

**Faculdade de Medicina da
Universidade do Porto**
Serviço de Fisiologia



Aula Teórico-Prática

ELECTROCARDIOGRAFIA

Texto de Apoio

Paulo Castro Chaves

Prof. Doutor Adelino Leite Moreira

Porto, Ano Lectivo 2001 / 02

ÍNDICE:

INTRODUÇÃO.....	3
SISTEMA DE CONDUÇÃO CARDÍACO.....	3
ALGUNS PRINCÍPIOS BÁSICOS.....	8
CONCEITO DE ACTIVAÇÃO VECTORIAL DO CORAÇÃO.....	9
TRIÂNGULO DE EINTHOVEN.....	10
DERIVAÇÕES ELECTROCARDIOGRÁFICAS.....	13
DERIVAÇÕES BIPOLARES DOS MEMBROS.....	13
DERIVAÇÕES UNIPOLARES.....	14
TÉCNICA DE REGISTO.....	16
ANÁLISE DO ELECTROCARDIOGRAMA.....	18
DEFINIÇÃO DAS CONFIGURAÇÕES ELECTROCARDIOGRÁFICAS.....	18
GRELHA ELECTROCARDIOGRÁFICA.....	18
CÁLCULO DA FREQUÊNCIA CARDÍACA E DA VOLTAGEM.....	18
COMPLEXOS ELECTROCARDIOGRÁFICOS NORMAIS.....	20
VALORES NORMAIS DOS INTERVALOS.....	20
SEGMENTOS.....	20
CONSTRUÇÃO DE VECTORES MÉDIOS.....	21
O ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL.....	23
CONCLUSÃO.....	25

INTRODUÇÃO

O electrocardiograma (ECG) é um gráfico obtido quando os potenciais de um campo eléctrico com origem no coração são registados à superfície do organismo. Os sinais são detectados por eléctrodos metálicos ligados aos membros e à parede torácica e são depois amplificados e registados pelo electrocardiógrafo. Deve notar-se que no ECG apenas são registadas **diferenças de potencial instantâneas** entre os eléctrodos.

Apesar das suas limitações, o ECG é o exame auxiliar mais usado no diagnóstico de doenças cardíacas. Isto resulta do facto de ser um exame não invasivo, barato e extremamente versátil.

O ECG pode ser útil para conhecer:

- a orientação anatómica do coração;
- o tamanho relativo das diversas câmaras cardíacas;
- uma variedade de alterações do ritmo e condução;
- a extensão, localização e progressão de lesões isquémicas do miocárdio;
- os efeitos de alterações de concentrações de electrólitos;
- a influência de determinados fármacos (p. e. os digitálicos).

SISTEMA DE CONDUÇÃO CARDÍACO

O sarcolema tem a capacidade de manter um gradiente iónico entre os meios intra e extracelular, de tal forma que em condições basais o interior das células é negativo e o exterior é positivo.

Para entender a propagação dos impulsos eléctricos através do coração devem ser considerados dois tipos de tecido cardíaco:

- músculo cardíaco propriamente dito (auricular e ventricular);
- sistema especializado de condução, que inclui: nó sinusal; tractos internodais anterior, médio e posterior; nó aurículo-ventricular; feixe de His; ramo esquerdo e direito do feixe de His; divisão ântero-superior e pósterio-inferior do feixe esquerdo; e rede de Purkinje.

Tanto o miocárdio propriamente dito como o sistema especializado permitem a condução dos impulsos eléctricos. A maioria das células do tecido especializado de condução também pode sofrer despolarização espontânea, o que permite que estas células funcionem como *pacemakers* cardíacos. A frequência de despolarização é progressivamente menor do nó sinusal para as fibras de Purkinje. A frequência normal de despolarização do nó sinusal varia entre 60 e 100 por minuto, sendo mais rápida que os outros *pacemakers* (feixe de His, rede de Purkinje, etc.). Daí que o nó sinusal seja o *pacemaker* dominante. A despolarização do coração resultante do impulso sinusal suprime a actividade dos outros

pacemakers potenciais. A sua actividade apenas é reconhecida quando a velocidade de despolarização do nó sinusal diminui.

A característica crucial das células do nó sinusal é a despolarização diastólica espontânea. As células *pacemakers* têm alterações espontâneas do potencial de repouso devido a flutuações nas conductâncias iónicas. Existe uma despolarização diastólica lenta que eventualmente atinge o limiar de excitabilidade, resultando num potencial de acção. A despolarização diastólica é mediada por três correntes iónicas principais. Uma destas (I_f) é uma corrente de iões Na^+ para dentro da célula, através de canais de Na^+ específicos, que é activada pela hiperpolarização da célula. Outra é uma corrente de Ca^{2+} (I_{Ca}). Esta corrente depende da abertura de canais de Ca^{2+} de tipo T (activados a $-60/-50\text{mV}$) e acelera a despolarização diastólica. Para além disso, a corrente de K^+ para o exterior da célula (I_K), responsável pela repolarização da célula, diminui progressivamente ao longo desta fase, diminuindo, portanto, a sua oposição sobre o efeito despolarizante das outras duas correntes. Quando o potencial de membrana atinge os -30 mV , são activados canais de Ca^{2+} de tipo L, iniciando-se o potencial de acção sinusal. O padrão deste potencial de acção difere do que ocorre no tecido normal. Praticamente não existe *plateau*, devido à rápida activação de correntes de K^+ (fig. 1).

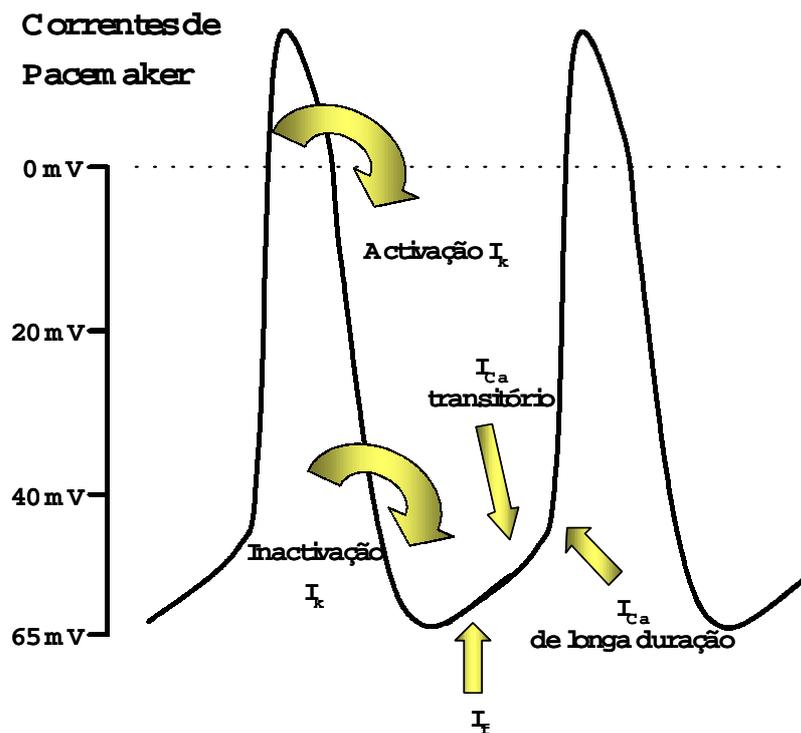


Figura 1- Correntes iónicas no nó sinusal: Existem quatro correntes principais envolvidas na activação do nó. O potencial basal das células é cerca de -60mV . A esta voltagem, os canais rápidos de sódio estão inactivados. Por isso, apenas os canais de cálcio podem ser activados e dar origem ao potencial de acção. Como resultado, o potencial de acção tem um desenvolvimento mais lento do que no músculo ventricular. A repolarização também é mais lenta. Praticamente não existe fase de *plateau*, por causa de activação precoce dos canais de potássio.

Nas células de Purkinje e nos miócitos auriculares e ventriculares existe um novo padrão de potencial de acção, que é dominado pelo canal rápido de sódio. Aqui o potencial de acção pode ser dividido em 5 fases (fig. 2). A entrada rápida de Na^+ é responsável pela fase de despolarização rápida inicial (fase 0). A fase 1 corresponde a uma repolarização precoce e limitada provocada pela activação transitória de canais de K^+ . Na fase 2 ou de *plateau*, os iões Ca^{++} entram sobretudo através dos canais lentos (tipo L) de cálcio. Após a entrada dos iões sódio e cálcio, a célula está totalmente despolarizada. A repolarização (fase 3) depende da abertura de canais de potássio, que causa um fluxo para o exterior de iões potássio, e do encerramento dos canais L de Ca^{2+} . Finalmente, a célula volta ao estado de repouso (fase 4).

As células de Purkinje, adaptadas para a condução rápida do impulso cardíaco, têm uma fase zero que é mais proeminente do que nas células ventriculares. Estas últimas, adaptadas para a contracção, têm uma fase de *plateau* mais evidente, devido à entrada mais prolongada de iões cálcio.

