



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in
Ingegneria Biomedica

**ACQUISIZIONE DI SEGNALI CARDIACI DURANTE
LA GINNASTICA RITMICA**

Acquisition of cardiac signals during rhythmic gymnastics

Relatore:

Prof.ssa Laura Burattini

Tesi di laurea di:

Chiara Spitoni

Correlatore:

Dott.ssa Agnese Sbröllini

Anno Accademico 2023/2024

Ai miei genitori, mia sorella e mio fratello,
colonne portanti della mia vita.

A me stessa, alla mia determinazione e ai miei sogni.

INDICE

INTRODUZIONE.....	I
1. FONDAMENTI DI ANATOMIA E FISIOLOGIA CARDIACA	1
1.1 ANATOMIA DEL CUORE E DEL SISTEMA CARDIOVASCOLARE.....	1
1.1.1 Anatomia del cuore	1
1.1.2 Anatomia del sistema cardiovascolare.....	2
1.2 FISIOLOGIA DEL CUORE.....	4
1.2.1 Proprietà elettriche del cuore	4
1.2.2 Potenziale d'azione cardiaco.....	5
1.2.3 Ciclo cardiaco	8
1.3 SEGNALI GENERATI DAL CUORE.....	11
1.3.1 Elettrocardiogramma.....	11
1.3.2 Parametri dell'ECG.....	14
2. CUORE D'ATLETA	15
2.1 PRINCIPALI CARATTERISTICHE	15
2.2 SINTOMI E DIAGNOSI	17
3. MONITORAGGIO CARDIOVASCOLARE D'ATLETA.....	19
3.1 IMPORTANZA DEL MONITORAGGIO CARDIACO	19
3.2 ELETTROCARDIOGRAFO	21
3.2.1 Derivazioni e vettore cardiaco	22
3.3 DISPOSITIVI INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DELL'ATLETA.....	27
3.3.1 Panorama dei dispositivi indossabili.....	27
4. SET UP SPERIMENTALE	32
4.1 PROTOCOLLO DI ACQUISIZIONE.....	33
5. ANALISI DEI DATI	35
5.1 METODI.....	35
5.1.1 Dati anamnestici.....	35
5.1.2 Organizzazione Database.....	35
5.1.3 Visualizzazione ed interpretazione dei dati	35

5.2 RISULTATI.....	37
5.2.1 Popolazione di studio.....	37
5.2.2 Organizzazione Database.....	37
5.2.3 Visualizzazione ed interpretazione dei dati	39
DISCUSSIONE E CONCLUSIONI	II
BIBLIOGRAFIA	IV
RINGRAZIAMENTI.....	VI

ABSTRACT

Nel campo della bioingegneria, il monitoraggio cardiovascolare degli atleti rappresenta un settore di particolare interesse e importanza. Grazie all'uso di dispositivi medici indossabili e portatili, è sempre più possibile acquisire in modo affidabile dati biomedici, come ECG e frequenza cardiaca, utili per il monitoraggio continuo durante l'attività fisica. Questi parametri possono variare in base allo sforzo a cui l'atleta viene sottoposto, fornendo informazioni utili per ottimizzare l'allenamento e prevenire possibili rischi legati a un eccessivo carico di lavoro come il comune “cuore d’atleta”.

Il seguente elaborato si concentra sull'acquisizione di segnali cardiaci durante la Ginnastica Ritmica, con l'obiettivo di valutare l'efficacia e la precisione del sensore AliveCor KardiaMobile 6L.

Lo studio ha coinvolto un gruppo di 6 atlete agoniste durante 3 sessioni di allenamento diverse, in ciascuna delle quali è stata monitorata, in 4 fasi di acquisizione diverse, la loro attività cardiaca a riposo e sotto sforzo. Seguendo uno specifico protocollo di sperimentazione, i dati sono stati acquisiti, organizzati nel database RGYM e successivamente analizzati per determinare le prestazioni del dispositivo in termini di qualità del segnale e capacità di rilevare aritmie o altre anomalie cardiache.

I risultati suggeriscono che il sensore KardiaMobile è un valido strumento diagnostico di prima linea per il monitoraggio cardiovascolare continuo negli atleti; offre dati affidabili utili per individuare eventuali anomalie legati ad un'attività sportiva intensiva, ottimizzare i programmi di allenamento e garantire la sicurezza degli atleti, seppur con alcune limitazioni che possono essere uno spunto per futuri upgrade del sensore.

Questo studio contribuisce al crescente corpo di ricerca sui dispositivi medici indossabili nello sport, evidenziando il loro potenziale per migliorare il monitoraggio delle prestazioni e la prevenzione sanitaria durante lo sport.

INTRODUZIONE

Nell'ambito della bioingegneria, il monitoraggio cardiovascolare dell'atleta rappresenta un settore di particolare interesse e importanza. Grazie all'utilizzo di dispositivi medici indossabili e portabili, come il sensore AliveCor KardiaMobile 6L, è possibile acquisire in maniera sempre più affidabile i dati biomedici utili per condurre un monitoraggio cardiovascolare continuo durante l'attività fisica.

Questi dispositivi permettono di registrare l'elettrocardiogramma (ECG) e analizzarne i parametri fisiologici, come la frequenza cardiaca, la variabilità del ciclo cardiaco e la durata del complesso QRS, permettendo la valutazione dell'impatto dell'attività fisica sul sistema cardiovascolare. Questi parametri possono variare in base allo sforzo a cui l'atleta viene sottoposto, fornendo informazioni utili per ottimizzare l'allenamento e prevenire possibili rischi legati a un eccessivo carico di lavoro come il comune “cuore d’atleta”.

La presente tesi si concentra sull'acquisizione di segnali cardiaci durante l'attività sportiva di Ginnastica Ritmica. Questa disciplina, caratterizzata da movimenti tecnici complessi e da un elevato impegno fisico, rappresenta un contesto ideale per studiare le risposte cardiovascolari dell'atleta.

L'obiettivo principale di questo lavoro è acquisire i segnali cardiaci di un gruppo di 6 ginnaste agoniste durante 3 diverse sessioni di allenamento, al fine di creare un database di dati fisiologici. Questo database potrà essere utilizzato per comprendere meglio il comportamento del sistema cardiovascolare durante l'attività di Ginnastica Ritmica, individuando eventuali adattamenti o anomalie legate all'allenamento intensivo; potrà, inoltre, consentire la valutazione della capacità del sensore KardiaMobile 6L di classificare i parametri fisiologici osservati, al fine di studiarne i punti di forza, il migliore campo di applicazione, i limiti ed i possibili potenziamenti.

1. FONDAMENTI DI ANATOMIA E FISIOLOGIA CARDIACA

1.1 ANATOMIA DEL CUORE E DEL SISTEMA CARDIOVASCOLARE

1.1.1 Anatomia del cuore

Il cuore in stretta collaborazione con il sistema circolatorio e il sistema nervoso svolge un ruolo fondamentale, in quanto come una pompa consente la continua circolazione del sangue carico di ossigeno in tutti i distretti e tessuti del corpo.

Il cuore è un organo muscolare cavo situato nel mediastino, al centro del torace tra i polmoni e dietro allo sterno. La sua parete è costituita da tre strati: l'endocardio, il miocardio e l'epicardio. L'endocardio è lo strato epiteliale sottile che ricopre e riveste le cavità cardiache interne e forma le valvole. Il miocardio è lo strato muscolare che forma la vera e propria struttura cardiaca ed è rinforzato internamente da uno strato connettivo fibroso denso. L'epicardio è una sottile membrana sierosa che riveste esternamente il cuore e, insieme alla membrana che lo collega allo sterno e al diaframma per mantenerlo posizionato nel torace, costituisce il pericardio.

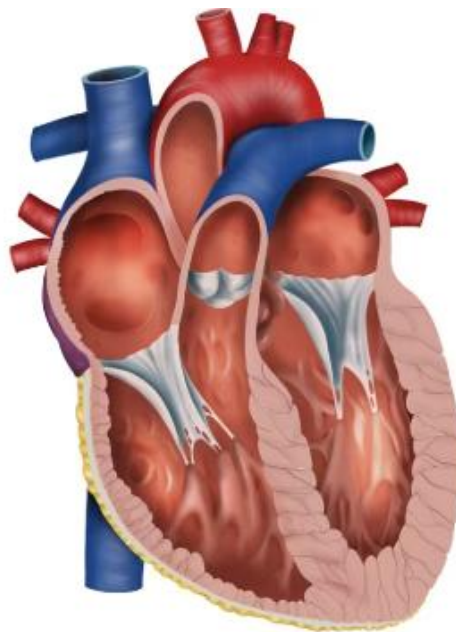


Figura 1: Visione anatomica della sezione del cuore

Il cuore è diviso in quattro camere (Figura 1): due atri superiori e due ventricoli inferiori, separati dal setto interventricolare e dal setto interatriale. Il ventricolo sinistro costituisce l'apice e buona parte del lato posteriore, mentre il ventricolo destro si trova nella parte anteriore. [1]

1.1.2 Anatomia del sistema cardiovascolare

Il flusso sanguigno tra le camere e il resto del corpo attraverso i vasi sanguigni è regolato da quattro valvole cardiache che ne garantiscono l'unidirezionalità. La valvola mitrale e la valvola tricuspide sono due valvole atrio-ventricolari (AV) posizionate tra atri e ventricoli, che impediscono il reflusso del sangue nell'atrio quando il ventricolo si contrae. La valvola aortica e la valvola polmonare sono due valvole semilunari (SL) collocate tra i ventricoli e le arterie maggiori che bloccano il reflusso di sangue nei ventricoli quando essi si rilassano. Le valvole cardiache sono passive poiché il loro funzionamento non è regolato dal sistema nervoso, bensì la loro apertura e chiusura deriva dalle differenze di pressione tra le varie cavità cardiache coinvolte nello scambio di flusso sanguigno. (Figura 2)

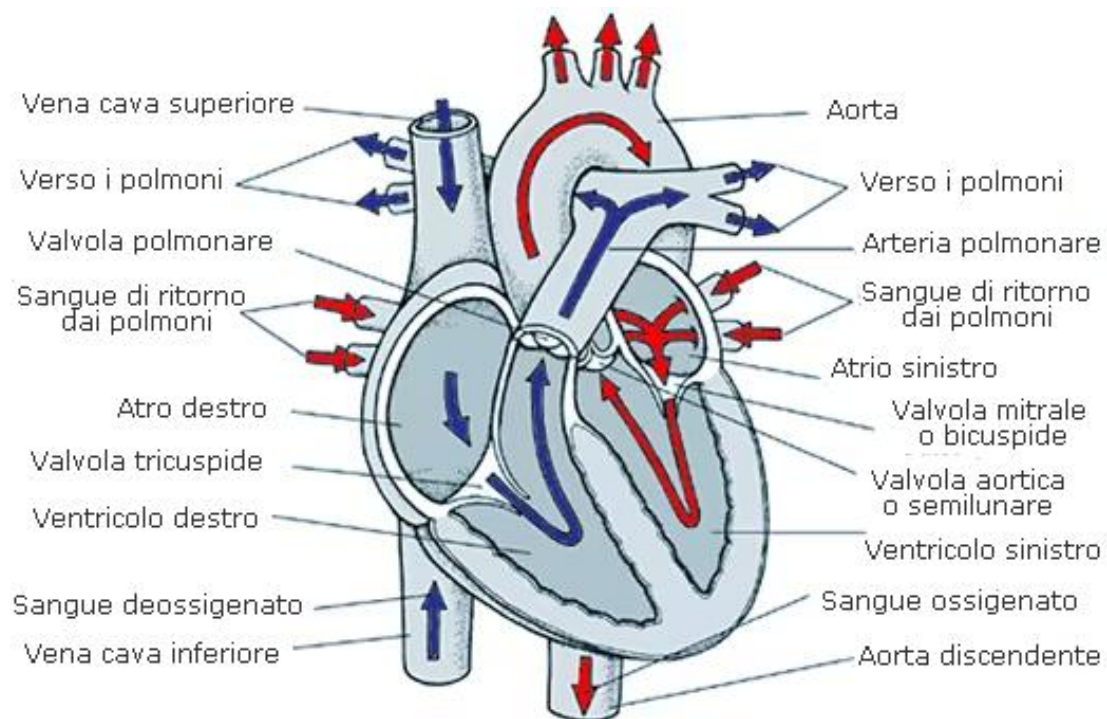


Figura 2: Anatomia del cuore

Come si evince dalla figura sottostante (Figura 3), il sistema cardiovascolare è un sistema chiuso costituito dal cuore e dai vasi sanguigni (arterie, vene e capillari) in grado di distribuire il sangue e le sostanze in esso contenute mediante due circuiti: la circolazione sistemica e la circolazione polmonare.

