

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO  
DEPARTAMENTO DE FISIOLOGIA**

**BASES DA ELETROCARDIOGRAFIA**

Prof. Dr. Helio Cesar Salgado

Prof. Dr. Rubens Fazan Jr.

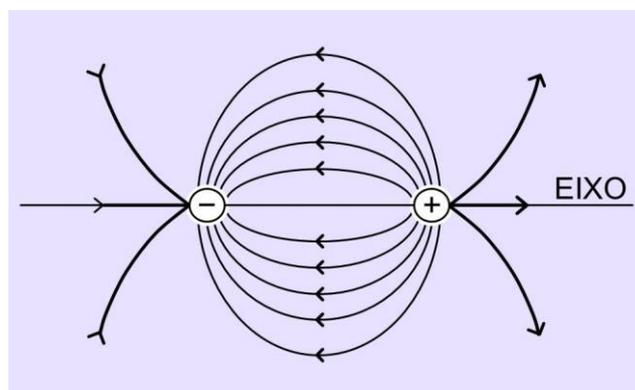
Doutoranda Fernanda Brognara

**1. CONCEITO DE DIPOLO**

Uma única célula ativa, ou um agregado delas, pode ser considerado como um “**dipolo**” para fins eletrocardiográficos.

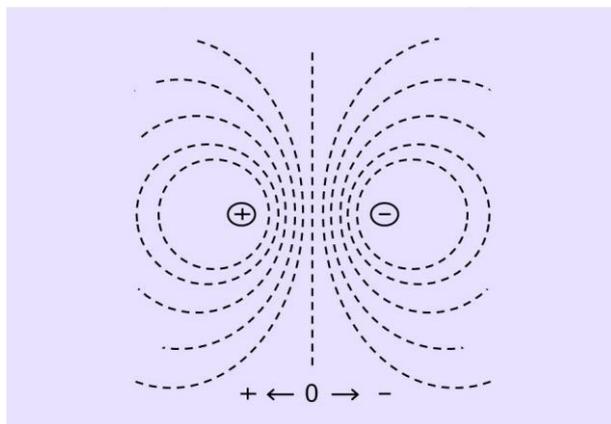
Conceito de dipolo segundo Scher (1974): “***Igual número de cargas positivas e negativas separadas por uma distância infinitesimal***”.

A distribuição das linhas de força de um dipolo, orientadas da carga positiva para a negativa está representada na Figura 1.



**Figura 1.** Distribuição das linhas de força de um dipolo.

A distribuição das linhas equipotenciais (ou isopotenciais) do campo elétrico gerado pelo dipolo ilustrado na Figura 1 está representada na Figura 2. A intersecção das linhas equipotenciais com as linhas de força faz um ângulo reto ( $90^\circ$ ).



**Figura 2.** Distribuição das linhas equipotenciais (ou isopotenciais).

O potencial ( $V$ ) em um ponto ( $A$ ) produzido por um dipolo, em um meio homogêneo e infinito, está representado na Figura 3, e tem as seguintes características:

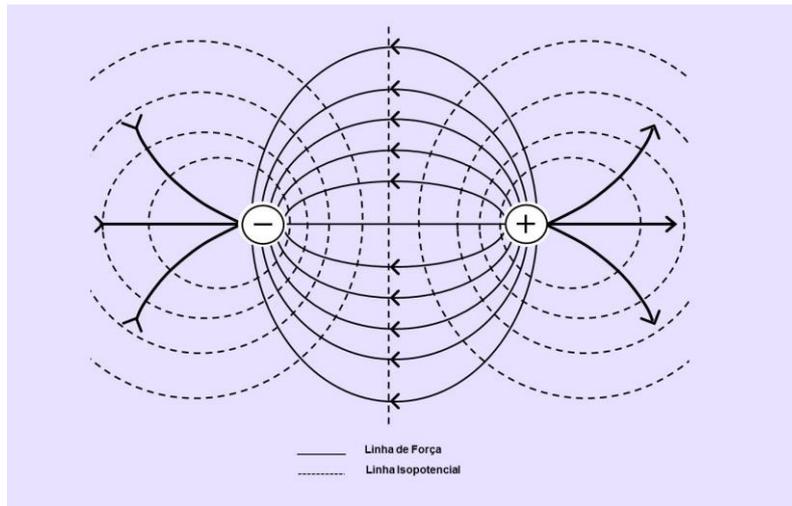
a) É diretamente proporcional ao momento ( $\vec{m}$ ) do dipolo ( $\vec{m} = n^\circ$  de cargas por polo  $\times$  distância entre os polos).

b) É diretamente proporcional ao cosseno do ângulo ( $\theta$ ), formado pela linha que une o ponto em questão ( $A$ ) e o centro da linha que une os dois polos (eixo do dipolo).

c) É inversamente proporcional ao quadrado da distância ( $R$ ) entre o ponto em questão ( $A$ ) e o centro da linha que une os dois polos.

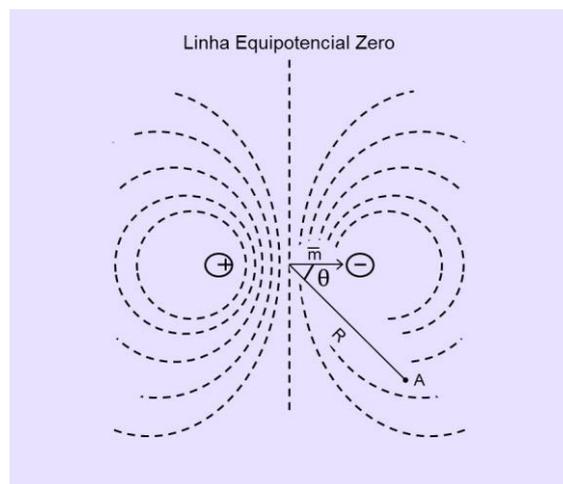
### **Representação simultânea das linhas de força e isopotencial.**

A Figura 3 ilustra as **linhas de força e isopotencial do campo de um dipolo**:  $0=$  linha (ou plano) de isopotencial zero perpendicular ao eixo do dipolo, dividindo o plano (ou espaço) em 2 metades de potenciais opostos, positivo e negativo (Toscano Barbosa, 1976).



**Figura 3.** Representação simultânea das linhas de força e isopotencial.

**Representação do potencial (V) produzido por um dipolo em um determinado ponto de um meio condutor.**



**Figura 4.** Representação do potencial (V) produzido por um dipolo no ponto A.

$$V_A = \frac{\bar{m} \cdot \cos\theta}{R^2}$$

**Onde:**

$V_A$  = potencial no ponto A.

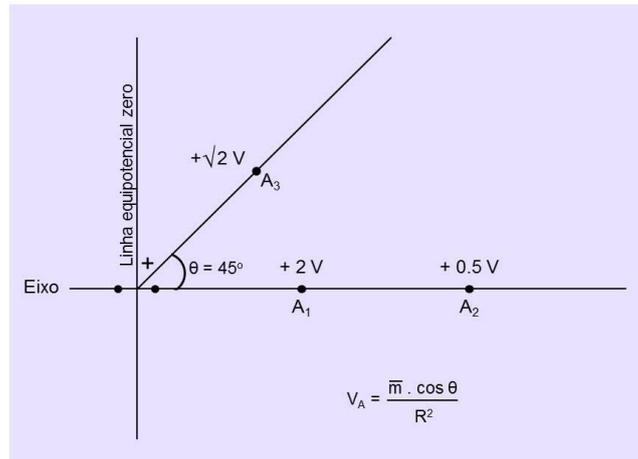
$\bar{m}$  = momento do dipolo

$\theta$  = ângulo entre as linhas que une o ponto A ao centro da linha que une os dois polos.