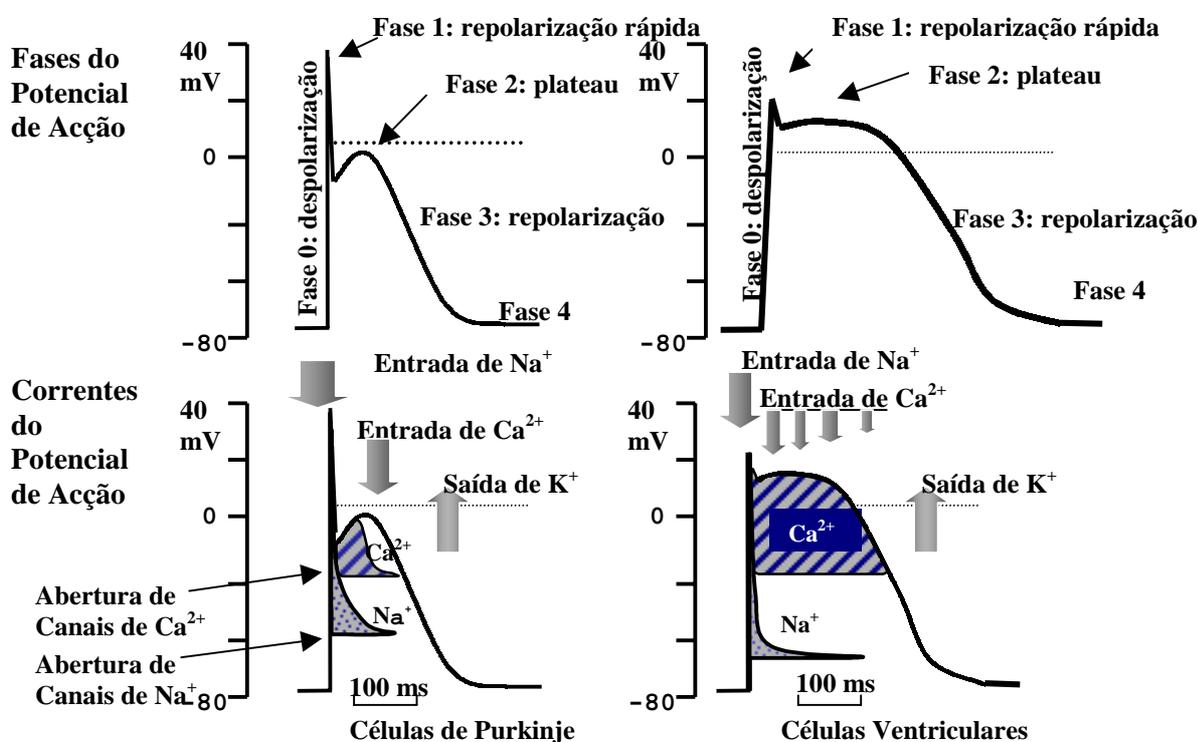


Figura 2- Fases e correntes do potencial de acção: As quatro fases do potencial de acção cardíaco e as respectivas correntes nas células de Purkinje e nas células ventriculares. A entrada rápida de Na^+ é responsável pela fase de despolarização rápida inicial (fase 0). Os iões Ca^{++} entram sobretudo através dos canais lentos de cálcio (fase 2). Após a entrada dos iões sódio e cálcio a célula está totalmente despolarizada. Em seguida, dá-se a abertura dos canais de potássio. O fluxo para o exterior de iões potássio é responsável pela fase de repolarização (fase 3). Finalmente, a célula reentra num estado de polarização (fase 4).

No tecido auricular, o potencial de acção tem menor duração do que nas células ventriculares. Isto acontece porque o influxo de iões cálcio é menor o que, por sua vez, pode estar relacionado com a menor força de contracção desenvolvida pelas aurículas.

A condução do impulso através das aurículas é rápida. De facto, quanto mais rápida for a despolarização, mais rápido é o desenvolvimento de diferenças de carga entre o tecido despolarizado e polarizado e, portanto, mais rápida é a condução do impulso célula a célula.

Assim, a condução da onda de despolarização é rápida através de tecidos onde a fase 0 da despolarização também é rápida (devido à actividade dos canais de sódio rápidos), enquanto é mais lenta no nó aurículo-ventricular, onde existe actividade dos canais de cálcio com uma velocidade de despolarização mais lenta. A condução através das células miocárdicas pode ser explicada por junções de hiato através das quais passam as correntes iónicas.

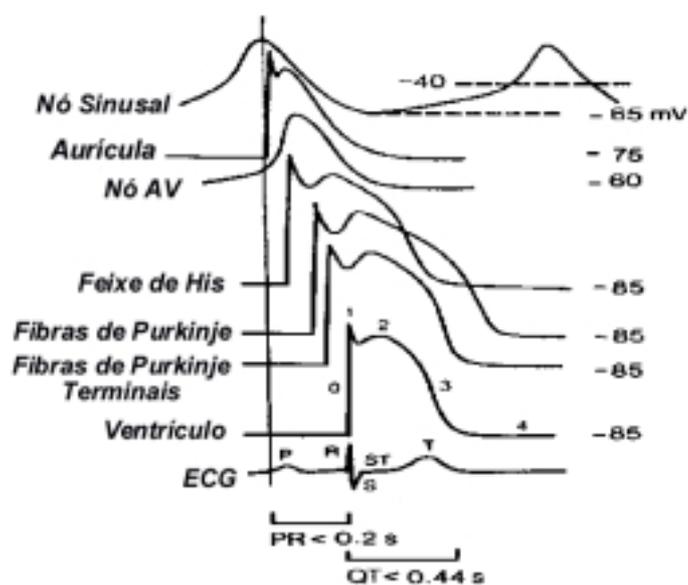


Figura 3- Padrões do potencial de acção do nó sinusal para o ventrículo

Histologicamente, identificaram-se três tractos internodais, constituídos por células semelhantes às de Purkinje, que serviriam como vias preferenciais para a condução do impulso através das aurículas. No entanto, estudos funcionais não mostraram a presença dessas vias.

A activação do miocárdio auricular produz a chamada **onda P**. A onda P é uma consequência, mas não representa directamente a actividade do nó sinusal. O impulso sinusal propaga-se rapidamente através das aurículas até atingir o nó aurículo-ventricular.

No ritmo sinusal, a parte inicial da onda P representa a activação da aurícula direita, enquanto a parte terminal da onda P representa a activação da aurícula esquerda.

Os impulsos auriculares não podem atingir directamente os ventrículos porque existe tecido conjuntivo que separa as aurículas dos ventrículos. O único ponto que permite, normalmente, a passagem do impulso é o nó aurículo-ventricular, localizado na aurícula direita junto da válvula tricúspide. A partir deste nó o impulso atravessa o feixe de His.

As propriedades electrofisiológicas do nó AV são semelhantes às do nó sinusal (ver figura 3). O nó AV pode funcionar como um *pacemaker*, quando o nó sinusal deixa de funcionar. Outra função do nó AV é atrasar a velocidade com que o impulso eléctrico chega aos ventrículos, assegurando que estes estão relaxados quando se dá a contracção auricular.

O impulso despolariza, então, o nó AV, o feixe de His, os ramos do feixe, a rede de Purkinje e o miocárdio ventricular. A propagação do impulso através do nó AV e feixe de His/sistema de Purkinje não é registada no ECG e ocorre durante o **segmento isoelectrico PR**. A despolarização do músculo ventricular produz o **complexo QRS**.

As células presentes no feixe de His e seus ramos são as características células de Purkinje. Estas estão adaptadas para a condução rápida do impulso eléctrico.

A despolarização auricular é seguida pela sua repolarização (**onda Tp** ou **Ta**), mas esta normalmente não é evidente no electrocardiograma. Contudo, a repolarização ventricular, que se segue ao complexo QRS, é claramente registada no ECG, originando a **onda T**.

Deve notar-se que a despolarização eléctrica do miocárdio auricular e ventricular não é sinónima de contracção auricular e ventricular. Em geral, a despolarização destas estruturas deve preceder a contracção mecânica correspondente.

ALGUNS PRINCÍPIOS BÁSICOS

O sarcolema tem a capacidade de manter um gradiente iónico entre os meios intra e extracelular. Em condições basais, o interior do miócito é negativo relativamente ao exterior. Quando há uma despolarização, devido ao fluxo iónico, esta polarização inverte-se. A justaposição de células polarizadas e despolarizadas cria uma corrente eléctrica que se propaga e permite a despolarização das células adjacentes.

À medida que o impulso se propaga durante a despolarização cardíaca, a actividade eléctrica é registada por um eléctrodo, com determinada localização.

Um dipolo é uma força potencial provocada por uma carga eléctrica negativa e positiva. A despolarização das células cardíacas origina dipolos. De facto, pode-se dizer que a produção de corrente pelo coração consiste na verdade na produção de uma sequência de dipolos. Os dipolos podem ser representados por vectores, como se verá mais adiante.

Pode compreender-se este princípio básico da electrocardiografia pela análise dos eventos eléctricos e fisiológicos que ocorrem em experiências com uma **tira isolada de músculo**.

Se for colocado um eléctrodo ligado a um galvanómetro na superfície do músculo em repouso não ocorre nenhuma alteração, porque toda a superfície do músculo tem diferença de potencial igual a zero. Quando uma extremidade é estimulada, a superfície dessa extremidade torna-se electricamente negativa. À medida que o impulso se propaga existe uma frente de cargas negativas que avança na direcção da extremidade ainda não estimulada, que é electricamente positiva.