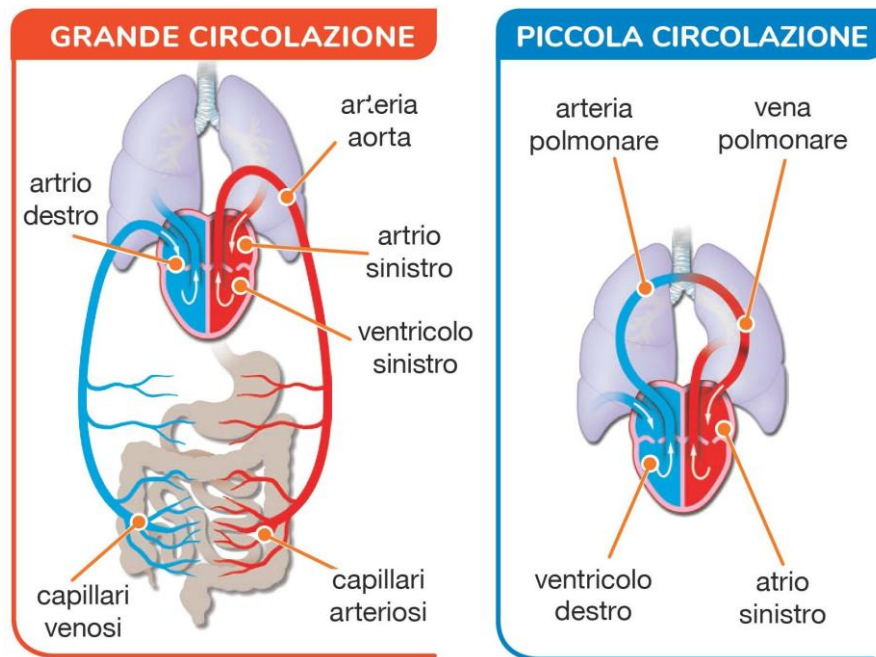


Figura 3: Grande circolazione e Piccola circolazione

La circolazione sistemica (o grande circolazione) pompa il sangue proveniente dai polmoni, ricco di ossigeno e nutrienti, tramite la valvola aortica dal ventricolo sinistro all'aorta, che lo distribuisce al resto del corpo. Una volta che il sangue si è arricchito di anidride carbonica e prodotti di scarto, viene riversato dalla vena cava nell'atrio destro.

La circolazione polmonare (o piccola circolazione), invece, forma un percorso chiuso tra il cuore e i polmoni, in cui il sangue ricco di anidride carbonica raccolto nell'atrio destro viene pompato nel ventricolo destro attraverso la valvola tricuspide fino a giungere tramite la valvola polmonare all'arteria polmonare, la quale si divide in due rami diretti distintamente verso i polmoni, in cui terminano formando i capillari che raccolgono l'ossigeno a livello degli alveoli. Il sangue ossigenato è poi convogliato in vasi di dimensioni sempre maggiori, fino a confluire nelle vene polmonari che lo riversano nell'atrio sinistro del cuore, da cui passerà nel ventricolo sinistro attraverso la valvola mitrale. [1]

1.2 FISIOLOGIA DEL CUORE

1.2.1 Proprietà elettriche del cuore

L'eccitazione spontanea del cuore è in grado di generare attività elettrica sufficiente per eccitare le fibre nervose e stimolare il muscolo scheletrico con un'iniziale contrazione cardiaca, infatti, il cuore è caratterizzato da tre proprietà che regolano l'attività elettrica cardiaca: l'automaticità, è la capacità di produrre il proprio impulso elettrico; l'eccitabilità, è la capacità delle cellule di depolarizzarsi di fronte a uno stimolo; la conducibilità, è la possibilità di trasmissione degli impulsi elettrici lungo i tessuti conduttivi.

Il miocardio è costituito da diversi tipi di cellule, come rappresentato nella Figura 4 , oltre a quelle caratteristiche che costituiscono il cosiddetto miocardio da lavoro, che costituiscono il sistema di conduzione del cuore e coordinano la propagazione degli impulsi elettrici: [2]

- situate nell'atrio destro ci sono le cellule del nodo senoatriale (nodo SA), le quali fungono da pacemaker naturale del cuore generando gli impulsi elettrici che avviano il ciclo cardiaco;
- tra atri e ventricoli c'è il fascio atrioventricolare (fascio AV) che ritarda la propagazione degli impulsi per permettere il completamento della sistole atriale;
- le cellule di Purkinje formano il fascio di His, che divide il fascio AV in due branche che scendono lungo il setto interventricolare, e le fibre del Purkinje, che sono le ramificazioni terminali del fascio di His che si distribuiscono su tutta la superficie endocardica dei ventricoli, permettendo una rapida e coordinata contrazione ventricolare.

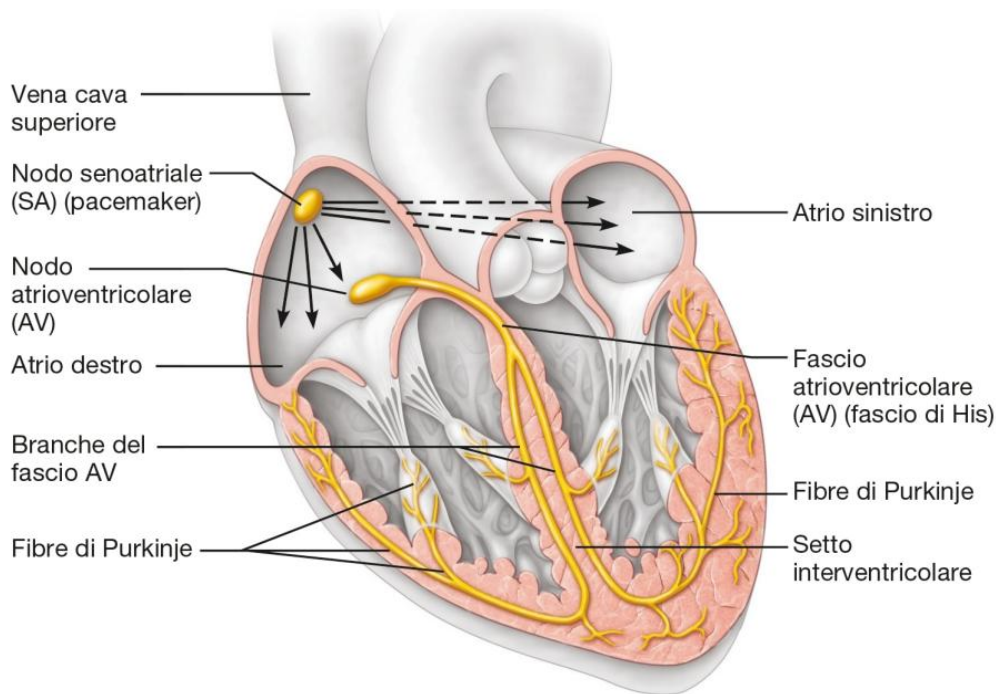


Figura 4: Sistema di conduzione del cuore

1.2.2 Potenziale d'azione cardiaco

Le cellule miocardiche del cuore sono in grado di generare potenziali d'azione spontanei attraverso la produzione ciclica dello stato di eccitamento nelle cellule nodali SA. Grazie alla presenza di canali ionici e proteine di membrana specializzate, come i canali del sodio e del calcio, i potenziali d'azione si propagano attraverso il tessuto cardiaco innescando la contrazione del muscolo.

Le cellule cardiache mantengono gradienti di concentrazione ionica fra liquido intracellulare ed extracellulare, e di conseguenza, poiché le membrane cellulari sono selettivamente permeabili agli ioni, si formano attraverso esse dei gradienti elettrici. Nelle cellule eccitabili come i miocardiociti, inoltre, si possono distinguere un potenziale di riposo, una condizione di riposo maggiormente elettronegativa all'interno della cellula, e un potenziale d'azione, una condizione di eccitamento caratterizzata da una rapida e transitoria inversione del potenziale elettrico.

Il passaggio dallo stato di riposo a quello di eccitamento è determinato da variazioni della permeabilità di membrana, le quali a loro volta possono essere causate da alterazioni del potenziale, e la conduzione dello stato di eccitamento è dovuta alla diffusione di piccole

correnti elettriche dalle cellule eccitate a quelle ancora a riposo. Peraltro, la conduzione ha una velocità limitata e variabile, infatti, all'ingresso del nodo AV, cellule molto sottili rallentano fortemente la conduzione, obbligando gli atri ad attivarsi in anticipo rispetto ai ventricoli. [2]

Il potenziale d'azione cardiaco è caratterizzato da diverse fasi (Figura 5) che rispecchiano l'attività ciclica del cuore alternata in fasi di riposo e fasi di attività elettrica seguita dalla contrazione del cuore:

❖ Fase 4 di riposo:

Nonostante il continuo movimento degli ioni Na^+ , K^+ , Ca^{2+} e Cl^- attraverso il doppio strato fosfolipidico, c'è un equilibrio attivo per cui le concentrazioni rimangono costanti grazie ai fenomeni passivi di diffusione ed ai fenomeni attivi della pompa sodio-potassio.

All'equilibrio le cellule sono polarizzate con un potenziale negativo di $V_m = -80mV$ e il potenziale a cavallo della membrana in condizioni reali di riposo è stimabile con l'equazione di Goldman (1):

$$V_m = \frac{RT}{F} * \ln\left(\frac{P_{K^*}[K^+]_{out} + P_{Na^*}[Na^+]_{out} + P_{Cl^*}[Cl^-]_{out}}{P_{K^*}[K^+]_{in} + P_{Na^*}[Na^+]_{in} + P_{Cl^*}[Cl^-]_{in}}\right) \quad (1)$$

dove R è la costante dei gas perfetti, T è la temperatura espressa in kelvin, F è la costante di Faraday, P rappresenta la permeabilità riferita a ciascuno ione che viene moltiplicata per la sua concentrazione.

Inoltre, è possibile calcolare anche il potenziale a cavallo della membrana di ciascun ione con l'equazione di Nernst (2):

$$V_X^{eq} = \frac{-RT}{zF} * \ln\left(\frac{[X]_{out}}{[X]_{in}}\right) \quad (2)$$

dove R è la costante dei gas perfetti, T è la temperatura espressa in kelvin, F è la costante di Faraday, z è il numero di cariche ioniche della molecola.

❖ Fase 0 di depolarizzazione:

Il potenziale d'azione delle cellule miocardiche è un fenomeno del tutto o nulla, perciò per essere innescato, l'eccitazione che depolarizza le cellule con un potenziale momentaneamente positivo deve superare una soglia di depolarizzazione. Quando si verifica, dunque, c'è un primo ingresso di cariche positive che porta il potenziale ad un valore soglia meno negativo di -65mV che innesca il potenziale d'azione cardiaco aprendo i canali del sodio. Con l'ingresso massivo di Na^+ la cellula tende rapidamente al potenziale di Nernst del sodio che, tuttavia, non viene mai raggiunto a causa dell'apertura dei canali ionici.

