

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 H₂SO₄ 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.

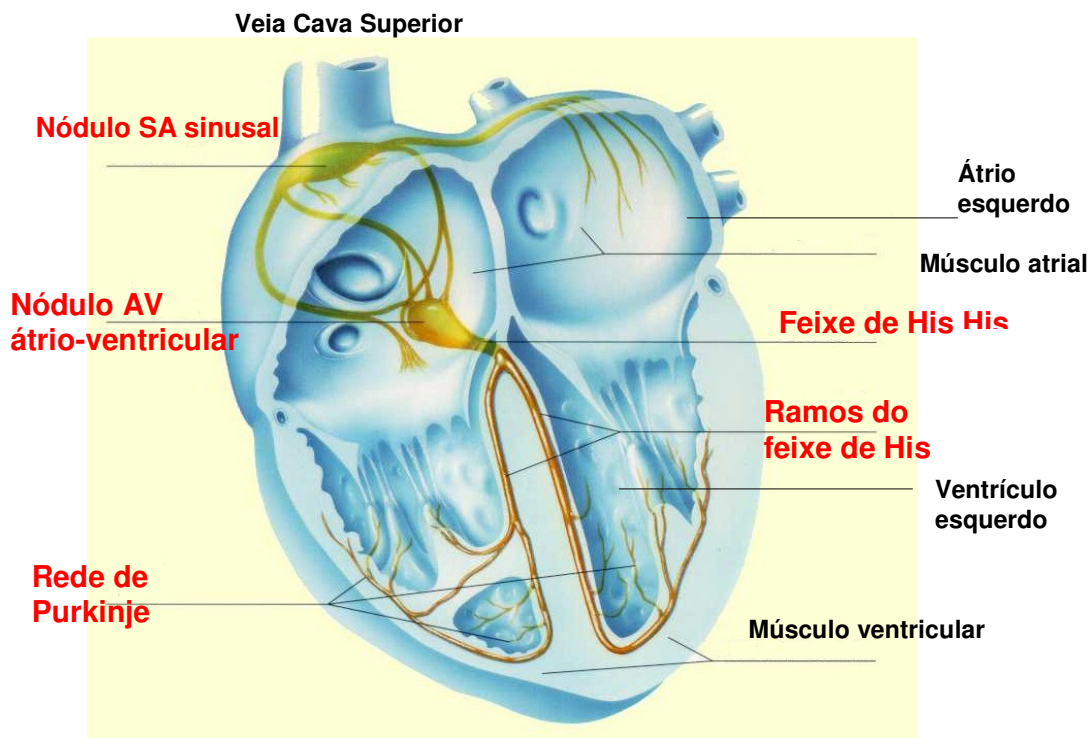


Figura 1. No corte do coração apresentado são indicadas as 4 câmaras do coração: átrios esquerdo e direito e ventrículos esquerdo e direito; a veia cava superior; e o sistema de condução elétrico do coração: nodos sino-atrial ou sinusal (AS) e átrio-ventricular (AV), redes de Purkinje e feixe de His.

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.

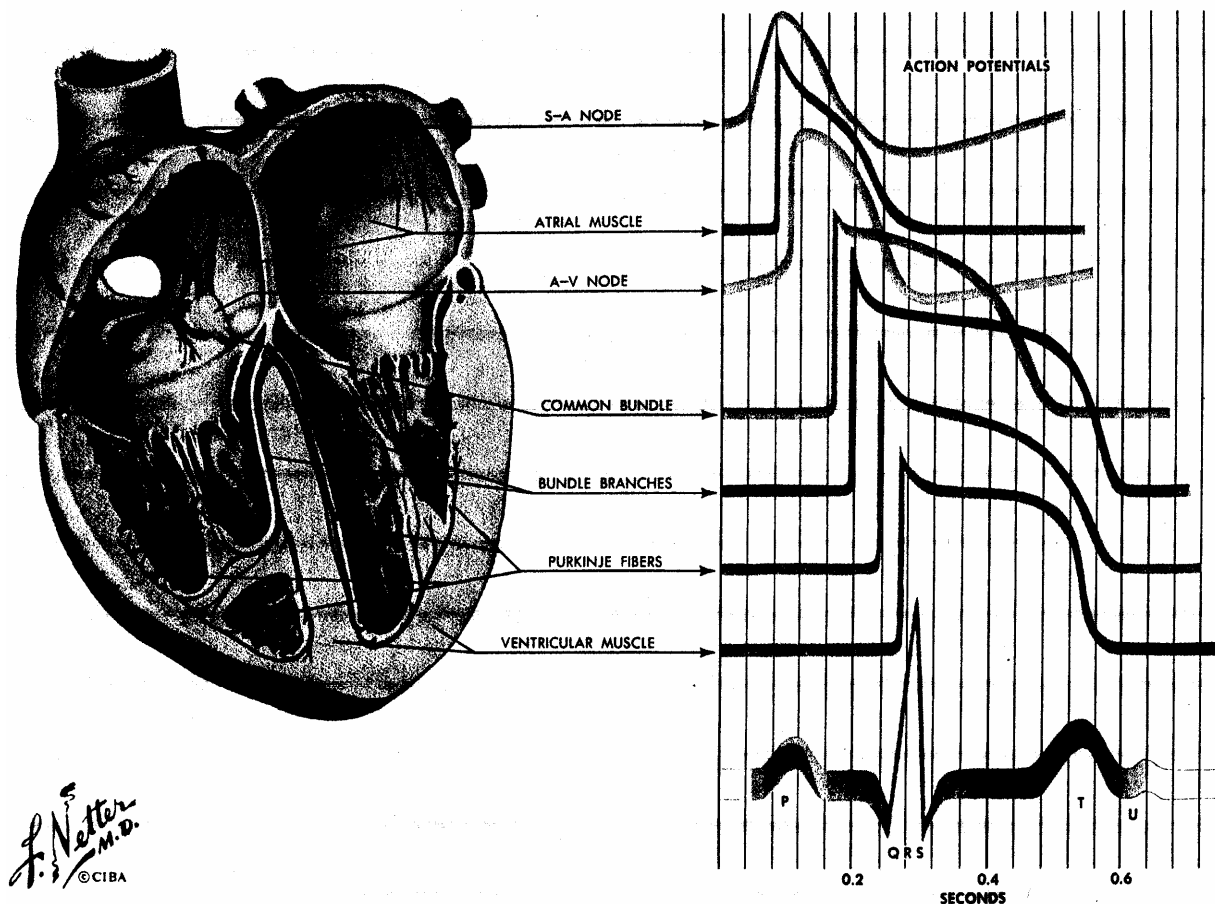


Figura 2. Diferentes células apresentam formas diferentes de atividade elétrica, mas em geral, a contração é sincronizada pela despolarização do nodo sino-atrial há cada (aproximadamente) 800ms.

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.

