

SEZIONE



L'ECG normale

1. L'ECG: uno strumento, un metodo
2. L'ECG normale e le sue varianti
3. L'ECG nel bambino
4. L'ECG nell'atleta



1. Iniziare col piede giusto

B.R. attende il suo turno con la pazienza che il "codice verde" assegnatole in Triage le richiede. È una signora di 73 anni dall'aspetto curato e dai modi energici e gentili. Quando, dopo circa un'ora, la chiamiamo in sala visita, i fastidiosi capogiri che l'hanno spaventata quel mattino sono quasi scomparsi, e tuttavia la preoccupazione traspare dal suo racconto concitato e dalla faticosa domanda: "Dottore, non ho niente, vero?". In effetti pressione arteriosa, frequenza cardiaca e saturazione ossiemoglobinica sono normali.

Ma, mentre scriviamo l'anamnesi al computer ("non patologie rilevanti eccetto fibrillazione atriale, diabete mellito ed ipertensione arteriosa in terapia"), l'infermiera che sta eseguendo l'ECG richiama allarmata la nostra attenzione ► FIGURA 1):

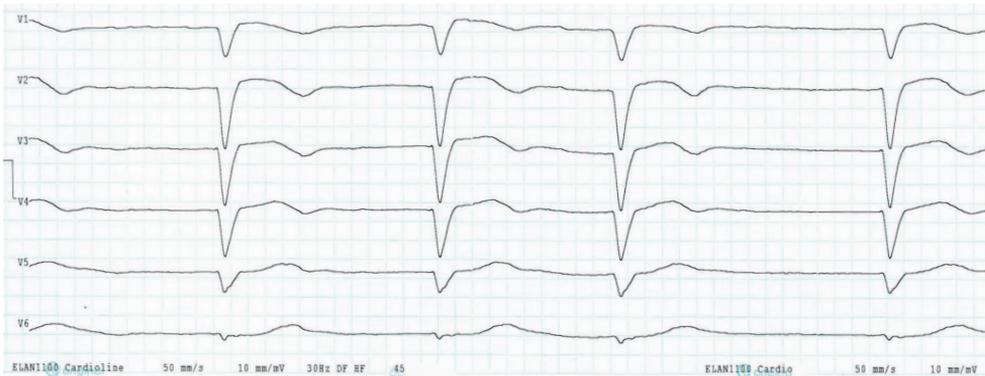


FIGURA 1. La donna con i capogiri.

Attimi di panico... Il tracciato è a prima vista inquietante: parrebbe un ritmo molto bradicardico con complessi QRS estremamente larghi. Per un istante paventiamo una situazione di emergenza.

Ma spostando lo sguardo sulla paziente intuiamo che qualcosa non torna. La signora è pressoché asintomatica (e, anzi, sta parlando quasi ininterrottamente dal momento del suo ingresso in stanza!). Riflettendoci, è assai improbabile che un quadro elettrocardiografico così gravemente alterato appartenga ad una paziente senza disturbi. Cogliamo, cioè, un'incongruenza che ci pone dei seri dubbi sulla validità dell'esame eseguito. Torniamo allora al tracciato ECG per analizzarlo meglio.

Notiamo l'assenza delle onde P, compatibile con la nota fibrillazione atriale, la frequenza cardiaca estremamente bassa, i QRS molto larghi e il QT molto lungo. Sembra tutto molto, troppo rallentato... E quando l'attenzione cade sul bordo inferiore del foglio, traiamo conferma della nostra ipotesi: 50 mm/s. Ovvero: velocità della carta doppia rispetto al normale. Falso allarme!

William Osler, uno dei padri della medicina moderna, annotava in uno degli innumerevoli aforismi a lui attribuiti che *sbagliamo di più non vedendo che non sapendo*.

Questa saggia considerazione, a chiosa del breve aneddoto di vita vissuta, ci richiama quanto la fretta e la disattenzione, soprattutto in ambienti ad alto carico di lavoro come i dipartimenti di emergenza, possano condurre ad errori più o meno gravi. E dunque ci dice quanto sia necessario dotarci di un metodo che ci aiuti ad osservare le cose in modo attento ed analitico, evitando, o quantomeno riducendo, il rischio di prendere degli abbagli pericolosi.

A tal fine, il primo concetto che deve sempre stare alla base è tanto apparentemente ovvio, quanto di per sé fondamentale: **NON ESISTE UN ECG SENZA UN PAZIENTE**.

Ovvero: ogni qual volta siamo di fronte ad un tracciato, dobbiamo essere consapevoli che non stiamo osservando "un tracciato", bensì un paziente, alla luce di quel particolare esame. È il paziente l'origine ed il fine di ogni test che eseguiamo ed è a lui che dev'essere ricondotta l'interpretazione clinica.

Dobbiamo, perciò, tenere sempre in primo piano queste semplici domande:

- **chi è il paziente?**
- **qual è la sua sintomatologia?**
- **perché abbiamo eseguito l'ECG?**
- **il tracciato è compatibile con il quadro clinico del paziente?**

La seconda premessa di base nella lettura e interpretazione dell'ECG è che **la sua corretta esecuzione è la condizione fondamentale per poterne stabilire la normalità** o meno e valutarne il significato clinico.

Prima di analizzare un tracciato dovremo, perciò, controllare i tre seguenti elementi:

1. **Nome - data - ora:** dobbiamo cioè verificare la corrispondenza tra il paziente e l'esame che stiamo valutando, e l'esecuzione in un preciso momento, attuale o precedente
2. **Taratura dello strumento** (velocità di scorrimento della carta e voltaggi)
3. **Posizione degli elettrodi** (secondo i criteri standard)

Teniamo quindi sempre in mente il seguente concetto: solo dopo aver accertato che l'esame appartenga effettivamente al paziente che stiamo valutando, e che sia stato eseguito in modo corretto, possiamo procedere alla sua lettura ed interpretazione, cioè all'utilizzo del tracciato per la gestione clinica di quel paziente.

2. L'elettrocardiogramma: che cos'è e come si esegue

"Possiamo riconoscere solo ciò che già conosciamo". Sempre Osler sottolineava così l'importanza di acquisire una solida struttura di concetti e conoscenze alla base della nostra pratica clinica.

Per non lasciare nulla di scontato, partiamo da una semplice definizione: **che cos'è l'elettrocardiogramma?**

Esso non è che la registrazione, su carta o su monitor, dell'attività elettrica, o meglio, delle variazioni nel tempo e nello spazio dell'attività elettrica cardiaca rilevata mediante elettrodi posti sulla superficie corporea. Ciò è possibile in virtù della capacità dell'organismo di condurre gli impulsi elettrici, grazie soprattutto ai fluidi interstiziali.