$R$  = distância entre A e o centro da linha que une os dois polos.

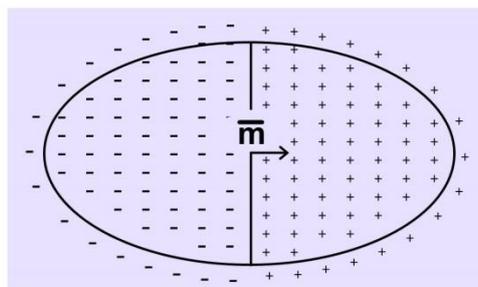
### Exemplo de dipolo em meio condutor homogêneo.

A Figura 5 mostra que o potencial ( $V$ ) em um dado ponto, é proporcional ao  $\cos\theta$ , e inversamente proporcional à  $R^2$ . Se o potencial em  $V_1$  é  $+2V$ , e se  $V_2$  está situado a uma distância 2 vezes maior do que  $V_1$ , do centro do dipolo, então o potencial em  $V_2$  é  $+0.5V$ . Se  $\theta = 45^\circ$  e se  $V_3$  e  $V_1$  são equidistantes do centro do dipolo, então o potencial em  $V_3 = +2 \cos 45^\circ$ , que é igual à  $+\sqrt{2}$ .



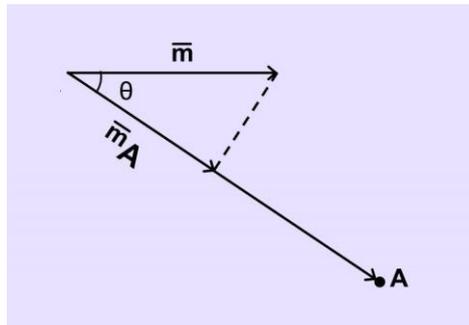
**Figura 5.** Importância do ângulo e da distância em relação ao centro do dipolo, na geração do potencial ( $V$ ) em um dado ponto ( $A$ ). (Berne e Levy, 1981).

Na prática, o conceito de dipolo é aplicado semi quantitativamente ou qualitativamente. Um agregado de cargas, tal como uma frente de onda no coração, é representado, por aproximação, como uma seta (vetor  $\bar{m}$ ) apontando na direção das cargas positivas. Por exemplo, vista externamente, uma célula parcialmente ativada, poderia ser representada como na figura 6.



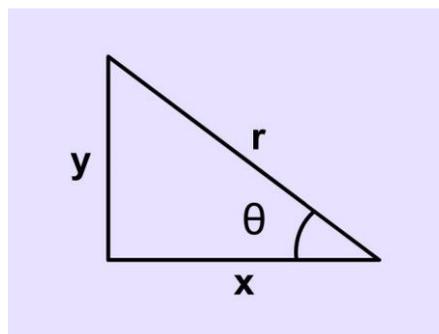
**Figura 6.** Representação vetorial (seta) de frente de onda de despolarização.

O vetor  $\vec{m}$  (Figura 6) está representado na Figura 7 de acordo com as relações trigonométricas.



**Figura 7.** Representação trigonométrica do vetor  $\vec{m}$ .

De acordo com a trigonometria, o cosseno de um ângulo ( $\theta$ ), em um triângulo retângulo, é dado pela relação entre o cateto adjacente ( $x$ ) e a hipotenusa ( $r$ ), como mostra a Figura 8.



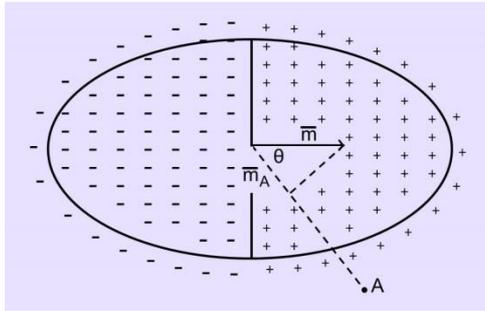
**Figura 8.** Relações trigonométricas em um triângulo retângulo.

Como  $\cos \theta = \frac{x}{r}$  a relação entre o momento  $\vec{m}$  do dipolo e o  $\cos \theta$  fica:

$$V_A = \vec{m} \frac{\cos \theta}{R^2} \quad \cos \theta = \frac{\vec{m}_A}{\vec{m}} \quad \text{ou} \quad \vec{m}_A = \vec{m} \cdot \cos \theta$$

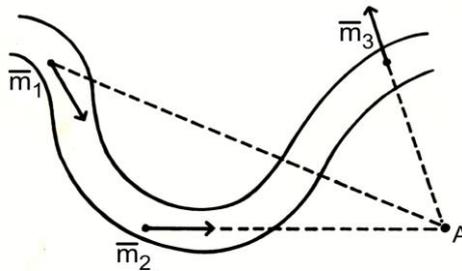
Portanto,  $V_A = \frac{\vec{m}_A}{R^2}$  onde  $\vec{m}_A$  é a projeção do vetor  $\vec{m}$  sobre a linha que une o ponto A ao centro da linha que une os dois polos. Portanto, o potencial em A é igual à razão entre a projeção de  $\vec{m}$  e o quadrado da distância do ponto A ao centro do dipolo.

A Figura 9 mostra estes conceitos transportados para uma fibra cardíaca (ou conjunto de fibras).



**Figura 9.** Relações trigonométricas entre o momento elétrico gerado por um dipolo e um ponto qualquer (A, por exemplo).

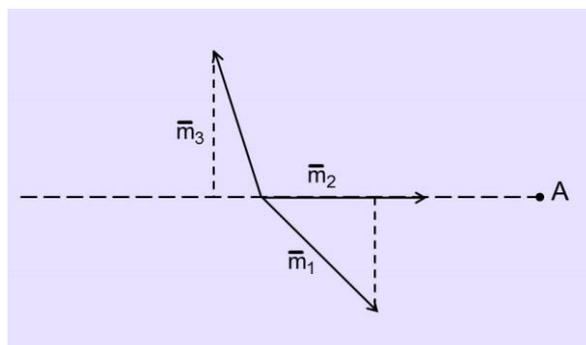
A Figura 10 mostra a orientação dos vetores elétricos resultantes, em uma situação onde a fibra é alongada e tortuosa.



**Figura 10.** Orientação dos vetores em situação mais próxima da anatômica.

Os vetores  $\bar{m}_1$ ,  $\bar{m}_2$ , e  $\bar{m}_3$  têm os mesmos módulos, porém orientações diferentes, e podem ser deslocados, paralelamente, para uma origem comum, como mostra a Figura 11 abaixo.