❖ Fase 1 di ripolarizzazione:

Inizia il processo di inattivazione del sodio con l'ulteriore apertura dei canali del potassio che provocano l'uscita di ioni positivi e una conseguente ripolarizzazione della cellula.

❖ Fase 2 di Plateau:

All'uscita di ioni K^+ si aggiunge la simultanea apertura dei canali del calcio per l'ingresso di ioni Ca^{2+} che mantengono la cellula in uno stato di parziale depolarizzazione, prolungando la durata del potenziale d'azione.

❖ Fase 3 di ripolarizzazione:

Quando i canali del calcio si disattivano, il potassio continua ad uscire dalla cellula e la ripolarizzazione prosegue riportando il potenziale di membrana al valore di riposo (Fase 4).

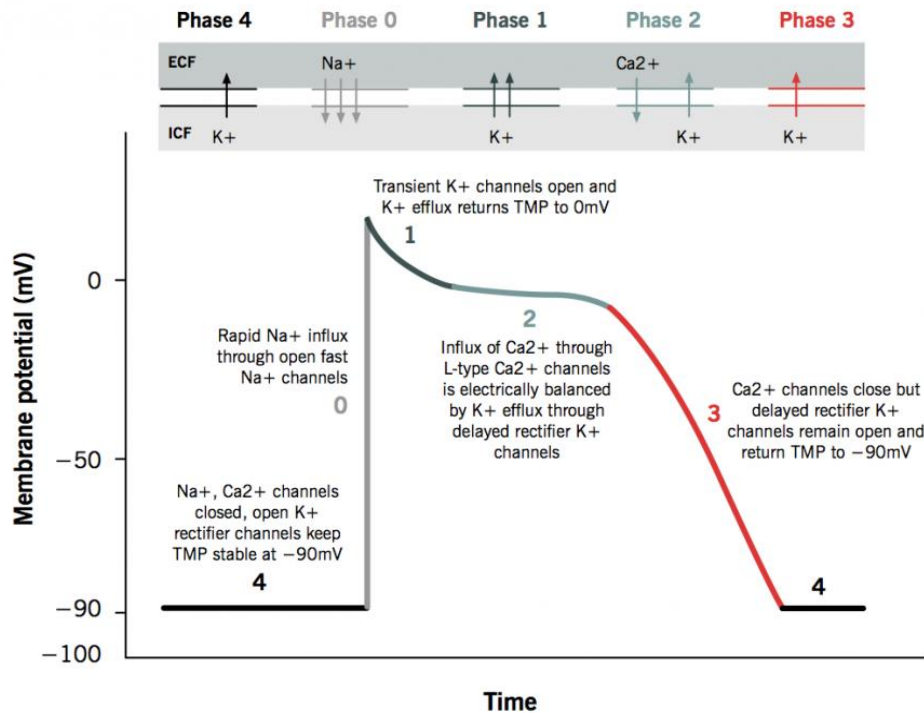


Figura 5: Fasi del potenziale d'azione cardiaco

La cellula miocardica, una volta eccitata, non è ulteriormente eccitabile grazie alla presenza di due periodi di refrattarietà che impongono la direzione di propagazione dell'impulso elettrico. Il periodo refrattario assoluto corrisponde al segmento già eccitato che può solo eccitare il segmento successivo impedendo all'impulso di tornare indietro e generalmente ha una durata di 200ms. C'è un secondo segmento, il periodo refrattario relativo che, in condizioni di emergenza, consente alla cellula di depolarizzarsi prima del previsto per rieccitarsi precocemente rispetto ad una condizione di normalità. [3]

1.2.3 Ciclo cardiaco

Il ciclo cardiaco, composto da sistole e diastole, regola il flusso sanguigno attraverso il cuore e i vasi sanguigni, con l'aiuto delle valvole cardiache (come la valvola mitrale, tricuspide, aortica e polmonare) che impongono l'unidirezionalità del flusso durante il ciclo cardiaco. Osservando ed analizzando attentamente gli eventi meccanici che lo caratterizzano si evince l'andamento ciclico dei fenomeni cardiaci e la possibilità di dividere ciascun ciclo in fasi successive.

Nella figura sottostante (Figura 6) si mostrano, allineate sullo stesso asse dei tempi, le tracce della pressione atriale, della pressione ventricolare, del volume ventricolare, della pressione aortica, della gettata cardiaca e del fonocardiogramma (toni cardiaci), per il ventricolo sinistro disposti in corrispondenza dell'elettrocardiogramma (ECG). [2]

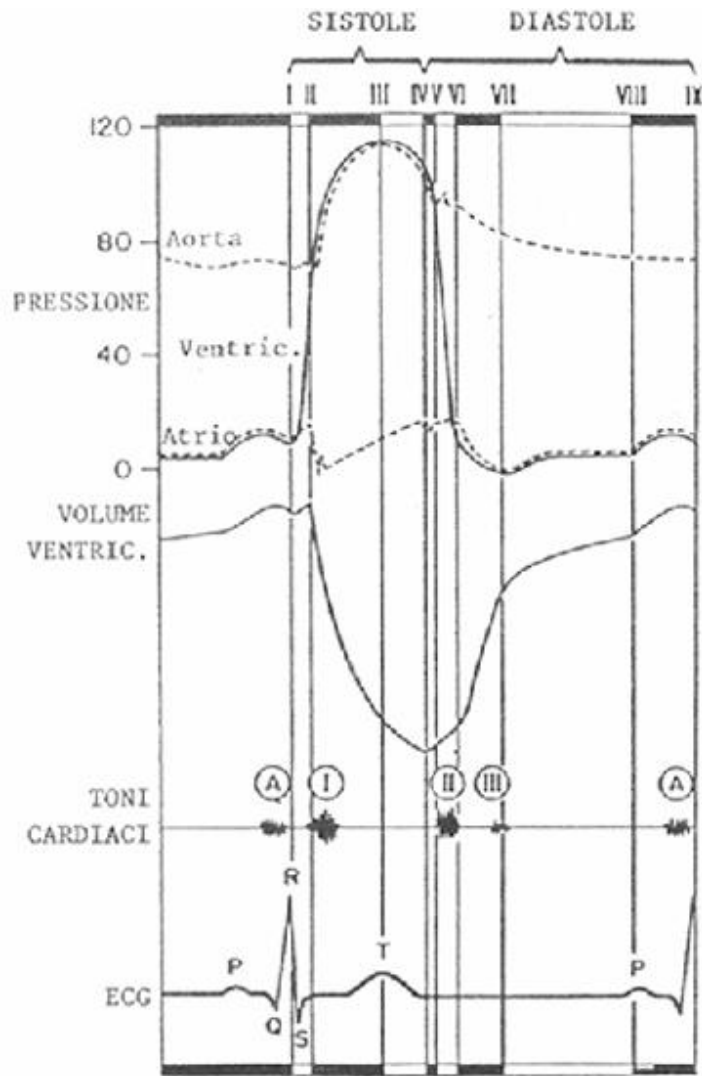


Figura 6: Tracce delle fasi del ciclo cardiaco riferite al ventricolo sinistro

Il ciclo cardiaco è principalmente suddiviso in due periodi in base al funzionamento ventricolare: una fase sistolica, coincidente con la contrazione dei ventricoli che pompano il sangue nell'aorta e nell'arteria polmonare; una fase diastolica, durante la quale i ventricoli sono rilasciati e si riempiono di sangue proveniente dagli atri.

Ciascuno dei due periodi può essere scomposto in quattro fasi:

- I sistole isovolumetrica

Prima dell'inizio della sistole, la pressione ventricolare è molto bassa ed il volume è al suo massimo valore. Quando il ventricolo si contrae, la pressione sale rapidamente, ma il volume non varia: si ha la chiusura della valvola atrioventricolare (primo tono), mentre la valvola aortica non si è ancora aperta;

- II eiezione rapida e III eiezione lenta

Quando la pressione ventricolare raggiunge e supera quella aortica, la valvola si apre ed ha inizio l'espulsione del sangue. Il volume ventricolare si riduce dapprima rapidamente (eiezione rapida) e poi lentamente (eiezione lenta), come attestato dalla curva di velocità del sangue, che ha una forma asimmetrica, con una derivata positiva più ampia della derivata negativa;

- IV protodiastole

La pressione ventricolare sale ancora, mantenendo un gradiente positivo rispetto alla pressione aortica finché non si riduce l'accelerazione del sangue. A questo punto la pressione comincia a diminuire, ed il gradiente ventricolo-aorta si inverte, ma la valvola rimane ancora aperta, per effetto dell'energia accumulata durante la prima parte della sistole;

- V diastole isovolumetrica

La pressione cade nel ventricolo, perché la sistole è terminata, e nell'aorta, perché il sangue procede nel letto circolatorio; quando la velocità di tale caduta è superiore nel ventricolo, si ha la chiusura della valvola aortica (secondo tono), seguita da una fase di diastole isovolumetrica, durante la quale la pressione ventricolare cade rapidamente, ma non vi è variazione di volume, perché la valvola atrioventricolare non si è ancora aperta;

- VI riempimento rapido e VII riempimento lento

Il sangue proveniente dagli atri riempie i ventricoli, assicurando abbastanza sangue per una contrazione efficace durante la successiva sistole e garantendo così un'adeguata perfusione degli organi e dei tessuti. Durante il riempimento si distinguono una fase di riempimento rapido, subito dopo l'apertura delle valvole atrioventricolari (terzo tono), e una fase di riempimento lento, che continua fino alla contrazione atriale (sistole atriale), che spinge ulteriore sangue nei ventricoli;

- VIII sistole atriale

L'atrio si contrae per completare il riempimento ventricolare. La valvola polmonare e la valvola aortica sono chiuse perché la pressione ventricolare non è sufficiente per farle aprire. La fase diastolica è terminata. [2]

1.3 SEGNALI GENERATI DAL CUORE

I segnali cardiaci sono generalmente regolati da meccanismi neuroendocrini per adattare la funzione cardiaca alle esigenze metaboliche del corpo. Il sistema nervoso simpatico aumenta la frequenza e la forza di contrazione cardiaca, mentre il sistema parasimpatico ha un effetto opposto, rallentando il cuore.

L'analisi e la comprensione dei diversi segnali fisiologici sono fondamentali per valutare la funzionalità cardiaca e cardiovascolare degli atleti:

- la pressione sanguigna [mmHg] è la forza esercitata dal sangue sulle pareti dei vasi sanguigni e varia durante il ciclo cardiaco. La pressione sistolica (massima) si verifica durante la sistole ventricolare, mentre la pressione diastolica (minima) si registra durante la diastole;
- la frequenza cardiaca [bpm] è il numero di battiti cardiaci al minuto e può variare in risposta a fattori come l'attività fisica, lo stress emotivo e le condizioni patologiche;
- l'elettrocardiogramma (ECG) è uno strumento fondamentale per registrare l'attività elettrica del cuore e rappresenta il metodo più facile, meno dispendioso e più pratico per osservare e rilevare anomalie nel ritmo cardiaco, come aritmie o blocchi di conduzione.

1.3.1 Elettrocardiogramma

L'insorgere degli impulsi nel miocardio porta alla generazione di differenze di potenziale, che variano nello spazio e nel tempo e che possono essere registrate tramite degli elettrodi posti sulla superficie corporea grazie alla conducibilità dei liquidi interstiziali del corpo umano.

La morfologia fondamentale dell'ECG è data da tre deflessioni (P, QRS e T), come mostrato nella figura sottostante (Figura 7), che rappresentano la formazione e la diffusione dell'impulso elettrico cardiaco lungo le vie del sistema di conduzione.