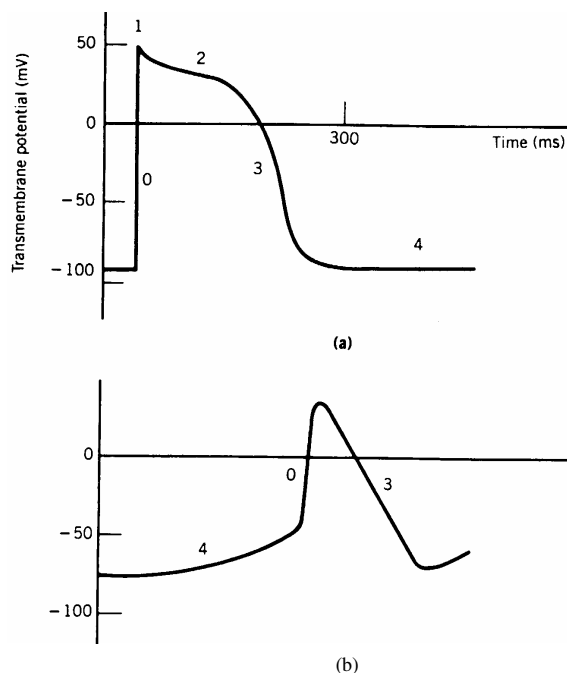


Figura 3. Potenciais de ação de uma fibra ventricular (a) e de uma fibra do NSA (b).

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:

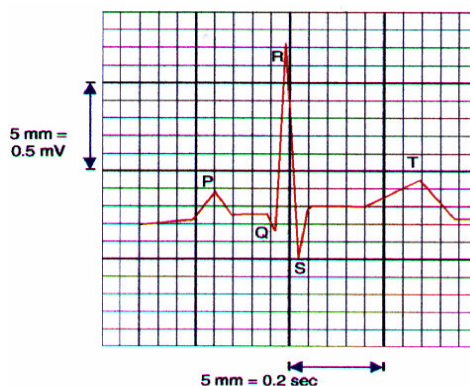


Figura 4. ECG típico, mostrando as ondas P, T e o complexo QRS. A duração e a amplitude dessas formas têm significado clínico porque correspondem diretamente ao percurso de condução elétrica do coração.

A seqüência de eventos elétricos que resultam no ciclo sístole/diástole (figura 5) propagam-se através do volume condutor do tórax e pode ser medida na superfície do corpo através de eletrodos: ECG (Tórax, volume condutor linear: carga resistiva; Coração: gerador elétrico; Atenuação do potencial elétrico: com a distância da fonte).

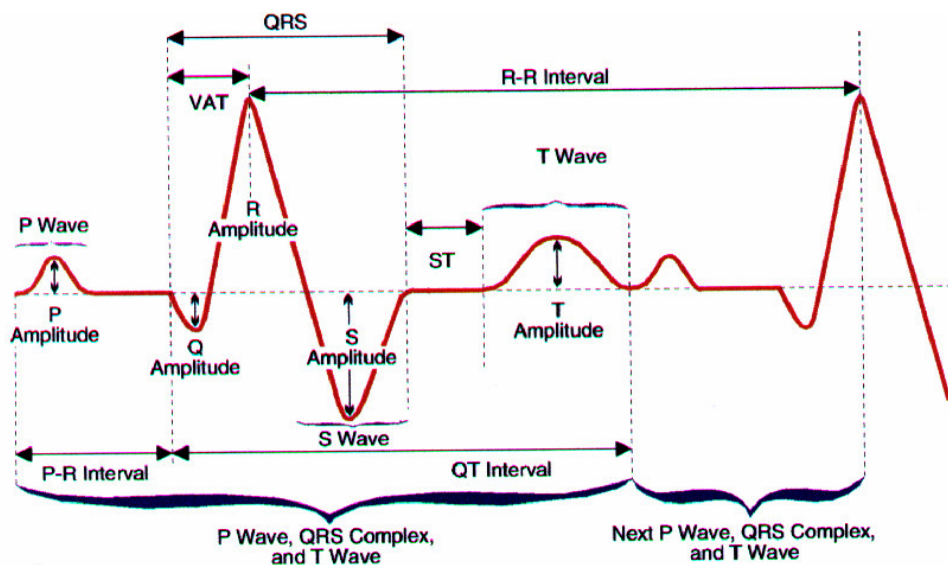


Figura 5. Principais componentes que interessam num ECG típico.

IV. Vetor despolarização

A cada instante da atividade ventricular, a atividade elétrica do coração pode ser representada por um vetor, com origem no centro elétrico do coração. A cada instante, este vetor representa a contribuição total de todas as áreas ativas do coração. A amplitude deste vetor é proporcional à quantidade de massa muscular ativada (contraída) e o sentido deste vetor (resultante) acompanha o espalhamento da frente de despolarização (figuras 6 e 7).

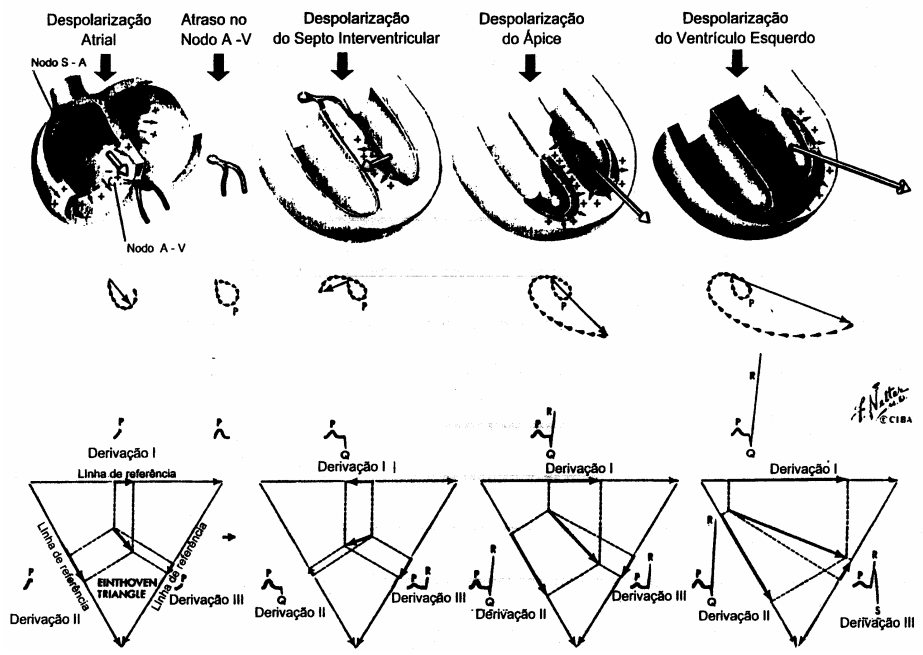


Figura 6. O vetor despolarização – seqüência 1.