Deslocando-se, paralelamente, os vetores  $\bar{m}_1$ ,  $\bar{m}_2$ ,  $\bar{m}_3$  ficariam:



**Figura 11.** Deslocamento paralelo dos vetores para uma origem comum.

Nota-se na Figura 11 que a projeção de  $\vec{m}_1$  sobre a linha pontilhada A apresenta ângulo  $\theta < 90^\circ$ , portanto, a projeção do vetor  $\vec{m}_1$  sobre a linha pontilhada A é positiva.

O vetor  $\vec{m}_2$  quando projetado na linha pontilhada A, apresenta um ângulo  $\theta = 0^\circ$ , portanto, o vetor  $\vec{m}_2$  tem projeção máxima.

O vetor  $\vec{m}_3$  quando projetado na linha pontilhada A, apresenta um ângulo  $\theta > 90^\circ$ , portanto, sua projeção é negativa.

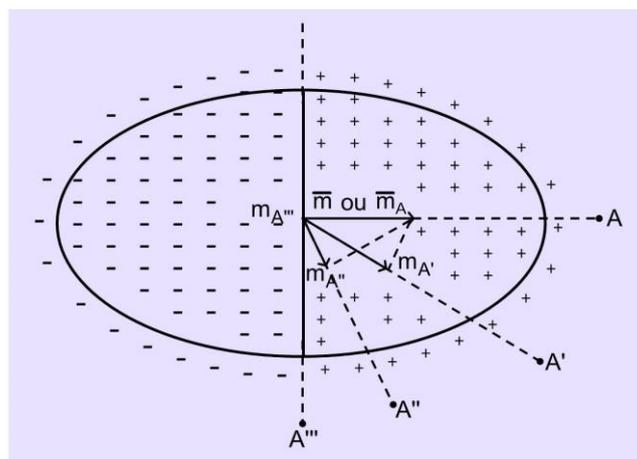
Logo, vetor cujo ângulo  $\theta$  é  $90^\circ$ , ou seja, se posiciona perpendicularmente à linha pontilhada, dá vetor resultante nulo.

A linha imaginária (tracejada na Figura 11) que une o centro (origem) do dipolo ao ponto A, é chamada **Linha de Derivação**.

## 2. CONCEITO DE DERIVAÇÃO (GESELOWITZ e SCHMITT)

**“Derivação é uma combinação de pelo menos 2 eletródios, algumas vezes interconectados com resistores ou mesmo amplificadores operacionais, que possibilita o registro de uma diferença de potencial”.**

É importante salientar que uma única projeção pode representar uma infinidade de vetores. A Figura 12 mostra a projeção de um mesmo vetor  $\vec{m}$  sobre diferentes linhas de derivação (A, A', A'' e A''').



**Figura 12.** Projeções de um mesmo vetor ( $\vec{m}$ ) sobre diferentes linhas de derivação.  $\vec{m}_A$  = projeção máxima, o vetor  $\vec{m}$  é paralelo à linha de derivação (A), i.e.,  $\theta = 0^\circ$

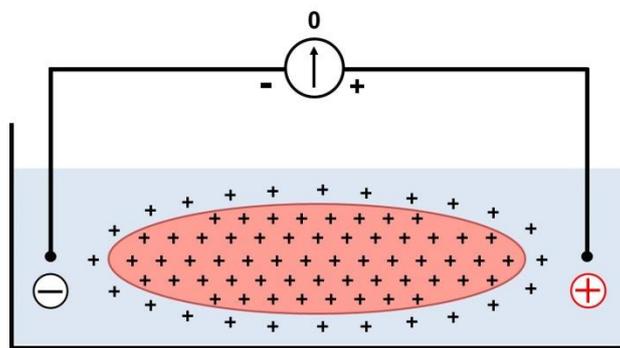
$\bar{m}_{A'}$  = projeção positiva,  $0^\circ < \theta' < 90^\circ$

$\bar{m}_{A''}$  = projeção positiva, porém,  $< m_{A'}$  porque o ângulo  $\theta''$  é  $> \theta'$ .

$\bar{m}_{A'''}$  = projeção nula, porque  $\theta''' = 90^\circ$

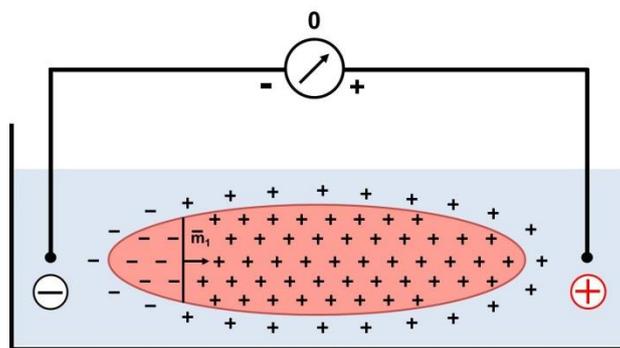
**Vale lembrar que  $\cos 0^\circ = 1$ ;  $\cos 90^\circ = 0$  e  $\cos 45^\circ = 0.7$ .**

A Figura 13 mostra estes conceitos transportados para o coração dentro de um volume condutor homogêneo, utilizando-se um par de eletródios polarizados (+ e -) para o registro da atividade elétrica (diferença de potencial).



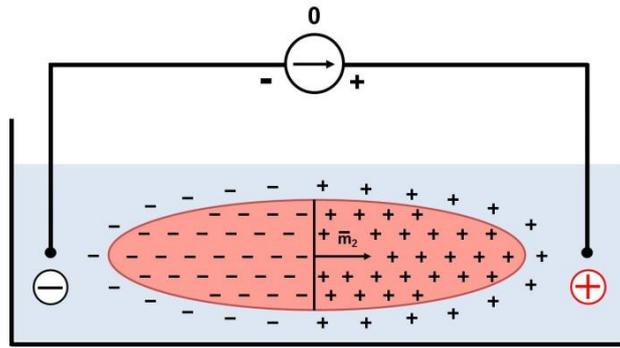
**Figura 13.** Representação da fibra totalmente polarizada.

A linha imaginária que une os dois eletródios na Figura 14 representa a derivação onde o vetor  $\bar{m}_1$  está projetado com amplitude máxima.



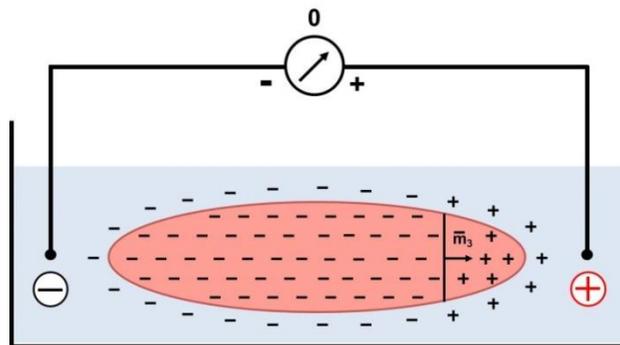
**Figura 14.** Representação do vetor resultante de fibra parcialmente despolarizada.

Na Figura 15  $\bar{m}_2$  é projetado, também, maximamente, só que o vetor tem amplitude  $> \bar{m}_1$  (representado na Figura 12), devido à maior frente de onda que o gerou.