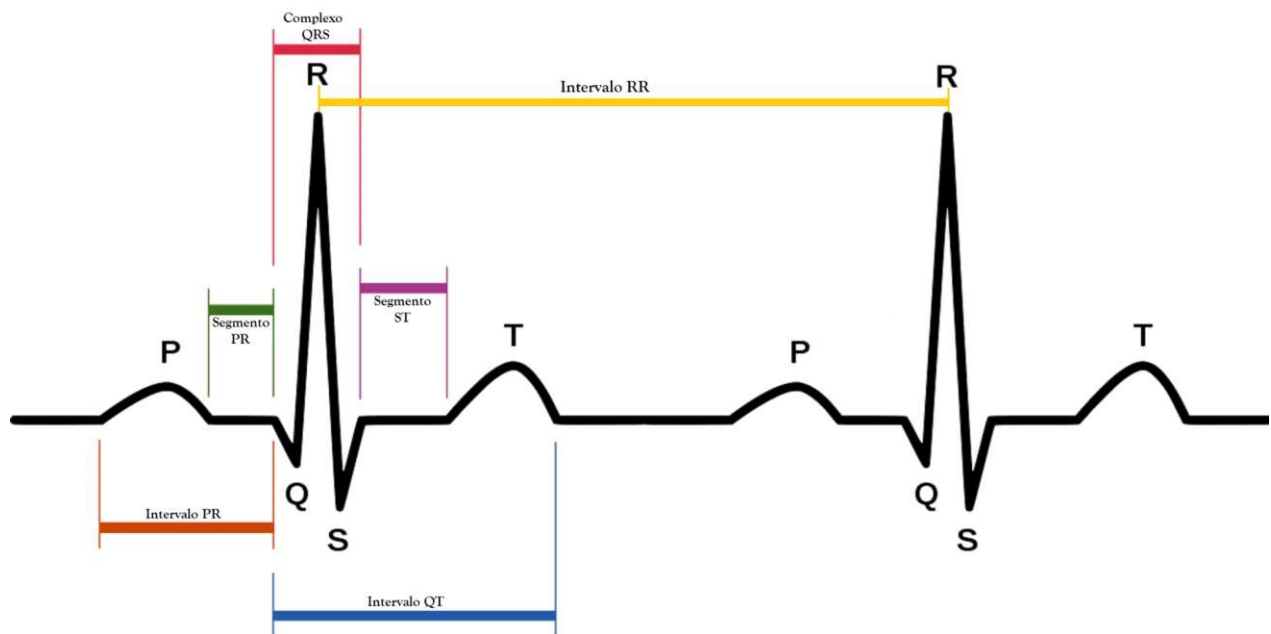


Figura 7: Deflessioni tipiche dell'elettrocardiogramma

I tratti distintivi dell'ECG sono i seguenti: [4]

- **Onda P:** lo stimolo elettrico origina dal nodo seno-atriale generando la prima onda del ciclo, e corrisponde alla depolarizzazione degli atri. È di piccole dimensioni, poiché la contrazione degli atri non è così potente. La sua durata varia tra i 60ms e i 120ms, l'ampiezza è uguale o inferiore ai 2,5mm.
- **Intervallo PR:** successivamente lo stimolo si trasmette lungo le vie di conduzione al nodo atrio ventricolare dando vita a una linea isoelettrica che descrive il tempo di conduzione atrioventricolare.
Tutte le alterazioni dell'ECG che coinvolgono le onde P e l'intervallo PR sono di origine sopraventricolare, perciò, le aritmie sopraventricolari modificano esclusivamente la porzione di tracciato che va dall'inizio dell'onda P fino all'onda Q, mentre il complesso QRS rimarrà normale.
- **Complesso QRS:** giunto al nodo AV, l'impulso arriva al setto attraverso il fascio di His, in cui si hanno due depolarizzazioni riguardanti rispettivamente la parte sinistra e la parte destra. Tuttavia, l'attività elettrica della parte sinistra è maggiore, perciò, le depolarizzazioni non si elidono ma prevale quella sinistra.

Qui si ottiene l'onda Q, un'onda negativa e di piccole dimensioni, che precede l'onda R, e corrisponde alla depolarizzazione del setto interventricolare.

Successivamente lo stimolo, scendendo verso l'apice del cuore, origina l'onda R, un'ampia onda positiva che corrisponde alla depolarizzazione dell'apice del ventricolo sinistro.

Nel momento in cui l'impulso raggiunge la parete dei ventricoli si genera l'onda S, un'onda negativa anch'essa di piccole dimensioni, e corrisponde alla depolarizzazione delle regioni basale e posteriore del ventricolo sinistro.

La durata dell'intero complesso generalmente è compresa tra i 60ms e 90ms. In questo intervallo avviene anche la ripolarizzazione atriale che però non risulta visibile perché mascherata dalla depolarizzazione ventricolare.

Le variazioni elettrocardiografiche del complesso QRS sono tutte di origine ventricolare e avvengono, quindi, dopo il nodo AV senza modificare l'onda P e il tratto PR, tuttavia, possono coesistere modificazioni sia sopraventricolari e ventricolari che rendono complesso il rilevamento delle aritmie.

- Segmento ST: rappresenta il periodo in cui le cellule ventricolari sono tutte depolarizzate e, pertanto, non sono rilevabili movimenti elettrici.
- Onda T: è una piccola onda positiva che riproduce la ripolarizzazione dei ventricoli e che, talvolta, può non essere identificabile a causa di valori troppo piccoli.
Le alterazioni della ripolarizzazione coinvolgono il tratto ST e l'onda T.
- Intervallo QT: rappresenta la sistole elettrica, cioè il tempo in cui avviene la depolarizzazione e la ripolarizzazione ventricolare, che varia al variare della frequenza cardiaca, e generalmente si mantiene tra i 350ms e i 440ms. Al termine della ripolarizzazione vi è un periodo di inattività elettrica e la traccia dell'ECG resta isoelettrica fino a che non prende origine l'impulso successivo.
- Intervallo RR: è la distanza tra due onde RR successive la cui durata dipende dalla frequenza cardiaca e deve essere costante in un ritmo sinusale.

1.3.2 Parametri dell'ECG

Nel contesto dell'ECG, come già anticipato nel capitolo precedente, possono essere esaminati i parametri del tracciato elettrocardiografico, che includono:

1. Ritmo cardiaco (espresso in battiti al minuto, bpm): fornisce informazioni sulla frequenza cardiaca necessarie per valutare la regolarità del battito cardiaco. Una buona variabilità del ritmo cardiaco indica una migliore salute cardiaca.
2. Onde ECG: la forma delle onde caratteristiche, come l'onda P, il complesso QRS e l'onda T, consentono di valutare le diverse fasi del ciclo cardiaco e l'eventuale presenza di anomalie nel sistema di conduzione in corrispondenza di deformazioni o inversioni d'onda.
3. Bassi voltaggi del QRS (Low QRS Voltage, LQRSV): rappresentano una condizione elettrocardiografica rara, presente nel 0.3%-1% degli atleti sani, in cui i picchi del complesso QRS sono più bassi del normale. Nel caso di familiarità positiva e in combinazione con altre anomalie dell'ECG, tuttavia, possono dare cenni di cardiomiopatia.
4. Frammentazione del QRS (fragmentation QRS, fQRS): è una condizione elettrocardiografica meno rara, presente nel 4.05%-8% degli atleti, in cui ritardi della conduzione elettrica causano una forma frammentata del complesso QRS.
5. Blocchi di branca: sono una condizione elettrocardiografica in cui il segnale elettrico del cuore è bloccato in una delle due branche del sistema di conduzione cardiaco. È molto comune, nel 22% degli atleti specialmente di età superiore, riscontrare il blocco di branca destra incompleto.
6. Intervallo QT: la variazione della sua durata può suggerire il possibile rischio di aritmie ventricolari.
7. Segmento ST: fornisce informazioni sullo stato di ischemia o infarto miocardico.

Esaminare tali parametri dell'ECG durante il monitoraggio cardiaco con i relativi range di normalità consente la valutazione dettagliata della salute cardiaca dell'atleta. È necessario, perciò, porre particolare attenzione su di essi distinguendo i risultati fisiologici da eventuali risultati anomali che potrebbero suggerire patologie cardiache. [5]

2. CUORE D'ATLETA

Il cuore d'atleta è una condizione medica non patologica, che descrive alcuni cambiamenti nel cuore tipici delle persone con abitudini sportive particolarmente elevate. Tali cambiamenti sono sottili adattamenti che consentono al cuore di fornire una maggiore capacità di sangue e ossigeno ai tessuti ad elevata attività fisica. Pare, infatti, che si verifichino piccoli aumenti delle dimensioni sia della camera di pompaggio ventricolare che della camera di riempimento atriale, nonché nello spessore del muscolo cardiaco (Figura 8) e dei vasi sanguigni.

La preoccupazione sorge poiché i sintomi riportati sono simili e riconducibili a diverse problematiche cardiache, anche se lo stato di salute non è paragonabile. [6]

2.1 PRINCIPALI CARATTERISTICHE

Con il concetto di cuore d'atleta si intende un adattamento morfologico del muscolo cardiaco, che sottoposto a determinati stimoli, adegua il battito in modo da sopperire alle richieste imposte dallo sforzo di un'attività sportiva costante e intensa, con relative conseguenze su una serie di valori. Si registrano, infatti, un maggiore volume di eiezione sistolico massimale e di gittata cardiaca, che causano una frequenza cardiaca a riposo più bassa e un prolungamento del tempo di riempimento diastolico. [9]

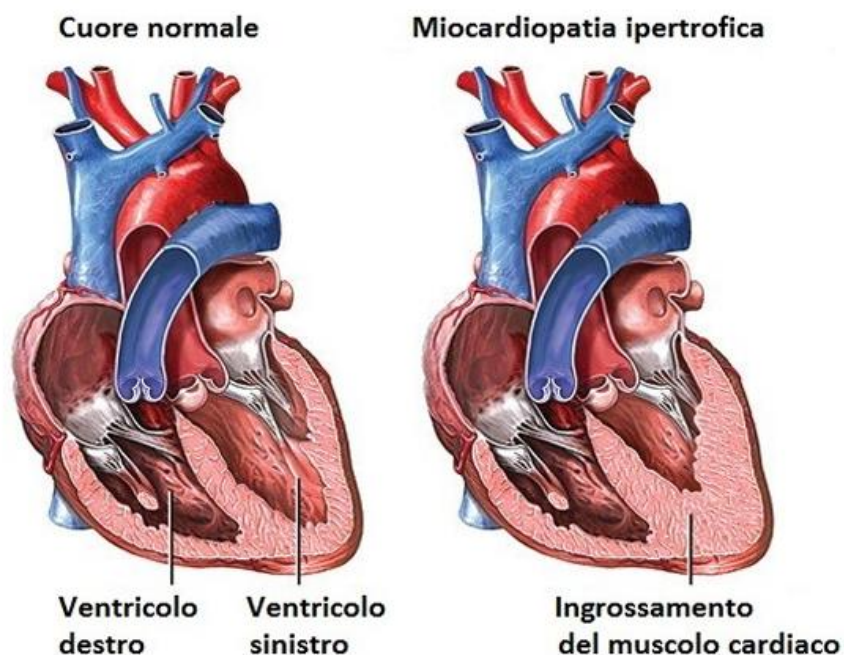


Figura 8: Modifiche cardiologiche nell'atleta

Il cuore dell'atleta è caratterizzato da ingrossamento delle camere cardiache e ipertrofia eccentrica con funzione miocardica preservata come normali adattamenti fisiologici per stress fisico di resistenza prolungato e intenso. [8]

Tra le lievi modifiche osservate nel cuore d'atleta è presente anche la cardiomegalia, cioè un incremento della larghezza dei vasi sanguigni principali dal cuore. L'aumento del volume cardiaco negli atleti richiede un maggior afflusso di sangue e ossigeno, portando a un incremento del calibro dei vasi arteriosi e venosi, soprattutto della vena cava inferiore. L'allenamento intensivo, perciò, provoca anche una maggiore capillarizzazione provocando un aumento del numero di capillari per ottimizzare l'uso del sangue e dell'ossigeno senza elevare la pressione sanguigna. Questi adattamenti consentono all'organismo di affrontare meglio le esigenze aumentate derivanti dall'esercizio fisico intenso. [7]

2.2 SINTOMI E DIAGNOSI

Il cuore dell'atleta è una condizione benigna che si sviluppa in risposta all'esercizio fisico ad alto volume e alta intensità. Nonostante non sia una patologia pericolosa, condivide alcune caratteristiche in comune con alcune condizioni cardiache che potrebbero, tuttavia, esserlo.

