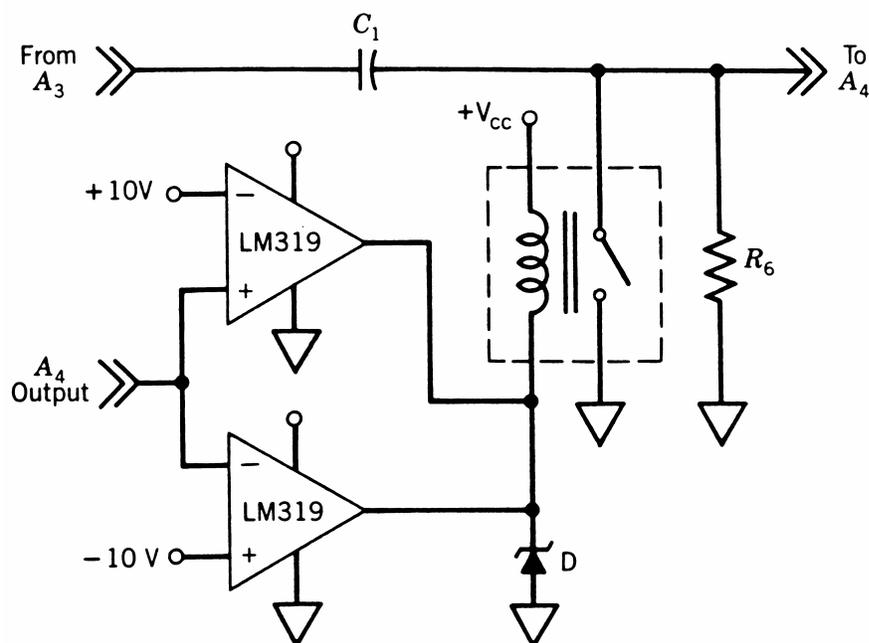
- Ocorrência comum na prática (descolamento do eletrodo, escape do condutor, gel condutivo insuficiente ou seco);
- Método mais freqüente é a medida da impedância entre os eletrodos (impedância normal sob bom contato é da ordem de  $10^2 \Omega$  a 100 kHz);



- A freqüência de oscilação do multivibrador é dada pela impedância entre os eletrodos ( $R_e$ ), percebida pelo transformador e pelo capacitor  $C_2$ .
- $C_1$  bloqueia os potenciais CC dos eletrodos.
- O multivibrador não oscila se a impedância for muito alta. O sinal é demodulado e comparado com um limite (*set point*) para acionar um eventual alarme.
- A freqüência de trabalho (100 kHz) é completamente eliminada pelos filtros do ECG, não interferindo nas medidas nem oferecendo risco para o paciente.

## RESTAURADOR DE LINHA DE BASE

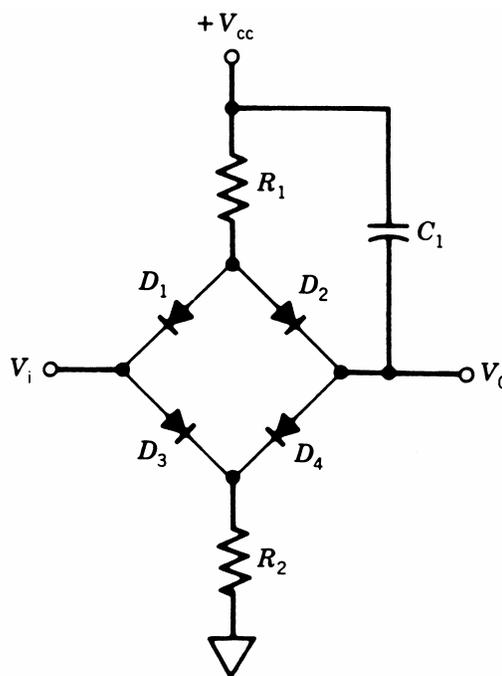
- A linha de base do eletrocardiograma pode ser deslocada por um sinal CC (transitório) que satura os amplificadores.
- Esta saturação é em decorrência das elevadas constantes de tempo dos filtros ( $> 3$  s), em resposta ao chaveamento para troca de derivações ou mau contato (mesmo passageiro) nos eletrodos.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



- É feita uma comparação entre a saída do Amplificador A<sub>4</sub> e os níveis  $\pm 10$  V. Além destes limites o relé é acionado descarregando C<sub>1</sub>, levando a linha de base para um potencial central.

## 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 ( $\approx 5$  ms) e com subida muito abrupta “*slew-rate*” ( $\approx 1$  V/ $\mu$ s), pode ser eliminado pelo circuito abaixo:



- O filtro formado por  $C_1$  e  $R_1$  impede que na saída surjam inflexões muito rápidas do sinal.
- Pode-se dimensionar  $R_1$ ,  $R_2$  e  $C_1$  de modo que as variações rápidas do marca-passo sejam fortemente atenuadas, sem distorcer o sinal de ECG.