Um eléctrodo positivo localizado no sentido da onda de propagação do impulso regista uma **deflexão positiva** (dirigida para cima da linha de base). Um eléctrodo positivo com uma localização oposta ao sentido de propagação do impulso regista uma **deflexão negativa** (dirigida para baixo da linha de base). Um eléctrodo perpendicular à direcção de propagação do impulso regista uma deflexão positiva quando o impulso se aproxima e uma deflexão negativa quando se afasta, resultando numa **deflexão bifásica**.

A **repolarização** consiste no regresso do músculo estimulado ao estado inicial.

Se a repolarização ocorre numa direcção oposta à despolarização, a deflexão irá ter a mesma direcção que foi produzida pela despolarização. Se a repolarização ocorrer na mesma direcção que a despolarização, a deflexão irá ser oposta à da despolarização.

A onda completa que resultou da repolarização de toda a fibra é a **onda de repolarização**.

A **amplitude do sinal eléctrico** registado no ECG depende da corrente gerada no interior do miocárdio em cada momento, menos a anulação das forças das ondas eléctricas que se dirigem em direcções opostas. Depende também das condições de transmissão da corrente eléctrica até à superfície corporal (fig. 4).

Um grande número de sinais eléctricos gerados no miocárdio são perdidos antes de chegarem aos eléctrodos na superfície devido aos tecidos que se interpõem, como os pulmões ou parede torácica.

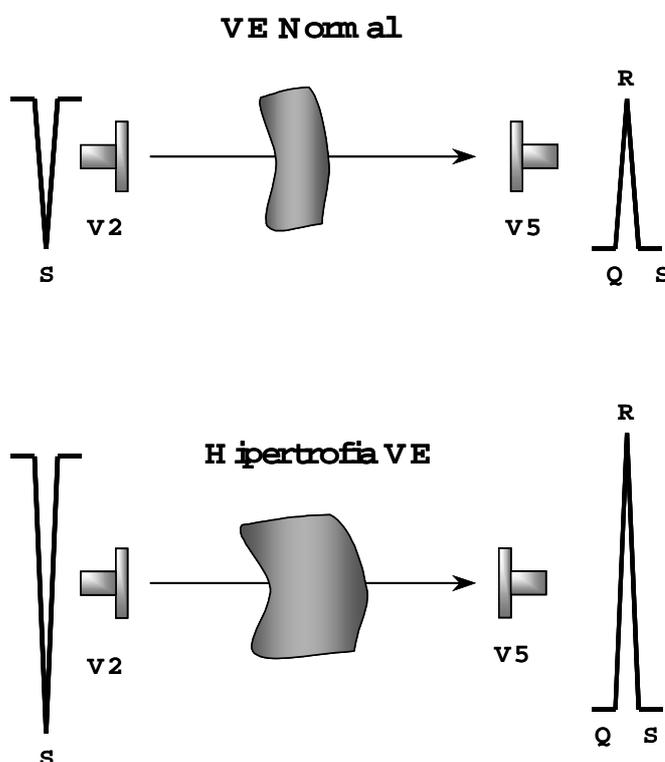


Figura 4- Duas leis fundamentais:

1. se o impulso eléctrico se aproxima do eléctrodo regista-se uma deflexão positiva. Pelo contrário, uma deflexão negativa significa que a corrente se afasta do eléctrodo;
2. quando a massa de músculo subjacente ao eléctrodo é mais espessa ou está mais próxima, o fluxo de corrente registado é maior e a voltagem da deflexão é maior.

CONCEITO DE ACTIVAÇÃO VECTORIAL DO CORAÇÃO

Um vector é um valor matemático expresso como uma seta que tem um comprimento, uma direcção e um sentido. As forças podem ser representadas por vectores, e como a electrocardiografia lida com forças eléctricas, **toda a electrocardiografia pode ser considerada vectorial**. O sentido do vector é determinado pelo sentido do potencial eléctrico gerado pelo fluxo da corrente (a seta aponta no sentido das cargas positivas), enquanto o seu comprimento é proporcional à voltagem do potencial.

Assim, um **vector instantâneo** representa o conjunto de forças eléctricas que se propagam pelo coração num dado instante. Devido ao grande número de forças eléctricas simultâneas de diferente direcção

e magnitude que ocorrem durante a activação ventricular, é costume determinar o **vector médio ou resultante** da actividade eléctrica na activação cardíaca. O vector médio de uma qualquer porção do ciclo (p.e. intervalo QRS) representa a direcção média e a magnitude durante esse período (p.e. o vector QRS médio). Pode calcular-se um vector para a despolarização auricular (P), despolarização ventricular (QRS) e para a repolarização (T).

Para se ter uma visão tridimensional do vector médio de activação ventricular devem ser analisadas projecções da despolarização cardíaca no plano frontal e no horizontal. O **plano frontal** é representado pelas **derivações dos membros** e permite a projecção e determinação das forças que se dirigem para cima ou para baixo e para a direita ou para a esquerda. O **plano horizontal** pode ser determinado usando as **derivações pré-cordiais**.

Uma determinada derivação pré-cordial não regista apenas os potenciais eléctricos da área específica que lhe está subjacente, mas antes todos os eventos eléctricos do ciclo cardíaco tal como são vistos da sua localização. Contudo, devido à proximidade entre o eléctrodo pré-cordial e a superfície do coração, os potenciais eléctricos que estão a ser gerados no músculo cardíaco subjacente serão amplificados, enquanto os potenciais que têm origem em áreas mais distantes terão menor magnitude.

O **vector médio do QRS** no plano frontal (o eixo eléctrico médio) pode ser construído a partir das derivações bipolares dos membros (DI, DII e DIII), usando a modificação tri-axial do triângulo de Einthoven.

Triângulo de Einthoven

Nas derivações bipolares dos membros, os eléctrodos do ombro esquerdo, ombro direito e perna esquerda constituem os vértices de um triângulo equilátero (fig. 5). O eixo é dividido pelo ponto médio de cada derivação bipolar numa metade positiva e noutra negativa. Linhas perpendiculares traçadas a partir do centro de cada eixo intersectam o centro do triângulo equilátero. Teoricamente, este ponto de intersecção representa o centro da actividade eléctrica.

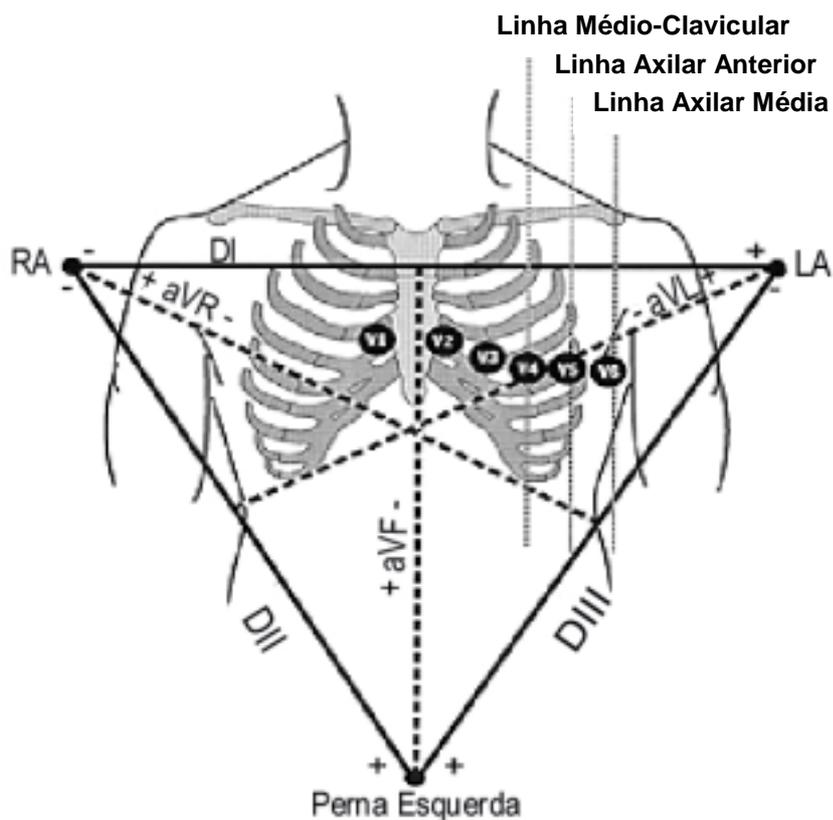


Figura 5- Triângulo de Einthoven

Para simplificar, o triângulo equilátero pode ser rearranjado numa **figura tri-axial** de referência sobrepondo os eixos de cada derivação DI, DII e DIII, de forma a que os pontos médios coincidam. A projecção destes eixos numa escala de 360° irá mostrar um ângulo de 60° entre o eixo de DI, DII e DIII (ou seja, **as posições relativas de cada derivação não se alteraram**), como se representa na figura 6.