La frequenza cardiaca del cuore dell'atleta può essere inferiore rispetto a quella di un individuo sedentario (bradicardia), con valori che possono raggiungere i 60 bpm al minuto in un adulto. Questo aumento del tono vagale riduce la richiesta miocardica di ossigeno, anche se gli aumenti contemporanei dell'emoglobina totale e della volemia incrementano il trasporto di ossigeno. Durante lo sforzo, la frequenza cardiaca massima dell'atleta può raggiungere valori eccezionalmente elevati, consentendo un aumento della gittata cardiaca e una maggiore perfusione tissutale.

Le variazioni emodinamiche nel cuore dell'atleta sono evidenziate da un aumento della massa muscolare del ventricolo sinistro, che causa maggiori carichi di volume e pressione su di esso. Questo aumento della massa muscolare può essere associato ad un ispessimento parietale e alle maggiori dimensioni cavitare del cuore.

L'attività elettrica del cuore dell'atleta può mostrare variazioni rispetto a un individuo non allenato. L'ECG dell'atleta può evidenziare modifiche nella morfologia e nel ritmo cardiaco, come bradicardia sinusale, ectopie atriali o ventricolari, e alterazioni dell'onda T.

Queste variazioni elettriche possono essere associate a segni come:

- terzo tono cardiaco (S3), dovuto a un precoce e rapido riempimento diastolico ventricolare;
- quarto tono cardiaco (S4), meglio udibile durante la bradicardia a riposo perché il tempo di riempimento diastolico è aumentato;
- soffio sistolico di eiezione al margine sternale inferiore sinistro;
- cardiomegalia con l'aumento volumetrico del muscolo cardiaco. [9]

A volte può essere difficile differenziare il cuore d'atleta da condizioni come la cardiomiopatia dilatativa, cardiomiopatia ipertrofica, cardiomiopatia ischemica, displasia aritmogena del ventricolo destro, perciò, è bene effettuare una valutazione diagnostica preventiva per escludere tali patologie. [10]

Si possono eseguire diversi test di diagnosi clinica durante uno screening di routine:

- l'ECG, che individua l'attività elettrica cardiaca;
- l'ecocardiogramma, per misurare la forma del cuore;
- la risonanza magnetica cardiaca (CMR), utile quando le altre modalità di imaging sono inconcludenti;
- lo stress test cardiopolmonare;
- la radiografia del torace.

Questi esami aiutano a determinare se il cuore d'atleta è l'unica causa dei cambiamenti cardiaci o se è presente una cardiomiopatia. [9]

3. MONITORAGGIO CARDIOVASCOLARE D'ATLETA

3.1 IMPORTANZA DEL MONITORAGGIO CARDIACO

Il monitoraggio cardiaco ricopre un ruolo fondamentale per valutare la condizione cardiovascolare degli atleti durante l'attività fisica. Infatti, gli atleti, agonisti e non, sono sottoposti a controlli annuali obbligatori per poter essere tesserati nella società in cui militano, come la comune "visita medico-sportiva di idoneità". [11]

Tale visita, in Italia, include un set di 5 esami:

- storia clinica e familiare dell'atleta;
- esame delle urine completo;
- esame spirografico (Figura 9), per determinare la dinamica e la capacità polmonare, oltre alla massima ventilazione polmonare;
- ECG a riposo;
- ECG dopo step test, che raccoglie informazioni sulla fase di recupero dell'atleta;

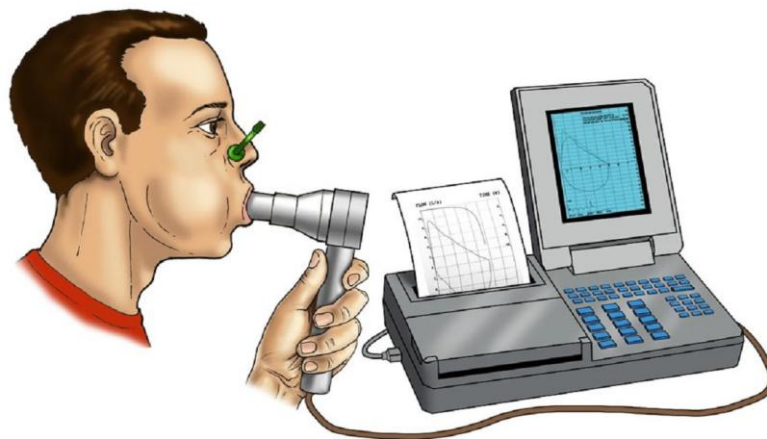


Figura 9: Strumentazione dell'esame spirografico

In aggiunta ai precedenti esami di routine, per analizzare dettagliatamente alcuni aspetti cardiaci, si possono prescrivere all'atleta un ECG da sforzo e un ECG secondo Holter.

L'elettrocardiogramma da sforzo comporta la registrazione dell'ECG durante lo svolgimento dell'attività fisica: l'atleta è sottoposto ad uno sforzo crescente attraverso l'aumento della resistenza della cyclette o della velocità del tapis roulant, ed è monitorato costantemente attraverso un monitor.

Nel caso in cui si dovessero evidenziare variazioni anomale e patologie cardiache, il medico sportivo può sottoporre l'atleta ad un elettrocardiogramma secondo Holter, ovvero la registrazione continua e prolungata per 24h/48h del tracciato elettrocardiografico su una cassetta magnetica o su una apposita memoria elettronica (Figura 10).

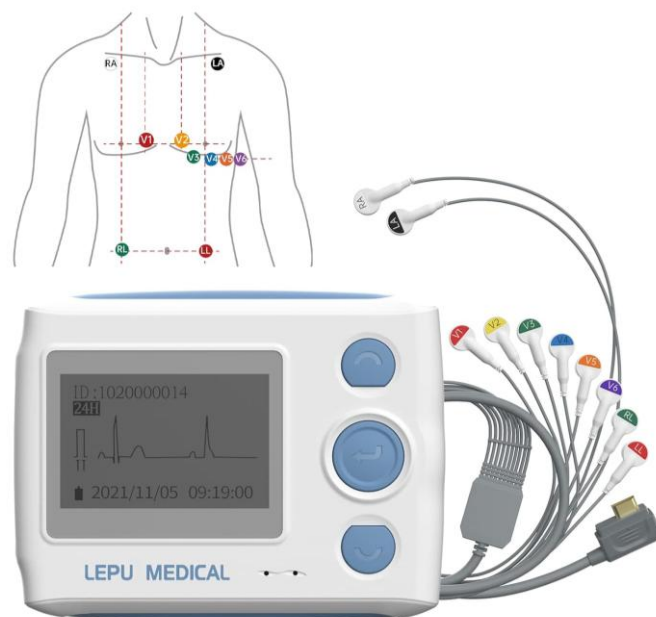


Figura 10: ECG secondo Holter

3.2 ELETTROCARDIOGRAFO

L'elettrocardiografo è uno strumento biomedico necessario per l'esecuzione dell'ECG, il quale è, quindi, in grado di riprodurre graficamente l'attività elettrica del cuore verificandone il corretto funzionamento. Come già visto nel capitolo 1.3, il tracciato elettrocardiografico è un segnale pseudoperiodico costituito dalla ripetizione di una serie di onde caratteristiche che raffigurano le variazioni del potenziale d'azione cardiaco generate dalla depolarizzazione e ripolarizzazione delle cellule miocardiche durante il ciclo cardiaco. [12]

La trasformazione del segnale elettrico fisiologico, a riposo o sotto sforzo, in un tracciato plottabile è possibile grazie ai vari componenti (Figura 11) dell'elettrocardiografo che si basa sul fatto che un campo elettrico mutevole genera una differenza di potenziale:

- il voltmetro registratore registra il segnale ECG su carta o in formato digitale;
- il convertitore analogico-digitale converte il segnale per poterlo rappresentare sul monitor;
- il display consente di visualizzare graficamente il tracciato ECG in tempo reale;
- i fili elettrici collegano l'apparecchio agli elettrodi applicati sulla cute. Tra questi sono inclusi i fili relativi alla connessione del dispositivo alla corrente elettrica, con una banda utile di un segnale ECG va da 0.05Hz a 100Hz/150Hz;
- gli elettrodi sono dispositivi applicati direttamente sulla superficie corporea del paziente in punti specifici per rilevare i segnali elettrici del cuore. Sono usati principalmente elettrodi a ventosa metallica che non richiedono l'applicazione di nessun gel, ma è solo necessario inumidire la zona di applicazione con un cotone impregnato di acqua, che funge da conduttore ideale di elettricità; [13]
- l'amplificatore è un circuito elettronico che aumenta l'ampiezza dell'ECG per una migliore leggibilità;
- i filtri sono circuiti in grado di rimuovere dal segnale ECG disturbi e interferenze esterne, ma anche artefatti causati da forze fisiologiche interne al paziente. Attraverso un *filtro notch* a 50Hz si può eliminare l'interferenza di rete causata da un'efficace messa a terra o isolamento. Con un *filtro passa basso* da 30Hz a 200Hz, invece, si possono rimuovere gli artefatti elettromiografici relativi alla contrazione muscolare. Con un *filtro passa alto* con frequenza di taglio molto bassa, inoltre, è possibile eliminare gli artefatti da respiro o da movimento degli elettrodi stessi. [14]



Figura 11: Componenti dell'elettrocardiografo

L'ECG, che sia su carta o digitale, viene visualizzato su una carta millimetrata, in cui ogni piccolo quadrato misura 1mm. Di norma, 10 mm di altezza equivalgono a 1mV.

In generale sull'asse verticale si misura l'ampiezza della corrente elettrica del cuore (in millivolt, mV), mentre sull'asse orizzontale si misura il tempo (in millisecondi, ms). [15]

3.2.1 Derivazioni e vettore cardiaco

La registrazione dell'elettrocardiogramma viene effettuata mediante l'applicazione di elettrodi sulla superficie corporea, connessi tra loro seguendo un preciso sistema di derivazioni.