Per convenzione, **un fronte d'onda elettrica positivo diretto verso un elettrodo, darà origine sulla carta o sul monitor ad un'onda grafica positiva**, cioè che si sviluppa al di sopra della linea di base (isoelettrica), la quale corrisponde all'assenza di variazioni

dell'attività elettrica; viceversa, **un fronte d'onda positivo che si allontana dall'elettrodo, determinerà graficamente una deflessione negativa, cioè situata nella porzione di piano sottostante alla linea isoelettrica.** Se l'elettrodo si trova in una posizione intermedia rispetto alla direzione del fronte d'onda, il segno grafico presenterà un andamento difasico, costituito da una componente positiva in corrispondenza del momento in cui l'onda elettrica si avvicina, e da una direzione negativa quando l'elettrodo "vede" il fronte d'onda allontanarsi (► FIGURA 2).

Per esplorare l'attività elettrica cardiaca nella sua tridimensionalità, l'ECG utilizza convenzionalmente **dodici "punti di vista" differenti, le cosiddette derivazioni.**

Di esse, sei analizzano il cuore lungo un piano frontale, attraverso elettrodi posizionati ai quattro arti (**derivazioni periferiche**), mentre le altre sei si riferiscono ad una proiezione dell'attività elettrica cardiaca su un piano trasversale, mediante elettrodi posti a livello precordiale.

Da un punto di vista strettamente elettrico, tre delle sei derivazioni periferiche sono bipolari, cioè misurano la differenza di potenziale tra due elettrodi, mentre tre sono unipolari.

In particolare, D1 (I) misura la differenza tra l'elettrodo rosso, posto sull'arto superiore destro e l'elettrodo giallo, all'arto superiore sinistro, D2 (II) tra l'elettrodo rosso (arto superiore destro) e l'elettrodo verde (arto inferiore sinistro), D3 (III) tra l'elettrodo giallo (arto superiore sinistro) ed il verde, all'arto inferiore sinistro.

L'elettrodo nero, posto all'arto inferiore destro, fungendo da messa a terra, è elettricamente neutro e non determina alcuna derivazione.

Le tre derivazioni periferiche unipolari, invece, misurano il potenziale rispetto ad uno "zero elettrico" costituito dalla media dei potenziali degli elettrodi posti agli arti: il cosiddetto terminale centrale di Wilson, idealmente situato al centro del torace.

In particolare, la derivazione **aVR** (*augmented Voltage Right*) rileva i potenziali dall'arto superiore dx, così come la derivazione **aVL** (*augmented Voltage Left*) dall'arto superiore sinistro e **aVF** (*augmented Voltage Foot*) dal piede sinistro rispetto allo zero elettrico (► FIGURA 3).

La denominazione *augmented* (aumentata) si riferisce al fatto che i voltaggi in queste derivazioni sono automaticamente amplificati del 50% da una funzione incorporata nell'elettrocardiografo.

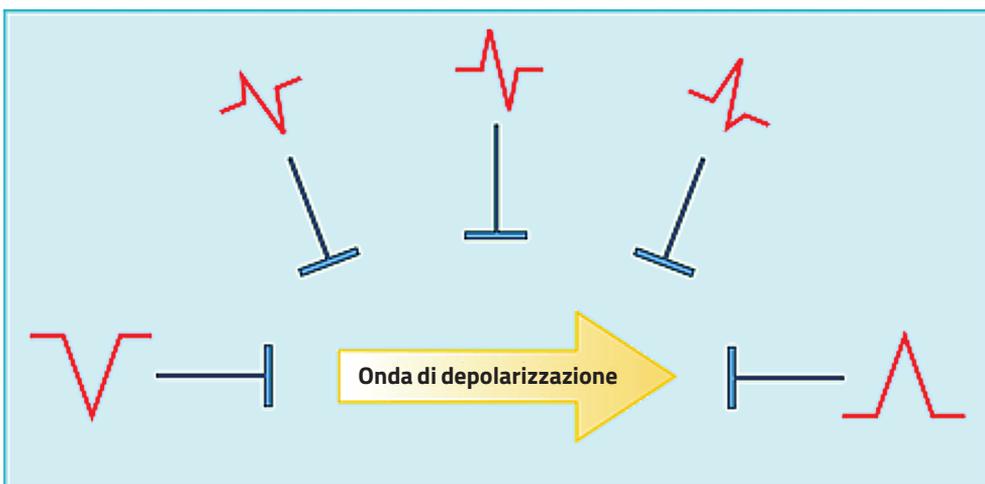


FIGURA 2. Vettori elettrici e onde.

In merito alla distinzione tra elettrodi bipolari ed unipolari, ci sembra opportuno sottolineare come tale definizione, che pure si ritrova pressoché in tutti i testi di elettrocardiografia, possa essere serenamente superata e, anzi, evitata. Da un lato, infatti, rilevando comunque una differenza di potenziale rispetto ad un punto "zero", tutte le derivazioni unipolari possono essere considerate come funzionalmente bipolari. Dall'altro lato, ci pare che porre in evidenza tale classificazione basata su concetti puramente biofisici rischi di aggiungere più motivi di complicazione teorica che elementi di utilità clinica.

Molto più importante è, invece, ricordare che gli arti si comportano come conduttori lineari, e che, dunque, non vi è pressoché alcuna differenza di potenziale elettrico tra l'estremità distale e l'estremità prossimale di uno stesso arto. Di conseguenza, in caso ci trovassimo di fronte ad amputazioni degli arti o, più frequentemente, a tremori distali o altri movimenti involontari che producono distorsioni artefattuali, potremo ottenere un tracciato di buona qualità semplicemente spostando gli elettrodi ad un livello più prossimale degli arti.

Nonostante l'ulteriore miglioramento che può offrire in termini di riduzione degli artefatti, l'applicazione degli elettrodi sul tronco è, invece, sconsigliata. Trovandosi, infatti, a livelli di potenziale elettrico diversi rispetto agli arti, tali posizioni comportano modificazioni anche significative della morfologia dei complessi, alterandone la validità interpretativa. È questa la ragione delle vistose alterazioni del ST-T, prive di corrispettivo clinico, che non di rado si osservano sulle tracce dei monitor. Non viene invece inficiata, in tal caso, la diagnosi di ritmo, il che permette di utilizzare tali sedi nel monitoraggio ECGrafico dei pazienti con patologie aritmiche.