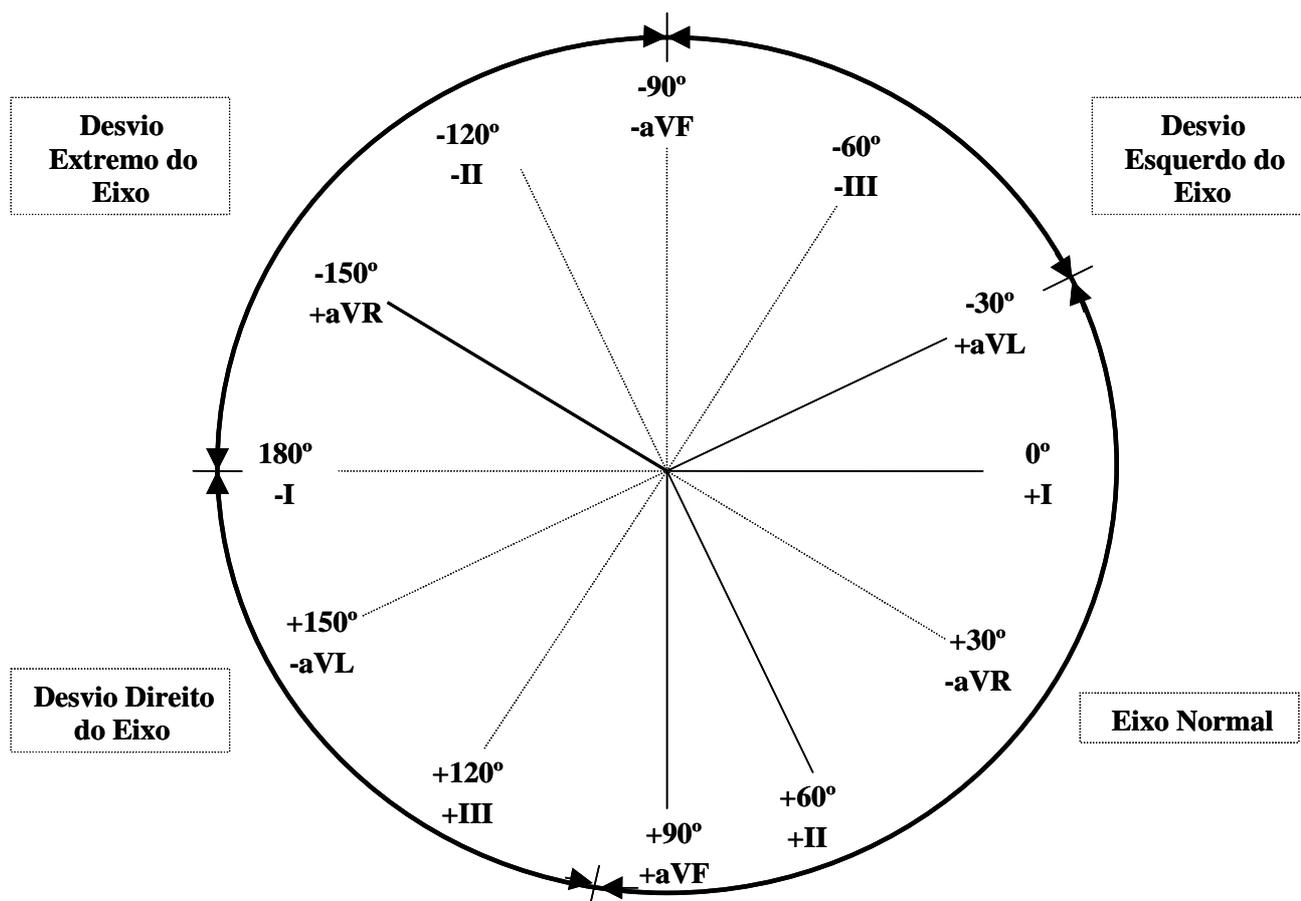


Figura 6- Modificação Tri-axial do Triângulo de Einthoven

As derivações dos membros permitem calcular uma diferença de potencial entre dois pontos. Em DI, o braço esquerdo é electropositivo relativamente ao braço direito; em DII a perna esquerda é positiva relativamente ao braço direito; em DIII, a perna esquerda é electropositiva relativamente ao braço esquerdo.

As derivações unipolares dos membros podem também ser projectadas no sistema tri-axial através descrito pela ligação dos ângulos do triângulo de Einthoven com o centro do triângulo equilátero.

Por convenção, o polo positivo de DI está a 0° e o seu polo negativo a $\pm 180^\circ$; o polo positivo de aVF está a 90° e o seu polo negativo a 270° ou -90° ; o polo positivo de DII a 60° , o de DIII a 120° , o de aVR a 210° ou -150° e o de aVL a -30° .

A derivação DI está dividida em metades positivas e negativas por aVF. Por sua vez, aVF está dividida numa metade positiva e noutra negativa por DI.

DERIVAÇÕES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

Cada **derivação** é basicamente constituída por um par de eléctrodos ligados à superfície do corpo. A direcção do vector entre o eléctrodo negativo e o eléctrodo positivo é denominada como **eixo da derivação**.

O **ECG standard** é constituído por doze derivações divididas em dois grupos: seis derivações dos membros e seis derivações pré-cordiais. **O conjunto das diversas derivações permite obter uma representação tri-dimensional da actividade eléctrica cardíaca.** Cada derivação pode ser comparada a uma câmara que olha segundo ângulos diferentes para os mesmos fenómenos.

O ECG convencional de doze derivações pode ser complementado com derivações especiais em determinadas circunstâncias. Assim, por exemplo, derivações pré-cordiais direitas (V_3R , V_4R , etc.) são úteis na detecção de isquemia ventricular direita. Derivações esofágicas podem revelar actividade auricular que não é detectada pelo ECG de superfície.

Derivações bipolares dos membros

As derivações bipolares dos membros (DI, DII e DIII) são as derivações originais escolhidas por Einthoven para registar os potenciais eléctricos no **plano frontal**.

Em 1913, Einthoven desenvolveu um método de estudo da actividade eléctrica do coração representando-a graficamente numa figura geométrica bi-dimensional: um triângulo equilátero. Embora não seja matematicamente verdade, este método fornece ao clínico um conceito prático com que pode trabalhar. No **triângulo de Einthoven**, o coração está localizado no centro do triângulo equilátero e os ângulos do triângulo estão nos ombros esquerdo e direito e na região púbica.

As derivações bipolares representam uma diferença de potencial entre dois locais seleccionados:

DI = diferença de potencial entre o braço esquerdo e o braço direito ($V_{LA} - V_{RA}$)

DII = diferença de potencial entre a perna esquerda e o braço direito ($V_{LL} - V_{RA}$)

DIII = diferença de potencial entre a perna esquerda e o braço esquerdo ($V_{LL} - V_{LA}$)

Segundo a **lei de Einthoven**, se o potencial eléctrico de duas quaisquer derivações bipolares for conhecido num dado instante, a terceira pode ser calculada pela fórmula: $DII = DI + DIII$. Esta relação baseia-se nas Leis de Kirchoff.

Em **DI**, o **terminal positivo** está no **braço esquerdo** e o negativo está no braço direito. Assim, quando o terminal do braço esquerdo é electropositivo relativamente ao terminal do braço direito, o electrocardiógrafo regista uma **deflexão positiva** (para cima da linha basal).

O potencial eléctrico registado numa extremidade vai ser o mesmo seja qual for o local da extremidade em que o eléctrodo é colocado. De facto, considera-se que os braços são apenas extensões dos ombros e a perna esquerda (por convenção) a extensão do púbis. Os eléctrodos são aplicados logo acima dos pulsos e do tornozelo. Se uma extremidade tiver sido amputada, o eléctrodo pode ser aplicado no coto. Num doente com tremor incontrolável, os eléctrodos podem ser aplicados na parte mais proximal dos membros.

Derivações unipolares

As derivações unipolares (dos membros e pré-cordiais) foram introduzidas por Wilson em 1932.

As derivações unipolares medem a diferença de potencial entre um **eléctrodo indiferente** e um **eléctrodo explorador**.

O eléctrodo indiferente é formado por três fios eléctricos que estão ligados entre si a um **terminal central**. As extremidades livres destes fios ligam-se aos eléctrodos do braço esquerdo (LA), braço direito (RA) e perna esquerda (LL). O terminal central liga-se, por sua vez, ao polo negativo do electrocardiógrafo. O eléctrodo explorador liga-se ao polo positivo. Considera-se que a soma dos três potenciais LA+RA+LL é igual a zero, ou seja, **o potencial do eléctrodo indiferente é zero**. Por princípio, as derivações unipolares tentam medir **potenciais locais** e não diferenças de potencial. Por exemplo: usando o eléctrodo indiferente e um eléctrodo explorador ligado ao braço direito obtém-se uma diferença de potencial entre o potencial do braço direito (VRA) e o potencial do eléctrodo indiferente (igual a zero): $VRA - 0 = VRA$. Assim é registado o “verdadeiro” potencial do braço direito.

