

IL CUORE

CENNI SU ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL CUORE

Il cuore è localizzato nel torace tra i polmoni, dietro lo sterno e al disopra del diaframma e si presenta circondato dal *pericardio* (fig.1). Ha le dimensioni di un pugno chiuso ed il suo peso è all'incirca tra i 250 e i 300 g. Al di sopra del cuore troviamo i grandi vasi come la vena cava superiore ed inferiore, l'arteria e la vena polmonare e l'aorta.

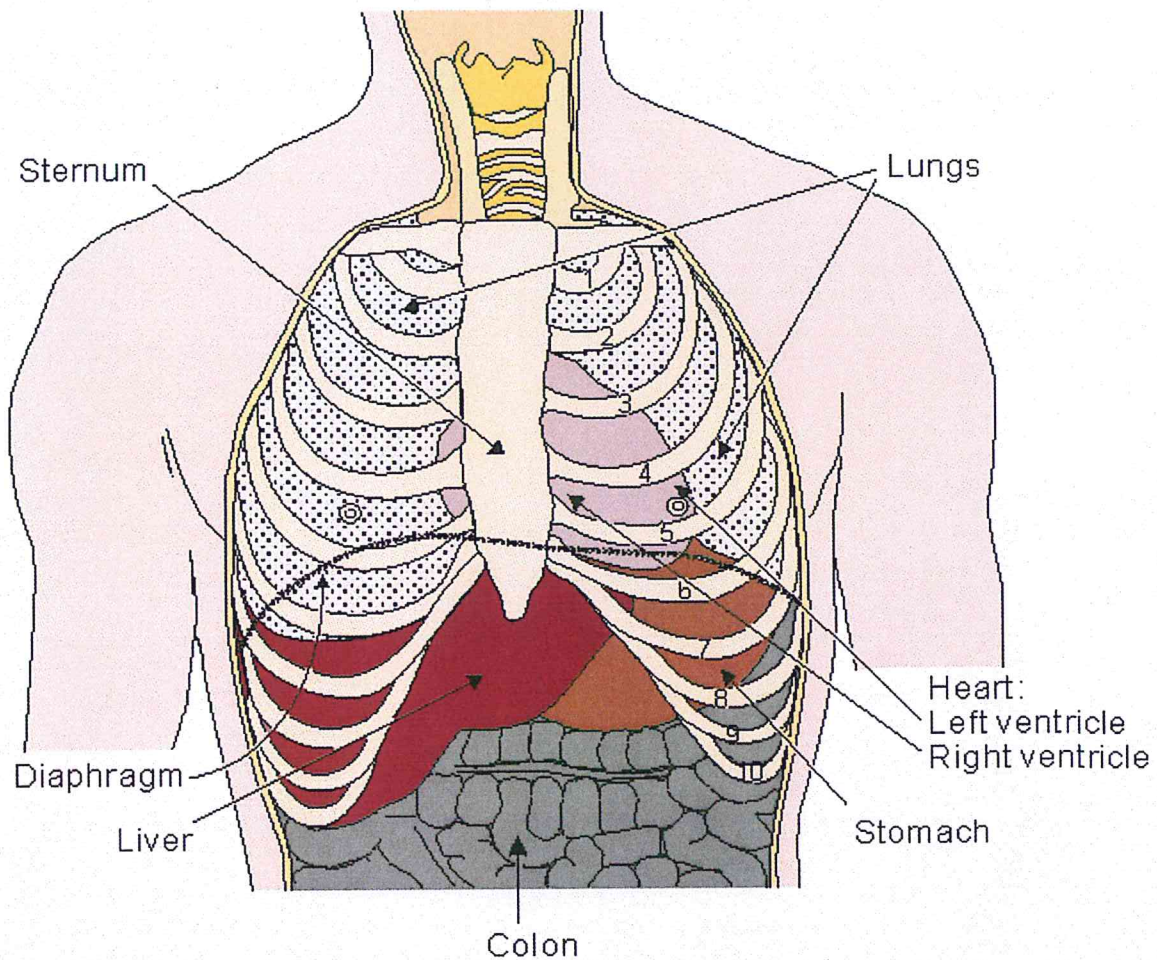


fig.1: Posizione del cuore all'interno del corpo umano

La parete del cuore è composta dal muscolo cardiaco, detto *miocardio*. Esso si presenta striato così come il muscolo scheletrico ed è costituito da quattro compartimenti: gli *atri* ed i *ventricoli* destro e sinistro (fig.2). Atri e ventricoli formano delle unità distinte tra loro e ciò costituisce, come vedremo, un fatto di particolare importanza per le funzioni elettriche del cuore.

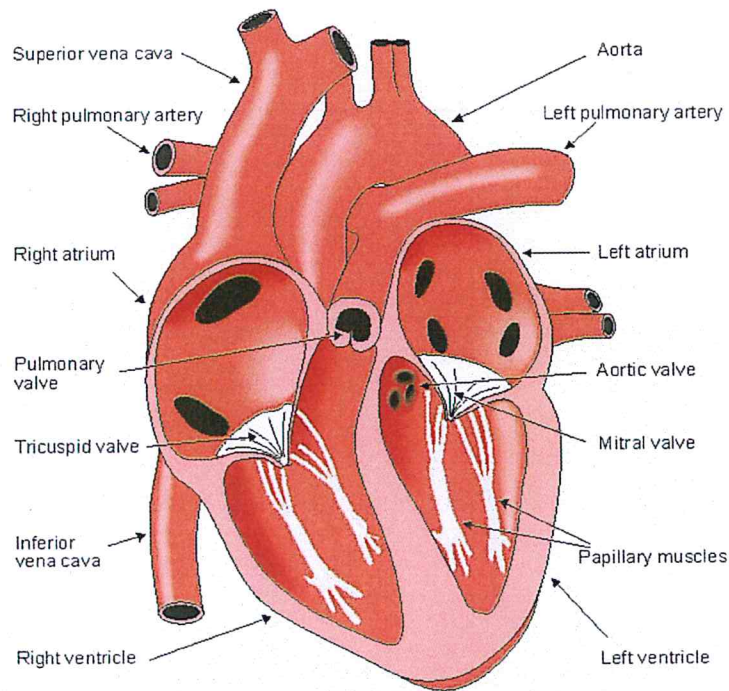


fig.2: Anatomia del cuore e vasi ad esso associati

Le fibre del muscolo cardiaco sono orientate a spirale (fig.3) e si dividono in quattro gruppi: due gruppi di fibre avvolgono esternamente entrambi i ventricoli; al di sotto di queste fibre un terzo gruppo avvolge in un decorso differente nuovamente entrambi i ventricoli e infine un quarto gruppo di fibre al di sotto di queste ultime avvolge solamente il ventricolo sinistro. Il fatto che le cellule del muscolo cardiaco siano orientate più tangenzialmente che radialmente, e che la resistività del muscolo sia minore nella direzione di orientazione delle fibre, ha un'importanza notevole nell'elettrocardiografia e nella magnetocardiografia.

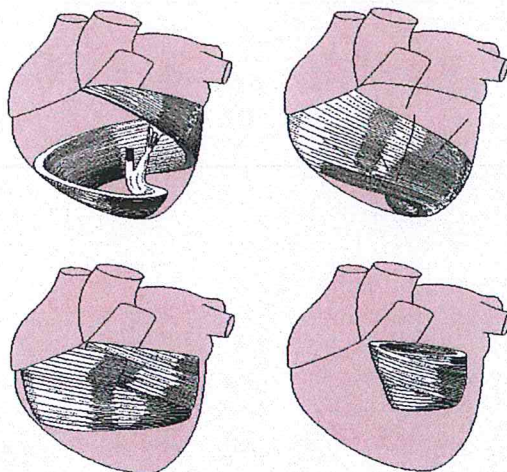


Fig.3: Orientazione delle fibre del muscolo cardiaco

Il cuore possiede quattro valvole: tra l'atrio destro ed il ventricolo destro troviamo la *valvola tricuspide*, mentre tra l'atrio sinistro e il ventricolo sinistro troviamo la *valvola mitrale*; la *valvola polmonare* invece è posizionata tra il ventricolo destro e l'arteria polmonare, mentre la *valvola aortica*, che controlla il flusso sanguigno verso l'aorta, si trova sulla via d'uscita del flusso del ventricolo sinistro.

Il sangue ritorna dal sistema circolatorio all'atrio destro e di qui, attraverso la valvola tricuspide, arriva nel ventricolo destro. Attraverso la valvola polmonare, dal ventricolo destro il sangue è pompato nei polmoni dove, dopo essere stato ossigenato, ritorna all'atrio sinistro e di qui, attraverso la valvola mitrale arriva nel ventricolo sinistro.

Infine, dal ventricolo sinistro, il sangue viene pompato attraverso la valvola aortica nell'aorta e di qui nel sistema circolatorio.

ATTIVAZIONE ELETTRICA DEL CUORE

L'attivazione elettrica delle cellule del muscolo cardiaco (*miociti*) ha luogo mediante gli stessi meccanismi di attivazione elettrica delle cellule nervose. L'ampiezza del potenziale d'azione delle cellule cardiache e nervose è tra l'altro simile (100 mV), tuttavia la durata degli impulsi elettrici nel muscolo cardiaco è di due ordini di grandezza superiore rispetto a quella dei potenziali d'azione che si hanno nel muscolo scheletrico e nelle cellule nervose.

L'evoluzione del potenziale d'azione nelle cellule miocardiche prevede una depolarizzazione seguita da una lunga fase di plateau a cui infine segue una ripolarizzazione (che come nel caso delle cellule nervose è una conseguenza della fuoriuscita degli ioni potassio), per una durata complessiva di circa 300 ms (fig.4).

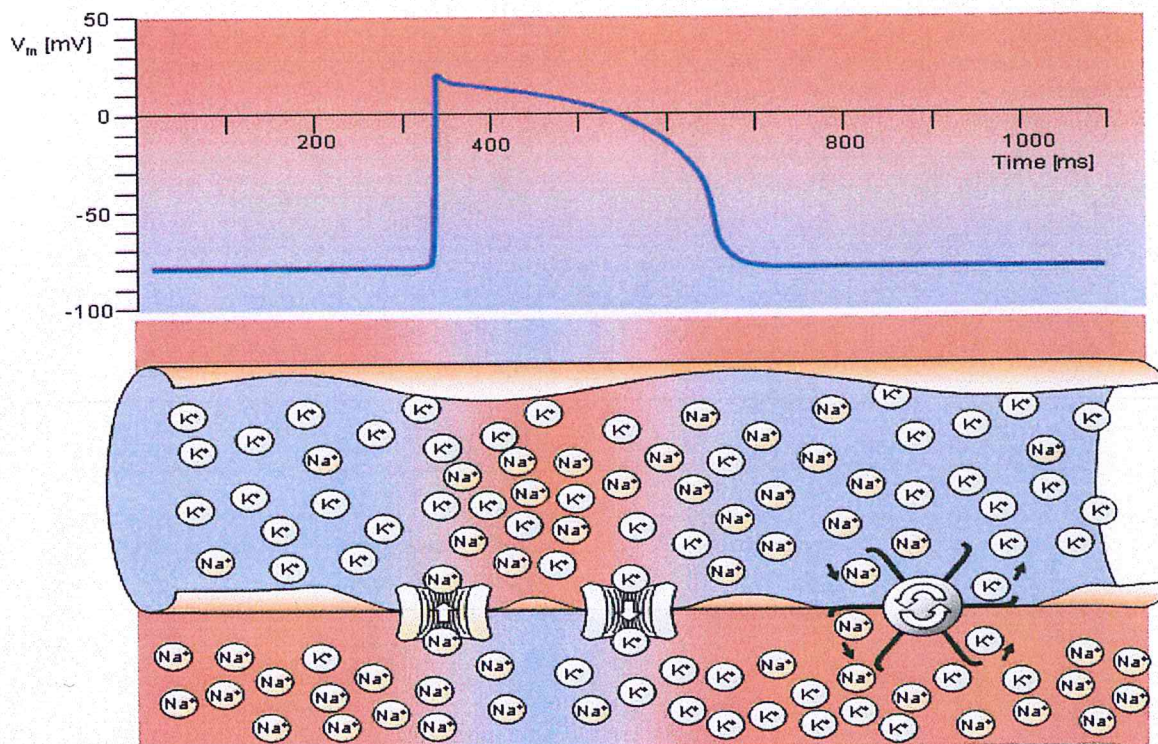


fig.4: Elettrofisiologia delle cellule del muscolo cardiaco

Associata all'attivazione elettrica delle cellule del muscolo cardiaco vi è la contrazione meccanica dello stesso, che avviene in ogni caso con un certo tempo minimo di ritardo. Per confrontare le diverse caratteristiche elettriche e meccaniche di tipi diversi di muscolo, in fig.5 si riporta l'attività elettrica e la contrazione meccanica del muscolo sartorio della rana, del muscolo cardiaco della rana e del muscolo liscio dell'utero del topo.