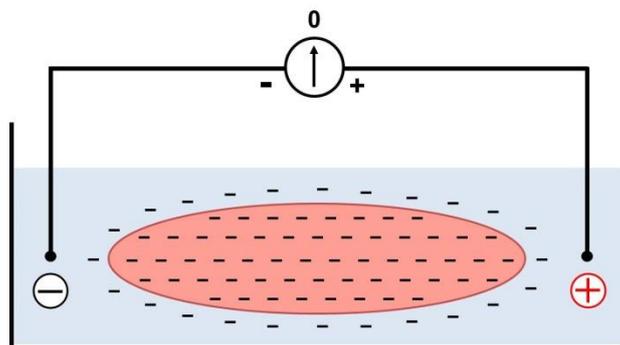


**Figura 15.** Representação do vetor resultante de fibra parcialmente despolarizada com frente de onda máxima.

Na Figura 15 o vetor  $\bar{m}_3$  - que poderá ter a mesma amplitude de  $\bar{m}_1$  - é, também, projetado maximamente sobre a linha de derivação. Somente que terá a mesma amplitude de  $\bar{m}_1$ .



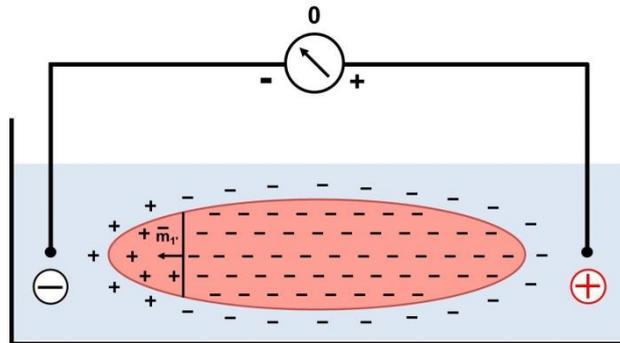
**Figura 16.** Representação do vetor resultante de fibra parcialmente despolarizada com frente de onda de mesma amplitude que na Figura 12.



**Figura 17.** Representação da fibra totalmente despolarizada.

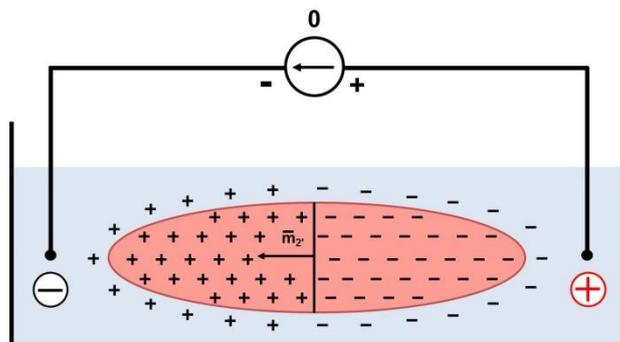
Considerando-se as Figuras 14, 15 e 16, nota-se que  $\bar{m}_1 = \bar{m}_3$  e  $\bar{m}_2 > \bar{m}_1$  e  $> \bar{m}_3$ .

O processo se continua, agora, após a despolarização total da fibra (coração) com o processo de repolarização, o qual é um fenômeno oposto à despolarização.

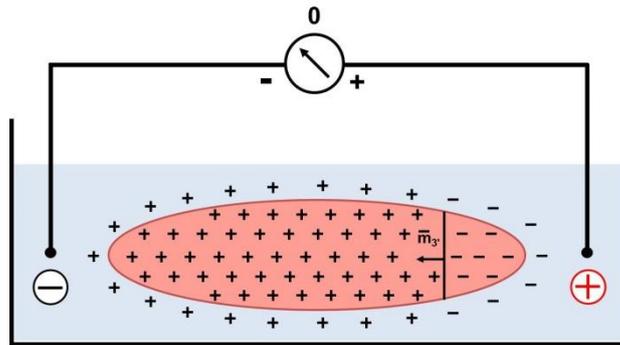


**Figura 18.** Representação do vetor resultante de onda de repolarização.

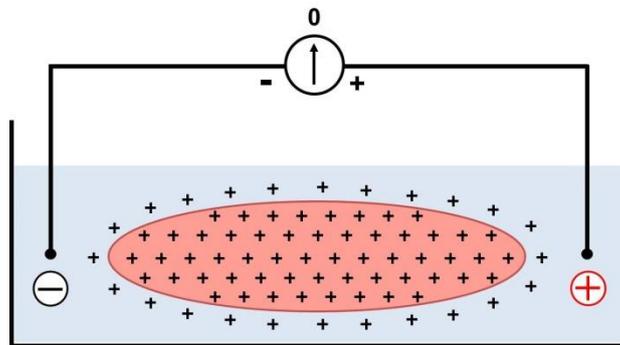
Assim, sucessivamente, temos os vetores  $\vec{m}_2$  e  $\vec{m}_3$  (Figuras 19 e 20). Quando a fibra (coração) se repolarizar totalmente, não haverá mais nenhum vetor resultante (Figura 21).



**Figura 19.** Representação do vetor resultante de fibra parcialmente repolarizada com frente de onda máxima.



**Figura 20.** Representação do vetor resultante de fibra parcialmente repolarizada com frente de onda de mesma amplitude que na Figura 12.

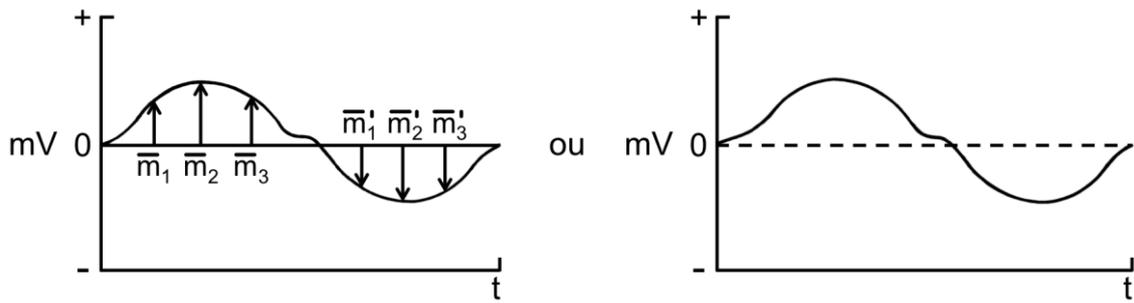


**Figura 21.** Representação da fibra totalmente repolarizada.

Chama-se atenção para o fato de que, tanto na despolarização (vetores  $> 0$ ), quanto na repolarização (vetores  $< 0$ , devido à orientação oposta) os vetores se iniciam com pequeno módulo (amplitude), atingem um máximo e depois, gradualmente, diminuem até zero.

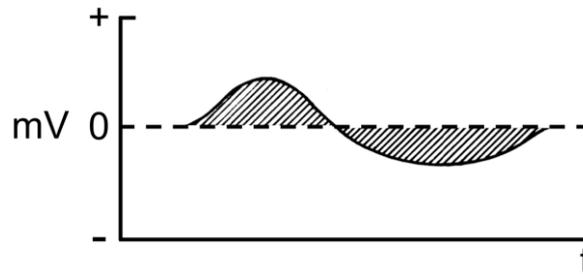
A forma escolhida para a fibra (coração), nos exemplos acima, foi proposital para que o frente de onda, que se traduz pelo vetor, se inicie pequena, atinja um máximo e volte à zero. Isto também é válido para a repolarização, somente que a polaridade é invertida.