Fig. 7-A

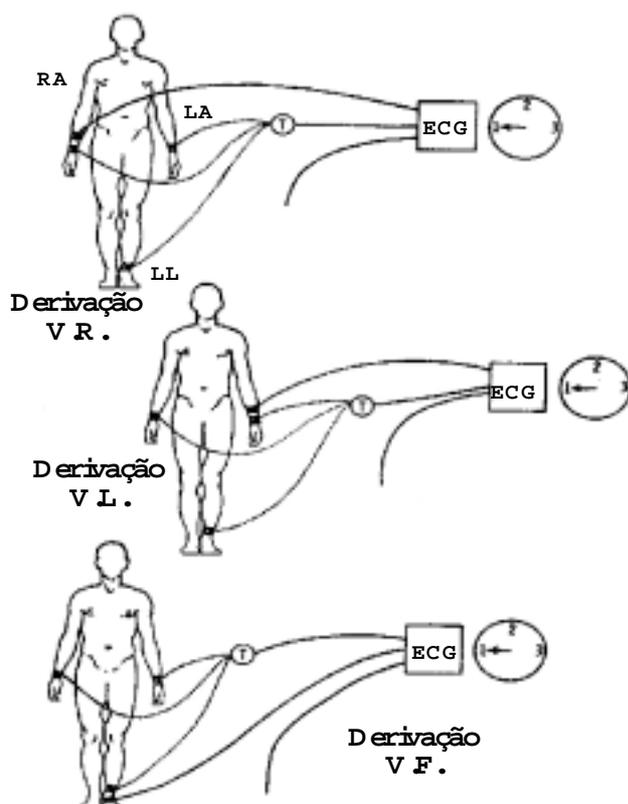


Fig. 7-B

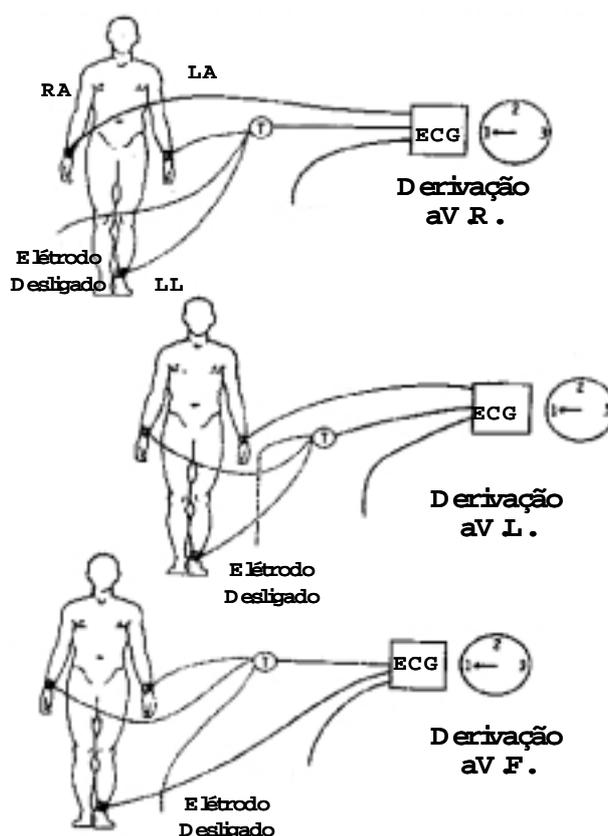


Figura 7- A: Derivações Unipolares Não Aumentadas dos Membros; B: Derivações Unipolares Aumentadas dos Membros.

Quando o eléctrodo explorador está localizado no braço direito temos a derivação VR, quando está no braço esquerdo VL e quando está na perna esquerda VF. Estas derivações chamam-se **derivações unipolares não aumentadas dos membros** (fig. 7-A).

A amplitude destas três derivações anteriores pode ser aumentada em cerca de 50 % através de uma pequena alteração da técnica de registo e que consiste em desligar do terminal central a extremidade que está a ser explorada. São estas **derivações unipolares aumentadas** que são utilizadas na prática (fig. 7-B). Para as diferenciar das anteriores acrescentou-se o prefixo “a” (aumentadas): **aVR**, **aVL** e **aVF**.

As **derivações unipolares pré-cordiais** (fig. 8) permitem fazer o registo de potenciais no **plano horizontal**. O eléctrodo indiferente permanece ligado às três extremidades, enquanto o eléctrodo explorador varia de posição ao longo da parede torácica. Uma derivação unipolar feita por este método é denominada pelo prefixo V (de voltagem) seguido de um número, que indica a sua posição correspondente.

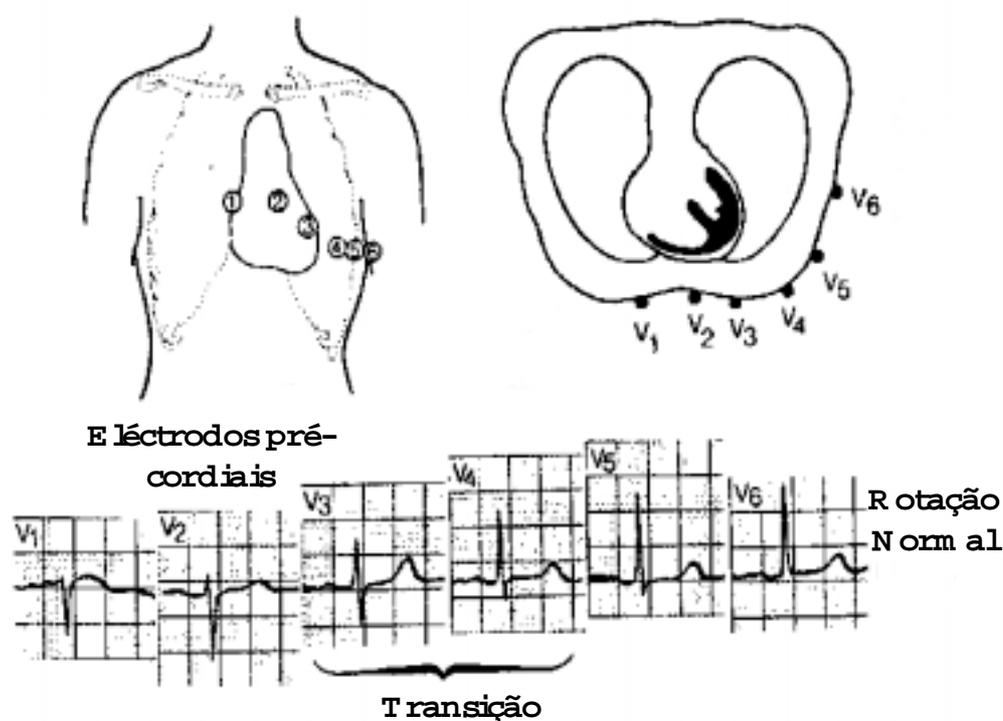


Figura 8- Derivações pré-cordiais: Posições dos eléctrodos nas derivações pré-cordiais:

V₁: quarto espaço intercostal direito junto ao esterno;

V₂: quarto espaço intercostal esquerdo junto ao esterno;

V₃: equidistante de V₂ e V₄;

V₄: quinto espaço intercostal esquerdo na linha médio-clavicular;

(todos os eléctrodos seguintes são registados no mesmo plano horizontal de V₄)

V₅: linha axilar anterior;

V₆: linha axilar média.

Podem ainda ser utilizadas posições correspondentes do lado direito (V_{3R} a V_{6R}, sendo V_{2R} igual a V₁).

Uma determinada derivação pré-cordial não regista apenas os potenciais eléctricos da pequena área de miocárdio que lhe está subjacente, mas antes todos os eventos eléctricos de todo o ciclo cardíaco tal como são vistos da sua posição específica.

TÉCNICA DE REGISTO

A técnica de registo do ECG é extremamente simples. A ligação dos vários eléctrodos está representada na figura 9.

No entanto, é preciso ter em atenção alguns aspectos para evitar o aparecimento de artefactos nos registos efectuados:

1. o paciente deve estar confortavelmente deitado numa cama ou mesa de exame suficientemente grande para suportar todo o corpo. Deve estar em repouso e relaxado, já que quaisquer movimentos musculares podem alterar o registo. De preferência deve também estar em jejum. As refeições causam alterações electrolíticas que podem ser visíveis no ECG, dificultando a sua interpretação;

2. ter a certeza que está estabelecido um bom contacto entre a pele e o eléctrodo. Desinfectar com álcool as zonas correspondentes à posição dos diversos eléctrodos. Colocar uma gota de pasta electrolítica na placa do eléctrodo e espalhá-la por toda a superfície da placa. O eléctrodo é depois colocado na pele previamente limpa;

3. a máquina deve estar devidamente calibrada. Por norma, 1 milivolt produz uma deflexão de 1 centímetro e a velocidade do papel é de 25mm/s. A calibração incorrecta pode conduzir a erros na interpretação dos traçados;

4. o paciente e a máquina devem estar convenientemente ligados à terra para evitar interferências de corrente. Essa ligação faz-se através da perna direita.