L'utilizzo delle **6 derivazioni periferiche** ci consente di scomporre l'attività elettrica cardiaca proiettandola lungo sei direzioni diverse che, traslate e fatte convergere al

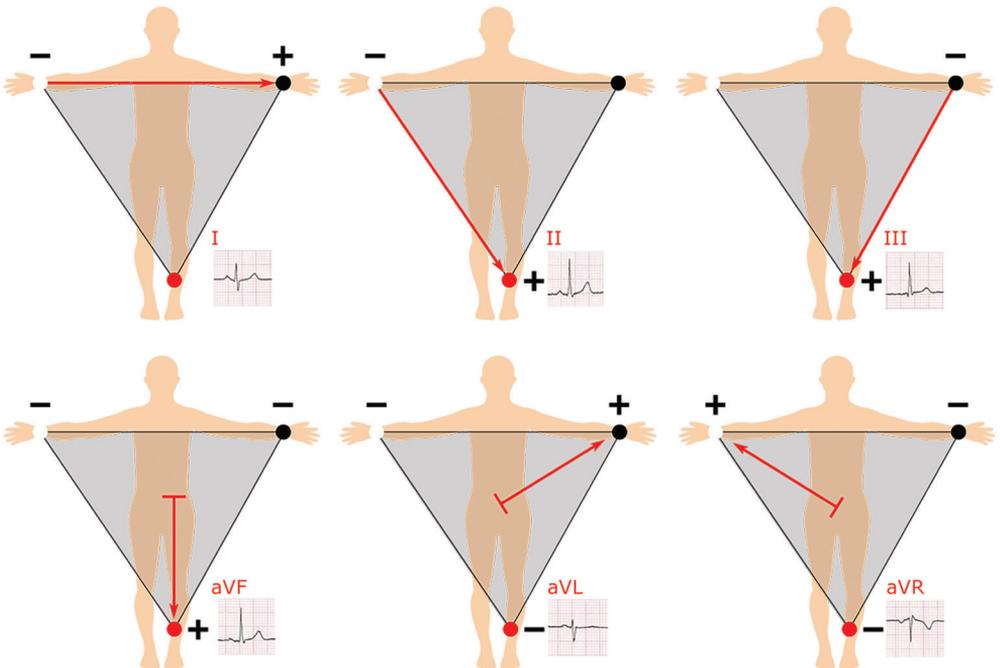


FIGURA 3. Il triangolo di Einthoven (da D.J. Rowlands).

terminale centrale, corrispondono a sei differenti angolazioni da cui viene osservato il cuore (sistema esassiale o di Cabrera) (► FIGURA 4).

Ponendo per convenzione a 0° la linea trasversale passante per il centro e considerando l'emipiano inferiore come positivo ed il superiore come negativo, possiamo attribuire a ciascuna derivazione una precisa angolazione. In particolare:

- I corrisponderà a 0°
- II corrisponderà $+60^\circ$
- III a $+120^\circ$
- aVR a -150°
- aVL a -30°
- aVF a $+90^\circ$

Come si può chiaramente notare dalla Figura 4, le derivazioni **II, aVF e III sono rivolte verso la porzione inferiore del cuore**, mentre **I e aVL sono orientate verso la porzione superiore-laterale**. La derivazione **aVR**, invece, assume una posizione isolata, corrispondente alla porzione superiore destra, con una visione "dall'alto" **verso l'interno delle camere cardiache**.

I sei **elettrodi precordiali** misurano i potenziali elettrici miocardici rispetto al terminale di Wilson, in una proiezione sul piano trasversale.

La procedura standard prevede che gli elettrodi precordiali siano posti precisamente nei seguenti punti (► FIGURA 5):

- **V1** (di colore rosso): IV spazio intercostale lungo la linea margino-sternale destra
- **V2** (di colore giallo): IV spazio intercostale lungo la linea margino-sternale sinistra
- **V3** (verde): in posizione intermedia fra V2 e V4
- **V4** (marrone): al V spazio intercostale in corrispondenza della linea emiclaveare sinistra
- **V5** (nero): sullo stesso livello di V4 lungo la linea trasversale, in corrispondenza della linea ascellare anteriore
- **V6** (viola): sullo stesso livello dei due elettrodi precedenti, in corrispondenza dell'ascellare media

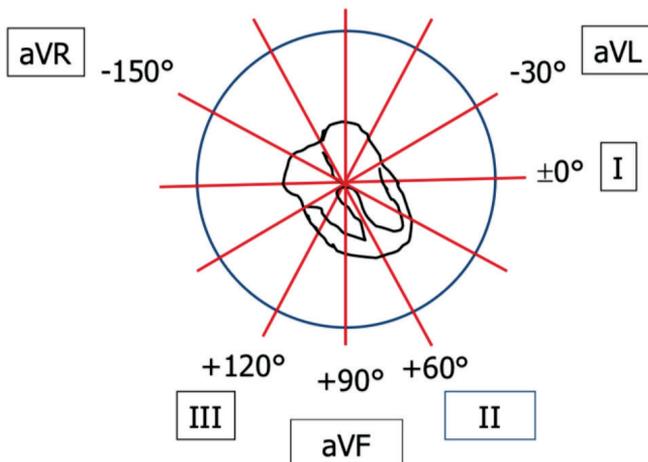


FIGURA 4. Sistema di riferimento esassiale ("sistema Cabrera").

Dal momento che le caratteristiche somatiche dei pazienti e le esigenze di rapidità esecutiva dell'esame rendono difficile reperire dei punti di riferimento così precisi, è assai frequente osservare un errato posizionamento di tali elettrodi, con un abituale spostamento verso l'alto dei primi, e verso il basso degli ultimi. È tuttavia importante ricercare la massima correttezza di tali posizioni, sia per rendere l'esame il più possibile riproducibile, sia per evitare quelle varianti legate all'esecuzione, che possono simulare, o mascherare, fenomeni patologici.

Il consiglio è quindi quello di iniziare identificando il punto di repere più evidente, cioè l'**angolo di Louis**, tra il manubrio ed il corpo dello sterno, che corrisponde al secondo spazio intercostale; di lì conteremo altri due spazi al di sotto e, giunti al quarto spazio posizioneremo V1 e V2 sulle linee margino-sternali destra e sinistra rispettivamente. Scenderemo quindi ancora di uno spazio, al quinto intercostale e, all'intersezione tra questo e la linea emiclaveare sinistra, collocheremo V4. V3 sarà quindi applicata in posizione intermedia fra V2 e V4. A questo punto procederemo lungo una linea trasversale che passa per V4 (prescindendo dal decorso delle coste) e porremo V5 all'incrocio con l'ascellare anteriore e V6 all'intersezione con l'ascellare media sinistra.

Nel caso in cui i punti di repere coincidano con la mammella, è preferibile applicare l'elettrodo al di sopra della stessa, nella sede corretta, piuttosto che a contatto col piano costale in una posizione errata.

Sistemate correttamente, le derivazioni precordiali consentono, come già scritto, l'osservazione su un piano trasversale della porzione antero-laterale del cuore. In particolare **V1 e V2 si trovano prospicienti al setto interventricolare** (antero-settale), **V3 e V4 affacciano sulla parete anteriore**, mentre **V5 e V6 corrispondono alla porzione laterale del ventricolo sinistro**.