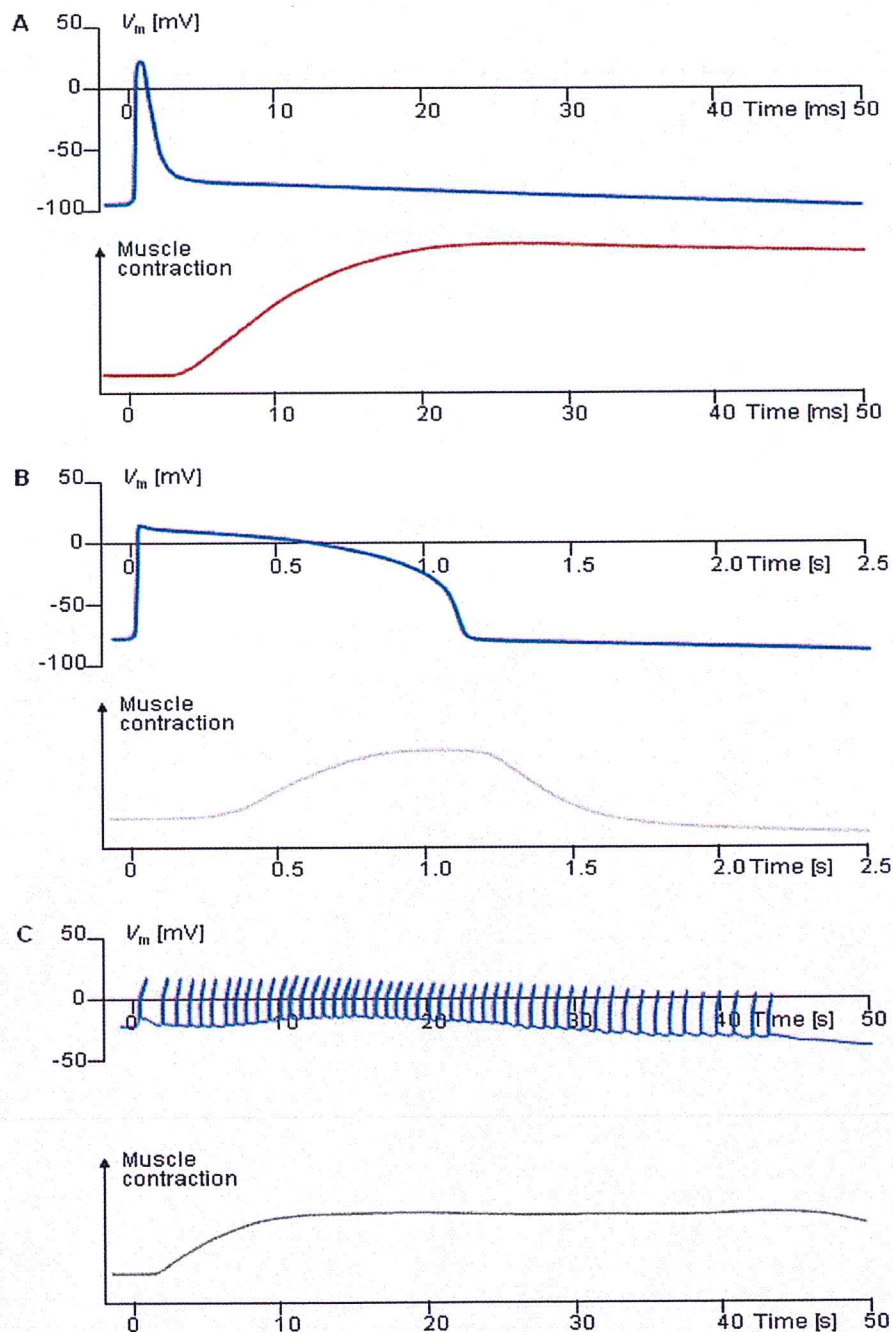


fig.5: Attività elettrica e meccanica del muscolo sartorio di rana (A), del muscolo cardiaco di rana (B) e del muscolo liscio dell'utero di topo.

SISTEMA CARDIACO

Da un punto di vista elettrico esistono numerose analogie fra le cellule miocardiche e le cellule nervose. Entrambe sono cellule eccitabili e le loro membrane sopportano differenze di concentrazione tra mezzo intracellulare ed extracellulare mantenute per mezzo di pompe attive.

Tuttavia le differenze fra sistema nervoso e cardiaco sono principalmente due:

-le cellule miocardiche si avvalgono del **sincizio** in quanto esistono regioni di contatto fra esse chiamate **dischi intercalanti** attraverso i quali il segnale elettrico può propagarsi da una cellula all'altra, mentre questo non succede nelle cellule nervose.

-si ha una **diversa velocità di propagazione** dell'impulso : la velocità di conduzione nelle cellule miocardiche è di circa 0,3 m/sec mentre nell'assone si ha una velocità di 100 m/s.

POTENZIALE CELLULA MIOCARDICA

1-POTENZIALE ESTERNO DOVUTO AD UN FRONTE DEL POTENZIALE D'AZIONE

Prendiamo ora in esame il potenziale esterno generato dall'impulso elettrico che nelle cellule miocardiche precede la contrazione. L'andamento di tale potenziale rispetto al tempo presenta un lungo plateau e una durata complessiva attorno ai 200-300 msec.

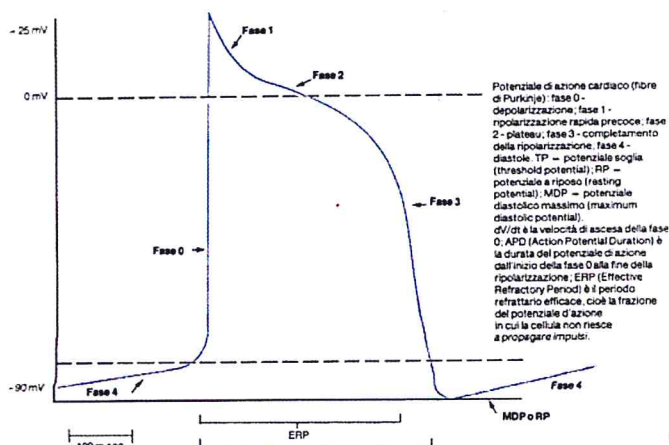
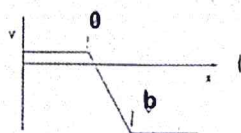


fig.1

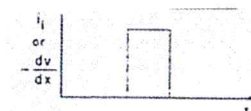
Per i nostri calcoli approssimiamo il potenziale d'azione della cellula rispetto alla spazio con una rampa ascendente lineare, una sommità piatta e una rampa discendente lineare che vale da $x=0$ a $x=b$ (analizzo il potenziale sul tratto spaziale su cui avviene la depolarizzazione). Qua viene riportata una metà del grafico del potenziale rispetto allo spazio .



Possiamo ricavare la corrente interna del miocita, utilizzando lo stesso procedimento secondo cui veniva espressa la corrente interna dell'assone, tramite l'espressione:

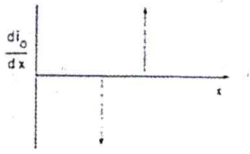
$$i_i = -\frac{\Delta v_i \sigma_i \pi a^2}{b} \quad \text{dove } \Delta v_i = v_i(b) - v_i(0)$$

l'andamento della corrente interna rispetto allo spazio è il seguente:

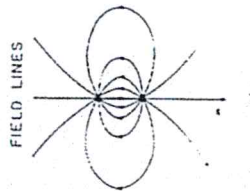


inoltre:

$\frac{\partial i_o}{\partial x} = \pi a^2 \sigma_i \left(\frac{\Delta v_i}{b} \delta(x) - \frac{\Delta v_i}{b} \delta(x-b) \right)$ dove con δ si indica la funzione di Dirac. Tale equazione è rappresentata da tale grafico:



La corrente perciò fluisce fuori nel mezzo esterno $x=b$ e rientra nel miocita in $x=0$ a formare un dipolo di corrente le cui linee di corrente sono rappresentate in figura.



Il potenziale in un generico punto esterno è dovuto a due termini: una sorgente di corrente in $x=b$ e un pozzo di corrente

in $x=0$ entrambi di valore $i_o = \left(\frac{\pi a^2 \sigma_i \Delta v_i}{b} \right)$.

Se rb è la distanza fra il punto di osservazione e il punto $x=b$ e $r0$ è la distanza fra il punto di osservazione e l'origine, allora il potenziale calcolato nel **punto remoto** (indicato con un r generico) può essere scritto in questo modo:

$$v(r) = \frac{\Delta v_i \sigma_i \pi a^2}{4\pi \sigma_o b} \left(\frac{1}{r_o} - \frac{1}{r_b} \right) = \frac{\Delta v_i \sigma_i a^2}{4\sigma_o b} \left(\frac{1}{r_o} - \frac{1}{r_b} \right)$$

Valutiamo ora il valore del potenziale **a ridosso** del miocita cioè vicino alla superficie della cellula ad $x=0$ e $y=a$ indicando con a il valore del raggio del cilindro con cui è rappresentabile la cellula (come nel caso dell'assone). In questo caso rb è approssimativamente uguale a b e $r0$ è uguale ad a :

$$v(x=0, y=a) = \frac{\Delta v_i \sigma_i a^2}{4\sigma_o b} \left(\frac{1}{a} - \frac{1}{b} \right)$$

b è il valore della rampa spaziale e vale la relazione $b > a$ (se questo non fosse vero non sarebbe possibile rilevare alcun potenziale dall'esterno), quindi ponendo $1/b \ll 1/a$:

$$v(0, a) \cong - \frac{\Delta v_i \sigma_i a}{4\sigma_o b}$$

Il potenziale sulla superficie con $x=b$ vale invece:

$$v(x=b, y=a) = \frac{\Delta v_i \sigma_i a^2}{4\sigma_o b} \left(\frac{1}{a} - \frac{1}{b} \right) \cong \frac{\Delta v_i \sigma_i a}{4\sigma_o b}$$

La differenza di potenziale fra questi due punti esterni vale:

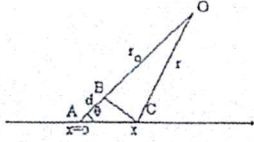
$$\Delta v_o = v(b,a) - v(0,a) = \left(\frac{\sigma_i}{\sigma_o} \right) \left(\frac{a}{2b} \right) \Delta v_i$$

Se le conducibilità sono le stesse all'interno e all'esterno:

$$\frac{\Delta v_o}{\Delta v_i} = \frac{a}{2b}$$

2-IL POTENZIALE LONTANO DALLA CELLULA

E' possibile sviluppare una semplice espressione di v lontano dalla cellula. Poniamo che il punto di osservazione O sia ad una distanza r_0 dall'origine e che la retta che lo congiunge (OA) formi un angolo θ con l'asse x come in figura:



integriamo l'equazione $v(r) = \frac{\pi a^2 \sigma_i}{4\pi r_0 \sigma_0} \int \frac{\partial^2 v_i}{\partial x^2} dx$ lungo x . Tracciamo la linea BC in modo che $BO=CO$ e

$$r = r_0 - d \quad \text{con} \quad r_0 = AO$$

Nell'ipotesi che il punto di osservazione sia molto lontano, il triangolo ABC è approssimativo ad un triangolo rettangolo. Con $d = x \cos \theta$ e per considerazioni geometriche ottengo:

$$r = r_0 \left[1 - \frac{x}{r_0} \cos \theta \right] \quad \text{perciò posso scrivere il reciproco di } r \text{ come:} \quad \frac{1}{r} = \frac{1}{r_0 \left[1 - \left(\frac{x}{r_0} \right) \cos \theta \right]} \cong \frac{1}{r_0} \left[1 + \frac{x}{r_0} \cos \theta \right]$$

utilizzando un'approssimazione che vale per $\frac{x}{r_0} \rightarrow 0$,

Utilizzando lo sviluppo di Taylor per l'equazione che descrive il reciproco di r ottengo l'espressione:

$$\begin{aligned} v_o(r_0) &= \frac{\pi a^2 \sigma_i}{4\pi r_0 \sigma_0} \int_{x_1}^{x_2} \left[\frac{\partial^2 v_i}{\partial x^2} + \left(\frac{x \cos \theta}{r_0} \right) \frac{\partial^2 v_i}{\partial x^2} \right] dx = \\ &= v_o(r_0) = \frac{\pi a^2 \sigma_i}{4\pi r_0 \sigma_0} \left[\frac{\partial v_i}{\partial x} \right]_{x_1}^{x_2} + \frac{\pi a^2 \sigma_i \cos \theta}{4\pi r_0^2 \sigma_0} \int_{x_1}^{x_2} x \frac{\partial^2 v_i}{\partial x^2} dx = \\ &= v_o(r_0) = \frac{\pi a^2 \sigma_i}{4\pi r_0 \sigma_0} \left[\frac{\partial v_i}{\partial x} \right]_{x_1}^{x_2} + \frac{\pi a^2 \sigma_i \cos \theta}{4\pi r_0^2 \sigma_0} \left(\left[x \frac{\partial v_i}{\partial x} \right]_{x_1}^{x_2} - \int_{x_1}^{x_2} \frac{\partial v_i}{\partial x} dx \right) = \end{aligned}$$

dove nell'ultimo passaggio è stata utilizzata l'integrazione per parti.