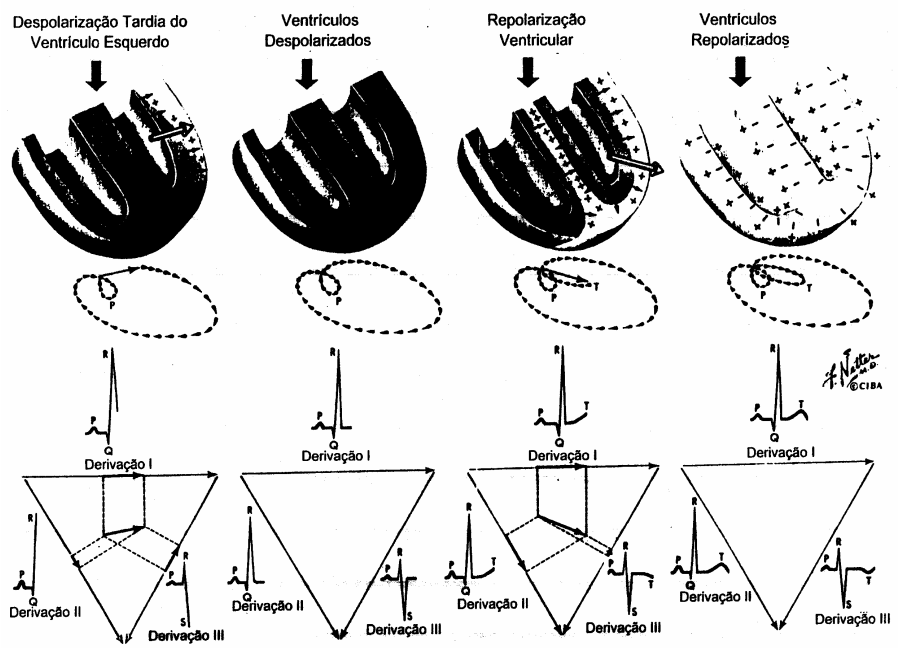


Figura 7. O vetor despolarização – seqüência 2.

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.

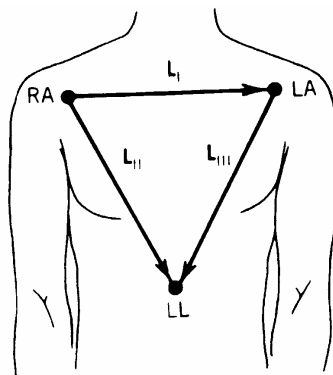


Figura 8. Triângulo de Einthoven.

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.

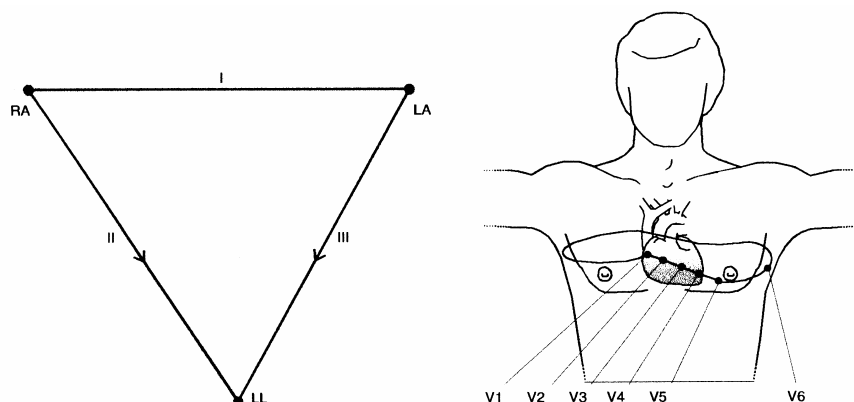


Figura 9. Colocação dos 9 eletrodos utilizados para obter as 12 derivações clássicas.

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)	$V1 = v1 - (RA+LA+LL) / 3$ $V2 = v2 - (RA+LA+LL) / 3$ $V3 = v3 - (RA+LA+LL) / 3$ $V4 = v4 - (RA+LA+LL) / 3$ $V5 = v5 - (RA+LA+LL) / 3$ $V6 = v6 - (RA+LA+LL) / 3$

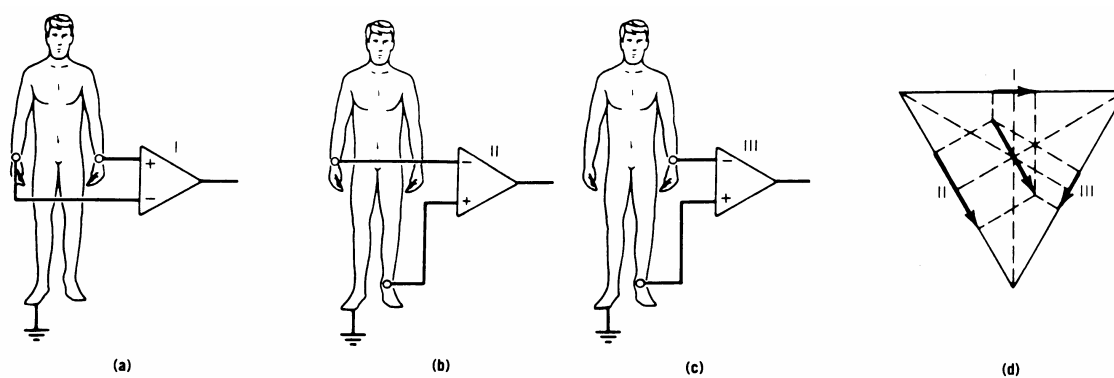


Figura 10. Derivação bipolar. (a) derivação I; (b) derivação II; (c) derivação III. (d) técnica para derivar o vetor cardíaco (no centro de triângulo) a partir das projeções geométricas dos vetores de membros.