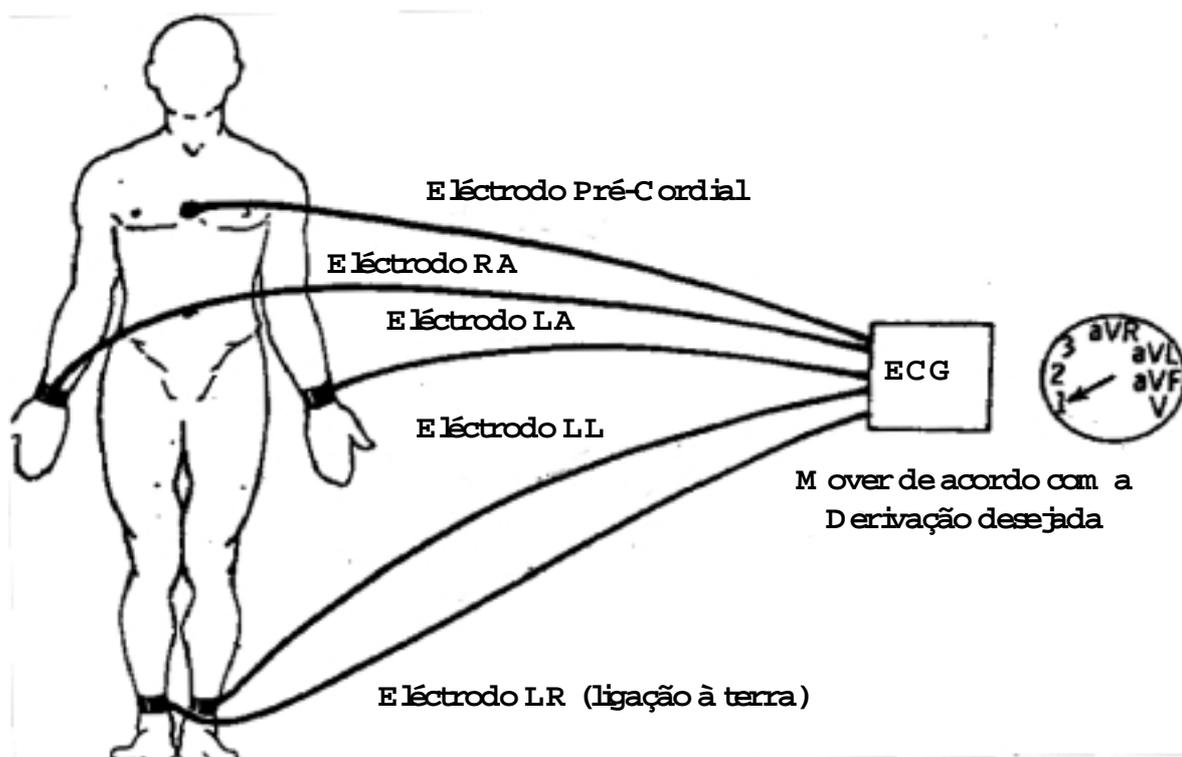


Figura 9- Ligação dos eléctrodos ao Electrocardiógrafo.

ANÁLISE DO ELECTROCARDIOGRAMA

Muitos dos erros na interpretação do electrocardiograma resultam de erros de omissão. Assim, é desejável que se adopte uma abordagem sistemática quando se observa um traçado.

Os seguintes pontos devem ser analisados cuidadosamente em cada electrocardiograma:

1. **padronização** (calibração) e **características técnicas** (incluindo a colocação dos eléctrodos e artefactos);
2. **frequência cardíaca**;
3. **ritmo**;
4. **intervalo PR**;
5. **intervalo QRS**;
6. **onda P**;
7. **voltagem do complexo QRS**;
8. **eixo eléctrico médio do complexo QRS**;
9. **progressão da onda R nas derivações pré-cordiais**;
10. **onda T**;
11. **onda U**.

Outros pontos poderão ser acrescentados a esta sequência, como presença de ondas Q patológicas ou alterações do segmento ST, mas estes estão já fora do âmbito desta exposição.

DEFINIÇÃO DAS CONFIGURAÇÕES ELECTROCARDIOGRÁFICAS

Grelha Electrocardiográfica

(ver fig. 10).

Cálculo da frequência cardíaca e da voltagem

O papel electrocardiográfico é um gráfico em que linhas verticais e horizontais estão presentes em intervalos de 1 mm. Uma linha mais carregada está presente em intervalos de 5 mm. O tempo é medido ao

longo das linhas horizontais. À velocidade de 25 mm/s, 1 mm = 0,04 s; 5 mm = 0,2 s. A voltagem é medida ao longo das linhas verticais e é expressa em milivolts. Normalmente, 10 mm = 1 mV.

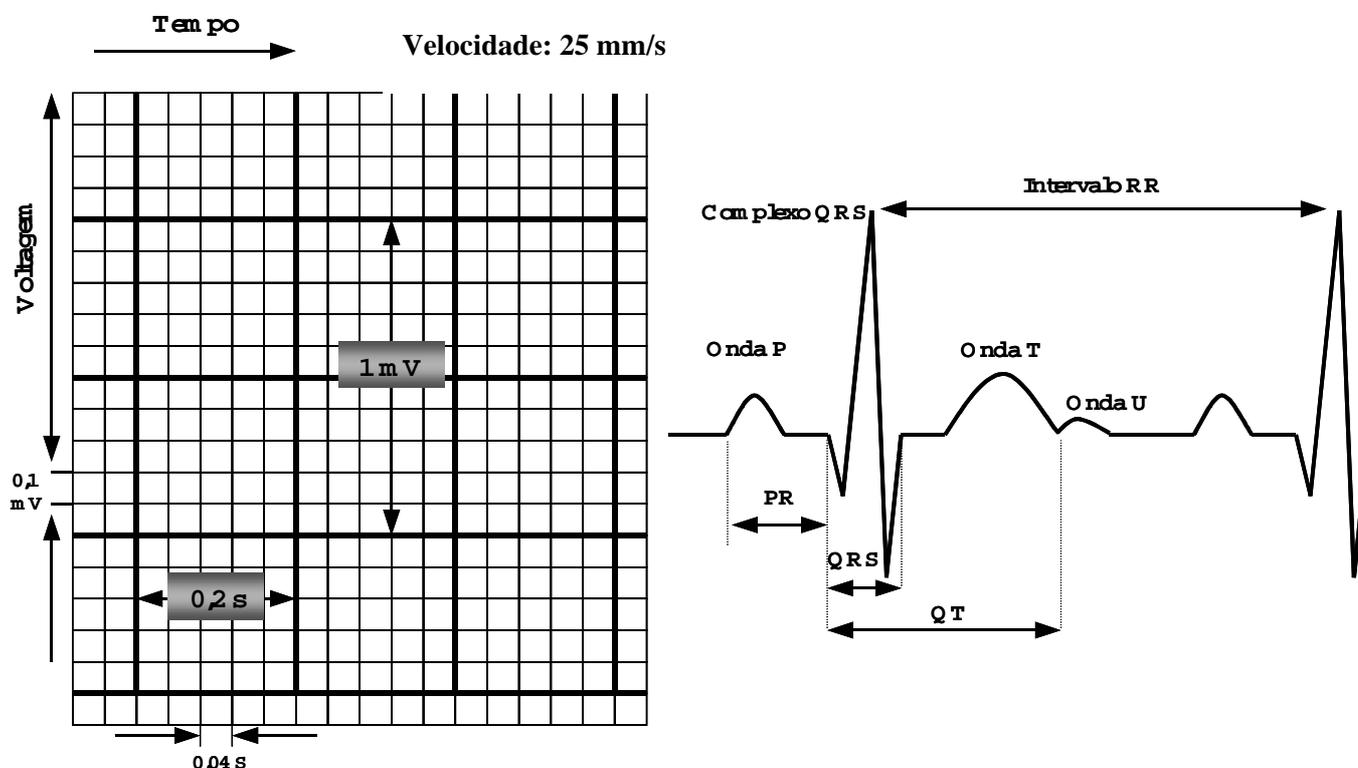


Figura 10- Grelha Electrocardiográfica (nota: velocidade: 25 mm/s).

A **voltagem** das deflexões positivas mede-se desde a porção superior da linha de base até ao pico da onda. Nas deflexões negativas, a voltagem mede-se desde a porção inferior da linha de base até ao pico da onda.

No ECG de rotina, a velocidade do papel é de 25 mm por segundo. O **intervalo RR** corresponde à distância entre duas ondas R consecutivas.

Se o ritmo ventricular for regular, a **frequência cardíaca** pode ser calculada dividindo 300 pelo número de divisões grandes (de 5 mm) entre duas ondas R consecutivas (ou dividindo 1500 pelo número de divisões pequenas de 1 mm).

Se o **ritmo for irregular**, deve-se contar o número de ondas R durante um período de 6 segundos e multiplicar por dez.

Um ritmo diz-se sinusal se a origem do impulso eléctrico for o nó sinusal. O **ritmo sinusal** implica a presença de três condições:

1. presença da onda P antes do complexo QRS
2. onda P com posição espacial normal (positiva em DI, DII e aVF)
3. frequência adequada ao nó sinusal (entre 60 e 100 batimentos/min).

Complexos electrocardiográficos normais

As letras maiúsculas (Q, R, S) referem-se a ondas relativamente grandes (mais de 5 mm); as minúsculas (q, r, s) referem-se a ondas relativamente pequenas (menos de 5 mm).