Se integriamo la rampa discendente di potenziale vista in precedenza con $x_1=0$ e $x_2=b$, abbiamo che la derivata del potenziale è nulla e quindi:

$$\left. \frac{\partial v_i}{\partial x} \right]_{x_1, x_2} = 0$$

Sostituendo nell'equazione precedente trovo che:

$$v_o(r_0) = \frac{\pi a^2 \cos \theta}{4\pi r_0^2} \left(\frac{\sigma_i}{\sigma_0} \right) (v_i(x_1) - v_i(x_2))$$

Si può adesso definire un vettore p di "forza elettrica" che punta lungo la cellula da x_1 a x_2 di ampiezza:

$$p = \pi a^2 \sigma_i (v_i(x_1) - v_i(x_2))$$

il potenziale esterno diventa:

$$v_o(r_o) = \frac{\mathbf{p} \cdot \mathbf{r}_o}{4\pi r_o^3 \sigma_o}$$

Il vettore \mathbf{p} è spesso denominato dai fisiologi come "vettore di forza elettrica".

Tuttavia un nome più appropriato è quello di vettore di attività elettrica, che ha il pregio di non suggerire che \mathbf{p} sia una forza.

La sua grandezza (a parte il fattore σ_i) è il prodotto della sezione trasversale della cellula e della differenza di

potenziale lungo la cellula fra due punti per i quali $\frac{\partial v_i}{\partial x}$ si annulla.

L'equazione si può anche scrivere come:

$$v_o(r_o) = \left(\frac{\pi a^2 \cos\theta}{r_o^2} \right) \left(\frac{1}{4\pi} \right) \left(\frac{\sigma_i}{\sigma_o} \right) (v_i(x_1) - v_i(x_2))$$

con

$$\left(\frac{\pi a^2 \cos\theta}{r_o^2} \right) = \Delta\Omega$$

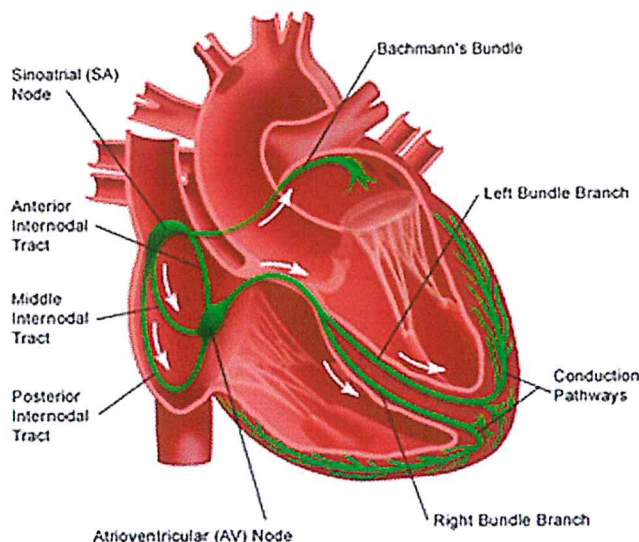
con Ω angolo solido sotteso al punto di osservazione da una sezione trasversale del miocita dove il potenziale varia. In termini di angolo solido l'equazione diventa:

$$v_o(r_o) = \left(\frac{\Delta\Omega}{4\pi} \right) \left(\frac{\sigma_i}{\sigma_o} \right) (v_i(x_1) - v_i(x_2))$$

CONDUZIONE DELL'IMPULSO ELETTRICO NEL CUORE

L'eccitamento del cuore ha origine nel nodo senoatriale (SA), dal quale la corrente si propaga alla muscolatura atriale, al nodo atrioventricolare (AV), al sistema di Purkinje, alla muscolatura ventricolare. Molte fibre del miocardio possiedono la capacità di autoeccitarsi. La porzione che è dotata al massimo di questa proprietà è il nodo senoatriale, il quale, quindi, controlla la frequenza delle pulsazioni cardiache. Lo stato di eccitamento si propaga quindi alle cellule atriali con una velocità di circa 1 m/s. I ventricoli sono completamente separati dagli atri da un anello fibroso che non conduce, ad eccezione che a livello del nodo atrioventricolare. All'interno di quest'ultimo la propagazione del potenziale d'azione continua ma ad una velocità molto ridotta (circa 0.05-0.1 m/s). Molto opportunamente il sistema di conduzione è organizzato in modo che l'impulso cardiaco non possa propagarsi troppo rapidamente dagli atri ai ventricoli. Gli atri hanno così il tempo di vuotare il loro contenuto nei ventricoli, prima che abbia inizio la contrazione ventricolare. A questo punto sono le fibre di Purkinje che conducono gli impulsi dal nodo AV fino ai ventricoli. Il sistema di Purkinje è fatto di cellule muscolari cardiache di grande diametro, le quali hanno un'elevata velocità di conduzione (fino a 2 m/s). Ciò consente una trasmissione quasi immediata dell'impulso cardiaco all'intero sistema ventricolare. Una volta che l'impulso cardiaco ha raggiunto le terminazioni delle fibre di Purkinje, esso si trasmette a tutta la massa ventricolare attraverso le stesse fibre miocardiche comuni con una velocità abbastanza lenta di circa 0.3 m/s.

Electrical System of the Heart



Quando un'onda passa attraverso il miocardio, delle correnti elettriche diffondono nei tessuti circostanti ed in piccola parte pervengono fino alla superficie. Applicando degli elettrodi sulla superficie corporea, in punti corrispondenti a due opposti lati del cuore, è possibile registrare i potenziali elettrici da esso generati. Il tracciato ottenuto da tale registrazione è noto come elettrocardiogramma. L'elettrocardiogramma (ECG) è quindi la registrazione continua di un'attività elettrica in relazione con quella cardiaca. Nelle derivazioni standard (bipolari) si registra la differenza di potenziale fra braccio destro e braccio sinistro (I derivazione), braccio destro e gamba sinistra (II derivazione) e braccio sinistro e gamba sinistra (III derivazione). Tutte le cellule miocardiche a riposo hanno una carica positiva all'esterno ed una negativa all'interno. Quando una cellula si depolarizza l'esterno della membrana diventa negativo mentre in tutte le altre cellule ancora a riposo rimane positivo. Quindi quando una parte del miocardio si depolarizza in maniera ordinata questa porzione diventa un dipolo.

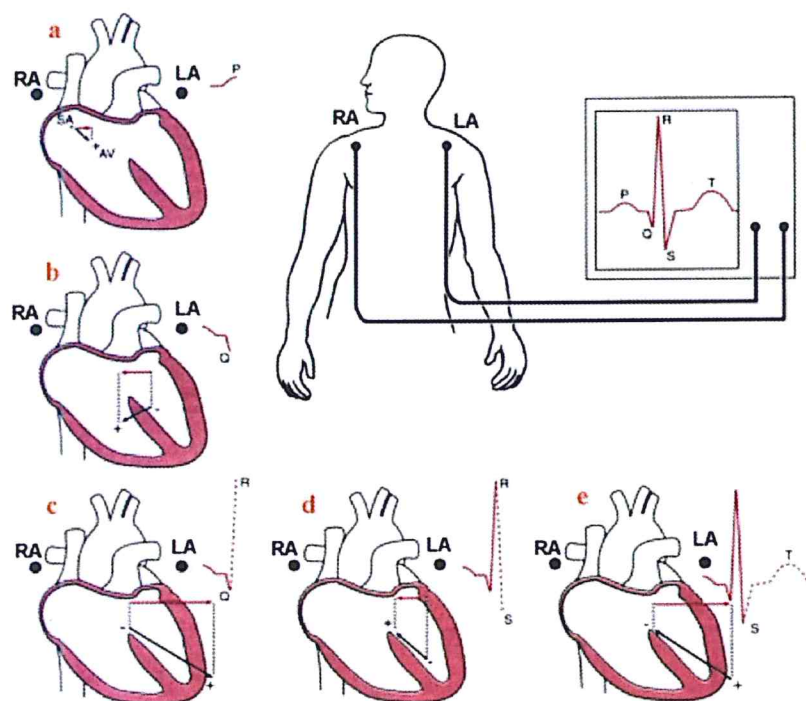


Figura 1. Sequenza dei dipoli principali che danno origine alle onde elettromagnetiche: le frecce nere sono i vettori che ne rappresentano l'ampiezza e la direzione. L'ampiezza è proporzionale alla massa del miocardio interessata; la direzione è determinata dall'orientamento delle regioni depolarizzate e di quelle polarizzate del miocardio. Le linee nere verticali a puntini rappresentano la proiezione di ogni vettore sulle coordinate RA-LA, determinando la componente verticale che è registrata dall'ECG (freccie rosse). Riquadro a: Attivazione atriale (onda P); Riquadri b, c, d: Depolarizzazione ventricolare (complesso QRS); Riquadro e: Ripolarizzazione ventricolare (onda T)

L'onda P e l'attivazione atriale

L'eccitamento degli atri deriva da un'onda di depolarizzazione che ha origine nel nodo SA e si propaga nel miocardio atriale. Il dipolo generato da tale eccitamento ha un'ampiezza proporzionale alla massa di muscolatura atriale interessata e direzione verso la parte positiva del dipolo (Figura 1-a). Quando l'intera muscolatura atriale si è depolarizzata, non c'è più differenza di voltaggio tra LA e RA e l'ECG ritorna a zero.

Il tratto PR e la conduzione atrioventricolare

Con il procedere lento dell'eccitamento attraverso il nodo AV, la massa di miocardio interessata è troppo piccola per generare un dipolo di ampiezza sufficiente a produrre una variazione di voltaggio rilevabile dall'ECG di superficie. La conduzione atrioventricolare avviene

nell'intervallo fra l'onda P e l'inizio della depolarizzazione ventricolare (tratto PR).

Il complesso QRS e la depolarizzazione atrioventricolare

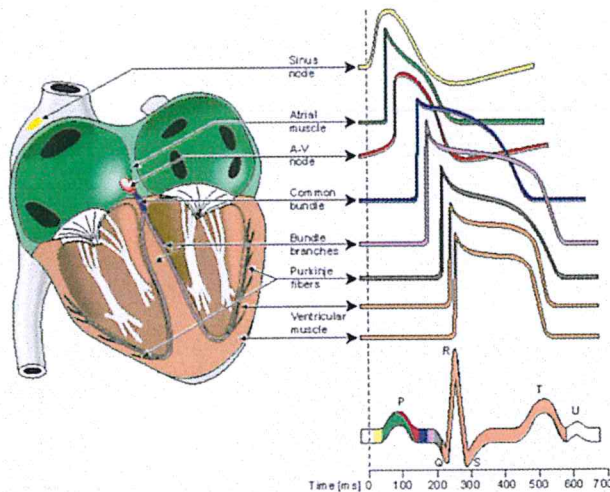
L'onda di depolarizzazione emerge dal nodo AV e corre lungo il fascio di His, i suoi rami ed il sistema di Purkinje. Nella prima fase il punto RA è positivo rispetto al punto LA. Questa

deflessione in basso dell'ECG è chiamata onda Q (Figura 1-b), ma normalmente è così piccola da essere appena visibile.

A questo punto l'onda di depolarizzazione si propaga a tutta la superficie interna dei ventricoli, procedendo poi dagli strati più interni (endocardio) a quelli più esterni (epicardio). Il dipolo prodotto è positivo rispetto al punto LA e la deflessione verso l'alto (onda R) è molto ampia, a causa della grossa massa di miocardio coinvolta (Figura 1-c). L'ultima parte dei ventricoli che si depolarizza è quella a contatto con gli atri. In questa fase il punto RA è positivo rispetto al punto LA e la deflessione è verso il basso (onda S) (Figura 1-d). Il voltaggio torna a zero quando tutta la massa ventricolare è depolarizzata. L'insieme delle onde Q, R e S è chiamato complesso QRS e riflette la progressione della depolarizzazione ventricolare.