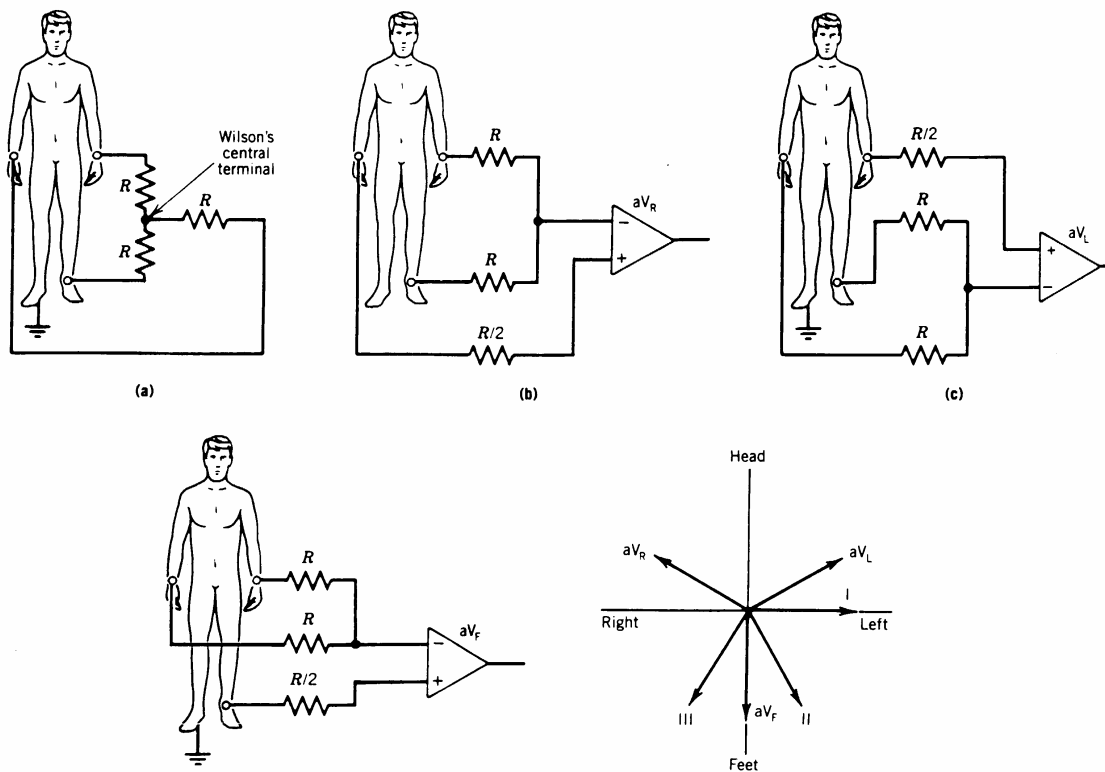


Figura 11. Terminal central de Wilson. (b) a (d): derivações aumentadas aV_R , aV_L e aV_F , respectivamente. (e) Relação entre os vetores das derivações de membros e as derivações aumentadas no plano frontal.

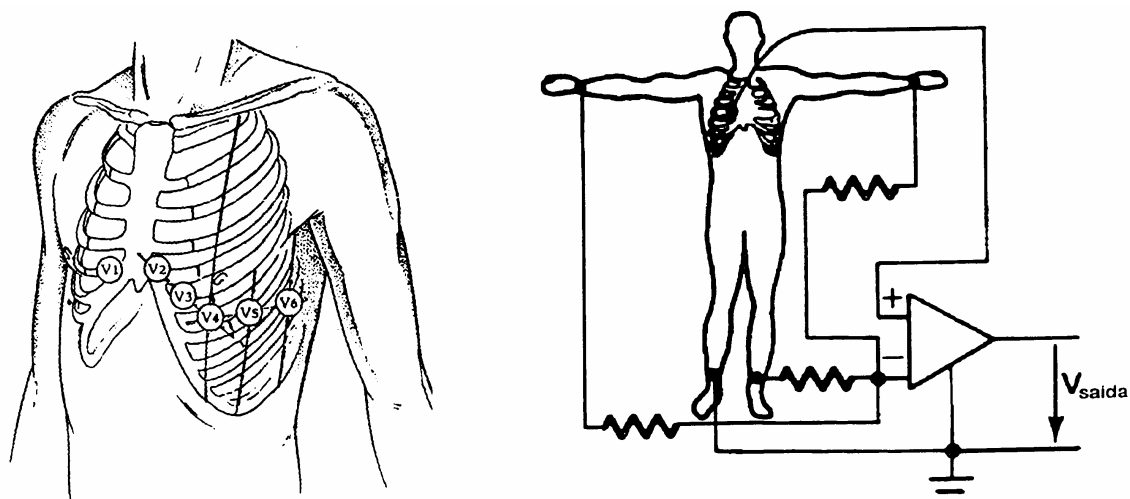


Figura 12. Derivações precordiais. O eletrodo ligado à entrada não-inversora do amplificador é o eletrodo explorador, colocado numa das posições precordiais, de cada vez.

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:

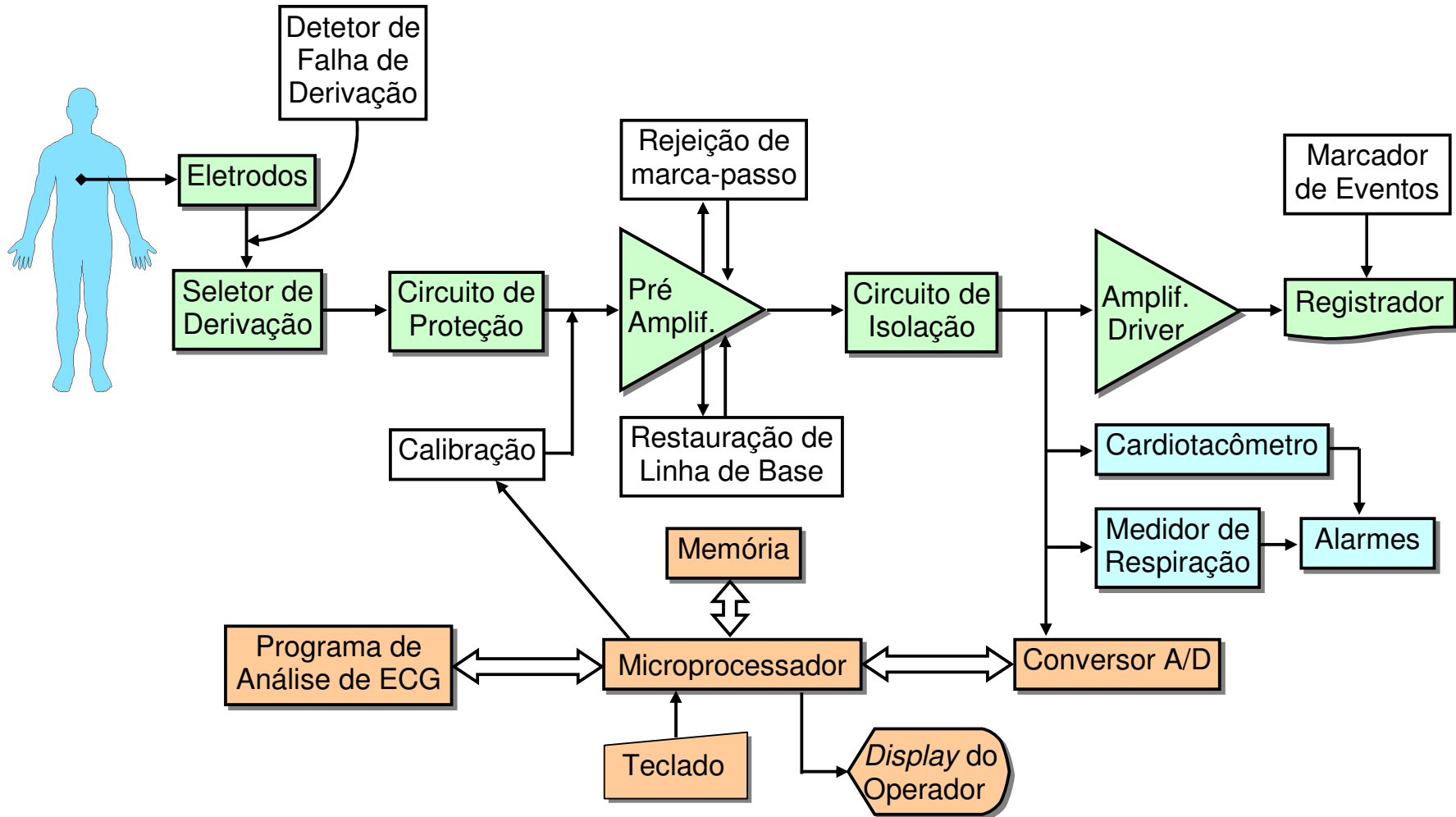
- ⇒ Ritmo anormal do marca-passo natural (sino-atrial);
- ⇒ Deslocamento do marca-passo sino-atrial para outras regiões (extra-sístoles);
- ⇒ Bloqueio (em diversos pontos) da transmissão do sinal elétrico;
- ⇒ Vias anormais para condução da onda de despolarização;
- ⇒ Geração espontânea de disparo (extra-sístoles);
- ⇒ 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^o grau: apenas retardo;
 - 2^o 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