Con "derivazione" si intende proprio la distanza tra due elettrodi rappresentata graficamente dal vettore cardiaco, che indica la forza elettrica del cuore e rappresenta la somma dei singoli momenti di dipolo elettrici che si formano tra le cellule miocardiche e l'ambiente extracellulare durante il ciclo cardiaco. È un vettore variabile in modulo, in base ai dipoli elettrici, in direzione, a seconda della propagazione della corrente elettrica, e in verso, in base alla differenza di potenziale in un determinato istante. Dall'analisi del vettore cardiaco durante un intero ciclo cardiaco, si ottiene un vettorcardiogramma risultante, come quello visibile in figura (Figura 12). [16]

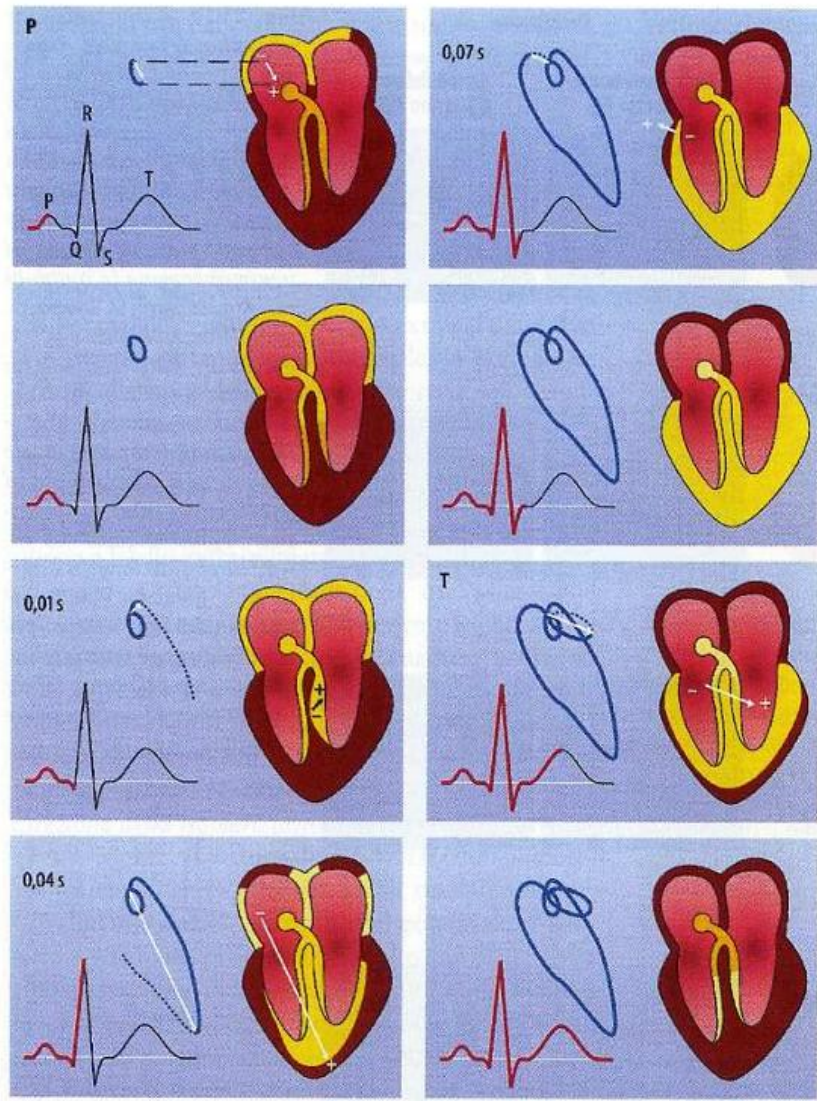


Figura 12: Relazione temporale fra singole fasi di eccitamento cardiaco, onde ECG e comportamento vettore risultante

Tipicamente, l'esecuzione di un elettrocardiogramma viene effettuata seguendo uno schema a 12 derivazioni, in cui in corrispondenza dei diversi siti di applicazione degli elettrodi si registrano segnali ECG con morfologie differenti: [13]

➤ 6 derivazioni periferiche

❖ 3 derivazioni bipolari degli arti di Einthoven (I, II, III)

Collegano due elettrodi, posti in due punti differenti della superficie corporea, e ne registrano la differenza di potenziale sul piano frontale. Sono proprio gli arti a fungere da

coppie di elettrodi poste ai vertici del Triangolo di Einthoven, come mostrato nella figura che segue (Figura 13), regolate dalle derivazioni fondamentali (3), (4), (5):

$$I = LA - RA \quad (3)$$

$$II = LL - RA \quad (4)$$

$$III = LL - LA \quad (5)$$

dove si considerano LA (braccio sinistro), LL (gamba sinistra) e RA (braccio destro) e nell'arto restante, RL (gamba destra) si pone la messa a terra con il ground.

Con queste sole 3 derivazioni bipolari periferiche il piano è diviso in tre sezioni da 120°, ma non è ancora sufficiente per avere abbastanza punti di vista diversi della forza elettrica esercitata dal cuore, perciò, sono state introdotte altre 3 derivazioni periferiche unipolari. Quest'ultime esplorano il piano frontale lungo le bisettrici degli angoli di Einthoven. [14]

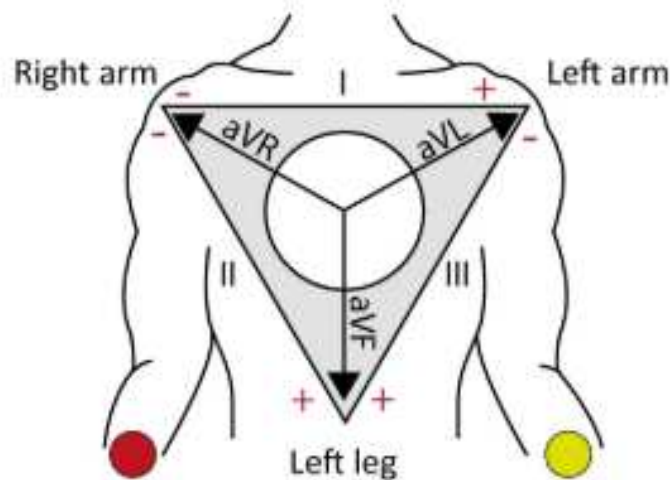


Figura 13: Triangolo di Einthoven con derivazioni periferiche bipolari e unipolari

❖ 3 derivazioni unipolari degli arti di Goldberger (aVR, aVL, aVF)

Un elettrodo di riferimento è costituito da un terminale centrale che è connesso con due dei tre arti considerati nel Triangolo di Einthoven (Figura 13) e permane ad un potenziale all'incirca costante lungo tutto il ciclo cardiaco, mentre l'elettrodo esplorante (aV) è posto sul terzo arto. Consentono di registrare la differenza di potenziale sul piano frontale e in base alla posizione dell'elettrodo esplorante si distinguono in aVR (posto sul braccio destro), aVL (posto sul braccio sinistro), aVF (posto sulla gamba sinistra).

Dalle derivazioni di Einthoven si ottengono le derivazioni di Goldberger e le equazioni (6), (7), (8):

$$aVR = -\frac{I+II}{2} \quad (6)$$

$$aVL = \frac{I-III}{2} \quad (7)$$

$$aVF = \frac{II+III}{2} \quad (8)$$

➤ 6 derivazioni precordiali unipolari di Wilson (V1, V2, V3, V4, V5, V6)

L'elettrodo indifferente è costituito da un terminale centrale, il Wilson Central, ottenuto come media dei potenziali di Einthoven e connesso con un nodo comune ai tre elettrodi periferici. L'elettrodo esplorante viene posto in sei punti convenzionali, posti negli spazi intercostali sinistri (Figura 14), al fine di rilevare gli eventi elettrici che avvengono nella massa del miocardio. Permettono la registrazione dell'attività elettrica sul piano orizzontale.

[14]

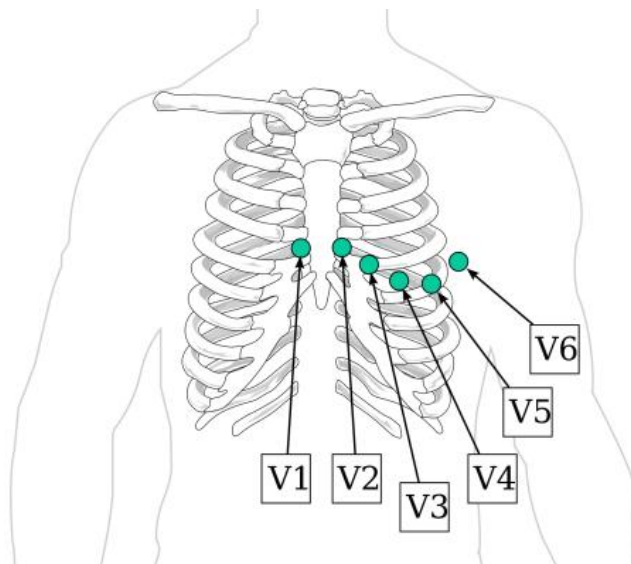


Figura 14: Derivazioni precordiali unipolari

In particolare, a seconda del numero di elettrodi che vengono applicati sull'atleta per registrarne l'attività elettrica, si distinguono due principali tipi di ECG: a 3 o 6 derivazioni.

Un ECG a 3 derivazioni implica l'impiego solo di 3 elettrodi posizionati sugli arti, proprio gli elettrodi relativi alle derivazioni bipolari di Einthoven (I, II, III). È un approccio più semplice

e rapido, avendo un numero minore di elettrodi da applicare, tuttavia, proprio per questo restituisce una visione frontale limitata dell'attività cardiaca.

Un ECG a 6 derivazioni, invece, usa un set di 3 elettrodi di Einthoven (I, II, III) e di 3 elettrodi di Goldberger (aVL, aVR, aVF). In questo caso si ha un approccio più complesso e lento con un numero maggiore di elettrodi per ottenere, però, una prospettiva più completa, dettagliata dell'attività elettrica e una migliore sensibilità nella rilevazione di alcune patologie cardiache.

I diversi dispositivi e sensori indossabili per il monitoraggio cardiaco sono, dunque, caratterizzati dalla possibilità di usare e riprodurre segnali cardiaci con un numero variabile di derivazioni, perciò, la loro scelta dipende dalle esigenze del monitoraggio e dai risultati finali che si vogliono ottenere. [17]

3.3 DISPOSITIVI INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DELL'ATLETA

I dispositivi medici indossabili (anche detti *wearable device*) sono tecnologie elettroniche avanzate, specificatamente progettate per misurare i dati biometrici come elementi vitali, attività fisica o altre misurazioni fisiologiche. Questi sensori possono essere comodamente indossati dall'utente o inseriti all'interno dei capi di abbigliamento consentendo un miglioramento della diagnosi e il monitoraggio dei pazienti.

In fase di sviluppo concettuale, tra i dispositivi indossabili vi sono soluzioni più invasive, come biosensori, cerotti transdermici e microchip impiantati in uno strato sottocutaneo, per il trattamento dei pazienti e la somministrazione di farmaci. [18] Tuttavia, in questo elaborato si considereranno principalmente i sensori indossabili applicati in ambito medico-sportivo per il monitoraggio dell'atleta.

3.3.1 Panorama dei dispositivi indossabili

Il panorama attuale dei sensori cardiaci indossabili dall'atleta durante l'attività sportiva include diverse soluzioni:

1. Sensore cardio ottico

Impiega la fotopletismografia (PPG), che usa uno o più LED che emettono luce e un sensore che riceve il segnale luminoso passante attraverso la pelle (ipoderma, derma, epidermide).



Figura 15: Sensore cardio ottico

Il principio di funzionamento si basa sulla capacità del sensore di stabilire l'afflusso di sangue e misurare la frequenza cardiaca analizzando la luce verde emessa dal LED. Si

sceglie appositamente una luce verde LED perché può essere assorbita dal sangue, modulata dai capillari centrali del derma e poi riemessa dalla pelle (Figura 15).

Il segnale rilevato dall'orologio cardio ottimo è poi filtrato con degli algoritmi specifici che separano le interferenze dalla frequenza cardiaca, uno degli indicatori più affidabili per valutare la condizione fisica. [19]

I sensori ottici al polso tendono ad essere meno precisi rispetto alle fasce toraciche poiché possono essere influenzati da fattori come il movimento, la sudorazione e il posizionamento del dispositivo.

2. Fascia toracica Bioharness 3.0 Zephyr

Indossata sotto al braccio sinistro, in condizioni di attività o a riposo, la fascia toracica è in grado di registrare più segnali biomedici, tra cui i segnali cardiaci standard ECG, il segnale di frequenza cardiaca e respiratoria, la postura e il grado di attività.