L'onda T e la ripolarizzazione ventricolare

Anche la ripolarizzazione genera un dipolo. La ripolarizzazione ventricolare avviene ben dopo la fine della contrazione, producendo un dipolo con carica positiva rispetto ad A che sull'elettrocardiogramma è rappresentato dall'onda T (Figura 1-e). Il dipolo associato con la ripolarizzazione atriale è completamente mascherato dall'onda T.



IL TRIANGOLO DI EINTHOVEN E LE DERIVAZIONI BIPOLARI

Il sistema originale di derivazione dell'ECG fu introdotto all'inizio del secolo dal fisiologo olandese Einthoven.

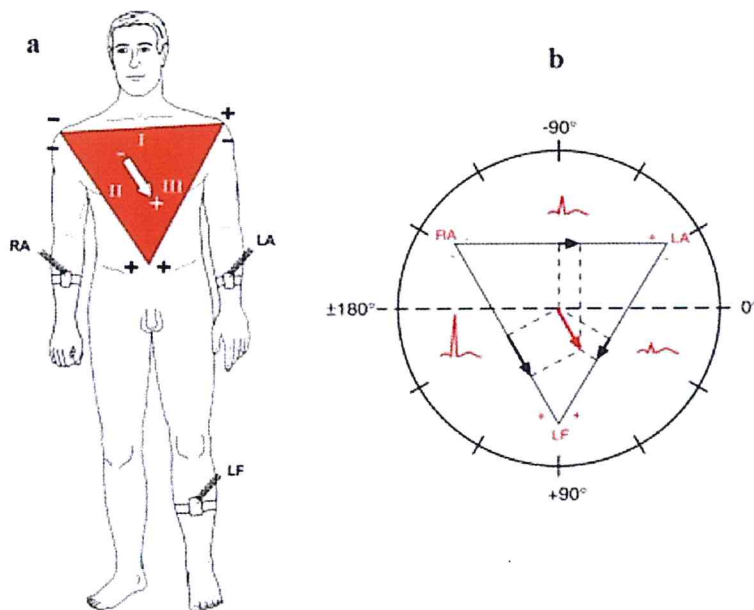


Figura 2: Triangolo di Einthoven con le connessioni per la I, II e III derivazione standard degli arti. Per convenzione, il braccio destro (RA) è sempre negativo; la gamba sinistra (LF) è sempre positiva; il braccio sinistro (LA) è: positivo in prima derivazione, negativo in terza derivazione. Con questa disposizione delle polarità il complesso QRS è positivo in tutte tre le derivazioni in quasi tutti i soggetti (Riquadro b).

In questo sistema di derivazione, la somma vettoriale di tutta l'attività elettrica presente nel cuore in ogni dato momento è chiamato vettore di attività elettrica. L'attività elettrica risultante è posta al centro di un triangolo (assunto equilatero) formato dalla spalla destra, dalla spalla sinistra e dalla regione pubica (Figura 2). Questo triangolo è orientato nel piano frontale del corpo, pertanto questo sistema di derivazione potrà rilevare solo la proiezione frontale del vettore cardiaco. Per opportunità gli elettrodi sono posti sul braccio destro e sinistro invece che sulle spalle corrispondenti, in quanto le braccia sono ritenute semplici estensioni delle derivazioni delle spalle. Allo stesso modo, la gamba (sinistra per convenzione) è presa come estensione del sistema di derivazione dal pube, e il terzo elettrodo è quindi posto sulla caviglia sinistra. Gli elettrodi sono collegati al galvanometro seguendo delle convenzioni standard.

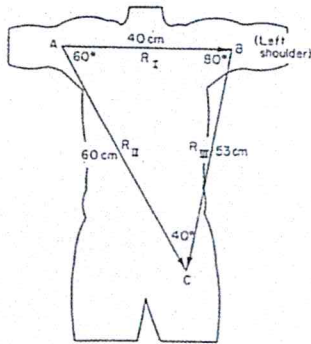


Figura 3

La **I derivazione** registra la differenza di potenziale (che vengono definite per tutte e tre le derivazioni differenze di potenziale d'arto) tra il braccio sinistro ed il braccio destro. Il polo positivo è collegato con il braccio sinistro e il polo negativo con il braccio destro. Quando la regione toracica connessa con il braccio destro diviene elettronegativa rispetto alla regione sinistra il galvanometro registra una deflessione positiva. Utilizzando i punti di riferimento di Fig.3 calcolo con la prima derivazione calcolo quindi:

$$V_I = V_B - V_A$$

Nella **II derivazione** il polo positivo è collegato con la gamba sinistra, mentre il polo negativo con il braccio destro. L'elettrocardiografo registrerà un'onda positiva quando il braccio sinistro sarà negativo rispetto alla gamba sinistra. Viene calcolata la differenza:

$$V_{II} = V_C - V_A$$

In **III derivazione** si registra la differenza di potenziale tra braccio sinistro (negativo) e gamba sinistra (positiva). Quindi, quando il braccio sinistro sarà negativo rispetto alla gamba la deflessione dell'elettrocardiogramma sarà positiva. Con la terza derivazione calcolo quindi:

$$V_{III} = V_C - V_B$$

La polarità delle derivazioni è stata scelta in maniera che nella maggioranza degli individui il complesso QRS sia diretto verso l'alto in tutte tre le derivazioni. Inoltre in ogni istante la somma dei potenziali rilevati in due qualsiasi delle tre derivazioni risulta uguale al potenziale rilevato nella rimanente derivazione (Legge di Einthoven).

LE DERIVAZIONI UNIPOLARI DEGLI ARTI

Un altro sistema di derivazione è rappresentato dalle "derivazioni unipolari degli arti a voltaggio aumentato" (o di Goldberger). Per questo tipo di registrazioni, due arti sono collegati al polo positivo dell'elettrocardiografo, mentre il terzo arto è collegato al polo negativo. Quando il polo positivo è connesso al braccio destro la derivazione è chiamata aVR (R=right), se è connesso al braccio sinistro la derivazione è detta aVL (L=left), mentre se è connesso con la gamba sinistra si ha aVF (con F=foot) (Figura 3-a). Questo sistema di derivazioni fa sì che il potenziale che si registra sia aumentato del 50% rispetto a quello che si osserva utilizzando le derivazioni bipolari di Einthoven. In soggetti normali il tracciato elettrocardiografico è simile alle derivazioni standard in aVF e aVL, mentre risulta invertito in aVR (Figura 3-b). Queste derivazioni sono disposte lungo le bisettrici del triangolo (Figura 3-c).

Valgono le seguenti relazioni (sempre in base alla Fig.3):

$$aVR = V_A - 1/2(V_B + V_C)$$

$$aVL = V_B - 1/2(V_A + V_C)$$

$$aVF = V_C - 1/2(V_A + V_B)$$

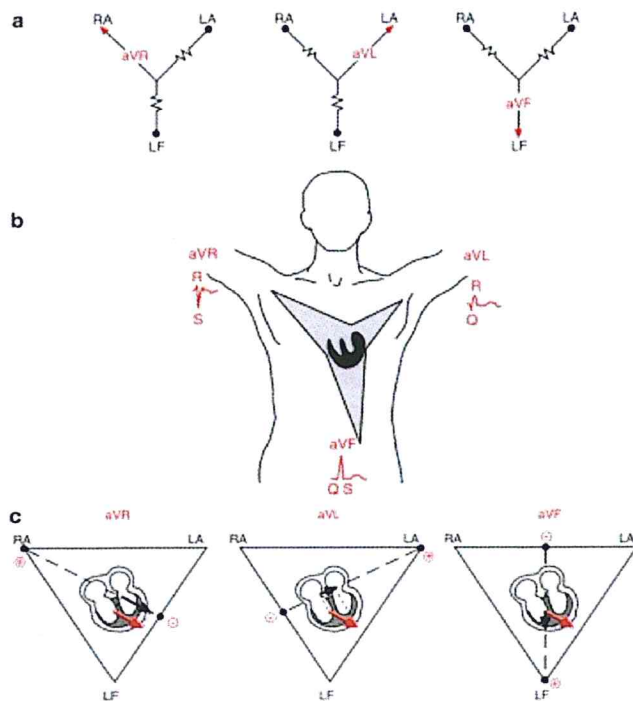


Figura 3: Riquadro a: Schema elettrico delle derivazioni unipolari degli arti aumentate secondo Goldberger. In ciascuna derivazione si ha un elettrodo critico (freccia rossa), mentre gli altri 2 elettrodi (indicati con un punto nero) sono connessi a formare l'elettrodo di riferimento. Riquadro b: Tracciati tipici che si registrano in aVR, aVL, e aVF. Riquadro c: Rappresentazione dell'asse di derivazione (linea tratteggiata che marca la bisettrice) sul quale si proietta il vettore cardiaco. Il vettore rappresentato è quello dell'eccitazione ventricolare (freccia rossa), che risulta dare una proiezione (freccia nera) discorde rispetto all'asse di derivazione solo in aVR. Quindi solo in tale derivazione si ha un deflessione negativa.

GENESI DELL'ELETTROCARDIOGRAMMA

CORRENTI DI ATTIVAZIONE NEL TESSUTO CARDIACO

L'elettrocardiogramma (ECG) è una registrazione del potenziale elettrico, generato dall'attività elettrica del cuore, effettuata sulla superficie del torace; pertanto l'ECG rappresenta il comportamento elettrico extracellulare del tessuto che costituisce il muscolo cardiaco.

In questa sezione cercheremo di spiegare la genesi dell'ECG utilizzando un modello altamente idealizzato.

In fig.11 A e B è rappresentato un segmento di tessuto cardiaco investito da un'onda di depolarizzazione (A) e ripolarizzazione (B) che lo attraversa. Quando un'onda elettrica si sposta attraverso il cuore e si dirige verso l'elettrodo positivo, la deflessione rispetto alla linea di base è positiva e viceversa. Due proprietà del tessuto cardiaco risultano essere fondamentali per l'analisi della distribuzione di corrente e di potenziale associata al passaggio di queste onde: la prima riguarda la presenza delle *gap junctions*, percorsi a bassa resistenza di interconnessione tra cellule adiacenti, che consentono alla corrente di fluire da uno spazio intracellulare di una data cellula a quello della cellula ad essa adiacente; la seconda riguarda le dimensioni ridotte dello spazio interstiziale tra le cellule (meno del 25% del volume totale). Come risultato di queste due proprietà, entrambe le correnti intracellulari ed extracellulari sono confinate a propagarsi in direzione parallela alla direzione di propagazione del fronte d'onda.

Le condizioni sopra citate inducono a modellizzare il sistema come un conduttore lineare descrivibile con un circuito equivalente uguale a quello in fig.9.

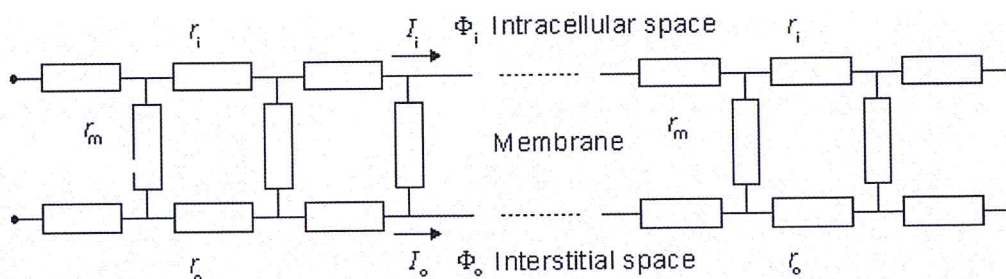


fig.9: Modello circuitale equivalente

Φ_i = Potenziale interno della membrana

Φ_o = Potenziale esterno della membrana

V_m = Potenziale transmembrana = $\Phi_i - \Phi_o$

V_r = Potenziale di riposo, costante nel tempo e nello spazio per cui

$$\frac{\partial V_r}{\partial x} = 0 \quad e \quad \frac{\partial V_r}{\partial t} = 0$$

$V' = V_m - V_r =$ Deviazione del potenziale transmembrana dal potenziale di riposo

$I_i =$ Corrente longitudinale intracellulare

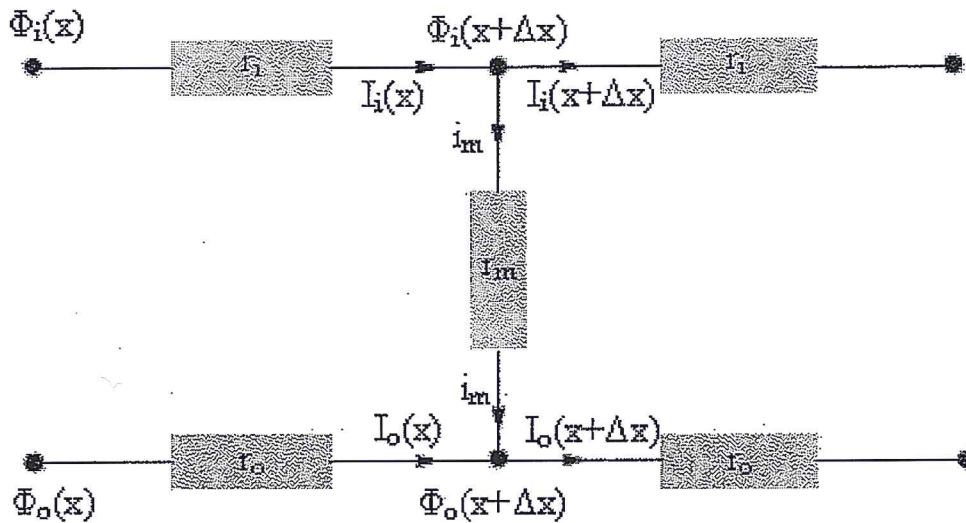
$I_o =$ Corrente longitudinale extracellulare

$r_i =$ Resistenza intracellulare assiale del miocita per unità di lunghezza del miocita

$r_o =$ Resistenza extracellulare assiale del mezzo extracellulare per unità di lunghezza del miocita

$i_m =$ Corrente transmembrana totale per unità di lunghezza del miocita

Nella figura di seguito è riportato un circuito equivalente di modello del miocita in condizioni stazionarie.