O registro escalar (voltagem x tempo) em um sistema qualquer está representado na Figura 22.



**Figura 22.** Registro escalar dos processos de despolarização e repolarização.

Na prática os fenômenos de despolarização e repolarização da fibra cardíaca, devido à sua evolução temporal, não são simétricos. Logo, a representação acima é didática, mas o correto seria a representação da Figura 18.



**Figura 23.** Registro escalar dos processos de despolarização e repolarização mostrando a assimetria das formas de ondas dos referidos processos.

Chama-se atenção para o fato de que as áreas de despolarização e repolarização são, necessariamente, iguais porque as mesmas cargas estão envolvidas em ambos os processos (despolarização e repolarização).

É importante lembrar que o potencial de ação do músculo cardíaco é composto por cinco fases descritas, brevemente, abaixo.

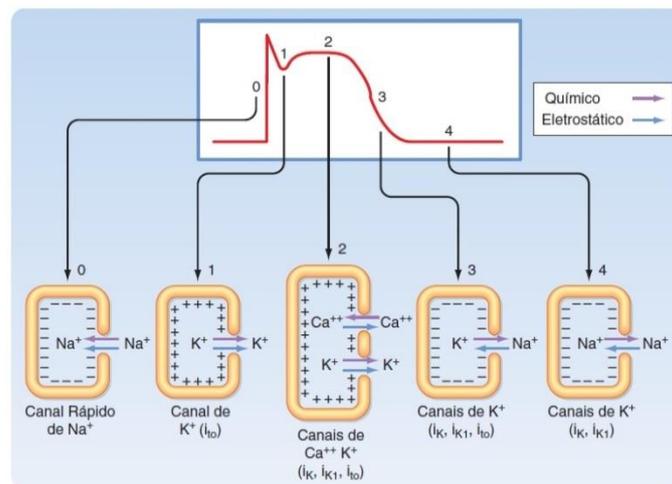
**Fase 0 (despolarização rápida):** Ambas as forças, eletrostáticas e químicas, favorecem a entrada de  $\text{Na}^+$  na célula pelos canais rápidos de  $\text{Na}^+$  para gerar a despolarização.

**Fase 1 (repolarização transitória e rápida):** Ambas as forças, eletrostáticas e químicas, favorecem o efluxo de  $\text{K}^+$  pelos canais isto gerando a repolarização parcial inicial.

**Fase 2 (platô):** Durante o platô, o influxo efetivo de  $\text{Ca}^{++}$  pelos canais de  $\text{Ca}^{++}$  é balanceado pelo efluxo de  $\text{K}^+$  pelos canais  $i_K$ ,  $i_{K1}$  e  $i_{to}$ .

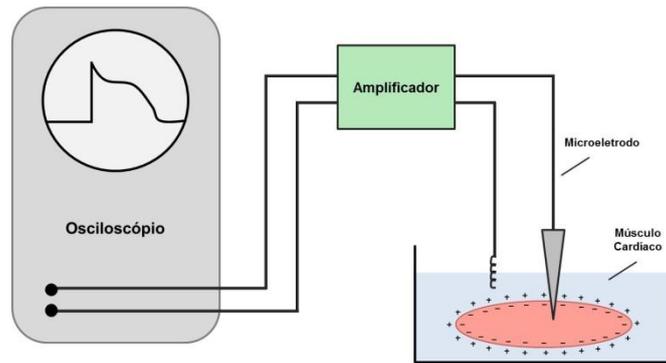
**Fase 3 (repolarização tardia):** As forças químicas que favorecem o efluxo de  $\text{K}^+$  através dos canais  $i_K$ ,  $i_{K1}$  e  $i_{to}$  predominam sobre as forças eletrostáticas que favorecem o influxo de  $\text{K}^+$  pelos mesmos canais.

**Fase 4 (repouso):** As forças químicas que favorecem o efluxo de  $\text{K}^+$  pelos canais  $i_K$  e  $i_{K1}$  excedem apenas ligeiramente as forças eletrostáticas que favorecem o influxo de  $\text{K}^+$  pelos mesmos canais.



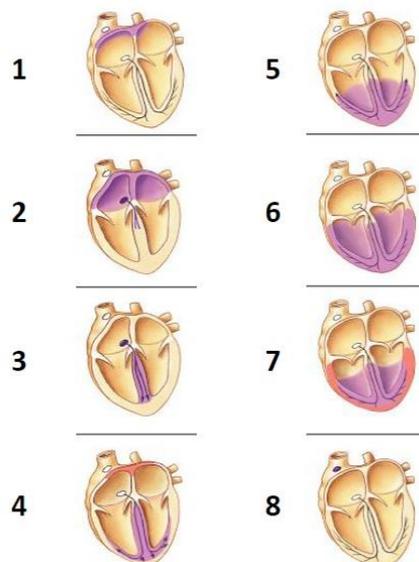
**Figura 24.** Principais correntes iônicas e canais que geram as várias fases do potencial de ação na célula cardíaca (Berne e Levy, 6ªEd).

O potencial transmembrana no miocárdio pode ser medido utilizando-se dois eletródios. Um eletródio que pode ser inserido em uma célula miocárdica sem lesá-la e outro que é o eletródio de referência (mantido no meio onde se situa o tecido em estudo, cujo potencial é convencionado como zero). Quando ambos os eletródios estão mergulhados na solução fisiológica que banha o tecido, não se detecta diferença de potencial entre eles. Ao se introduzir o microeletrodio na célula ventricular, registra-se -90 mV, sendo este o potencial de repouso. A Figura 25 mostra o registro obtido quando o miocárdio é estimulado, correspondente a um potencial de ação típico de célula miocárdica ventricular.



**Figura 25.** Registro do potencial de ação obtido quando o miocárdio é estimulado, correspondente a um potencial de ação típico de célula miocárdica ventricular.

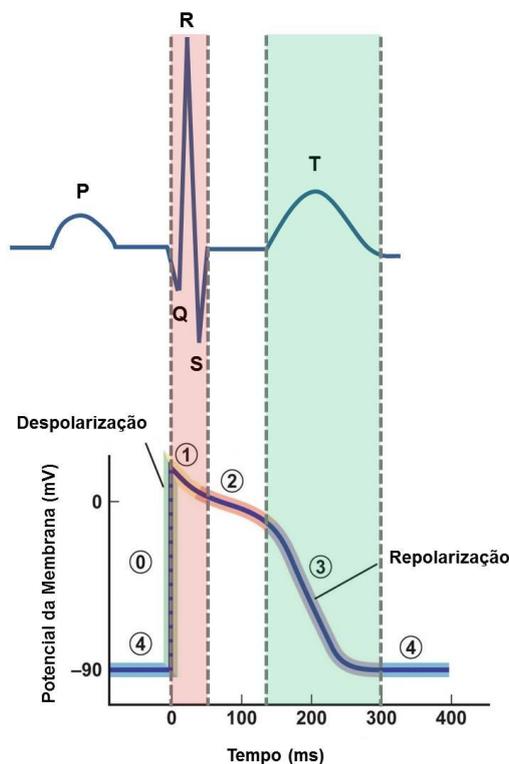
Além disso, como mostra a figura 26, a excitação do coração ocorre normalmente de forma ordenada, da base em direção ao ápice, o que permite o bombeamento efetivo do sangue. Essa excitação ordenada ocorre pelo sistema de condução do coração. O nódulo sinoatrial é o marca-passo do coração e inicia a distribuição dos potenciais de ação pelos átrios. Essa distribuição da excitação alcança o nódulo atrioventricular, onde a condução é retardada de tal sorte que a contração atrial possa ocorrer e os ventrículos sejam adequadamente enchidos. A excitação, em seguida, se espalha rapidamente pelos ventrículos, via fibras de Purkinje, de forma que os miócitos ventriculares possam contrair coordenadamente.