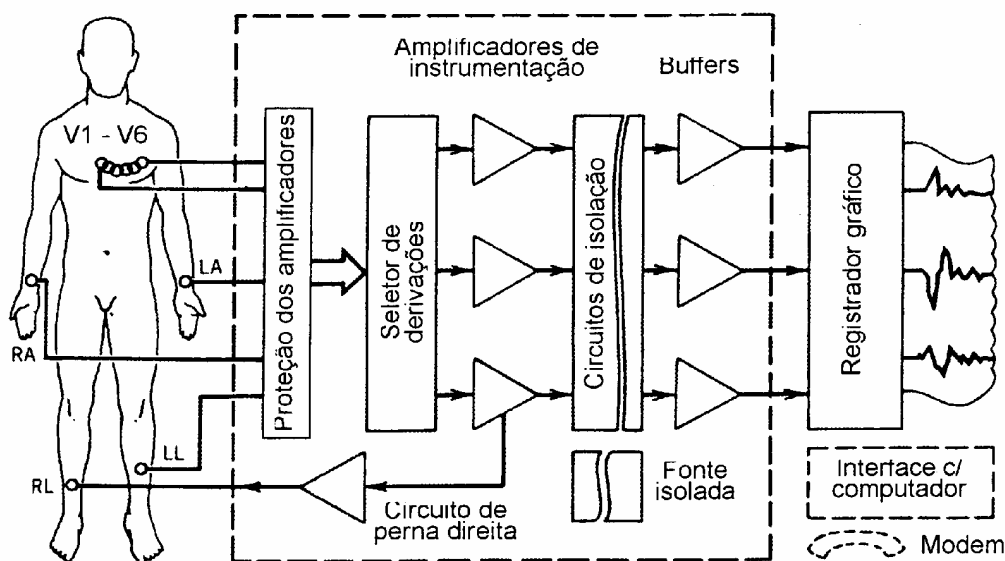


Figura 13. Diagrama em blocos de um ECG diagnóstico.

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

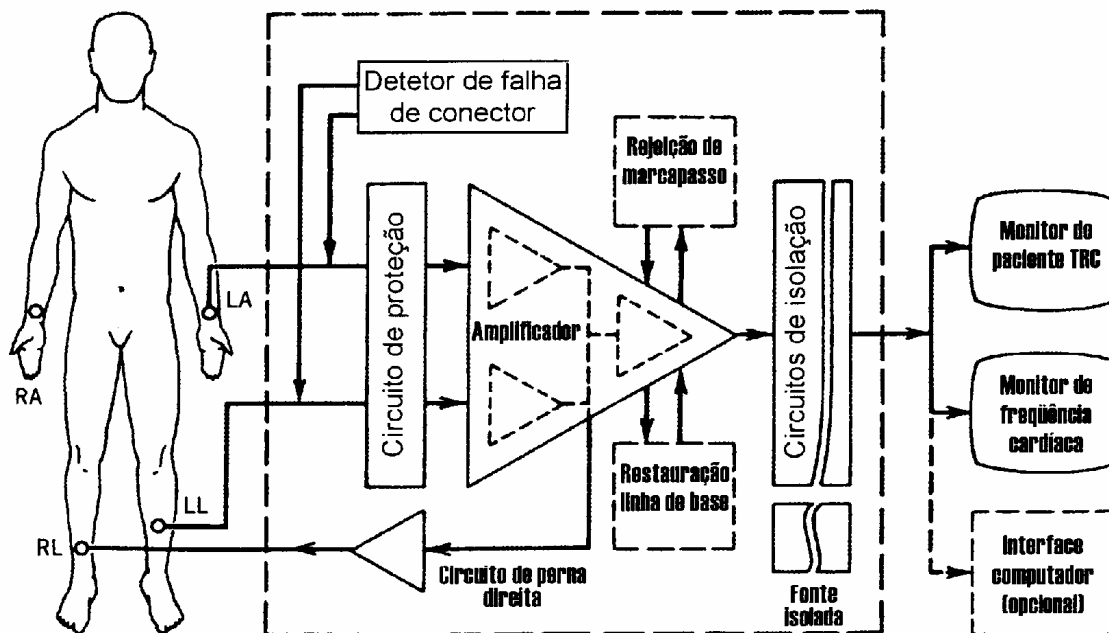


Figura 14. Diagrama em blocos de um monitor cardíaco.

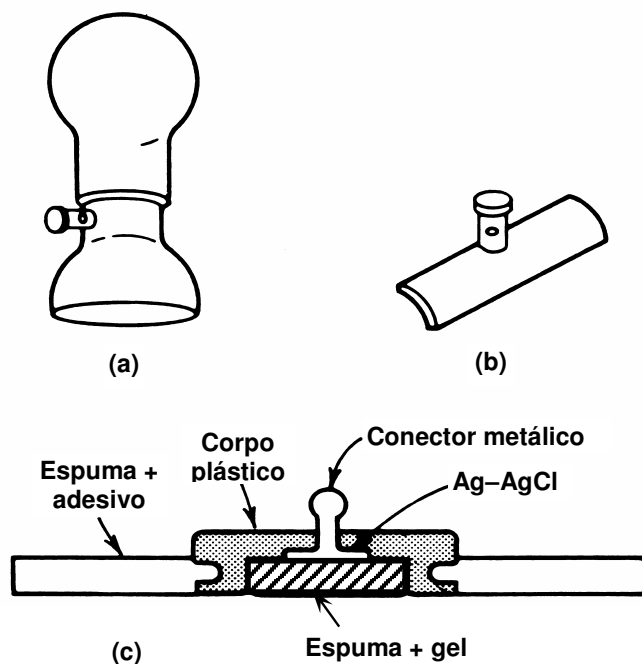
Na monitoração do ECG, a morfologia do sinal registrado não é prioridade, e sim a detecção do complexo QRS.

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).