Per la legge di Ohm si ha

$$\Phi_i(x) - \Phi_i(x + \Delta x) = r_i \cdot \Delta x \cdot I_i(x) \rightarrow \frac{\Phi_i(x) - \Phi_i(x + \Delta x)}{\Delta x} = r_i \cdot I_i(x) \xrightarrow{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\partial \Phi_i}{\partial x} = -r_i \cdot I_i \quad (1)$$

$$\Phi_o(x) - \Phi_o(x + \Delta x) = r_o \cdot \Delta x \cdot I_o(x) \rightarrow \frac{\Phi_o(x) - \Phi_o(x + \Delta x)}{\Delta x} = r_o \cdot I_o(x) \xrightarrow{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\partial \Phi_o}{\partial x} = -r_o \cdot I_o$$

Dalla prima legge di Kirchhoff applicata ai due nodi interno ed esterno segue che la corrente transmembrana per unità di lunghezza, i_m , deve essere legata alla perdita di corrente di I_i e al guadagno di corrente di I_o come di seguito:

$$\begin{aligned}
I_i(x) &= I_i(x + \Delta x) + i_m \cdot \Delta x \rightarrow \frac{I_i(x) - I_i(x + \Delta x)}{\Delta x} = i_m \xrightarrow{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\partial I_i}{\partial x} = -i_m \\
I_o(x) + i_m \cdot \Delta x &= I_o(x + \Delta x) \rightarrow \frac{I_o(x) - I_o(x + \Delta x)}{\Delta x} = -i_m \xrightarrow{\Delta x \rightarrow 0} \frac{\partial I_o}{\partial x} = i_m
\end{aligned} \tag{2}$$

Da cui si ottiene

$$i_m = -\frac{\partial I_i}{\partial x} = \frac{\partial I_o}{\partial x} \tag{3}$$

Poiché vale che $V' = \Phi_i - \Phi_o - V_r$, differenziando rispetto a x e ricordando che V_r è costante nello spazio, dalle equazioni (1) segue:

$$\frac{\partial V'}{\partial x} = \frac{\partial \Phi_i}{\partial x} - \frac{\partial \Phi_o}{\partial x} = -r_i \cdot I_i + r_o \cdot I_o \tag{4}$$

Differenziando nuovamente e sostituendo nell'equazione che si ottiene le equazioni (2) si ottiene quanto segue:

$$\frac{\partial^2 V'}{\partial x^2} = -r_i \cdot \frac{\partial I_i}{\partial x} + r_o \cdot \frac{\partial I_o}{\partial x} = r_i \cdot i_m + r_o \cdot i_m \rightarrow \frac{\partial^2 V'}{\partial x^2} = (r_i + r_o) i_m \tag{5}$$

Sapendo che

$$\frac{\partial V'}{\partial x} = \frac{\partial V_m}{\partial x} - \frac{\partial V_r}{\partial x} = \frac{\partial V_m}{\partial x} \tag{6}$$

Possiamo scrivere

$$\frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} = (r_i + r_o) i_m \tag{7}$$

Quest'ultima equazione prende il nome di *cabla equation* in forma generale. Tornando alle equazioni (1) e utilizzando la condizione che deriva dalla conservazione della corrente, secondo la quale vale $I_i + I_o = 0$ (poiché non sono presenti correnti imposte dall'esterno), si ha:

$$\frac{\partial \Phi_i}{\partial x} = I_o r_i \quad \frac{\partial \Phi_o}{\partial x} = -I_o r_o \quad (8)$$

Integrando da $x = -\infty$ a $x = x$ si ha:

$$\Phi_i = r_i \int I_o dx \quad \Phi_o = -r_o \int I_o dx \quad (9)$$

Sottraendo la seconda dell'equazione (9) alla prima e ricordando che $V_m = \Phi_i - \Phi_o$, per la definizione del potenziale transmembrana V_m , si ottiene:

$$V_m = (r_i + r_o) \int I_o dx \rightarrow \int I_o dx = \frac{V_m}{(r_i + r_o)} \quad (10)$$

Sostituendo la (10) nelle due equazioni (9) si ha

$$\Phi_i = \frac{r_i}{r_i + r_o} V_m \quad (11)$$

$$\Phi_o = -\frac{r_o}{r_i + r_o} V_m \quad (12)$$

ONDA DI DEPOLARIZZAZIONE

Possiamo adesso applicare l'equazione (12) all'onda in propagazione sotto esame. La variazione di $V_m(x)$ è facilmente deducibile dalla fig.11C (linea tratteggiata) poiché nella regione attivata si ha un potenziale di plateau (generalmente intorno ai 40 mV), mentre nella regione a riposo il potenziale è all'incirca di -80 mV. Solitamente la regione di transizione è molto stretta (all'incirca di 1mm).

Conoscendo l'andamento di V_m dall'equazione (12) siamo in grado di ricavare l'andamento di Φ_o , mostrato in fig.11C (linea continua) dove per il rapporto $r_o/(r_o+r_i)$ si è scelto il valore 0.5.

La corrente transmembrana i_m può essere valutata a partire dalla $V_m(x)$ in fig.11C applicando la *cable equation* in forma generale che riscriviamo:

$$\frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} = (r_i + r_o) i_m$$

Da cui deriva:

$$i_m = \frac{\partial^2 V_m}{\partial x^2} \frac{1}{(r_i + r_o)} \quad (13)$$

In fig.10 riportiamo l'andamento della i_m ottenuta derivando due volte la V_m rispetto a x :

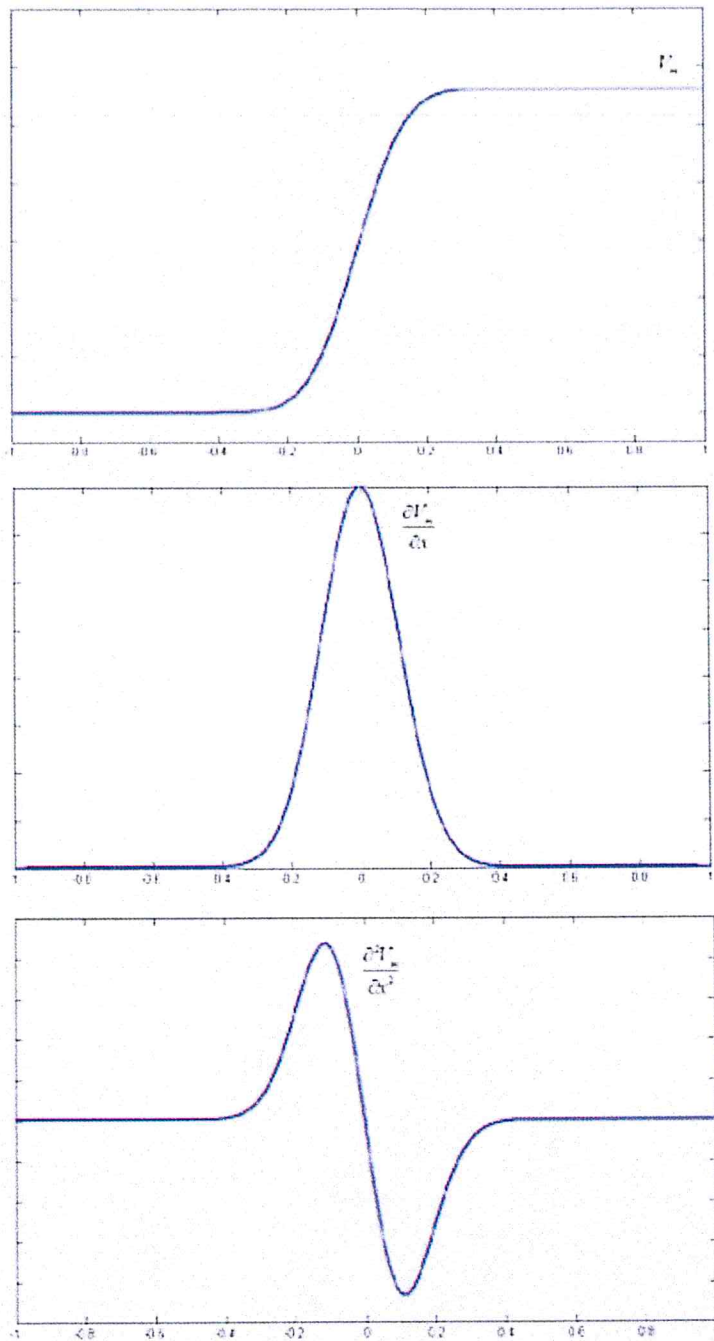


fig.10: Andamento della i_m ottenuta derivando due volte V_m rispetto ad x

La corrente i_m è confinata nella regione di depolarizzazione; come mostrato in fig.11A appena a destra della linea centrale la corrente è entrante nella cellula (i_m negativa) mentre appena a sinistra della linea centrale la corrente è uscente dalla cellula (i_m positiva). La porzione di corrente entrante riflette il flusso di sodio dovuto all'aumento rapido della permeabilità del sodio; la corrente uscente è la corrente di 'circuitto locale' che inizialmente depolarizza il tessuto a riposo e che avanza verso sinistra.