**Figura 26.** Sequência temporal da despolarização do coração. A propagação da onda de excitação é representada pela coloração roxa (autor desconhecido).

O registro eletrocardiográfico reflete a soma total dos eventos elétricos associados com a excitação cardíaca. Ele se deve ao fato de que o corpo humano funciona como um volume condutor, facilitando o registro destes eventos internos, por eletródios posicionados na pele.

A figura abaixo compara os eventos de um eletrocardiograma (ECG), registrado na superfície do corpo, com a atividade de uma fibra miocárdica, registrada através de um microeletrodo intracelular. O complexo QRS (o ECG será explicado a seguir) sinaliza o momento da despolarização, ou seja, da ativação da célula miocárdica, e a onda T coincide com o processo de repolarização.



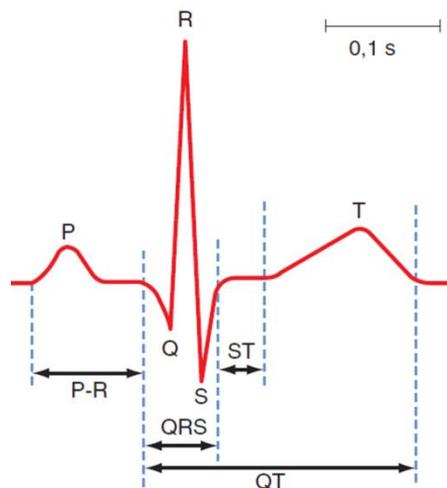
**Figura 27.** Eventos de um eletrocardiograma normal correlacionados com a atividade da fibra miocárdica. Os números de 0 a 4 representam as cinco fases do potencial de ação do músculo cardíaco.

### 3. O ELETROCARDIOGRAMA (ECG)

A atividade elétrica do coração é registrada através do eletrocardiógrafo, em um papel termossensível, com dimensões padronizadas. As linhas verticais representam amplitude (milivolts), e as linhas horizontais, tempo (segundos). A velocidade do papel

é padronizada em 25 mm/s. A sensibilidade do galvanômetro é estabelecida de maneira que, 1 mV resulte em uma deflexão da pena registradora de 10 mm. O intervalo entre 2 linhas verticais é 0.04 s, e entre 2 linhas horizontais é 0.1 mV.

No ECG o período refratário absoluto dos ventrículos inclui: QRS, ST e as primeiras porções da onda T. O alargamento ou encurtamento do ST geralmente se associa com o alargamento ou encurtamento do período refratário absoluto, respectivamente.



**Figura 28.** Registro eletrocardiográfico normal (Berne e Levy, 6ªEd).

A figura acima é um registro eletrocardiográfico normal de um ciclo cardíaco, obtido através da derivação II (eletrodo da perna esquerda positivo x eletrodo do braço direito negativo – descrito a seguir).

Este registro foi ampliado, a fim de facilitar o reconhecimento de algumas fases importantes do eletrocardiograma, definidas a seguir:

Onda P: apresenta pequena magnitude e representa a despolarização dos átrios.

Onda Q: representa a despolarização do septo.

Onda R: representa a despolarização dos ventrículos direito e esquerdo, com maior magnitude do esquerdo.

Intervalo PR: intervalo que vai do início da ativação atrial, até o início da ativação ventricular; normalmente dura de 0.12 a 0.20s, e uma fração considerável do mesmo envolve a passagem do impulso através do nódulo AV. Representa a repolarização dos átrios.

Onda S: representa a despolarização das porções próximas à base do coração (últimas a serem despolarizadas).

Onda T: representa a repolarização dos ventrículos.

Segmento ST: representa o intervalo entre o final da onda S e o início da onda T; em condições normais, repousa no segmento isoeletrico. Durante este intervalo os ventrículos estão despolarizados.

Intervalo QT: Medido do início do complexo QRS até o final da onda T. Varia inversamente com a frequência cardíaca devido, em parte, ao encurtamento da duração do potencial de ação das fibras miocárdicas durante o aumento da frequência cardíaca.

Ponto J: ponto de junção do QRS com o segmento ST.

Intervalo TQ: intervalo que vai desde o final de T até o início do QRS (ciclo seguinte).

Linha isoeletrica: é a linha de base; é o ponto de início das ondas do ECG.

### 3.1. DERIVAÇÕES ELETROCARDIOGRÁFICAS

#### 3.1.1 Derivações Clássicas de Einthoven ou Derivações Bipolares

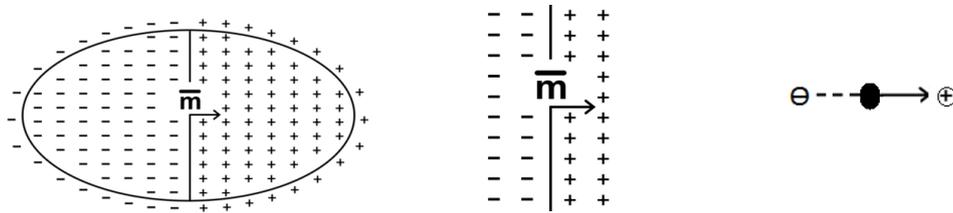
Em 1901 Willem Einthoven (Prêmio Nobel de Fisiologia e Medicina em 1924) demonstrou a possibilidade do uso clínico da eletrocardiografia. Ele idealizou e foi responsável pela padronização das 3 derivações dos membros (**DERIVAÇÕES CLÁSSICAS**) e introduziu o conceito do triângulo para os eixos elétricos do coração.

As hipóteses de Einthoven envolvem as seguintes pré-suposições:

1. Os membros superiores e inferior esquerdo, representados por **BD** (braço direito), **BE** (braço esquerdo) e **PE** (perna esquerda), formam os vértices de um triângulo equilátero, cujo centro é o coração.
2. Os tecidos corporais e líquidos formam um volume condutor homogêneo.
3. As forças elétricas resultantes da ativação cardíaca podem ser representadas por um vetor situado no centro do triângulo.

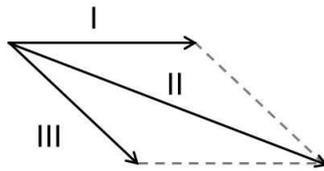
4. As derivações bipolares fornecem um registro escalar da variação do potencial no plano frontal do corpo.