Il dispositivo è composto da una cintura indossabile che mantiene in posizione il dispositivo elettronico contenente un accelerometro (Figura 16), per permettere la registrazione dell'attività cardiaca visualizzabile in modo più dettagliato una volta trasferito il segnale tramite Bluetooth o collegamento USB.



Figura 16: Fascia toracica Bioharness 3.0 Zephyr

Una delle principali funzioni, la funzione ROG Thresholds, permette di confrontare i dati acquisiti dai sensori restituendo una valutazione sullo stato di salute del soggetto: analizza i valori, di frequenza cardiaca e respiratoria, calcolati su una media mobile di 5 secondi e li confronta con delle soglie limite, classificando i parametri come “bassi” o “alti”.

A differenza del tradizionale ECG, questo dispositivo registra un solo canale ECG e non c'è una diretta corrispondenza con le derivazioni (bipolari, unipolari e precordiali) o una loro combinazione.

3. Sensore portatile AliveCor KardiaMobile 6L

È un dispositivo ECG portatile a 3 elettrodi, alimentato da una batteria sostituibile, destinato alla registrazione, memorizzazione e trasferimento di ritmi elettrocardiografici: due elettrodi sono situati sulla superficie superiore, da utilizzare con le dita di ciascuna mano (Figura 17), e uno sulla superficie inferiore, per l'utilizzo sulla pelle nuda del ginocchio sinistro o all'interno della caviglia sinistra (Figura 18).

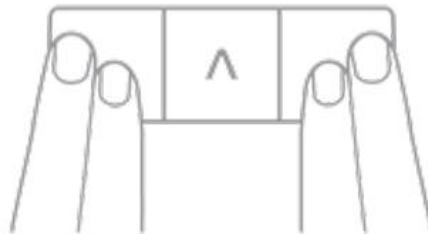


Figura 17: Modalità di acquisizione ECG ad una derivazione

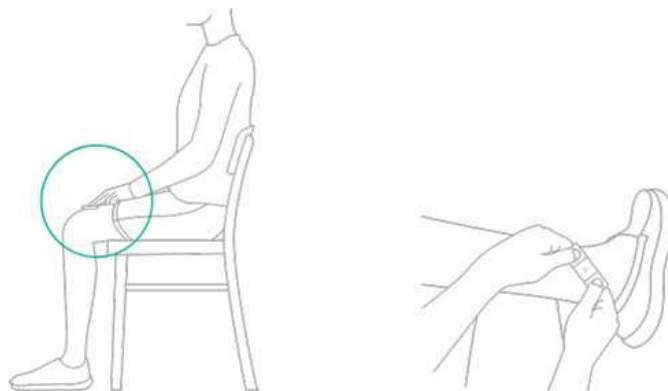


Figura 18: Modalità di acquisizione ECG a sei derivazioni

Il sistema della AliveCor è a uno e due canali. Nella modalità a canale singolo può registrare la derivazione I, mentre in modalità a due canali può registrare contemporaneamente la derivazione I e II, ottenendo la derivazione III e le derivazioni unipolari degli arti aVR, aVF e aVL.

KardiaMobile 6L è in grado di registrare due tipi di ECG:

- un ECG a derivazione singola prelevato con i due elettrodi principali, che fornisce una visione unica dell'attività elettrica del cuore ed è paragonabile alla derivazione I su macchine ECG standard (Figura 17);
- un ECG a 6 derivazioni prelevato usando tutti e tre gli elettrodi, che fornisce sei viste dell'attività elettrica del cuore ed è paragonabile alle derivazioni I, II, III, aVF, aVL e aVR su macchine ECG standard (Figura 18).

I dati registrati sono poi trasmessi in modalità wireless all'applicazione Kardia, su smartphone o tablet, e visualizzati in tempo reale sull'interfaccia grafica (Figura 19).

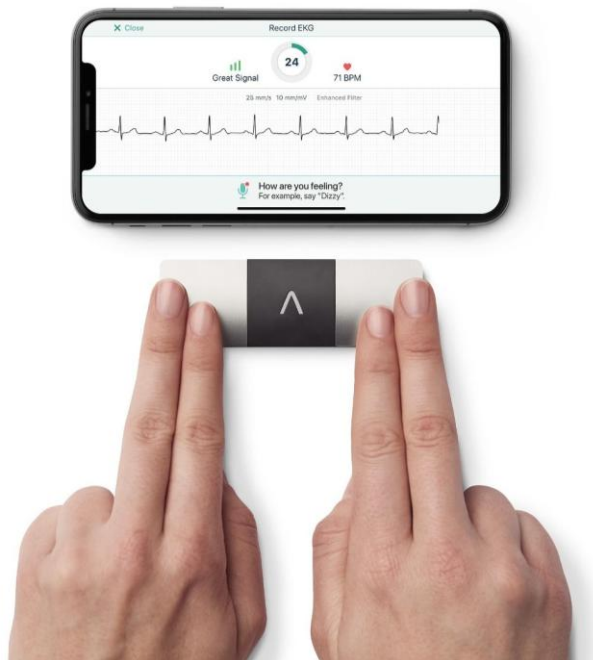


Figura 19: Dispositivo KardiaMobile 6L con relativa interfaccia grafica

Attraverso di essa, al completamento della registrazione ECG della durata di 30s, è possibile eseguire un'analisi algoritmica istantanea del ritmo cardiaco che può essere identificato come [22]:

- ritmo sinusale normale;
- bradicardia;
- tachicardia;
- potenziale fibrillazione atriale (AFib);
- contrazioni ventricolari premature (PVC);
- ritmo sinusale con QRS ampio;
- ritmo sinusale con ectopia sopraventricolare (SVE);
- indeterminato nel caso di errori o ritmi non classificati;
- non leggibile nell'eventualità della perdita di contatto tra gli elettrodi e la cute. In tal caso è necessario ripetere l'acquisizione ripristinando un buon contatto indicato dall'interfaccia grafica come nella figura sottostante (Figura 20).

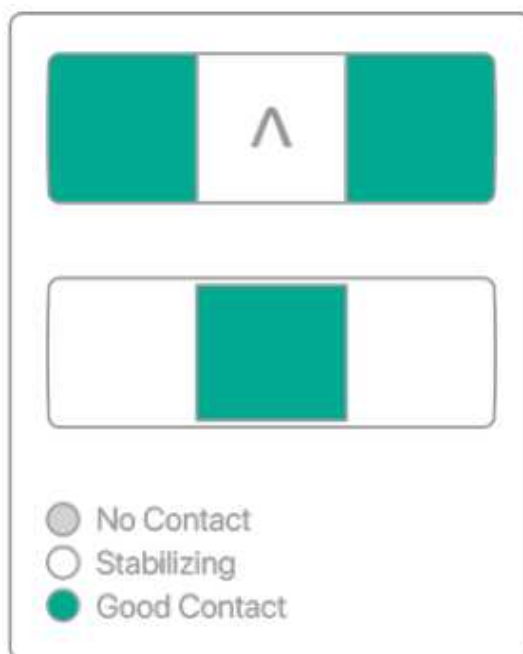


Figura 20: Visualizzazione di un buon contatto tra elettrodi e cute

Il sistema KardiaMobile 6L è destinato all'uso da parte di operatori sanitari, pazienti affetti da patologie cardiache note o sospette, persone attente alla propria salute, perciò è un sensore prezioso anche per il monitoraggio cardiovascolare nell'ambito sportivo. [21]

4. SET UP SPERIMENTALE

L'obiettivo principale di questo elaborato è quello di monitorare ed analizzare il segnale elettrocardiografico di sei atlete di Ginnastica Ritmica al fine di costruire il database RGYM. È stato scelto tale sport in quanto la Ginnastica Ritmica (Figura 21) include una preparazione interdisciplinare, con diversi livelli, è caratterizzata da movimenti tecnici complessi e da un elevato impegno fisico, che rappresenta, perciò, un contesto ideale per studiare le risposte cardiovascolari dell'atleta.



Figura 21: Nazionale Italiana di Ginnastica Ritmica, World Cup Valencia 2023

L'attività di monitoraggio dell'ECG si è svolta con l'uso di strumentazione indossabile, nello specifico del sensore portatile AliveCor KardiaMobile 6L, trattato nel capitolo precedente.

Lo studio di ricerca ha lo scopo di prevenire patologie cardiovascolari che potrebbero emergere nel corso dell'allenamento causando morte cardiaca improvvisa e anche per migliorare la performance dell'attività fisica analizzata.

4.1 PROTOCOLLO DI ACQUISIZIONE

Le acquisizioni dei segnali cardiaci sono state effettuate in loco nel corso di tre diverse sessioni di allenamento, ripetute ogni settimana nello stesso giorno e alla stessa ora, durante l'orario di allenamento. Durante ciascuna sessione di allenamento, della durata di due ore e mezza, le registrazioni sono state ripetute, da tutti i soggetti, in 4 fasi distinte dell'allenamento con caratteristiche di attività fisica specifiche.

La strumentazione utilizzata è il dispositivo indossabile KardiaMobile nella modalità a due canali per ottenere un ECG a 6 derivazioni (Figura 22): ogni soggetto, perciò, ha effettuato le acquisizioni da seduto, posizionando le dita indice e medio di ciascuna mano sui due elettrodi principali superiori e il terzo elettrodo inferiore sulla caviglia interna sinistra.

Ogni registrazione è stata controllata in tempo reale attraverso l'interfaccia grafica (Figura 19) dell'applicazione Kardia sullo smartphone, verificando l'ottenimento di acquisizioni valide ed eventualmente ripetendo quelle indeterminate.



Figura 22: Modalità di acquisizione ECG a sei derivazioni con il sensore KardiaMobile 6L

Il protocollo di acquisizione prevede le seguenti fasi di acquisizione, come rappresentato in figura (Figura 23):

- **FASE 1:** prima dell'inizio dell'allenamento è stato registrato il segnale elettrocardiografico del soggetto a riposo;
- Il soggetto ha iniziato normalmente l'allenamento eseguendo una fase di riscaldamento della durata media di mezz'ora;
- **FASE 2:** il segnale elettrocardiografico del soggetto è stato immediatamente rilevato in seguito alla fine del riscaldamento iniziale;
- Il soggetto ha continuato l'allenamento con una fase costituita da una serie di esecuzioni consecutive degli esercizi con sottofondo musicale. Nel primo e terzo allenamento queste esecuzioni hanno avuto la durata di 2min e 30s senza interruzioni, mentre nel secondo allenamento hanno avuto una durata di 1min e 30s senza interruzioni;
- **FASE 3:** il soggetto ha eseguito la registrazione del segnale cardiaco subito dopo il termine della prima esecuzione, senza aver avuto la possibilità di recupero dallo sforzo fisico;
- **FASE 4:** alla fine dell'allenamento è stata eseguita l'ultima acquisizione del segnale elettrocardiografico del soggetto a riposo;
- Una volta finiti gli allenamenti, dall'applicazione Kardia è stato eseguito il download degli ECG ottenuti nei formati .pdf, .atc e .edf, e sono stati organizzati in apposite cartelle.



Figura 23: Fasi di allenamento e relative fasi di acquisizione

5. ANALISI DEI DATI

5.1 METODI

5.1.1 *Dati anamnestici*

Durante il monitoraggio sono stati registrati i segnali cardiaci di sei soggetti, presumibilmente sani (cioè senza precedenti di malattie cardiorespiratorie e non assumevano alcun farmaco) al momento dell'acquisizione.