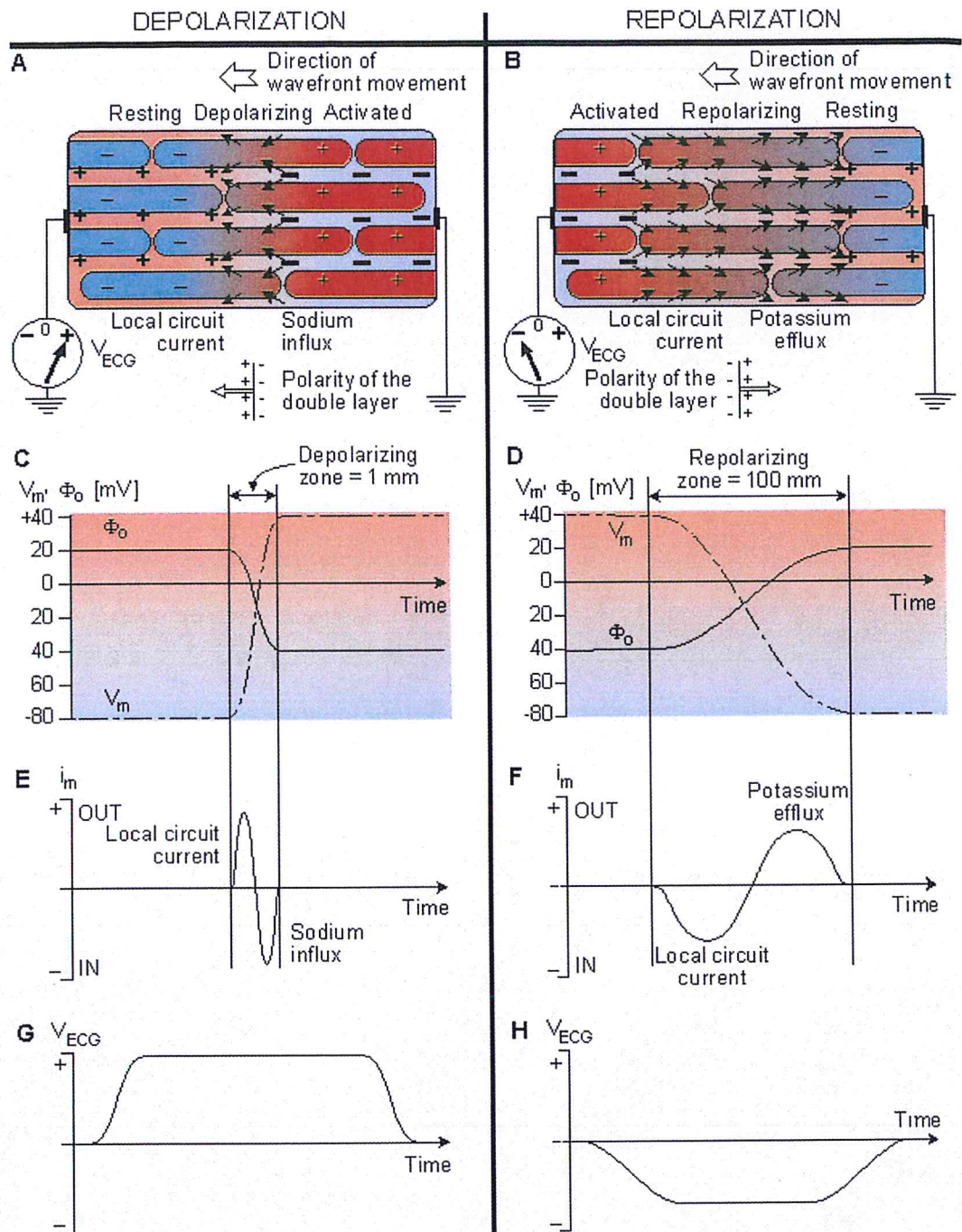


fig.11: Genesi dell'elettrocardiogramma

Osservando il potenziale extracellulare Φ_o si nota che esso è uniforme fatta eccezione per la rapida variazione in prossimità del fronte d'onda. Tale comportamento suggerisce la presenza di un doppio strato e quindi di un dipolo la cui direzione è da destra verso sinistra (dal segno meno al segno più del potenziale extracellulare). Pertanto possiamo concludere che nel caso della depolarizzazione del tessuto cardiaco compare un doppio strato in direzione del fronte d'onda a cui è associato un dipolo la cui orientazione è quella della direzione di propagazione del fronte d'onda stesso.

Infine il doppio strato, il cui lato positivo punta verso l'elettrodo di registrazione (sulla sinistra), produce nel caso della depolarizzazione un segnale ECG positivo.

ONDA DI RIPOLARIZZAZIONE

La natura dell'onda di ripolarizzazione è in principio molto diversa da quella dell'onda di depolarizzazione. Diversamente dalla depolarizzazione, la ripolarizzazione non è un fenomeno di propagazione; tuttavia se esaminiamo la posizione delle cellule ripolarizzate in istanti di tempo successivi possiamo approssimare la ripolarizzazione come un'onda che si propaga.

Il fenomeno della depolarizzazione, come già detto in precedenza, comincia con la depolarizzazione di una cellula, la quale innesca la depolarizzazione delle cellule adiacenti ad essa dando il via alla propagazione dell'onda di depolarizzazione.

La ripolarizzazione invece si verifica in una cellula perché il potenziale d'azione ha una durata limitata; pertanto una cellula ripolarizza ad un dato istante di tempo dopo la sua depolarizzazione, e tale fenomeno è indipendente dalla ripolarizzazione delle cellule adiacenti.

Se i potenziali d'azione di tutte le cellule fossero di eguale durata, la ripolarizzazione coinvolgerebbe le cellule nello stesso ordine temporale con cui coinvolge le cellule nella depolarizzazione. Nella realtà ciò però non avviene (ad esempio nei muscoli ventricolari). Infatti il potenziale d'azione delle cellule dell'epicardio è di durata inferiore rispetto a quello delle cellule dell'endocardio.

Se il potenziale d'azione delle cellule cardiache fosse sempre della stessa forma, dove le cellule che si attivano per prime sono anche quelle che per prime si ripolarizzano, come nel caso rappresentato in fig.11B, l'onda di ripolarizzazione che segue quella di depolarizzazione si propagherebbe nella stessa direzione di quest'ultima (da destra verso sinistra). La ripolarizzazione delle cellule cardiache è relativamente lenta (richiede all'incirca 100 ms, rispetto al tempo richiesto per un'attivazione completa che è di circa 1ms) ed è per questo che in fig.11D l'intervallo di ripolarizzazione è più largo di quello di attivazione.

Pertanto durante la ripolarizzazione si ha un doppio strato simile a quello che si osserva durante la depolarizzazione; tuttavia il doppio strato nella ripolarizzazione possiede una polarità opposta a quella che si ha nella depolarizzazione e quindi il lato negativo è nella direzione dell'elettrodo di registrazione che rileva un segnale ECG negativo (fig.11H).

In realtà nel muscolo cardiaco, dato che la durata del potenziale d'azione nell'epicardio è inferiore a quella del potenziale d'azione nell'endocardio, l'onda di ripolarizzazione appare come se si muovesse dall'epicardio all'endocardio, in modo opposto alla direzione di propagazione dell'onda di depolarizzazione. Di conseguenza il dipolo che rappresenta l'onda di ripolarizzazione è nella stessa direzione del dipolo che rappresenta l'onda di depolarizzazione (il segnale ECG registrato è quindi anche questa volta positivo) e ciò spiega il motivo per il quale la depolarizzazione e la

ripolarizzazione nell'ECG vengono registrati come segnali della stessa polarità (si pensi al complesso QRS e all'onda T in un comune tracciato elettrocardiografico, rappresentanti rispettivamente depolarizzazione e ripolarizzazione dei ventricoli ed entrambi di segno positivo).

COME LEGGERE UN TRACCIATO ECG

L'obiettivo è quello di acquisire un algoritmo di lettura rapido e semplice, che consenta di inquadrare l'aritmia anche con il solo ausilio del monitor.

Per questo motivo viene suggerito un approccio sistematico che consta di sei passi successivi:

1. È PRESENTE UNA QUALCHE ATTIVITÀ ELETTRICA?
2. QUAL È LA FREQUENZA VENTRICOLARE? (QRS)
3. IL RITMO (SUCCESIONE DEI QRS) È REGOLARE O IRREGOLARE?
4. IL COMPLESSO QRS È STRETTO O LARGO?
5. È IDENTIFICABILE L'ATTIVITÀ ATRIALE?
6. QUAL È LA RELAZIONE TRA L'ATTIVITÀ ATRIALE E QUELLA VENTRICOLARE?

1. È PRESENTE UNA QUALCHE ATTIVITÀ ELETTRICA?

Quando è presente un'attività elettrica si devono identificare i complessi QRS. Se non sono distinguibili, le diagnosi più probabili sono o la **fibrillazione ventricolare** o l'**asistolia**.

2. FREQUENZA VENTRICOLARE

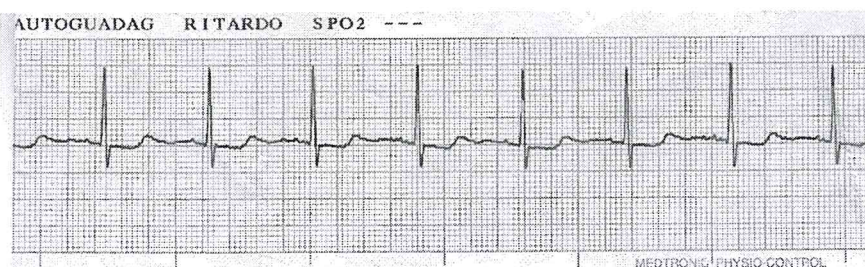
FREQUENZA = $300/n^\circ$ di quadretti larghi tra un QRS ed il successivo

FREQUENZA NORMALE	60 – 100 b/min
BRADICARDIA	< 60
TACHICARDIA	> 100

METODO ALTERNATIVO

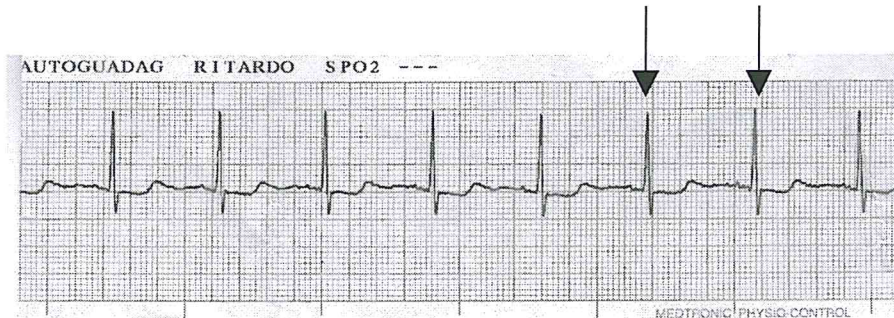
Prendendo come riferimento un QRS che caschi in un quadretto largo, si inizia a contare dal quadretto largo successivo fino al QRS seguente la serie:

300-150-100-75-60-50



3. RITMO REGOLARE O IRREGOLARE

Confrontare l'intervallo R-R



4. COMPLESSO QRS NORMALE O LARGO

- Se normale insorge in sede SOPRAVENTRICOLARE
- Se largo > 0.12 sec. insorge in sede VENTRICOLARE oppure in sede SOPRAVENTRICOLARE CON ABERRANZA DI CONDUZIONE

5. ONDE P

- Solitamente ben visibili in dII e V1
- Valutare la frequenza, regolarità e morfologia
- Distinguere onde di flutter
- Eventualmente rallentare le frequenze elevate

6. RELAZIONE TRA ATTIVITA' ATRIALE E VENTRICOLARE

- Regolare, intervallo PR costante
- Irregolare, ma riconoscibile un rapporto
- Nessuna correlazione

CLASSIFICAZIONE DELLE ARITMIE

Una grossolana distinzione delle aritmie le suddivide secondo **L'ORIGINE** in:

Sopraventricolari:

origine al di sopra della biforcazione del fascio di His (atrii, giunzione av)
complessi usualmente stretti (<120 msec), ripolarizzazione normale

Ventricolari:

origine distalmente alla biforcazione del fascio di His (branche, fibre del Purkinje, miocardio di lavoro)
complessi larghi (>120 msec), ripolarizzazione alterata

secondo la **FORMAZIONE DELL'IMPULSO** in:

extrasistole
tachicardia
flutter
fibrillazione
scappamento
ritmo di scappamento

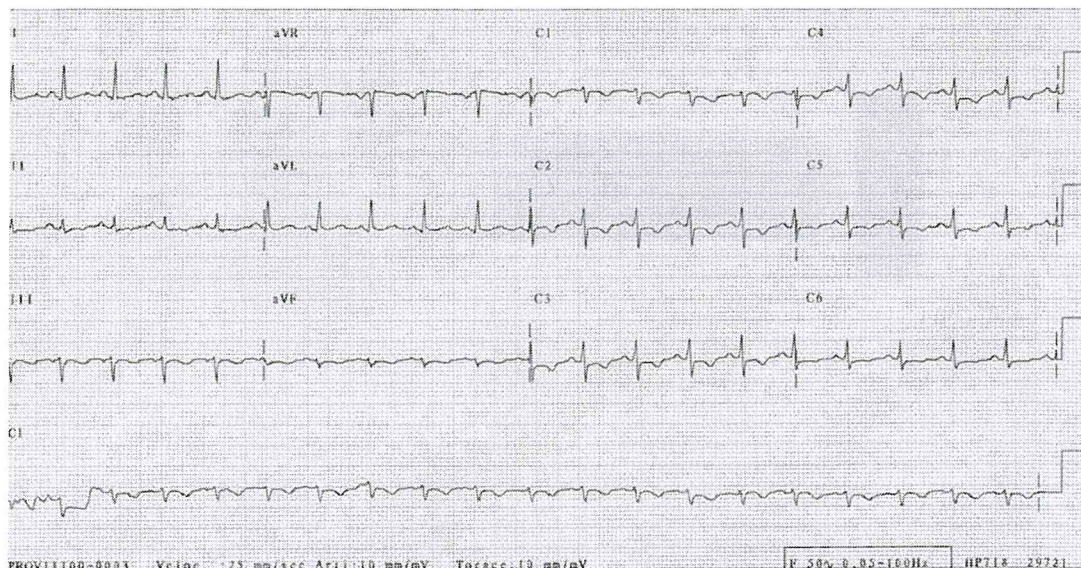
e secondo la **MODALITÀ DI CONDUZIONE** in:

blocco
dissociazione atrioventricolare
preccitazione

CARATTERISTICHE ELETTROCARDIOGRAFICHE DEI PRINCIPALI ECG A 12 DERIVAZIONI

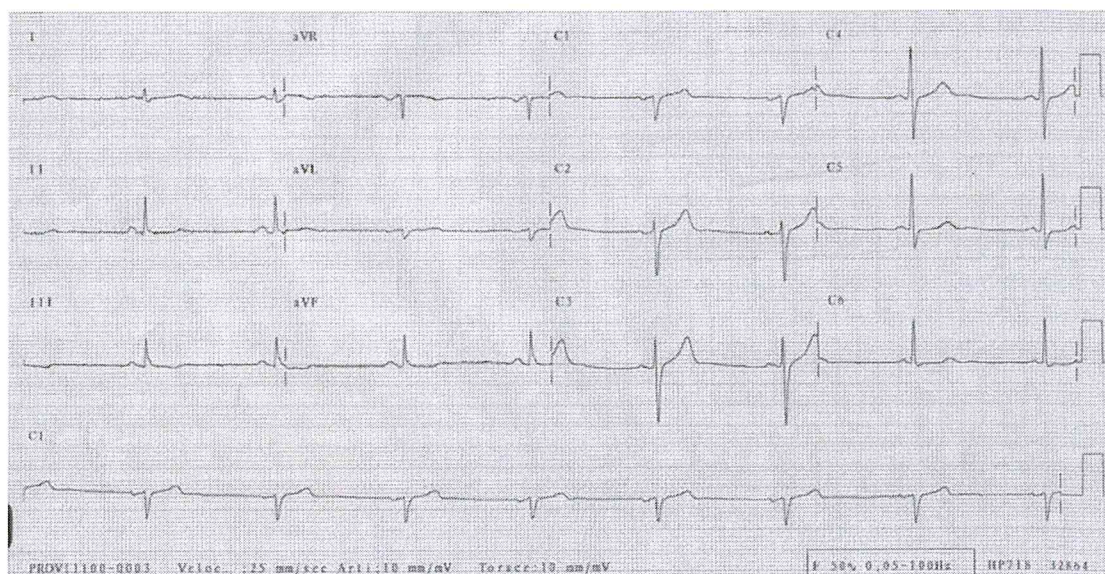
TACHICARDIA SINUSALE

La tachicardia sinusale è un ritmo sinusale ad una frequenza uguale o maggiore a 100 bpm.