In alcuni casi particolari, possiamo aggiungere altri "punti di vista" complementari che consentano di osservare meglio determinate situazioni, come accade, ad esempio, classicamente nel sospetto di un'ischemia acuta a carico del ventricolo destro o della parete posteriore, o, assai più raramente, nei casi di destrocardia.

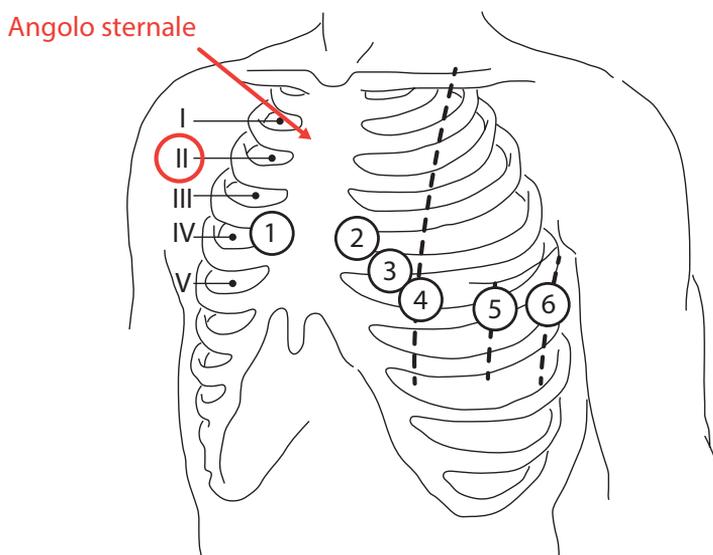


FIGURA 5. Derivazioni precordiali standard.

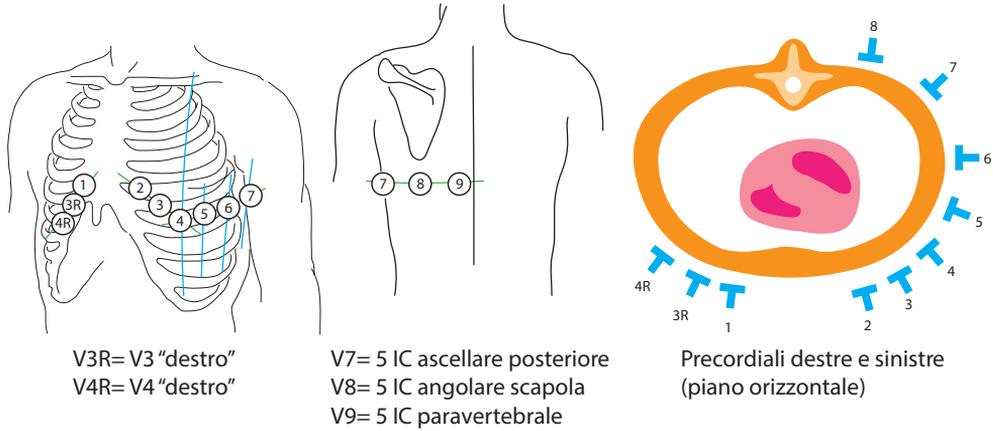


FIGURA 6. Derivazioni precordiali complementari e loro proiezione.

In tal caso sarà utile creare delle derivazioni che esplorino direttamente la porzione destra del cuore, per cui sarà sufficiente traslare gli elettrodi precordiali a destra, in una posizione speculare rispetto a quella standard; occorrerà, ovviamente, modificare sulla carta, la notazione di ciascuna derivazione in "V3R", "V4R", e così via.

Per creare delle **derivazioni posteriori** si potranno posizionare tre elettrodi allo stesso livello della linea trasversa ove sono posti V4, V5 e V6, ma proseguendo verso la regione dorsale: in particolare **V7** sarà situato sulla linea ascellare posteriore, **V8** in corrispondenza dell'angolo della scapola, **V9** sulla linea paravertebrale sinistra. Anche in questo caso è importante ricordarsi di specificare sul tracciato le modifiche eseguite ► FIGURA 6).

Nel 1931 Sir Thomas Lewis introdusse un particolare posizionamento degli elettrodi periferici in sede precordiale destra, allo scopo di amplificare l'attività atriale. La **derivazione di Lewis**, così chiamata in suo onore, si ottiene posizionando l'elettrodo periferico rosso (arto superiore destro) al secondo spazio intercostale e l'elettrodo periferico giallo (arto superiore sinistro) al quarto spazio intercostale, entrambi lungo la linea margino-sternale destra ► FIGURA 7). L'utilizzo di questa derivazione, eventualmente associata ad un aumento della velocità di scorrimento della carta a 50 mm/sec e del voltaggio, può essere un valido aiuto in situazioni in cui è particolarmente importante evidenziare le onde P, ad esempio in corso di tachicardie a QRS largo.

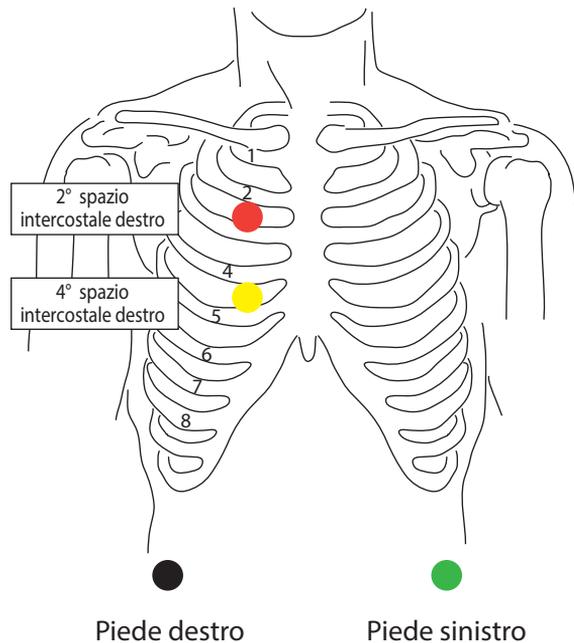


FIGURA 7. La Derivazione di Lewis.

La taratura dello strumento

Velocità

L'attività elettrica miocardica viene di norma tracciata su carta millimetrata che scorre ad una velocità convenzionale di **25 mm/sec**.

Ciò comporta che, sulla carta, 25 mm corrispondano ad 1 secondo, 5 mm a 0.20 secondi (= 200 msec), 1 mm a 0.04 secondi (= 40 msec). Possiamo in tal modo avere un riferimento preciso per misurare, nella direzione orizzontale, la durata dei diversi eventi elettrici.

Gli elettrocardiografi abitualmente in uso sono in grado di modificare la velocità rispetto a quella convenzionale, in particolare riducendo a 12.5 mm/sec o a 5 mm/sec, oppure aumentando a 50 mm/sec lo scorrimento della carta.