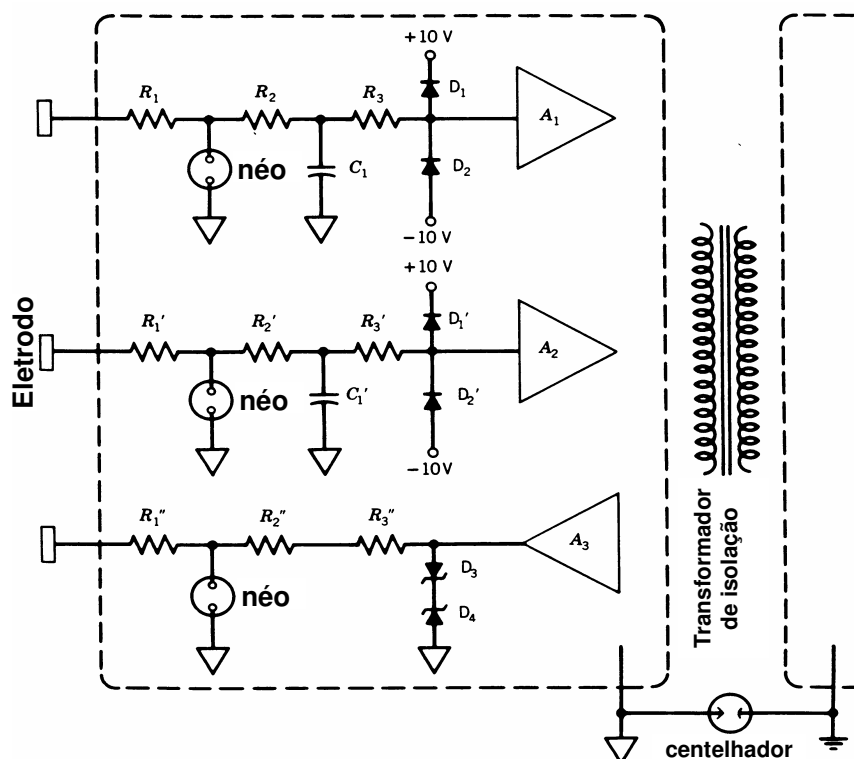
CIRCUITOS DE PROTEÇÃO

- ❑ 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:

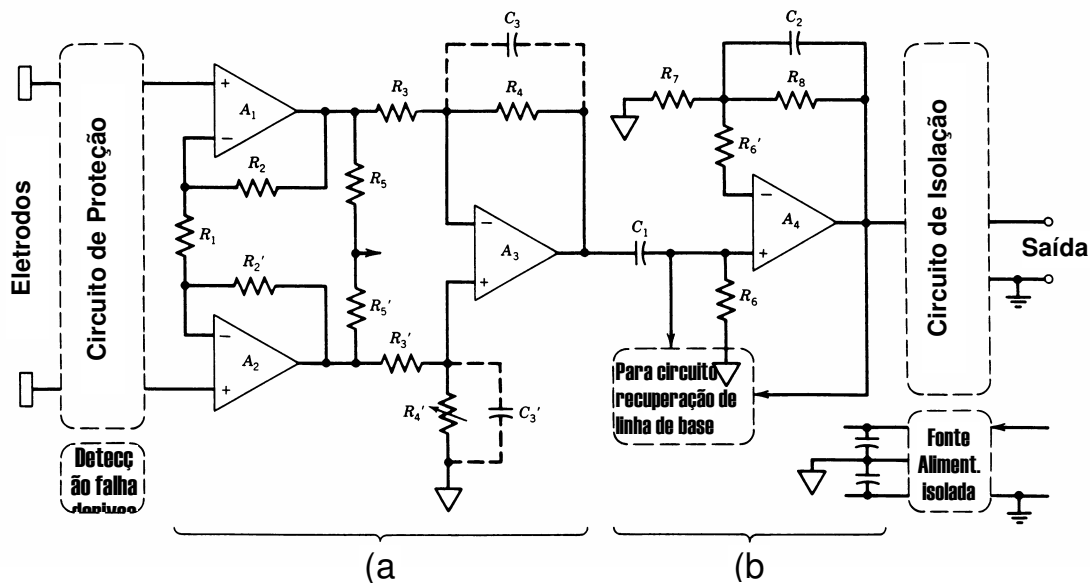
- Uso de desfibrilador no paciente;
- Paciente tocar alguma área energizada (110 V ou 220 V).

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:

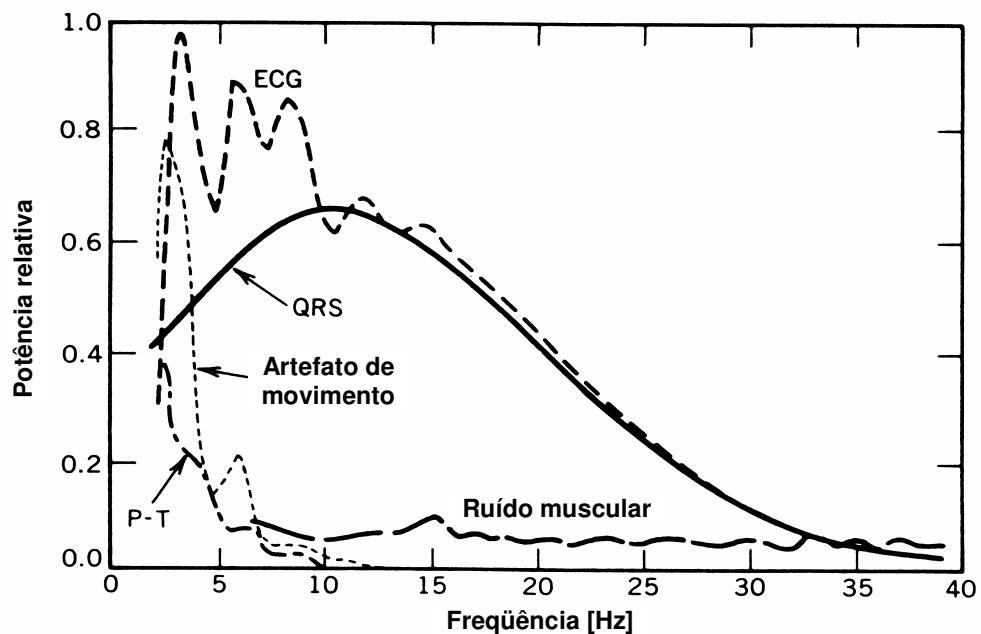


O terceiro estágio é um **Amplificador com Filtro passa-faixa (b)**, que estabelece o ganho final e a resposta em frequência e do equipamento:

- 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.

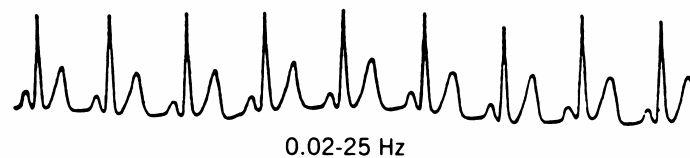


Composição espectral dos sinais captados pelos eletrodos.