## OUTROS RECURSOS

---

- **Calibração:** Um 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.
- **Marcador de Eventos:** semelhante ao anterior, possibilita ao operador adicionar uma marca no traçado, para caracterizar algum evento de interesse ocorrido durante o exame, através de outro botão.
- **Registrador gráfico:** dispositivo que registra o sinal final em papel. Pode utilizar diversas tecnologias, sendo mais comum a impressão em papel térmico e o uso de penas com tinta (alguns modelos têm um suporte para canetas comuns).

O papel é milimetrado, podendo ser uma fita de  $\approx 6$  cm de largura, até usar folhas formato A4 (montadas sobre tambor rotativo).

A velocidade pode ser ajustada pelo operador em 25 mm/s ou 50 mm/s.

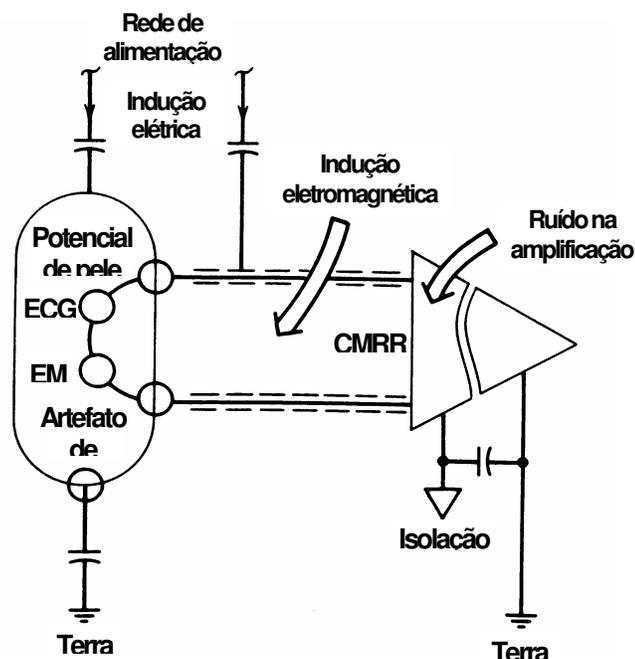
- **Microcomputador:** cada vez mais presente em ECG's, o microcomputador pode controlar toda a operação do equipamento (*software* proporciona ao operador opções de derivações, ajusta ganho, registra dados do paciente, médico, etc., algoritmos para interpretação do ECG e pré-diagnóstico, com reconhecimento de arritmias).

Teclado e *display* alfanumérico facilitam comunicação com o operador.

## INTERFERÊNCIAS NO ECG

---

Toda captação de biopotenciais é sujeita a interferências de outros sinais do ambiente e do próprio corpo do paciente. Estas interferências são de diversas naturezas:



Representação esquemática de interferência biológica e ambiental no registro de ECG.

### ☐ Fontes Biológicas e Artefatos:

- **Potenciais de pele:** a interface pele - gel - eletrodo pode acumular potenciais de  $\approx 25$  mV. Podem ser reduzidos pela raspagem ou punção da pele. Os potenciais CC são eliminados pelos filtros.
- **Artefatos de movimento:** são sinais produzidos pelo movimento relativo pele - eletrodo, com modificação da linha de base ou ruído no traçado, dificultando a sua interpretação.
- **Ruído muscular:** potenciais de ação da musculatura esquelética (EMG) têm mesma amplitude do ECG, mas com frequência maior. São resolvidos com filtro passa-baixas, colocação adequada dos eletrodos e repouso do paciente.

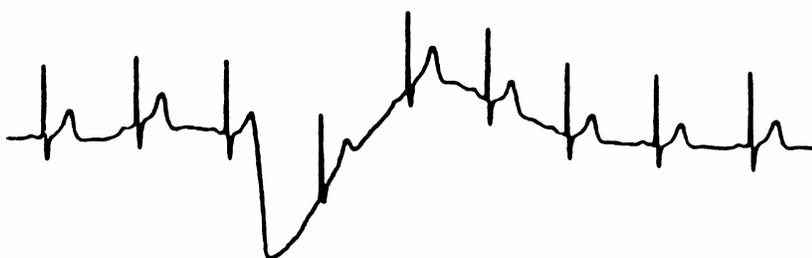
**☐ Interferências Ambientais:**

- **Rede de 60 Hz:** interferência por acoplamento capacitivo e indução eletromagnética. Reduz-se pela blindagem aterrada dos cabos das derivações e redução do laço de captação eletromagnético.