Un incremento della rapidità di scorrimento può essere funzionale ad una miglior definizione di eventi elettrici brevi e viene utilizzato in associazione alla derivazione di Lewis per evidenziare un'eventuale dissociazione atrio-ventricolare in corso di tachicardia a complessi larghi. Ridurre la velocità di scorrimento consente, viceversa, di eseguire con un risparmio di carta tracciati prolungati che non necessitano di una lettura raffinata, come solitamente avviene nella registrazione di 20 minuti per la constatazione dei decessi (tanatogramma).

Come abbiamo già osservato, può capitare che l'elettrocardiografo si trovi impostato su una velocità diversa dalla standard, motivo per cui occorre fare attenzione a questo parametro molto importante, per evitare di incorrere in grossolani errori interpretativi.

Voltaggi

Per convenzione, lo strumento traccia una deflessione di altezza verticale pari a **10 mm (= 1 cm) per ogni impulso elettrico di 1 mV**; di conseguenza un'onda di 5 mm di altezza sulla carta corrisponderà ad un impulso di 0.5 mV.

L'elettrocardiografo dà la possibilità di raddoppiare o dimezzare la taratura, con rapporti rispettivamente di 1 mV/20 mm e 1 mV/5 mm.

Tale funzione presenta alcuni vantaggi: consente, ad esempio, di evidenziare delle onde di piccolo voltaggio (delle onde P su un dubbio ritmo sinusale/non sinusale) amplificando il segnale, oppure, al contrario, riducendo la taratura è possibile evitare la sovrapposizione sulla carta di tracce con onde di voltaggio molto elevato (ad esempio nel caso di una ipertrofia ventricolare sinistra).

È importante, ovviamente, porre anche qui attenzione alla corretta taratura dei voltaggi, che è solitamente indicata da un rettangolo posto all'inizio della traccia, a mo' di "chiave di violino": l'altezza verticale del rettangolo corrisponde a 1 mV (quindi nel tracciato standard dovrà essere alto 10 mm).

I filtri e l'ottimizzazione del segnale

Vorremmo ora spendere qualche parola su un argomento per certi versi ostico e spesso trascurato, poiché legato ad aspetti più squisitamente tecnico-ingegneristici, ma che, una volta compreso nelle sue linee essenziali, può fornirci elementi molto utili per l'ottimizzazione qualitativa del tracciato e della sua interpretazione.

In fase di acquisizione, i moderni elettrocardiografi convertono l'impulso elettrico, trasmesso attraverso l'elettrodo di superficie, dalla sua naturale forma continua (analogica) in una forma digitale, dunque discreta. Questo processo prevede un campionamento del segnale in ingresso che deve avvenire con una frequenza molto elevata, così da poter identificare fenomeni elettrici molto rapidi, come ad esempio gli spikes

dei Pacemakers, che hanno una durata inferiore a 0.5 ms e necessitano quindi di un campionamento ad una frequenza di 2000 Hz o superiore (ricordiamo in proposito: 1 Hz = 1 evento/secondo).

Si parla qui di "sovracampionamento", in quanto la grande maggioranza degli eventi elettrici che osserviamo presenta una durata assai maggiore rispetto allo stimolo dei PM e, di conseguenza, sono rilevabili campionando il segnale originario ad una frequenza molto minore (una frequenza cardiaca di 60 battiti al minuto ha infatti una frequenza di 1 battito al secondo, ovvero 1 Hz). Il vantaggio del campionamento a frequenza molto elevata è proprio quello di ottenere una riproduzione più accurata degli eventi elettrici continui, soprattutto di quelli a durata molto breve.

Tuttavia, più ampio è lo spettro delle frequenze rilevate (e poi processate e riprodotte), maggiore sarà la presenza di elementi di disturbo che si potranno sovrapporre al segnale di interesse generato originariamente dal cuore, con alterazioni artefattuali che ne inficeranno l'interpretazione.

Per evitare o attenuare l'interferenza del rumore sul segnale miocardico, sono stati introdotti dei sistemi di filtro, che agiscono schermando in particolare la riproduzione di eventi di disturbo corrispondenti a frequenze superiori o inferiori a quelle degli eventi elettrici cardiaci.

Possiamo raggruppare i principali rumori sovrapposti al segnale elettrocardiografico all'interno delle seguenti categorie: oscillazione della linea di base, interferenza di rete, artefatti muscolari.

L'**oscillazione della linea di base** consiste in un andamento ondulatorio della linea isoelettrica che può riconoscere diverse cause:

- cattivo contatto elettrodo-cute, spesso risolvibile detergendo accuratamente la cute nelle sedi degli elettrodi, applicando un adattatore di impedenza (gel per ECG) o eseguendo una tricotomia in caso di abbondante peluria toracica;
- artefatti respiratori, responsabili di lente oscillazioni periodiche dovute ai movimenti diaframmatici della respirazione, con frequenze comprese fra 0.2 e 0.3 Hz;
- artefatti di movimento del paziente, che provocano variazioni dei potenziali elettrochimici nel contatto elettrodo-cute.

Le **interferenze di campi elettromagnetici legati all'alimentazione di rete** possono causare deflessioni sinusoidali a 50 o 60 Hz. Per evitare o ridurre questo tipo di inconveniente si sono dotati gli apparecchi di un'adeguata schermatura e messa a terra e di un "filtro notch" (o filtro di rete), in grado di attenuare l'interferenza senza distorcere il segnale ECG. È comunque consigliabile mantenere una debita distanza dall'alimentazione di rete durante l'esecuzione dell'esame.

In terza istanza, **movimenti o tremori muscolari** producono segnali elettrici simili a quelli cardiaci che si sovrappongono al segnale ECG dando luogo ad artefatti. Questi segnali presentano una gestione più complicata in quanto non sono limitati ad una specifica frequenza ma si estendono mediamente in un intervallo di frequenze compreso tra 30 e 200 Hz, spettro che si sovrappone in gran parte a quello del segnale utile cardiaco. Tenendo in considerazione che gli arti si comportano come conduttori lineari, cioè possiedono lo stesso potenziale elettrico dalla radice alla loro estremità distale, è possibile ridurre l'effetto negativo di tremori acrali posizionando gli elettrodi periferici in corrispondenza degli estremi prossimali dei quattro arti.

Occorre inoltre ricordare che all'interfaccia elettrodo-cute si generano potenziali in corrente continua a bassa frequenza e ad elevata intensità (fino a 200 mV), ai quali è sovrapposto il segnale elettrico cardiaco (di pochi mV). Per poter amplificare il segnale utile senza saturare il sistema elettronico, è necessario quindi utilizzare un filtro in grado di schermare la componente continua a bassa frequenza.

La conoscenza del contenuto in frequenza del rumore sovrapposto al segnale è, dunque, un requisito fondamentale per l'efficacia del filtraggio.