- **onda P**: deflexão produzida pela despolarização auricular;
- **onda Ta** : deflexão produzida pela repolarização auricular (raramente se observa);
- **onda Q (q)**: deflexão negativa inicial resultante da despolarização ventricular. Precede a primeira deflexão positiva;
- **onda R (r)**: primeira deflexão positiva durante a despolarização ventricular;
- **onda S (s)**: primeira deflexão negativa da despolarização ventricular que se segue à primeira deflexão positiva (R);
- **onda R' (r')**: segunda deflexão positiva, ou seja, primeira deflexão positiva durante a despolarização ventricular que se segue à onda S. A deflexão negativa que se segue à onda r' é a onda s';
- **onda T**: deflexão produzida pela repolarização ventricular;
- **onda U**: deflexão (normalmente positiva) que se segue à onda T e precede a onda P seguinte.

Valores normais dos intervalos

- **intervalo RR**: distância entre duas ondas R consecutivas;
- **intervalo PP**: num ritmo sinusal regular deve ser igual ao intervalo RR.
- **intervalo PR**: mede o tempo de condução aurículo-ventricular. É medido desde o início da onda P até ao início do complexo QRS. O valor normal varia entre 0,12s e 0,20 s.
- **intervalo QRS**: é a medida do tempo total de despolarização. É medido desde o início da onda Q (ou R se a onda Q não for visível) até ao fim da onda S. O limite superior é 0,10s.
- **intervalo QT**: desde o início da onda Q até ao final da onda T. Mede a duração da sístole eléctrica. Varia com a frequência cardíaca e, portanto, deve ser corrigido de acordo com a respectiva frequência.

Segmentos

- **segmento PR:** desde o final da onda P até ao início do complexo QRS. Normalmente é isoelectrico;
- **ponto J:** ponto em que termina o complexo QRS e começa o segmento RS-T;
- **segmento RS-T (ou ST):** desde o ponto J até ao início da onda T. Deve ser isoelectrico, embora possa variar até 1 mm nas derivações frontais e até 2 mm nas derivações pré-cordiais.

CONSTRUÇÃO DE VECTORES MÉDIOS

O eixo eléctrico pode ser definido por um vector com origem no centro do triângulo de Einthoven. Embora o termo eixo eléctrico possa ser usado relativamente a qualquer um dos principais componentes do ECG (ondas P, T e complexo QRS), é geralmente aplicado apenas ao complexo QRS.

Existem vários métodos para determinar o eixo eléctrico médio.

O vector médio do QRS no plano frontal, ou eixo eléctrico médio do complexo QRS, pode ser calculado a partir das derivações bipolares dos membros DI, DII e DIII usando o sistema de referência triaxial derivado do triângulo de Einthoven.

Uma forma acessível de calcular o eixo é usar a amplitude total (subtraindo os potenciais negativos aos positivos) dos complexos QRS nas derivações bipolares dos membros. Contudo, este método é uma aproximação já que é determinado pela medição apenas da amplitude (ou seja, da voltagem), **enquanto o verdadeiro vector médio do QRS tem que ser determinado a partir de dois factores: amplitude e tempo** (representados pela **área** sob as curvas do complexo). Quando isto é feito, o resultado pode ser confirmado pela Lei de Einthoven (p. e.: se $DI = +4$ unidades e $DII = +2$ unidades, sendo $DII = DI + DIII$, então, $DIII = -2$).

A regra geral para encontrar a direcção de qualquer vector é decidir qual a derivação dos membros que apresenta uma deflexão maior ou menor.

O vector é paralelo ao eixo da derivação com maior deflexão ou perpendicular à derivação de menor deflexão.

Se a menor deflexão for exactamente isofásica, então o vector é exactamente perpendicular à derivação.

A orientação ou sentido do vector médio pode ser determinada examinando a perpendicular ao complexo isofásico. Consoante seja negativo ou positivo, o eixo apontará no sentido correspondente.

Os valores do eixo eléctrico médio, em indivíduos adultos, variam entre -30° e 110° . Valores entre -30° e -90° (DI positivo e DII negativo) correspondem a **desvio esquerdo do eixo**. Valores entre $+110^\circ$ e

+180° correspondem a **desvio direito do eixo**. Valores entre -90° e +180° (DI e DII negativos) correspondem a **desvio extremo do eixo** (fig. 6)

Em seguida, apresenta-se um exemplo:

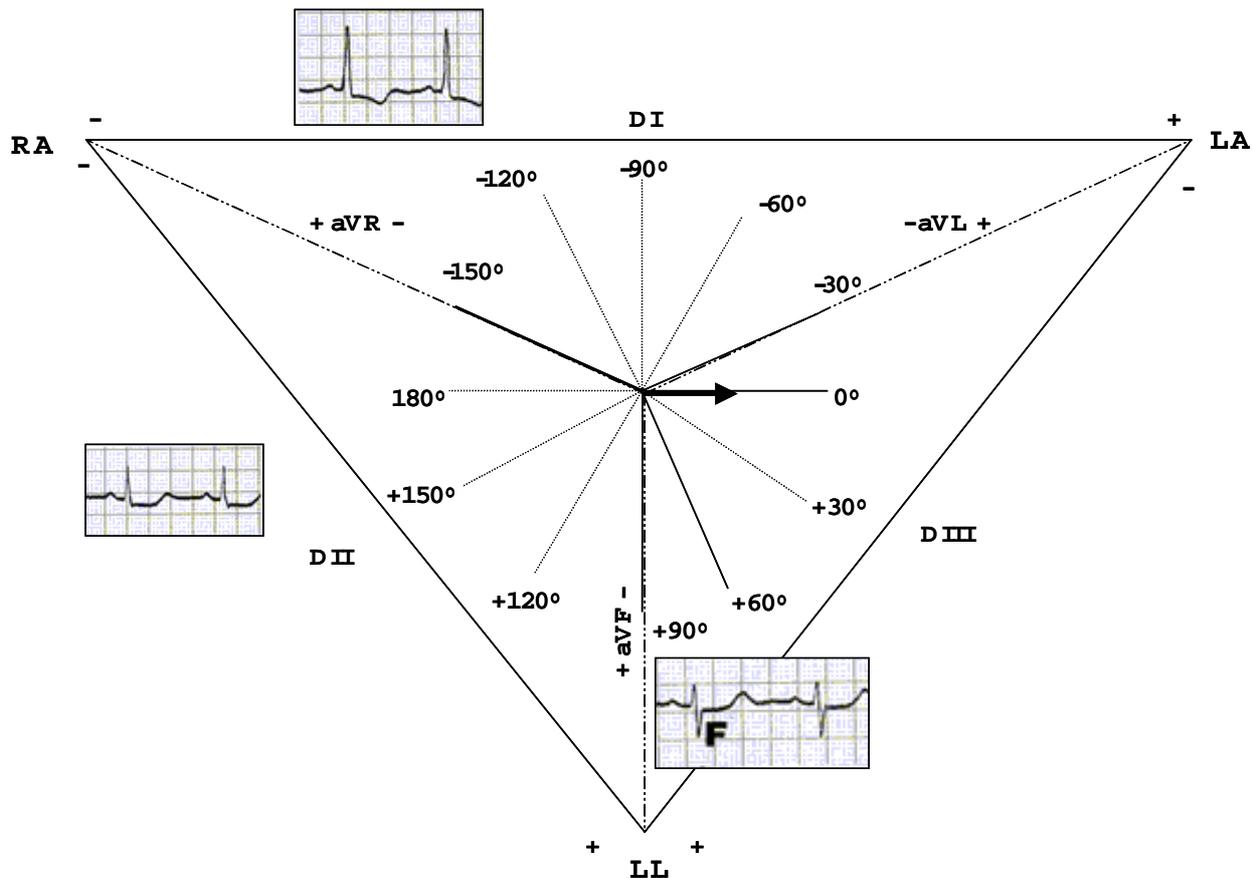


Figura 11- Cálculo do Vector Médio: o complexo mais isofásico é o da derivação aVF; se a derivação com eixo perpendicular a aVF é DI e nesta o complexo QRS é positivo, então o vector médio tem uma orientação de 0°.

O ELECTROCARDIOGRAMA NORMAL

O impulso eléctrico espalha-se rapidamente a partir do nó sinusal pela aurícula direita e pela esquerda. Os tractos internodais podem estar envolvidos na condução entre o nó sinusal e o AV, embora isso não pareça ser essencial.

Inicialmente, durante a activação auricular, as forças eléctricas estão dirigidas anteriormente, inferiormente e para a esquerda. A última porção da despolarização auricular ocorre na aurícula esquerda, logo os vectores estão dirigidos inferiormente, para a esquerda e mais posteriormente. Como resultado desta orientação dos vectores, a **onda P é positiva em DI, DII, aVF e V₃₋₆**. A onda P é normalmente negativa em aVR. De acordo com a posição anatómica do coração pode ser positiva, bifásica ou negativa em aVL. Tipicamente, em V₁ a onda P é inicialmente positiva e a porção terminal é negativa.

A propagação da onda de despolarização através do músculo auricular é **mais lenta** que nos ventrículos. Assim, o músculo junto ao nó sinusal é despolarizado antes das partes mais distais da aurícula. Por isso, a zona da aurícula que é primeiro repolarizada é a que está junto ao nó sinusal, ou seja, a área que foi primeiro despolarizada (ao contrário do que acontece nos ventrículos, como se verá mais adiante). Assim, quando a **repolarização** começa, a região à volta do nó sinusal torna-se positiva relativamente ao resto da aurícula. Como resultado o vector da repolarização auricular tem um **sentido oposto relativamente ao vector da despolarização** e a onda Ta tem uma deflexão inversa relativamente à onda P. No electrocardiograma, a onda Ta surge ao mesmo tempo que o complexo QRS. Por isso, esta onda é quase sempre obscurecida pelo complexo QRS.