**Artefatos de movimento**



**Variação da linha de base**



**Ruído muscular**



**Interferência da rede 60 Hz**



## VIII.7. Tabelas comparativas entre fabricantes

### *Electrocardiographs, Multichannel*

#### Product Comparison Chart

MODEL	APCOT	BURDICK	BURDICK	BURDICK
	ECG-12	Eclipse 4	Eclipse 400	Eclipse 850
<b>WHERE MARKETED</b>	Not specified	Worldwide	Worldwide	Worldwide
<b>FDA CLEARANCE</b>	Yes	Yes	Yes	Yes
<b>CE MARK (MDD)</b>	Not specified	Yes	Yes	Yes
<b>CONFIGURATION</b>	Mobile or portable	Portable	Portable	Mobile
Cart	Optional	Optional	Optional	Optional
<b>LEADS</b>				
<b>Lead switching</b>	Not specified	Automatic	Automatic	Automatic
<b>Sensitivity, mm/mV</b>	5, 10, 20	5, 10, 20, 5/10, 10/20	5, 10, 20, 5/10, 10/20	5, 10, 20, 5/10, 10/20
<b>Calibration signal</b>	Yes	Yes	Yes	Yes
<b>Frequency range, Hz</b>				
Diagnostic	0.05-100	0.05-150	0.05-150	0.05-150
Filtered	Notch and EMG filters	0.05-40	0.05-40	0.05-40
<b>Input impedance, megohms</b>	>100	Meets or exceeds ANSI/AAMI	Meets or exceeds ANSI/AAMI	Meets or exceeds ANSI/AAMI
<b>CMRR @ 60 Hz, dB</b>	120	Not specified	Not specified	Not specified
<b>Leads-off indicator</b>	No	Yes	Yes	Yes
<b>RECORDER</b>				
<b>Recording method</b>	Laser or ink jet	Digital thermal array	Digital thermal array	Digital thermal array
<b>Paper size</b>	8.5 x 11", A4	106 x 140 mm, z-fold	106 x 140 mm, z-fold	8.5 x 11"
<b>Lead marker</b>	Yes	Automatic	Automatic	Automatic
<b>Timing marker</b>	Yes	Not specified	Not specified	Not specified
<b>Event marker</b>	Yes	Not specified	Not specified	Not specified
<b>Chart speed, mm/sec</b>	25, 50	10, 25, 50	10, 25, 50	10, 25, 50
<b>Channels acquired simultaneously</b>	12	12	12	12
<b>Channels printed simultaneously</b>	12	3	3	3, 4, 6, 12
<b>PREVIEW SCREEN</b>	Yes	3 lead	3 lead	3 lead
<b>NO. WAVEFORMS STORED</b>	12	40	1	1, upgradable to 40
<b>ECG TRANSMISSION</b>	Yes	Yes	Yes	Yes
Type	Modem, Internet	Modem, SCP-ECG, and/or fax	Modem, SCP-ECG, and/or fax	Modem, SCP-ECG, and/or fax
<b>INTERPRETATION</b>	No	Yes *	Yes *	Yes *

Colons separate data on similar models of a device.  
 \* Noninterpretive also available.

This is the first of two pages covering the above model(s). These specifications continue onto the next page.

**Healthcare Product Comparison System**

**Product Comparison Chart**

MODEL	APCOT	BURDICK	BURDICK	BURDICK
	ECG-12	Eclipse 4	Eclipse 400	Eclipse 850
<b>ECG MEASUREMENTS</b>	Yes	Yes	Yes	Yes
<b>AUXILIARY OUTPUT</b>	Yes	With communications	With communications	With communications
<b>AUXILIARY INPUT</b>	Yes	Yes	No	Yes
<b>DEFIBRILLATOR OVERLOAD PROTECTION</b>	Yes	Yes	Yes	Yes
<b>POWER REQUIREMENTS</b>	110/220 VAC	115/230 VAC	115/230 VAC	115/230 VAC
<b>H x W x D, cm (in)</b>	15 x 42.9 x 42.9 (5.9 x 16.9 x 16.9)	29.9 x 34.9 x 10.5 (11.8 x 13.8 x 4.1)	29.9 x 34.9 x 10.5 (11.8 x 13.8 x 4.1)	29.9 x 45.7 x 10.5 (11.8 x 18 x 4.1)
<b>WEIGHT, kg (lb)</b>	15.9 (35)	4.32 (9.5)	4.32 (9.5)	6.45 (14.2)
<b>BATTERY OPERATION</b>	Yes	Yes	Yes	Yes
Battery type	Not specified	Ni-Cd	Ni-Cd	Ni-Cd
No./voltage	Not specified	Not specified	Not specified	Not specified
Operating time, hr	Not specified	Not specified	Not specified	Not specified
<b>PLANNING &amp; PURCHASE</b>				
List price	\$3,995	\$3,950	\$3,300	\$4,300
Warranty	1 year	5 years, limited	5 years, limited	5 years, limited
Delivery time, ARO	Not specified	Not specified	Not specified	Not specified
Service contract	Not specified	Yes	Yes	Yes
Year first sold	Not specified	1996	1996	1996
Number sold				
USA/worldwide	Not specified	Not specified	Not specified	Not specified
Fiscal year	Not specified	Not specified	Not specified	Not specified
<b>OTHER SPECIFICATIONS</b>	ECG management; ECG storage/retrieval; electronic physician notepad; telephone transmission and faxing; LAN interface; includes detachable IBM-compatible notebook PC. Meets requirements of AAMI and AHA.	None specified.	None specified.	Stress compatible; selectable demographics; SCP-ECG compliant.

Colons separate data on similar models of a device.