Definiamo "**filtro passa-basso**" la funzione che lascia passare frequenze inferiori ad una certa soglia, finalizzata a ridurre il rumore alle alte frequenze, principalmente legato alle interferenze della rete elettrica e, in alcuni casi, dei muscoli del torace e delle estremità. Il "**filtro passa-alto**" consente invece la trasmissione di frequenze superiori alla soglia minima prestabilita ed è utilizzato per rimuovere la deviazione della linea di base solitamente legata all'interfaccia elettrodo-cute.

Alcune apparecchiature sono dotate anche di un "**filtro miogramma**" che, con una frequenza di taglio a 25 Hz o 35 Hz, può sopprimere i disturbi causati da eventuali tremori muscolari.

A partire da questi presupposti, utilizzando un filtro ideale ci aspettiamo di ottenere un segnale cardiaco purificato dalle interferenze e non alterato nella sua morfologia. In realtà, rumore e segnale elettrico miocardico sono spesso sovrapposti nel dominio delle frequenze. Come risultato, quando un filtro attenua le componenti in frequenza corrispondenti al rumore, il segnale cardiaco sovrapposto può essere coinvolto dalla sua azione, con conseguenti distorsioni nella corretta ricostruzione delle onde elettriche. L'uso dei filtri può dunque migliorare la *qualità visiva* di un segnale, ma al tempo stesso determinare alterazioni tali da non garantire una rappresentazione accurata di elementi importanti del tracciato, soprattutto in termini di ampiezza delle onde o altezza del tratto ST rispetto alla linea isoelettrica.

Se da un lato, quindi, il risultato di un filtraggio può essere giudicato dalla fedeltà con cui viene rappresentato il segnale ECG originale, l'obiettivo reale deve consistere nel trovare un buon compromesso tra la riduzione del rumore e la minore distorsione del segnale utile.

Sulla base di tali presupposti teorico-pratici, sono stati stabiliti i valori di frequenza minima e massima di sbarramento o attenuazione, entro cui il rapporto rumore/segnale viene considerato ottimale.

L'American Heart Association (AHA), riprendendo i contenuti dell'American National Standards Institute (ANSI), raccomanda di utilizzare un **filtro passa-basso a 150 Hz per adulti e adolescenti e 250 Hz per l'età pediatrica**, nella quale gli eventi elettrici presentano una minor durata e, dunque, sono caratterizzati da frequenze più elevate rispetto all'età adulta. Le soglie di **filtro passa-alto** sono invece raccomandate a **0.05 Hz in modalità manuale e da 0.05 a 0.67 Hz in modalità automatica** (nella pratica clinica, tuttavia, il valore di 0.67 Hz rappresenta solo un limite teorico, e, di norma, viene utilizzato e ampiamente accettato il valore di **0.50 Hz**).

Ora che abbiamo descritto per sommi capi il funzionamento dei filtri e il loro significato, proviamo a chiarire quale sia l'utilità di tali conoscenze.

L'ECG in Figura 8 è stato eseguito per controllo ambulatoriale di un paziente portatore di Pacemaker bicamerale. Notiamo la presenza di un'onda P con frequenza di 62 battiti/min, un rallentamento della conduzione atrio-ventricolare tipo BAV 1° (PQ 0.24"), e l'assenza di alterazioni del QRS e della ripolarizzazione ventricolare.

L'esame mostra, dunque, un ritmo sinusale, con PM attualmente inibito dall'attività elettrica spontanea del paziente.

Tuttavia, osservando con maggior attenzione le note tecniche riportate sul margine inferiore del tracciato, notiamo che il filtro passa-basso (LP) è posto a 40 Hz. È stata, cioè, inserita un'ampia schermatura di eventuali fenomeni elettrici rapidi, a cui appartengono, tipicamente, gli stimoli del PM. Portando la soglia del passa-basso a 300 Hz, possiamo, quindi, evidenziare degli spikes di stimolazione atriale, visibili in II, aVF e III subito prima delle onde P, che ci rivelano come l'attività atriale sia in realtà innescata artificialmente al PM (► FIGURA 9).

Un'altra situazione in cui è necessario porre particolare attenzione alle soglie di filtro è costituita dai casi in cui si utilizza la modalità manuale.

Una soglia di taglio passa-alto a 0.50 Hz introduce delle distorsioni nella riproduzione del segnale cardiaco, soprattutto nelle aree in cui la frequenza e l'ampiezza dell'onda cambiano rapidamente, quindi, specificamente, al passaggio tra il complesso QRS (determinato da eventi elettrici più intensi e a rapida frequenza) e il segmento ST (costituito da contributi lenti); può, cioè, determinare slivellamenti significativi del tratto ST, riducendo l'affidabilità diagnostica dell'esame.

I moderni elettrocardiografi dispongono di sistemi in grado di modulare e correggere queste distorsioni. Tuttavia ciò richiede un'elaborazione del segnale che produce un ritardo tra l'acquisizione e la riproduzione grafica del segnale stesso. Tale processo correttivo può pertanto avvenire solo in modalità automatica, mentre in modalità manuale, in cui la stampa avviene pressoché in tempo reale, l'unico modo per evitare distorsioni sarà quello di abbassare il *cut-off* di passa-alto a 0.05 Hz.

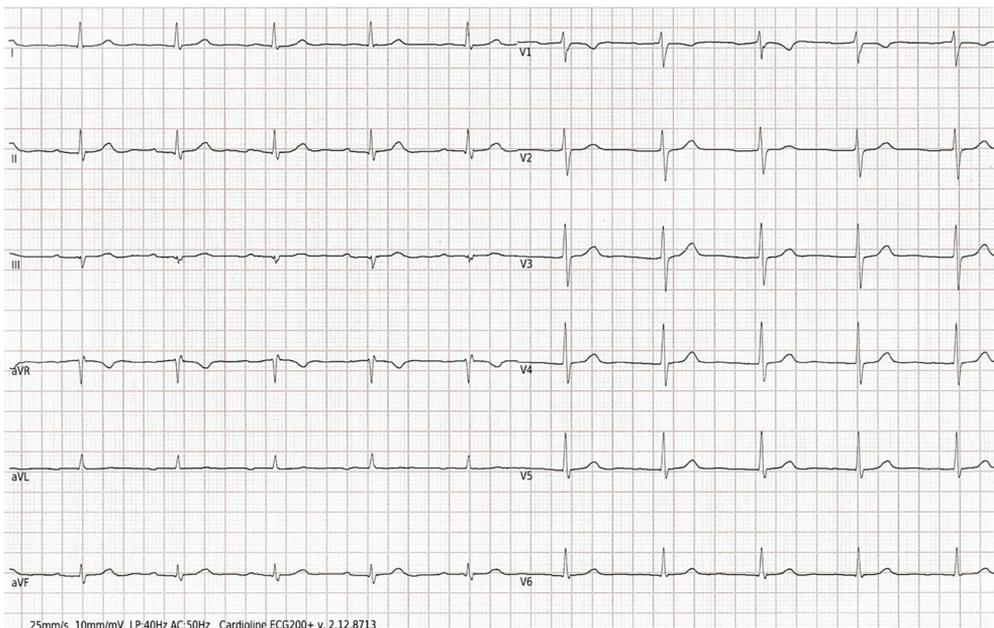


FIGURA 8. Tracciato di paziente portatore di PM, eseguito con filtro passa basso (LP) a 40 Hz: non emerge alcun segno relativo all'attività del Pacemaker artificiale, simulando un ritmo sinusale.