**Características do vetor: amplitude (módulo), direção e sentido.**



**Figura 29.** Conceito de vetor por meio de um dipolo elétrico.

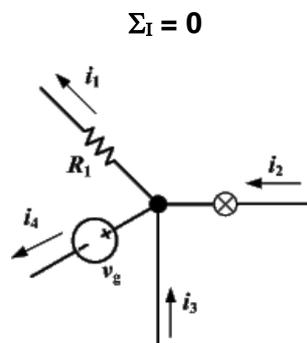
**Regra do Paralelogramo:**



$$\Sigma RI = \Sigma E \quad \text{OU} \quad \Delta V = RI$$

**Figura 30.** Representação da regra do paralelogramo.

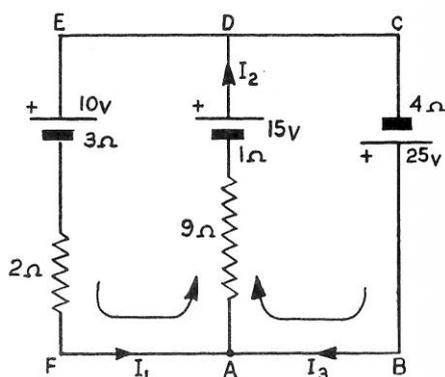
**1ª Lei de Kirchhoff** diz que “a soma das correntes que chegam a um ponto qualquer deve ser igual à soma das correntes que saem deste ponto”.



**Figura 31.** Ilustração da aplicação da 1ª Lei de Kirchhoff à análise de circuitos.

Já a **2ª Lei de Kirchhoff** diz que “a soma algébrica das **ddp** deve ser igual à soma algébrica das **fem** ao redor de qualquer caminho fechado, ao longo de um circuito”.

$$\Sigma RI = \Sigma E$$



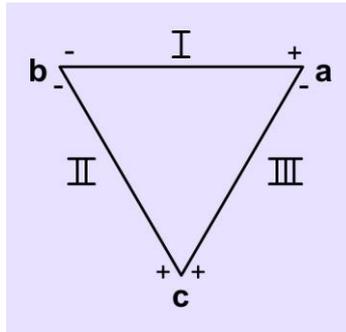
**Figura 32.** Ilustração da aplicação da 2ª Lei de Kirchhoff à análise de circuitos.

### TRIÂNGULO DE EINTHOVEN

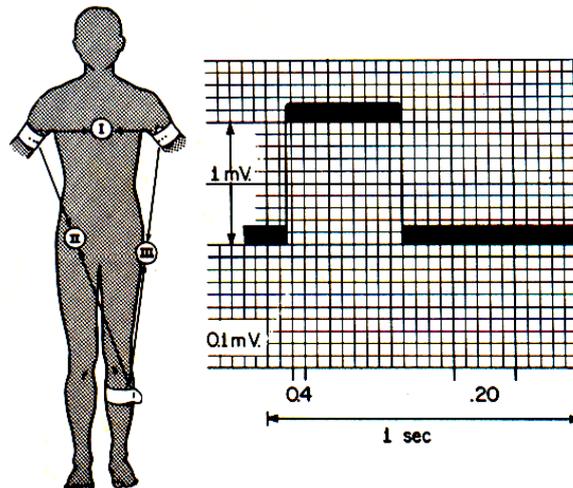
#### Características:

- a) "Equilátero" no homem;
- b) Meio homogêneo, indefinido e isotrópico;
- c) Linha de derivação; linha que une os 2 eletrodos;
- d) A distância da linha de derivação aos eletrodos permite que o coração possa ser interpretado como um ponto situado no centro do triângulo, ou seja, no centro da derivação; os vetores se originam no centro do triângulo e terminam em uma linha perpendicular à linha de derivação; a linha de derivação "vê" a projeção do vetor sobre ela;
- e) Vetor perpendicular à derivação é nulo; paralelo é máximo;
- f) As polarizações estabelecidas por Einthoven fazem com que os principais fenômenos elétricos deem deflexões positivas no ECG, em condições normais, no homem;
- g)  $DII = DI + DIII$ : de acordo com a 2ª Lei de Kirchhoff ( $AV = R \cdot I$ ), ou seja, a soma vetorial de  $DI + DIII = DII$ .

As derivações padrões são definidas como na Figura 27 e a disposição dos eletrodos para o registro das derivações clássicas são representados na Figura 28.



**Figura 33.** Representação esquemática das 3 Derivações Clássicas de Einthoven (I, II e III). Onde, **a** = braço esquerdo; **b** = braço direito; **c** = perna esquerda; **I** =  $V_{ab}$ ; **II** =  $V_{cb}$ ; **III** =  $V_{ca}$ .



**Figura 34.** Disposição convencional dos eletrodos para o registro das derivações eletrocardiográficas padrão (Scher, 1974).

Aplicando-se a 2ª lei de Kirchhoff, tem-se:

$$V_{ca} + V_{ab} = V_{cb}$$

Isto porque, **b** é sempre negativo, e **a** será negativo em relação a **c**, e positivo em relação a **b**; **c** é sempre positivo.

Logo,

$$V_{II} = V_I + V_{III}$$

ou, simplesmente,

$$D_{II} = D_I + D_{III}$$

A qual é a “LEI DE EINTHOVEN”

A **Lei de Einthoven** estabelece:

**“A cada instante da ativação ou despolarização cardíaca, a soma algébrica dos potenciais das derivações I e III é igual ao potencial da derivação II”.**

Na realidade isto é derivado da observação de que os potenciais nas extremidades do triângulo, segundo a polarização definida pelo Einthoven é igual a zero, ou seja:

$$V_{ca} + V_{ab} = V_{cb}$$

$$\text{Ou } (c - a) + (a - b) = (c - b)$$

$$c - \cancel{a} + \cancel{a} - b = c - b$$

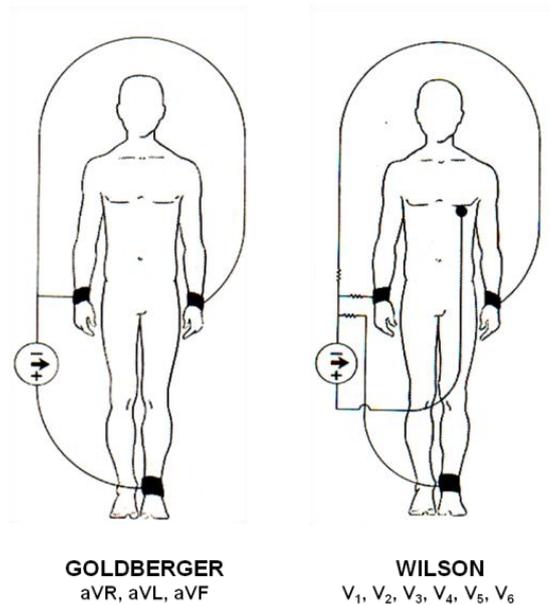
$$\cancel{c} - \cancel{c} = \cancel{b} - \cancel{b}$$

$$\boxed{0 = 0}$$

### 3.1.2 Derivações Unipolares Aumentada dos Membros

Nesse tipo de registro, dois dos membros são conectados ao terminal negativo do eletrocardiógrafo por meio de resistências elétricas, e o terceiro membro é conectado ao terminal positivo. Quando o **terminal positivo** está no **braço direito**, a derivação é denominada **aVR**; quando está no **braço esquerdo**, **aVL**; e quando está na **perna esquerda**, **aVF**.