BRADICARDIA SINUSALE

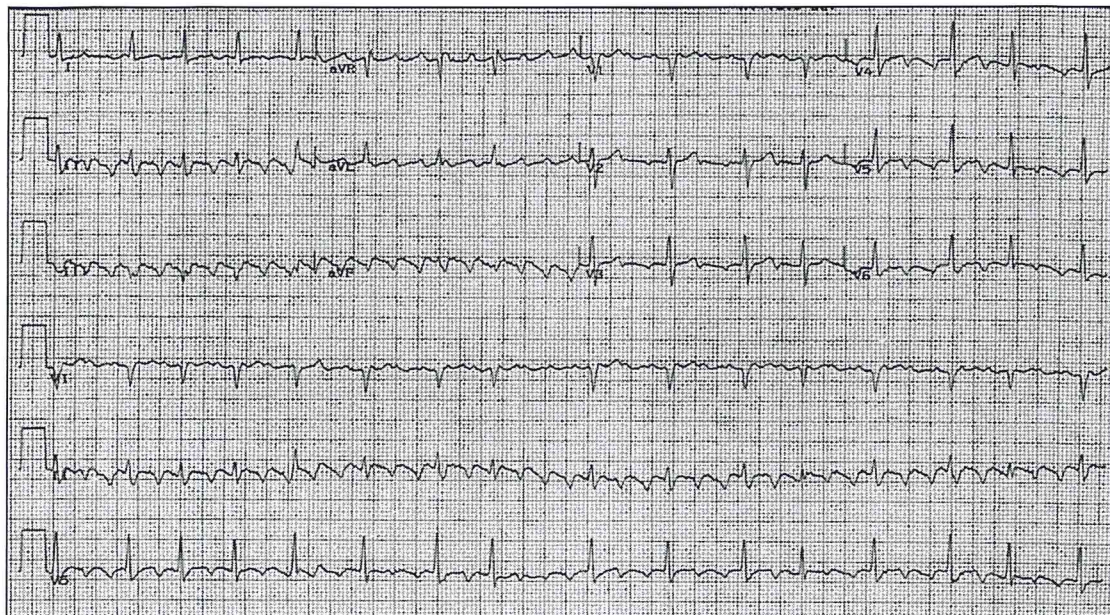
La bradicardia sinusale è un ritmo sinusale con una frequenza cardiaca inferiore a 60 bpm.



FLUTTER ATRIALE

Il flutter atriale è un'aritmia sopraventricolare caratterizzata dalla presenza di onde a *dente di sega* (**onde F**) che presentano una frequenza atriale di solito compresa tra i 220 e 350bpm.

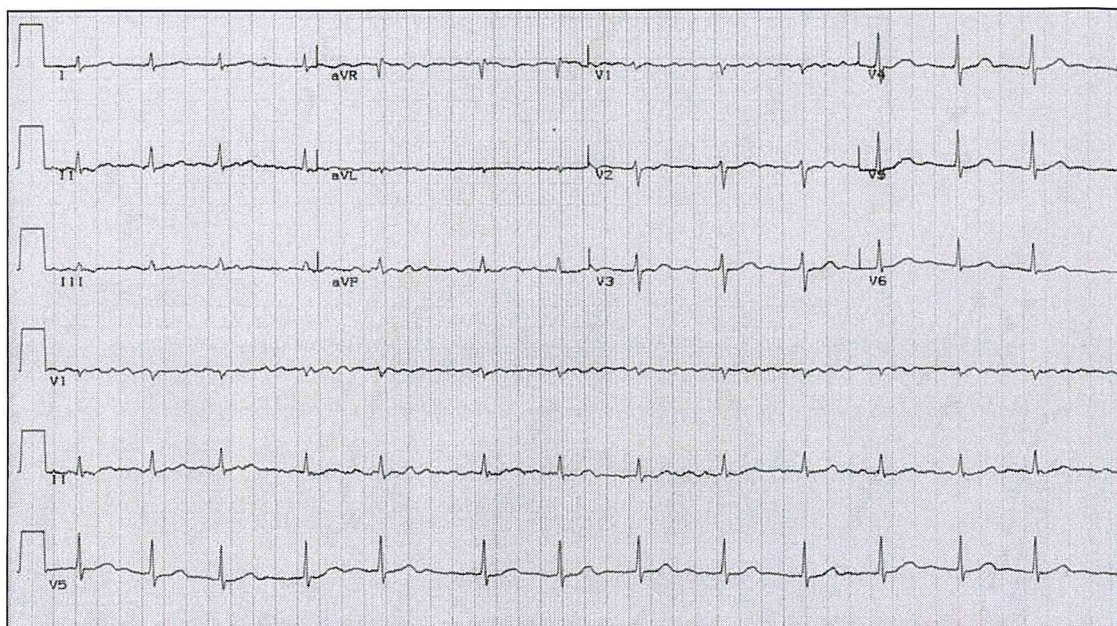
Il rapporto di conduzione può variare e per questo motivo l'intervallo R-R può anch'esso variare, con conseguente rilievo di una frequenza del polso aritmica.



FIBRILLAZIONE ATRIALE

La fibrillazione atriale è un'aritmia sopraventricolare caratterizzata da multipli foci ectopici atriali e da contrazioni atriali non coordinate, con una frequenza ventricolare classicamente irregolare.

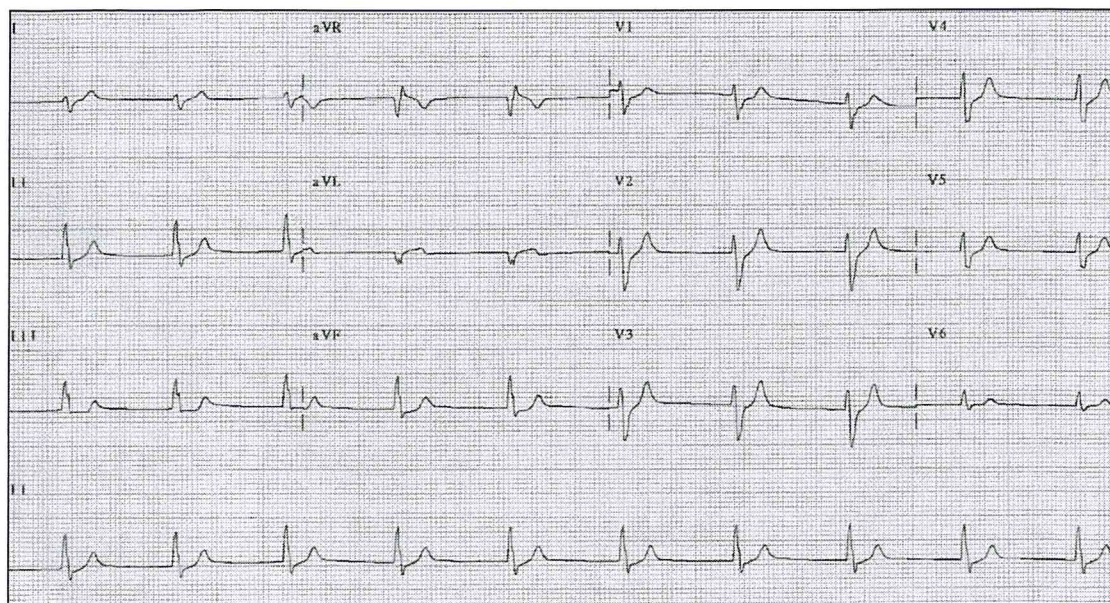
Il risultato è una fine irregolarità della linea di base sull'ECG; gli intervalli R-R sono irregolari per l'elevata variabilità della conduzione attraverso il nodo AV.



RITMO GIUNZIONALE

Identificazione di aritmie cardiache severe

Il ritmo giunzionale è un ritmo di scappamento ad origine nel nodo AV il quale prende il sopravvento, agendo come pacemaker del cuore, se il nodo del seno non funziona e negli atri non emerge alcun altro *focus* di eccitazione. Il ritmo è regolare, FC 40-60 bpm, complessi QRS normali che possono essere preceduti o seguiti da onde P retrograde. (N.B.: i complessi QRS sono slargati o deformati se vi è un preesistente BBD o BBS).



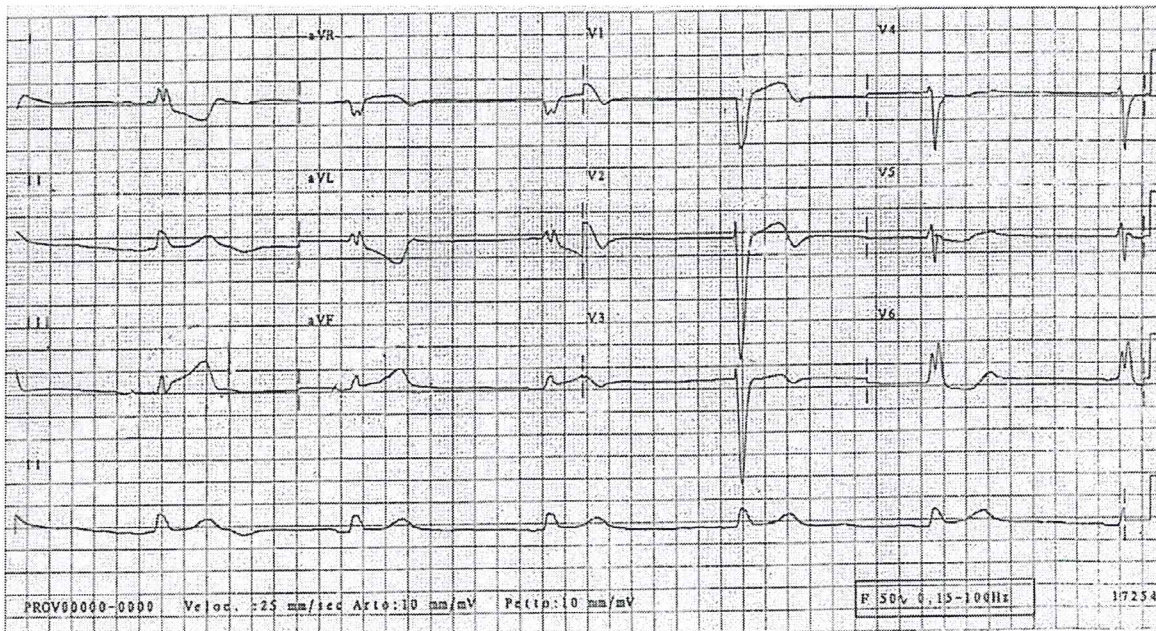
ARITMIE VENTRICOLARI

RITMO IDIOVENTRICOLARE

Il ritmo idioventricolare è un ritmo di scappamento molto lento che origina dai ventricoli alla frequenza di 15-40 bpm.

L'intervallo R-R è regolare, i complessi QRS sono larghi e simili tra loro senza onde P.