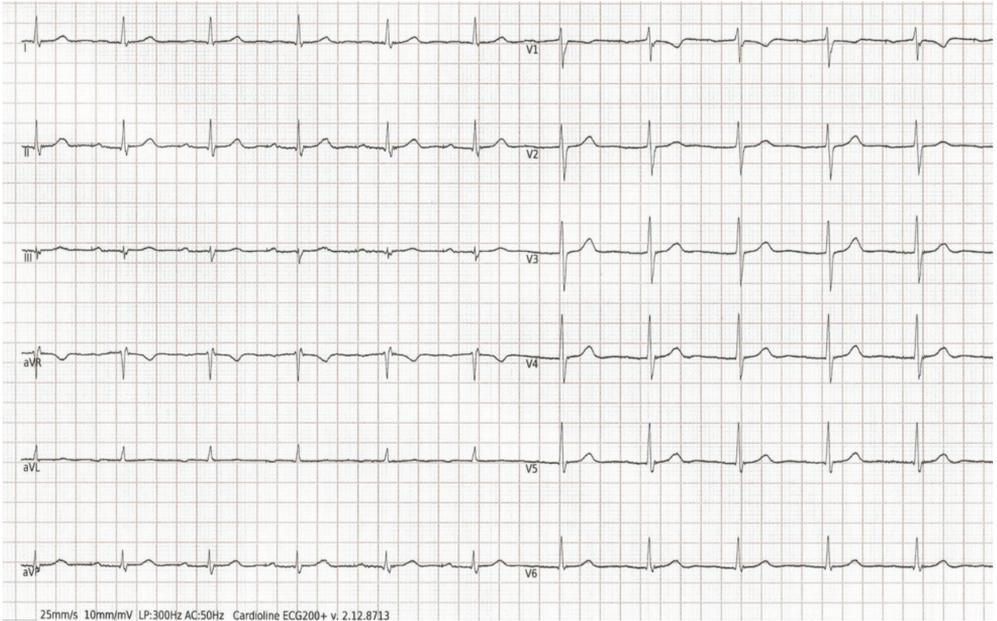


FIGURA 9. ECG del paziente precedente, eseguito modificando il filtro passa-basso a 300 Hz: gli spikes del PM, estremamente rapidi, non vengono filtrati e compaiono sul tracciato evidenziando l'attività di *pacing* artificiale.

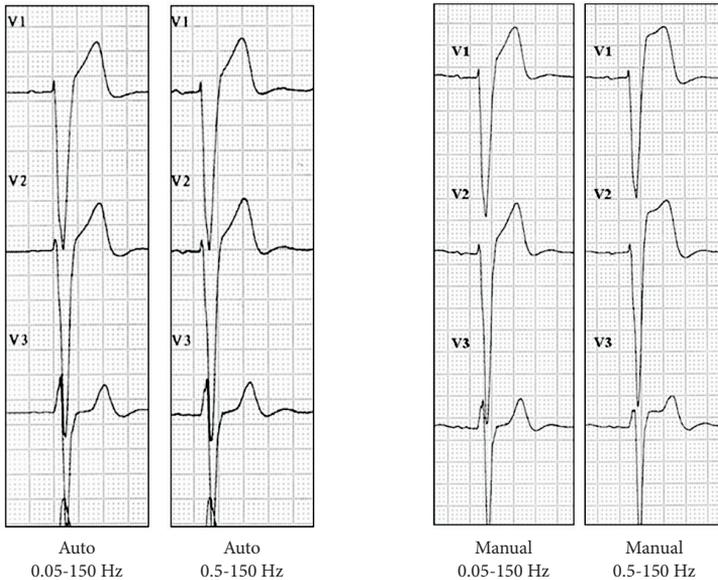


FIGURA 10. Effetto distortivo dell'utilizzo di un filtro passa-alto a 0.50 Hz in modalità manuale.

In Figura 10 possiamo osservare la selezione di un tracciato eseguito in automatico e in manuale, con filtro passa-alto a 0.05 Hz e a 0.50 Hz. Risulta evidente come l'utilizzo di quest'ultimo valore di *cut-off* in manuale determina un'elevazione del tratto ST, legata unicamente ad un effetto distortivo del filtro; viceversa, una soglia a 0.05 Hz non produce alterazioni rilevanti in automatico o in manuale.

Nel passaggio in modalità manuale (molto utile per la registrazione del tracciato in corso di aritmie e del loro trattamento – ad esempio durante massaggio del seno carotideo), sarà quindi importante verificare che il filtro passa-alto sia impostato sul valore di 0.05 Hz; o quantomeno, in caso di esecuzione a 0.50 Hz, sarà opportuno ricondurre il soprasslivellamento ST alla distorsione artefattuale e non ad una ischemia insorta *de novo*.

3. Un metodo di lettura

Durante la lettura di un elettrocardiogramma, il nostro sguardo tende ad essere calamitato dalle alterazioni più vistose, spesso indicative di patologie urgenti, come ad esempio un soprasslivellamento del tratto ST o una tachicardia a QRS largo.

Questo meccanismo spontaneo da un lato consente di formulare una diagnosi e di avviare un iter terapeutico con grande tempestività, dall'altro lato ci espone, tuttavia, al rischio sia di non notare anomalie meno evidenti, ma potenzialmente altrettanto gravi, sia di ignorare altri importanti elementi elettrocardiografici e clinici, che ci possono condurre alla diagnosi corretta.

È molto importante, quindi, imparare a leggere l'ECG seguendo un **metodo che ci guidi in un'analisi completa** e ci protegga dal rischio di errori di attenzione o di percezione.

La prassi maggiormente seguita, e che raccomandiamo di applicare, prevede di ripercorrere la sequenza temporale degli eventi elettrici fisiologici del ciclo cardiaco, dall'impulso a livello del nodo seno-atriale, fino alla conclusione della ripolarizzazione ventricolare.

Si parte, dunque, dall'osservazione della prima onda, detta **onda P (depolarizzazione atriale)**, quindi del **tratto P-Q o P-R (conduzione atrio-ventricolare)**, poi del **complesso QRS (depolarizzazione ventricolare)**, infine del **tratto ST- onda T** e del **tratto Q-T (ripolarizzazione ventricolare)** ► FIGURA 11).