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



0.02-150 Hz



0.02-25 Hz



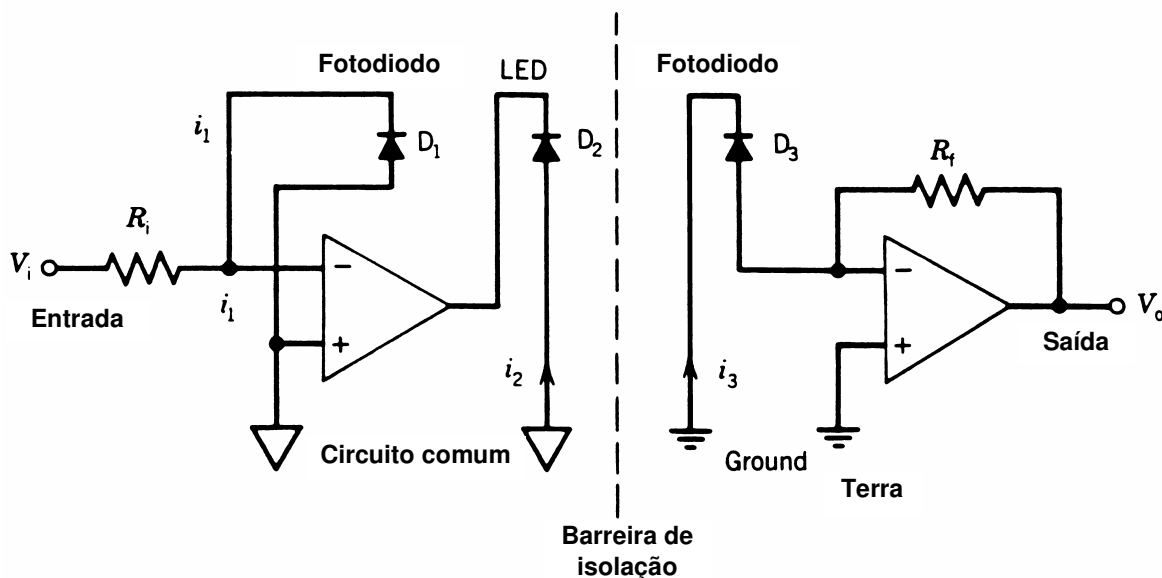
1-150 Hz

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 μA** (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:

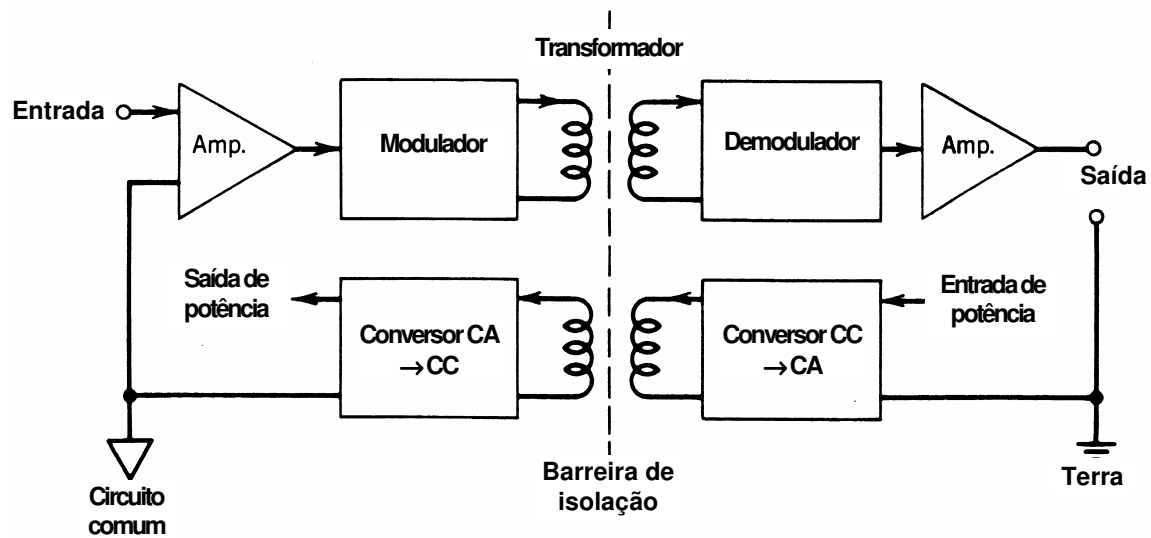
□ Isolação Óptica:



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

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

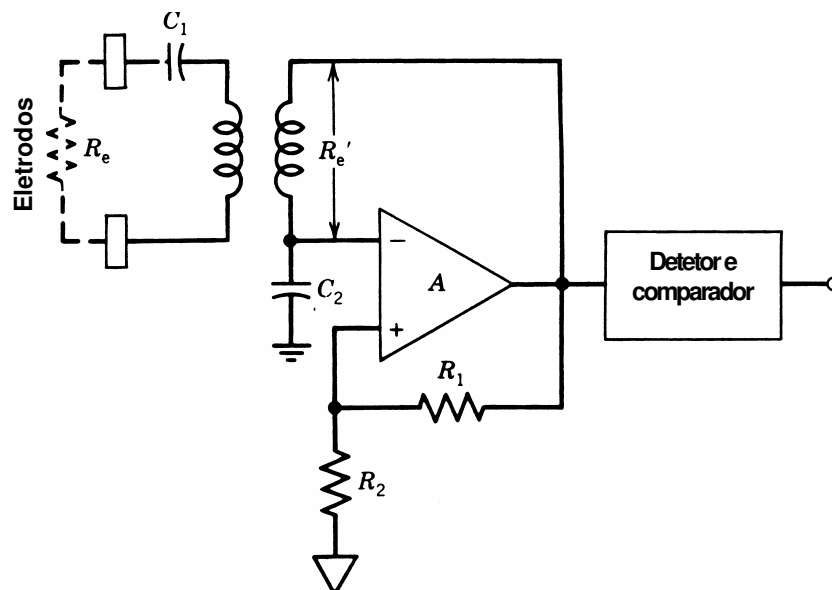
❑ Transformador de Isolamento:



- 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

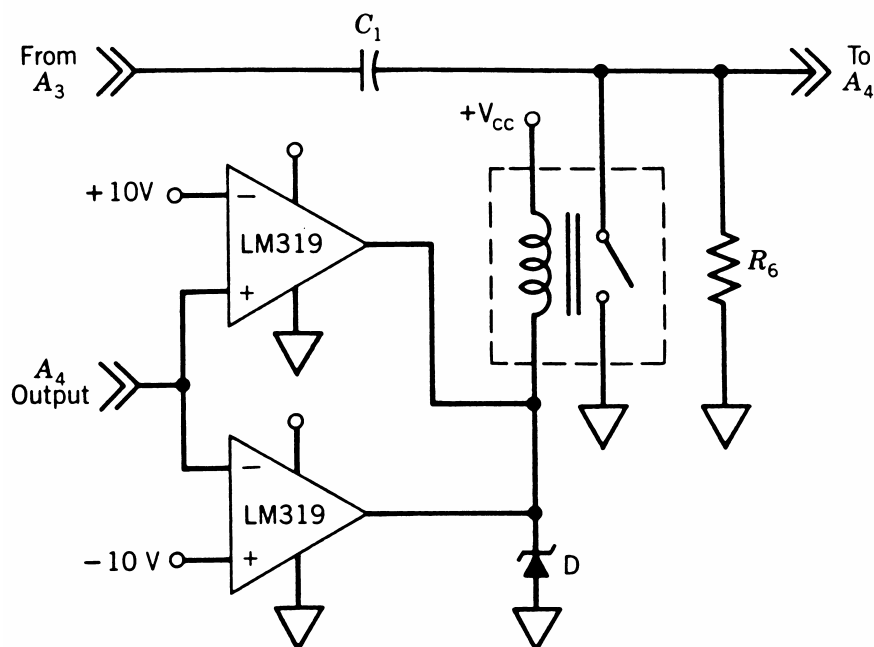
- Ocorrência comum na prática (descolamento do eletrodo, escape do condutor, gel condutivo insuficiente ou seco);
- Método mais freqüente é a medida da impedância entre os eletrodos (impedância normal sob bom contato é da ordem de $10^2 \Omega$ a 100 kHz);