Visando estabelecer o potencial elétrico absoluto de cada extremidade do corpo, Wilson, em 1934, desenvolveu um dispositivo, cujo potencial elétrico é nulo, que pode ser considerado um "terra virtual", denominado central terminal de Wilson. Portanto, registrando-se a diferença de potencial entre qualquer ponto da superfície corporal e a central terminal de Wilson, consegue-se um registro unipolar (Figura 29), ou seja, o potencial captado pelo eletrodo explorador é igual à variação absoluta do potencial elétrico daquele local. O ponto de potencial nulo é conseguido pela ligação dos três eletrodos conectados aos membros em um nó comum do circuito elétrico, obtendo-se assim um sistema fechado.



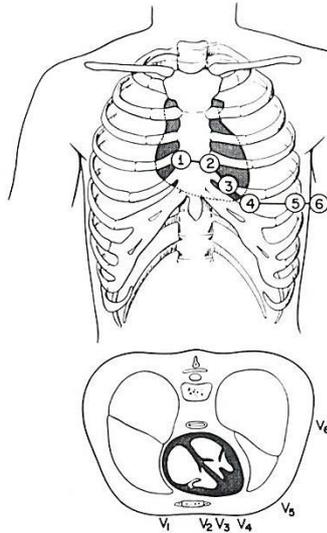
**Figura 35.** Conexões para registros unipolares (Scher, 1974).

### 3.1.3 Derivações Unipolares Precordiais

O eletrocardiograma convencional é complementado pelo registro de seis outras derivações unipolares, em que a entrada negativa do amplificador é conectada a um ponto de potencial nulo e a positiva ao eletrodo explorador, o qual deve ser posicionado em seis posições específicas da região precordial, conforme mostrado na Figura 36. Os registros assim obtidos denominam-se derivações unipolares precordiais, que são numeradas de **V1 a V6**. Desta maneira, quando uma onda de despolarização se aproxima do eletrodo explorador, este irá registrar uma onda positiva (deflexão para cima na linha de registro). Ao contrário, será registrada uma onda negativa quando a onda de despolarização se afasta da posição em que está localizado o eletrodo explorador.

Os locais onde deve ser posicionado o eletrodo explorador para registro das derivações unipolares precordiais são definidos a seguir:

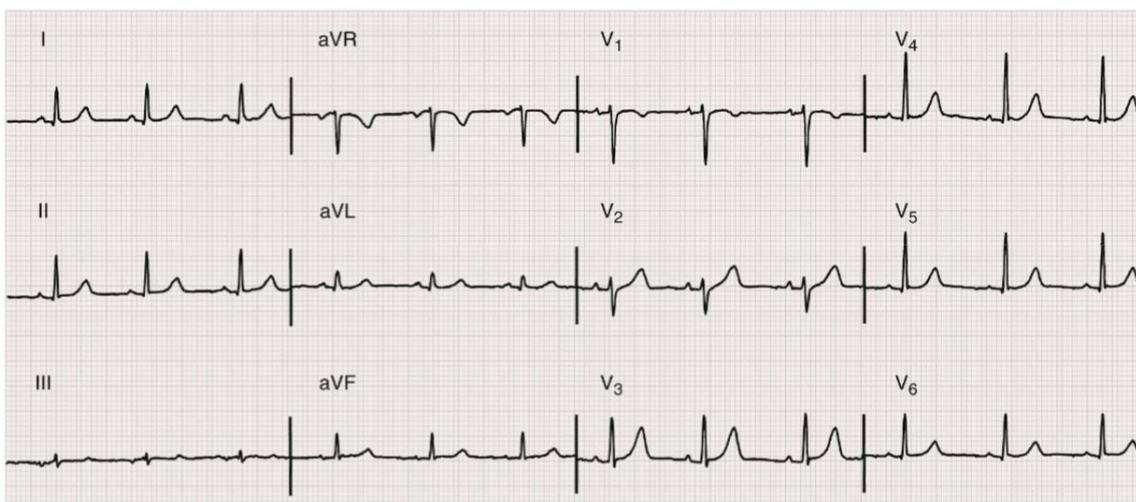
- V1** - quarto espaço intercostal, junto à borda direita do esterno;
- V2** - quarto espaço intercostal, junto à borda esquerda do esterno;
- V3** - no ponto médio entre V2 e V4;
- V4** - quinto espaço intercostal, sobre a linha hemiclavicular esquerda;
- V5** - quinto espaço intercostal, na altura da linha rutilar anterior esquerda;
- V6** - quinto espaço intercostal, na altura da linha rutilar média esquerda;



**Figura 36.** Posicionamento dos eletrodos na região precordial para o registro das derivações unipolares precordiais. Os números de 1 a 6 representam o local dos eletrodos (V1 a V6) (Scher, 1974).

Resumindo, a Figura 37 mostra o eletrocardiograma registrado a partir das 12 derivações:

- 3 bipolares clássicas (DI, DII e DIII)
- 3 unipolares (aVR, aVL e aVF)
- 6 no plano transversal (V1, V2, V3, V4, V5 e V6)



**Figura 37.** Eletrocardiogramas normais registrados pelas 12 derivações (bipolares clássicas, unipolares aumentadas e precordiais) (Mirvis and Goldberger, 2012).

## **BIBLIOGRAFIA**

Cardiovascular Physiology. Ed. R. M. Berne e M.N. Levy. The C. V. Mosby Co., St. Louis, 1981.

Circulação e Respiração. Fundamentos de Biofísica e Fisiologia. Ed. A. Paes de Carvalho e A.P. Fonseca Costa. UFRJ. 1974.

Electrocardiogram. Allen M. Scher. In Physiology and Biophysics II. Circulation, Respiration and Fluid Balance. Ed. T. C. Ruch e H.D. Patton, W.B. Saunders Co, Philadelphia, 1974.

Electrocardiography. D.B. Geselowitz e O.H. Schmitt, Biological Engineering, Ed. H.P. Schan, M.C. Graw – Hill Book, Co, 1969.

Fisiologia. Berne e Levy. 6ª Edição, Elsevier Editora, 2009.

Fisiologia. Margarida Aires. 4ª edição, Editora Guanabara Koogan, 2012.

Electrocardiography. D.M. Mirvis e A. L. Goldberger. In Braunwald's Heart Diseases. A textbook of cardiovascular medicine. 9<sup>th</sup> Edition. Volume 1. Elsevier Saunders, Philadelphia, PA, USA, 2012.

O registro do campo elétrico. E. Toscano Barbosa. In Fisiologia cardiovascular. Ed. Departamento de Fisiologia Cardiovascular e respiratória SBC. Fundo Editorial Byk-Prociencx, São Paulo, 1976.

The Circulation. An Integrative Physiologic Study. Ed. J.P. Henry e J.P. Meehan, Year Book Med. Publ. Inc. Chicago, 1971.

Tratado de Fisiologia Médica. Guyton & Hall. 12ª Edição, 2011.