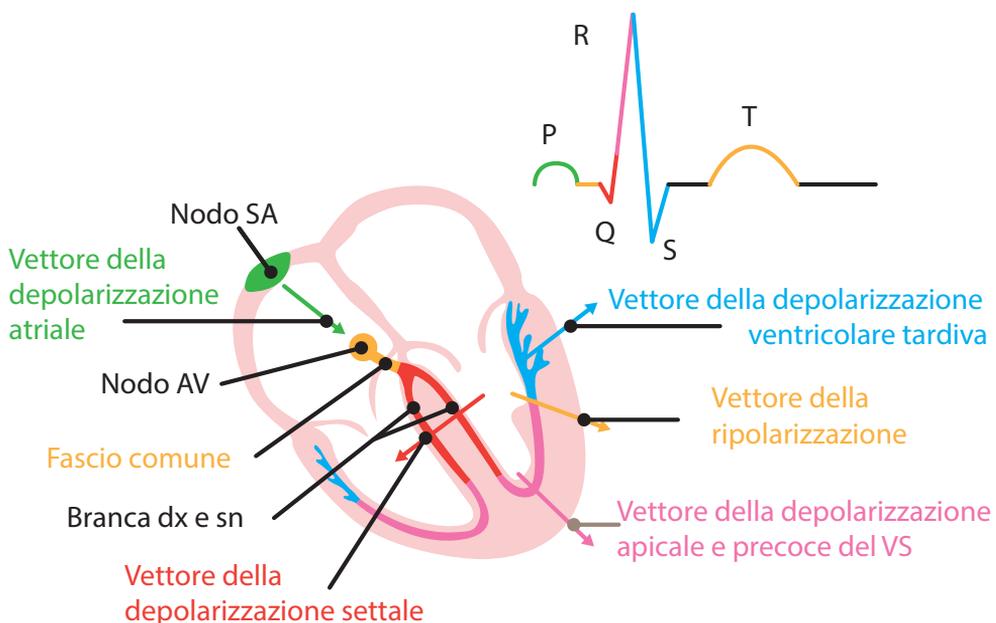


FIGURA 11. Corrispondenza tra fenomeni elettrofisiologici ed onde elettrocardiografiche.

Da qui nasce lo **schema standard della refertazione elettrocardiografica**, che prevede in successione:

1. **Ritmo cardiaco**
2. **Frequenza cardiaca**
3. **Conduzione atrio-ventricolare** (PQ)
4. **Depolarizzazione ventricolare** (QRS)
5. **Ripolarizzazione ventricolare** (tratto S-T, onda T, tratto QT)

Seguendo questa stessa sequenza, analizzeremo nel prossimo capitolo le caratteristiche di un ECG normale, nelle sue principali (e numerose) varianti interindividuali.

Accanto a questo metodo di lettura molto comune, è stato introdotto un approccio differente, che propone di valutare l'elettrocardiogramma analizzando gli elementi nella seguente progressione:

1. **Frequenza cardiaca** (lenta, veloce, o normale?)
2. **Ritmicità** (tracciato regolare o irregolare?)
3. **Larghezza del QRS** (normale o ampia >0.12 secondi?)
4. **Onde P** (presenti o assenti?)
5. **Rapporto P-QRS** (c'è una P per ogni QRS? Ci sono P senza QRS o viceversa? Ci sono P che seguono il QRS?)
6. **Ripolarizzazione** (alterazioni tratto ST-onda T)
7. **Intervallo QT**

Come vedremo nel capitolo dedicato, questo metodo è impiegato nell'approccio alle aritmie ed è particolarmente utile nella diagnosi differenziale tra i vari disturbi aritmici.

Affinché questi schemi di lettura diventino automatici, è necessario ripeterli per ogni tracciato, imponendoci di applicarli in modo rigoroso sia all'inizio del nostro percorso di apprendimento, sia quando, acquisita maggior sicurezza, saremo tentati di redigere rapidamente un referto dopo uno sguardo di pochi secondi.

PUNTI CHIAVE

L'ECG è la registrazione delle variazioni nel tempo e nello spazio dell'attività elettrica cardiaca

L'ECG è SEMPRE di un paziente:

- chi è il paziente?
- qual è la sua sintomatologia?
- perché abbiamo eseguito l'ECG?
- il tracciato è compatibile con il quadro clinico del paziente

L'ECG è stato eseguito correttamente?

- Nome, data, ora
- Taratura dello strumento
- Posizione degli elettrodi

Impostazioni dello strumento

- Velocità: 25 mm/sec
- Voltaggi: 1 mV = 10 mm
- Filtro passa-alto: 0.05 Hz – 0.50 Hz – Filtro passa-basso: 150 Hz – 250 Hz

L'ECG standard guarda il cuore da 12 punti di vista differenti

- Piano frontale (derivazioni periferiche)
 - II – aVF – III ▶ porzione inferiore
 - I – aVL ▶ porzione laterale alta
 - aVR ▶ interno delle camere (posizione in alto a destra)
- Piano trasversale (derivazioni precordiali)
 - V1 – V2 ▶ area interventricolare/setto
 - V3 – V4 ▶ parete anteriore ventricolo sinistro
 - V5 – V6 ▶ parete laterale ventricolo sinistro
- *Altre derivazioni aggiuntive:*
 - Derivazioni posteriori (V7-V8-V9): parete posteriore*
 - Derivazioni destre (V3R-V4R): ventricolo destro*
 - Derivazione di Lewis: amplificazione onda P*

Bibliografia di riferimento

- Bakker A.L., Nijkerk G., Groenemeijer B.E., et al. The Lewis lead: making recognition of P waves easy during wide QRS complex tachycardia. *Circulation*. 2009 Jun 23;119(24):e592-3.
- Braida S., Ventimiglia V., AIIC (Associazione Italiana Ingegneri Clinici) Risposta in frequenza di un elettrocardiografo a scopo diagnostico: scelta, verifica e corretto utilizzo.
- Gertsch M. *The ECG manual. An Evidence-Based Approach*. Springer Verlag 2009.
- Klingfield et al., Recommendation and Standardization for the Interpretation of the Electrocardiogram. *Circulation*. Vol 115, Iss.10. 13 March 2007. 1306-1324.
- Luo S., Johnston P. A review of electrocardiogram filtering. *J. Electrocardiol.* 43:486-96, 2010.
- Prutkin J.M. ECG tutorial: Basic principles of the ECG analysis. *UpToDate*, Jun 2020.
- Rodrigues de Holanda-Miranda W., Furtado F.M., Luciano P.M., Pazin-Filho A. Lewis lead enhances atrial activity detection in wide QRS tachycardia. *J Emerg Med.* 2012 Aug;43(2):e97-9.
- Rowlands D.J. *Interpretazione dell'elettrocardiogramma*. Ed. Pro-Med, 2004.