- 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

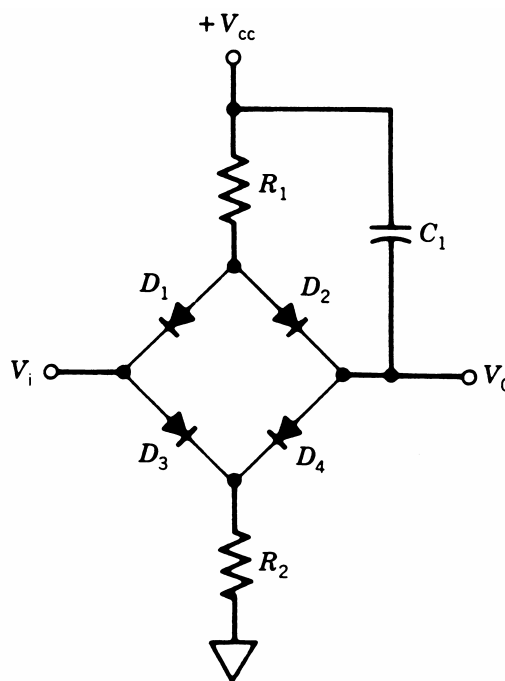
- A linha de base do eletrocardiograma pode ser deslocada por um sinal CC (transitório) que satura os amplificadores.
- Esta saturação é em decorrência das elevadas constantes de tempo dos filtros (> 3 s), em resposta ao chaveamento para troca de derivações ou mau contato (mesmo passageiro) nos eletrodos.
- 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_4 e os níveis ± 10 V. Além destes limites o relé é acionado descarregando C_1 , 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 (≈ 5 ms) e com subida muito abrupta “*slew-rate*” (≈ 1 V/ μ 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 ≈ 6 cm de largura, até usar folhas formato A4 (montadas sobre tambor rotativo).

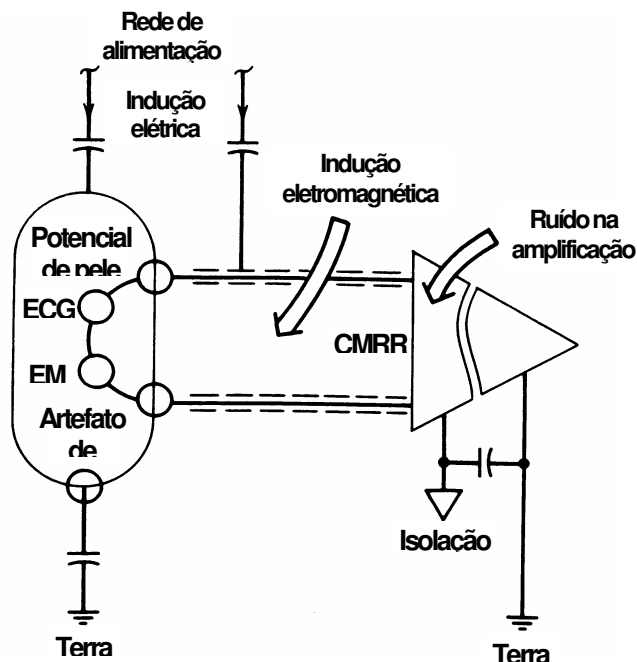
A velocidade pode ser ajustada pelo operador em 25 mm/s ou 50 mm/s.

- **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.

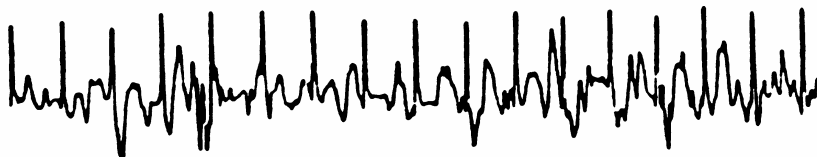
☐ Fontes Biológicas e Artefatos:

- **Potenciais de pele:** a interface pele - gel - eletrodo pode acumular potenciais de ≈ 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
WHERE MARKETED	Not specified	Worldwide	Worldwide	Worldwide
FDA CLEARANCE	Yes	Yes	Yes	Yes
CE MARK (MDD)	Not specified	Yes	Yes	Yes
CONFIGURATION	Mobile or portable	Portable	Portable	Mobile
Cart	Optional	Optional	Optional	Optional
LEADS				
Lead switching	Not specified	Automatic	Automatic	Automatic
Sensitivity, mm/mV	5, 10, 20	5, 10, 20, 5/10, 10/20	5, 10, 20, 5/10, 10/20	5, 10, 20, 5/10, 10/20
Calibration signal	Yes	Yes	Yes	Yes
Frequency range, Hz				
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
Input impedance, megohms	>100	Meets or exceeds ANSI/AAMI	Meets or exceeds ANSI/AAMI	Meets or exceeds ANSI/AAMI
CMRR @ 60 Hz, dB	120	Not specified	Not specified	Not specified
Leads-off indicator	No	Yes	Yes	Yes
RECORDER				
Recording method	Laser or ink jet	Digital thermal array	Digital thermal array	Digital thermal array
Paper size	8.5 x 11", A4	106 x 140 mm, z-fold	106 x 140 mm, z-fold	8.5 x 11"
Lead marker	Yes	Automatic	Automatic	Automatic
Timing marker	Yes	Not specified	Not specified	Not specified
Event marker	Yes	Not specified	Not specified	Not specified
Chart speed, mm/sec	25, 50	10, 25, 50	10, 25, 50	10, 25, 50
Channels acquired simultaneously	12	12	12	12
Channels printed simultaneously	12	3	3	3, 4, 6, 12
PREVIEW SCREEN	Yes	3 lead	3 lead	3 lead
NO. WAVEFORMS STORED	12	40	1	1, upgradable to 40
ECG TRANSMISSION	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
INTERPRETATION	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
ECG MEASUREMENTS	Yes	Yes	Yes	Yes
AUXILIARY OUTPUT	Yes	With communications	With communications	With communications
AUXILIARY INPUT	Yes	Yes	No	Yes
DEFIBRILLATOR OVERLOAD PROTECTION	Yes	Yes	Yes	Yes
POWER REQUIREMENTS	110/220 VAC	115/230 VAC	115/230 VAC	115/230 VAC
H x W x D, cm (in)	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)
WEIGHT, kg (lb)	15.9 (35)	4.32 (9.5)	4.32 (9.5)	6.45 (14.2)
BATTERY OPERATION	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
PLANNING & PURCHASE				
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
OTHER SPECIFICATIONS	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.