Depois de surgir no nó sinusal, o impulso propaga-se através das aurículas em direcção ao nó AV. A activação do músculo ventricular (e, portanto, o início do complexo QRS) tem início assim que o impulso que emerge das ramificações mais distais dos ramos do feixe de His despolariza um número suficiente de células. Assim, o **intervalo PR** (que normalmente é usado para estimar o tempo de condução através do nó AV) inclui, de facto, a condução através das verdadeiras estruturas aurículo-ventriculares (nó AV, feixe de His, ramos do feixe e principais divisões do ramo esquerdo do feixe), bem como a parte das aurículas que está localizada entre o nó sinusal e o nó AV.

O miocárdio ventricular é activado através da rede de Purkinje, que tem uma localização subendocárdica. O impulso propaga-se do **endocárdio para o epicárdio**.

A primeira porção do miocárdio ventricular a ser activada é a **região ântero-septal do ventrículo esquerdo** (fig. 12). As voltagens registadas são baixas porque apenas uma pequena parte do ventrículo (o septo) está a ser despolarizada. O **vector inicial do QRS está orientado para a direita, anteriormente e, normalmente, superiormente**. No **plano frontal** este vector resulta em pequenas deflexões negativas

(onda q) em DI, DII, DIII, aVL e aVF e uma deflexão positiva (onda r) em aVR. No **plano horizontal** este vector (dirigido para a direita e anteriormente) produz uma pequena deflexão positiva (onda r) em V_{1-2} e uma onda q em V_{4-6} .

Em seguida, é activada a maior parte da massa dos ventrículos direito e esquerdo. Como as forças ventriculares esquerdas são maiores que as direitas, **o vector resultante representa sobretudo a actividade do ventrículo esquerdo**. A direcção do vector é normalmente para a esquerda, posteriormente e inferiormente. No plano frontal, o vector orientado para a esquerda e para baixo produz uma deflexão positiva (onda R) em DI, DII, DIII e aVF e uma deflexão negativa em aVR e aVL. No plano horizontal, o vector orientado para a esquerda e posteriormente produz uma **deflexão negativa (onda S) em V_{1-2}** e uma deflexão positiva (onda R) em V_{4-6} .

As **últimas regiões da massa ventricular a despolarizar** são a região póstero-basal do ventrículo esquerdo, a região do cone pulmonar e a porção mais superior do septo interventricular. Este vector estará orientado para a direita e para cima. Isto produz uma segunda pequena deflexão negativa (onda s) nas derivações aVF e V_{4-6} e, se orientado anteriormente, pode produzir uma segunda pequena deflexão positiva (onda r') em aVR e V_1 .

Normalmente, nota-se uma transição na morfologia do QRS quando se prossegue de V_1 para V_6 , ou seja, observa-se uma pequena onda r em V_1 que cresce gradualmente e resulta numa onda R grande em V_6 . Da mesma forma, a onda S em V_1 diminui progressivamente e em V_6 praticamente já desapareceu

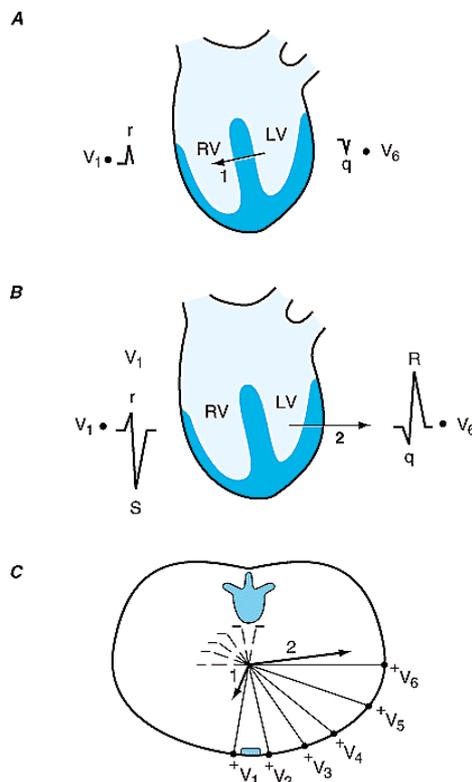


Figura 12- A despolarização ventricular pode ser dividida em duas fases principais, cada uma representada por um vector. **A.** A primeira fase representa a despolarização da região do septo; tem início na esquerda e progride para a direita. Esta evolução é representada por uma pequena onda r septal na derivação V_1 e uma pequena onda q septal em V_6 . **B.** A despolarização simultânea dos ventrículos direito e esquerdo representa a segunda fase. O vector 2 está orientado para a esquerda e posteriormente, reflectindo a predominância do ventrículo esquerdo. **C.** Vectores representando as duas fases.

Após a despolarização ventricular segue-se a **repolarização**. Embora o processo de despolarização tenha sido intensamente estudado, a forma como a repolarização se propaga através do septo interventricular e ambos os ventrículos é menos conhecida. Isto está provavelmente relacionado com o facto de nestas estruturas a repolarização não ser um fenómeno propagado, no sentido em que a despolarização é. Não segue as mesmas vias que a despolarização. Por esta razão, **a onda T dura mais tempo e tem menor voltagem que o complexo QRS**. Como o septo e a superfície endocárdica são as áreas despolarizadas em primeiro lugar, pareceria lógico que fossem também as primeiras a ser repolarizadas. Mas isso não acontece. O septo e a superfície endocárdica têm um período de contracção mais prolongado. Acredita-se que a pressão elevada nos ventrículos durante a contracção provoque uma redução do fluxo coronário no endocárdio, diminuindo a velocidade de repolarização nessa zona. Assim, **a sequência da repolarização ocorre, ao contrário da despolarização, do epicárdio para o endocárdio**. O vector médio da repolarização está orientado para a esquerda, inferiormente e anteriormente, tendo, portanto, de uma forma geral uma **orientação semelhante ao vector da despolarização**. Logo, a onda T vai ser negativa em aVR e aVL, positiva em aVF e de V_{3-6} , podendo ser positiva ou negativa em V_{1-2} .

Nas derivações pré-cordais esquerdas é possível identificar ainda uma onda de pequena amplitude que se segue à onda T: a **onda U**. A sua origem exacta é ainda desconhecida. É possível que resulte da recuperação do sistema de His-Purkinje ou da recuperação do miocárdio em áreas sem rede de Purkinje. Pode estar aumentada em algumas situações patológicas (ex. hipocalémia).

CONCLUSÃO

Para terminar, apresenta-se um electrocardiograma normal e a respectiva interpretação.

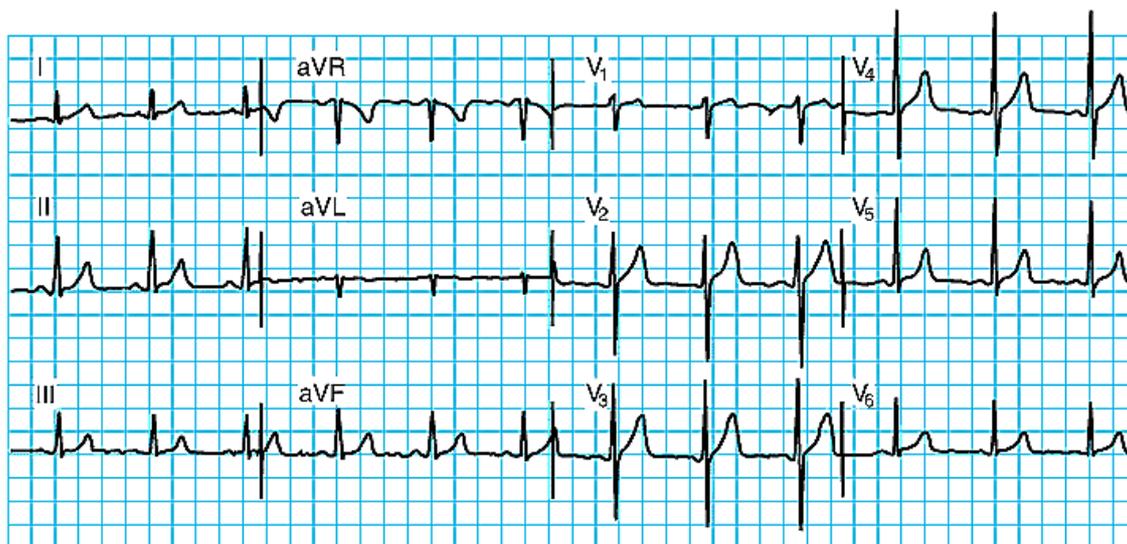


Figura 14- ECG normal. Ritmo sinusal com frequência cardíaca de 75 por minuto. Intervalo PR 0,16 s; intervalo QRS (duração) 0,08s. O eixo eléctrico médio do QRS é cerca de $+70^\circ$. As derivações pré-cordiais apresentam uma progressão normal da onda R, com transição (onda R=onda S) em V_3 .