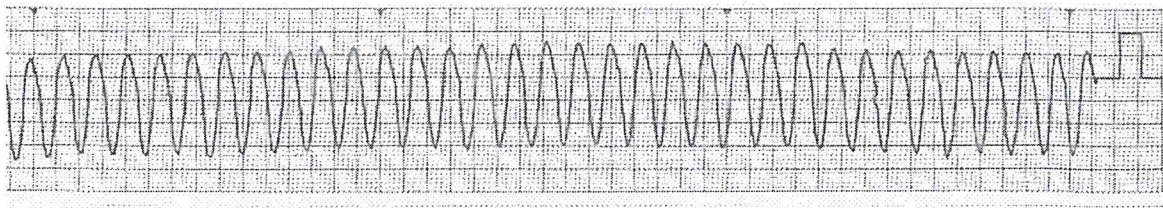
Una variante è il ritmo idioventricolare accelerato caratterizzato da una frequenza compresa tra 40-100 bpm.



TACHICARDIA VENTRICOLARE

La tachicardia ventricolare è un'aritmia ventricolare rapida, normalmente associata a sintomi e segni clinici drammatici. Se non trattata la TV può degenerare in una fibrillazione ventricolare fatale.

Si presenta con una frequenza tra i 100 e i 300 bpm, con QRS largo, regolare, con onde P non identificabili.

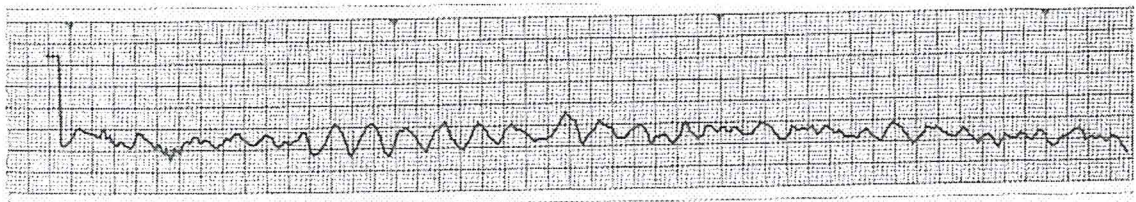


FIBRILLAZIONE VENTRICOLARE

La fibrillazione ventricolare è un'aritmia caratterizzata da una disorganizzazione totale dell'attività elettrica cardiaca e, ugualmente, anche l'attività meccanica è totalmente disorganizzata. I complessi QRS non sono identificabili.



ECG 4. *Fibrillazione ventricolare grossolana.*

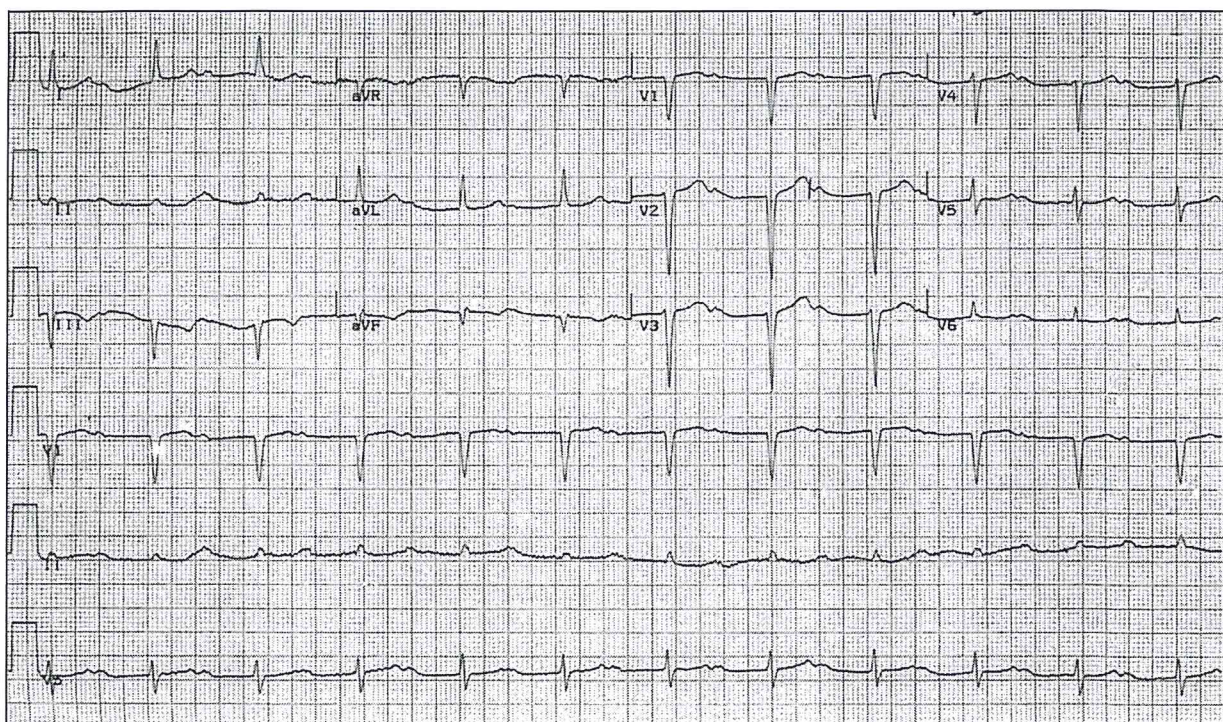


ECG 5. *Fibrillazione ventricolare fine.*

BLOCCHI ATRIOVENTRICOLARI

BLOCCO AV DI PRIMO GRADO

Il blocco AV di I grado è caratterizzato da un intervallo PR prolungato e superiore a 0.20 sec. Ogni onda P è seguita da un complesso ventricolare, il che significa che ogni impulso che origina dal nodo del seno è condotto ai ventricoli. La lunghezza dell'intervallo PR è costante.

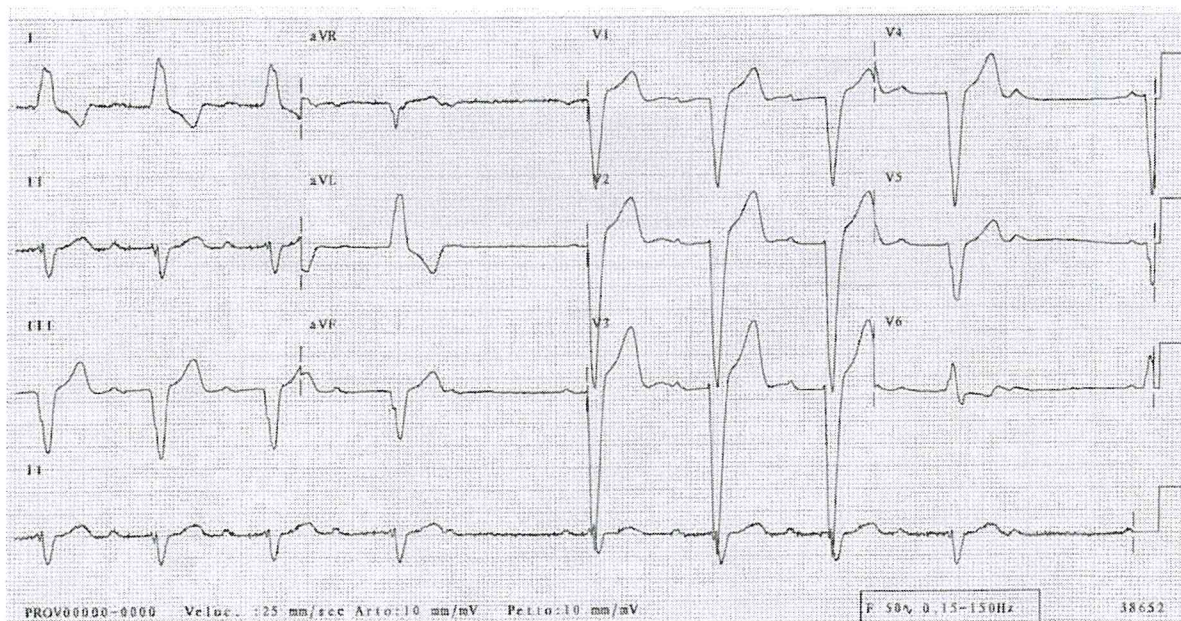


BLOCCO AV DI SECONDO GRADO

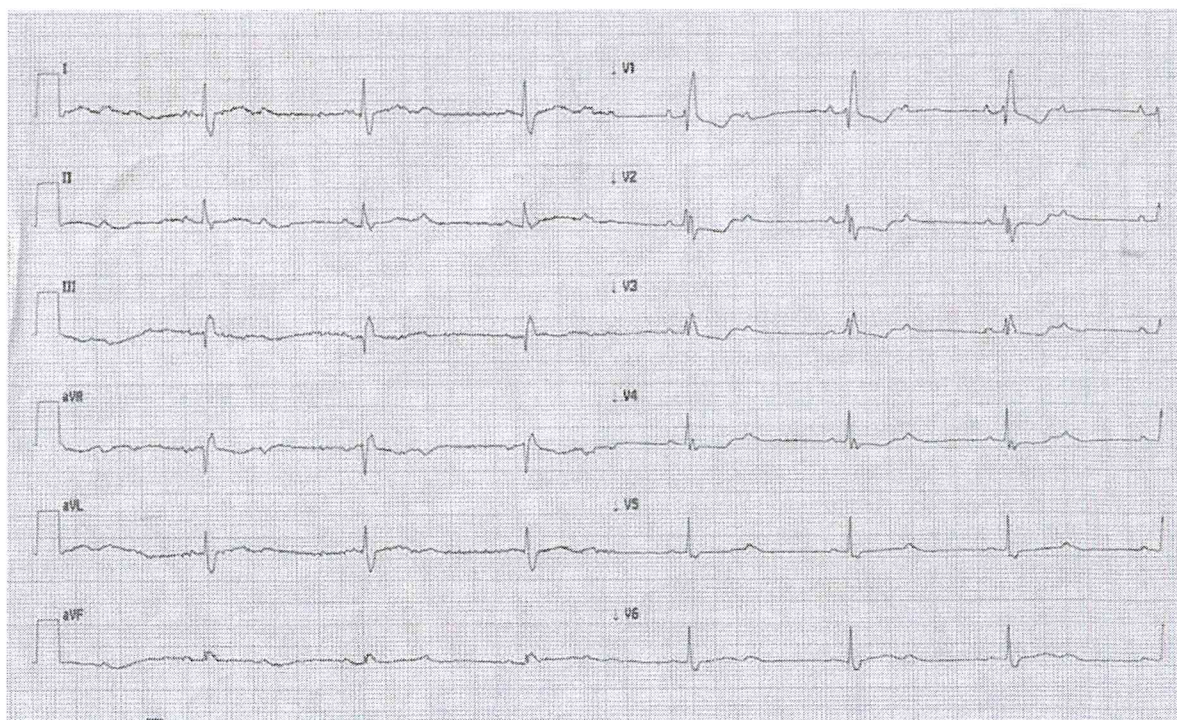
A differenza del blocco AV di I grado, alcuni impulsi atriali, o impulsi a origine dal nodo del seno, non vengono condotti ai ventricoli: nell'ECG non tutte le P sono seguite da un complesso ventricolare.

BAV II GRADO TIPO I (con PERIODISMO DI WENCKEBACH): la frequenza del polso è irregolare; avviene un progressivo allungamento del tratto PR fino alla scomparsa del complesso QRS. L'onda P appare all'ECG ma non è seguita da un complesso QRS, mentre l'impulso atriale successivo viene di nuovo condotto. L'incremento del ritardo di conduzione è dovuto ad un affaticamento del sistema di conduzione, che determina l'alterazione appena descritta.

Identificazione di aritmie cardiache severe



BAV DI II GRADO TIPO II (blocco MOBITZ II): la frequenza del polso è regolare, ma non tutti gli impulsi atriali vengono condotti; l'impulso viene trasmesso ai ventricoli solo ogni secondo o terzo o n-esimo impulso atriale ed i più frequenti rapporti di conduzione del dell'impulso sono 2:1 o 3:1. La frequenza del polso diviene irregolare se cambia il rapporto di conduzione, cioè se ad un dato momento si passa dalla conduzione ogni secondo impulso alla conduzione ogni terzo impulso.



BLOCCO AV DI TERZO GRADO (BLOCCO AV COMPLETO)

Il blocco AV completo è caratterizzato dalla completa assenza della conduzione ai ventricoli degli impulsi atriali, e costituisce una delle più severe alterazioni del ritmo. In tale condizione può prendere il sopravvento un segnapassi di scappamento a frequenza minore, posto sotto il livello del blocco. Il blocco cardiaco completo è caratterizzato dal battito indipendente di atri e ventricoli: le onde P compaiono sull'ECG ad una certa frequenza, mentre i complessi QRS non correlati con le onde P, presentano una frequenza minore.