Le relative generalità dei soggetti sono state indicate in una tabella, Tabella 1, contenente le seguenti informazioni:

- il sesso dell'atleta espresso con M (maschio) e F (femmina);
- l'età indicata in anni;
- l'altezza espressa in cm;
- il peso indicato in kg;
- gli anni di allenamento indica da quanti anni il soggetto pratica il suddetto sport;
- la frequenza settimanale di allenamento espressa in giorni alla settimana in cui il soggetto si allena;
- fumo e alcol non sono stati considerati tra le generalità poiché tutti i soggetti, prevalentemente minorenni, hanno dichiarato di non farne uso.

5.1.2 *Organizzazione Database*

Grazie ai segnali cardiaci raccolti, è stato successivamente costruito un database, organizzato in una struttura specifica e dettagliata. Ogni soggetto dello studio è associato a una propria cartella. All'interno di ciascuna cartella del soggetto, sono presenti 4 cartelle, una per ogni fase di registrazione dei dati. In ogni cartella della fase di allenamento, sono contenute 3 cartelle, una per ogni sessione di allenamento.

5.1.3 *Visualizzazione ed interpretazione dei dati*

Attraverso l'applicazione KardiaMobile 6L sono stati visualizzati i tracciati dei segnali elettrocardiografici acquisiti sui diversi soggetti.

Dallo studio dei vari campioni ottenuti è stato possibile costruire, per ogni sessione di allenamento, una tabella per analizzare la bontà della valutazione dei segnali identificati dal sensore utilizzato.

In ogni tabella sono riportati le seguenti informazioni:

- la sessione di allenamento a cui si riferiscono le acquisizioni;
- il soggetto su cui è stata effettuata l'acquisizione;
- la fase di acquisizione precedentemente approfondita nel protocollo di acquisizione del paragrafo 4.1;
- la frequenza cardiaca (Heart Rate, HR) misurata in battiti per minuto (bpm);
- lo stato fornito dall'algoritmo del sensore che analizza il tracciato ECG e ne propone una classificazione. Il segnale può essere identificato come "ritmo sinusale normale", "bradicardia", "tachicardia", "non classificato" e altri stati più specifici che hanno richiesto una successiva analisi più approfondita;
- la valutazione della bontà della classificazione, indicata con "SI" o "NO", rappresenta il livello di coerenza tra lo stato fornito dall'analisi algoritmica e lo stato ottenuto secondo l'interpretazione del tracciato dallo sperimentatore;

5.2 RISULTATI

5.2.1 Popolazione di studio

Per lo scopo di tale elaborato sono state monitorate sei atlete agoniste le cui generalità sono elencate nella Tabella 1:

Soggetto	Sesso	Età	Altezza	Peso	Anni di allenamento	Frequenza settimanale di allenamento
1	F	15	163	51	10	5
2	F	12	150	30	5	5
3	F	12	162	45	8	5
4	F	11	140	30	7	5
5	F	10	140	30	6	5
6	F	19	165	48	13	5

Tabella 1: Generalità soggetti monitorati

È opportuno specificare come, prima di iniziare le acquisizioni, ogni soggetto abbia dovuto compilare un apposito questionario in cui erano presenti diversi dati anamnestici, allo scopo di fornire il loro specifico consenso per il relativo utilizzo. Tali dati anamnestici della popolazione di studio sono stati poi raccolti in un file testo denominato Dem.txt.

5.2.2 Organizzazione Database

Il database locale RGYM raccoglie tutti i segnali elettrocardiografici acquisiti ed è organizzato come segue (Figura 24):

- ad ogni soggetto è associata una cartella, per un totale di 6 cartelle (S_1, S_2, S_3, S_4, S_5, S_6);
- all'interno di ogni cartella del soggetto sono contenute poi 4 cartelle, una per ogni fase di acquisizione (Phase_1, Phase_2, Phase_3, Phase_4);

- in ogni cartella della fase di acquisizione sono contenute 3 cartelle, una per ogni sessione di allenamento in cui sono state effettuate le acquisizioni (CRD_1, CRD_2, CRD_3).

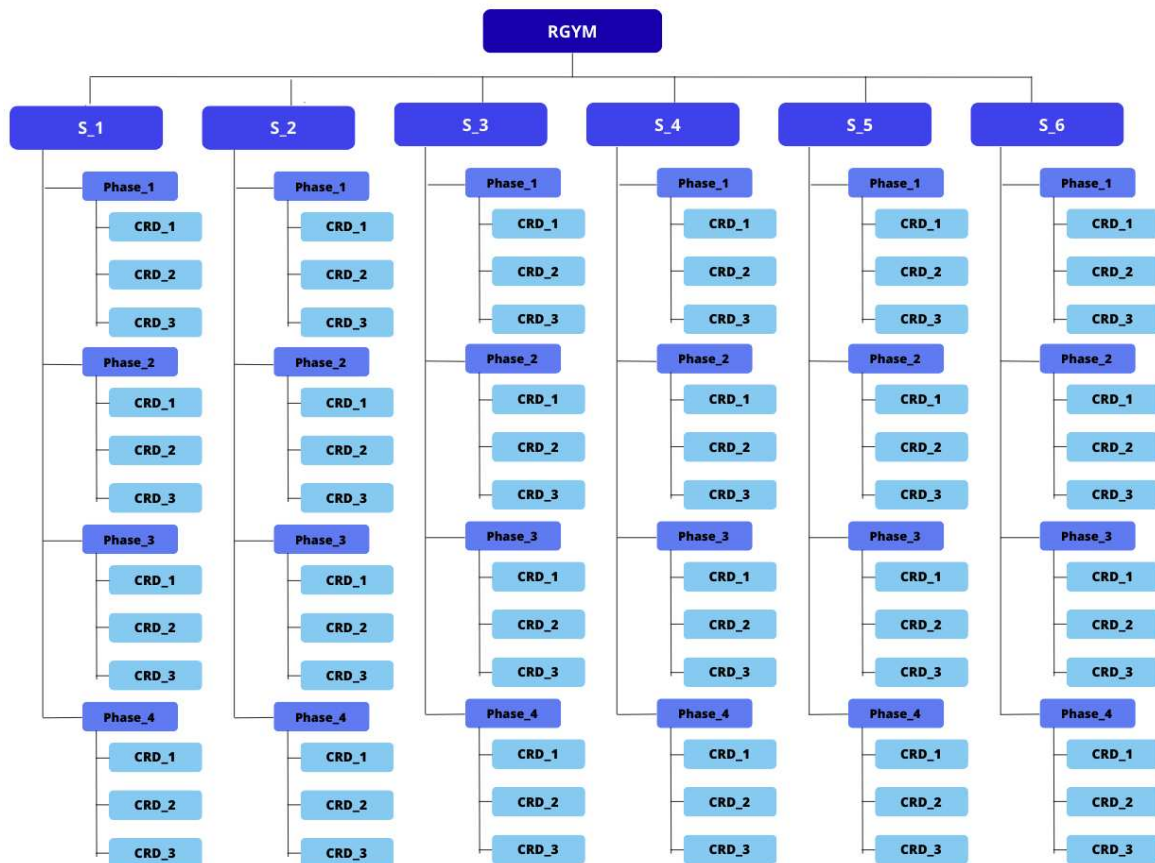


Figura 24: Database struttura ad albero del database RGYM

5.2.3 Visualizzazione ed interpretazione dei dati

Di seguito sono riportate, come esempio esplicativo, le visualizzazioni dei segnali elettrocardiografici, forniti dall'applicazione Kardia, acquisiti sul soggetto 1 nelle 4 diverse fasi nella prima sessione di allenamento.

FASE 1

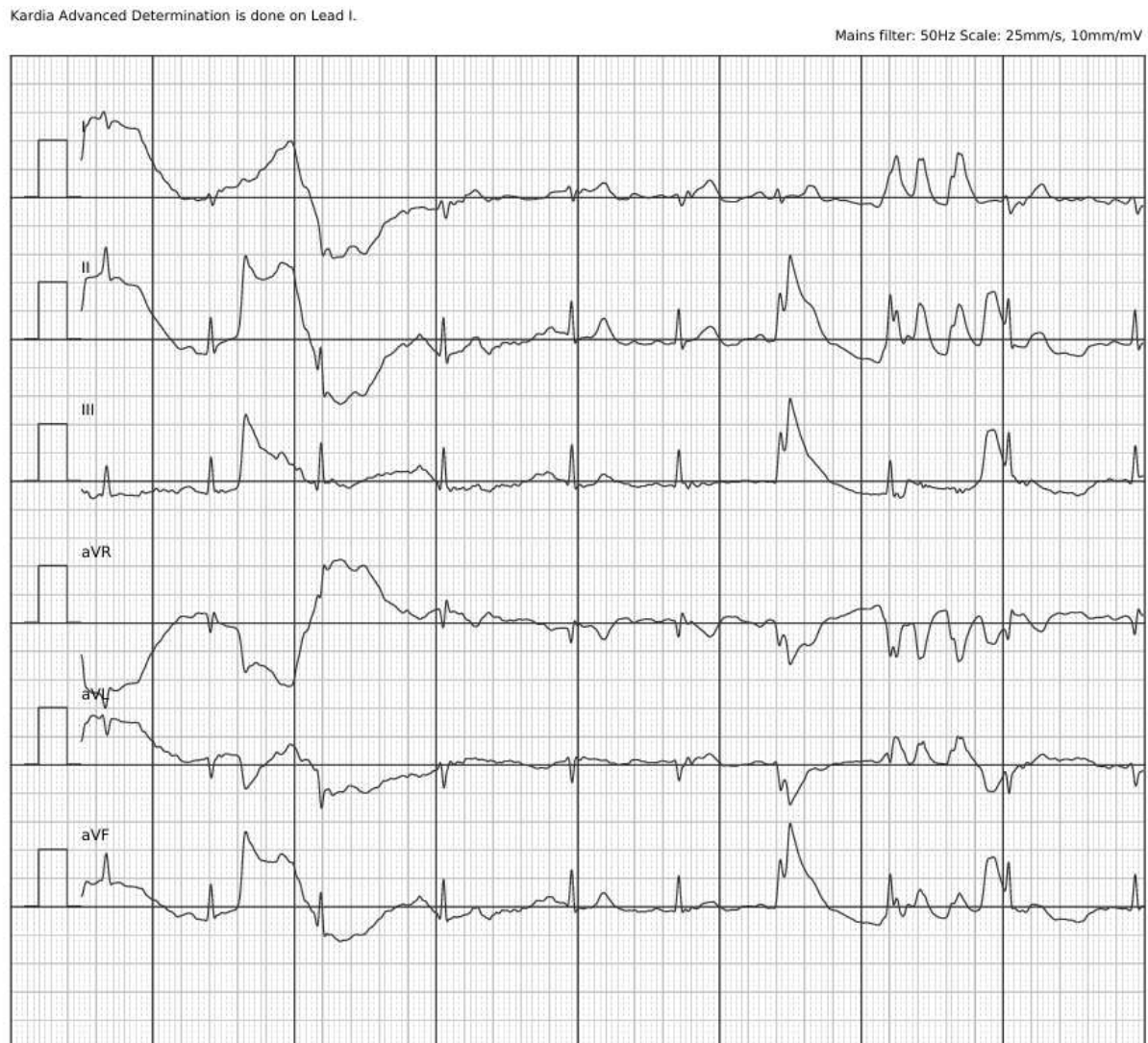


Figura 25: Tracciato ECG del soggetto 1 nella fase 1 della prima sessione di allenamento

FASE 2

Kardia Advanced Determination is done on Lead I.

Mains filter: 50Hz Scale: 25mm/s, 10mm/mV



Figura 26: Tracciato ECG del soggetto 1 nella fase 2 della prima sessione di allenamento

FASE 3

Kardia Advanced Determination is done on Lead I.

Mains filter: 50Hz Scale: 25mm/s, 10mm/mV



Figura 27: Tracciato ECG del soggetto 1 nella fase 3 della prima sessione di allenamento

FASE 4

Kardia Advanced Determination is done on Lead I.

Mains filter: 50Hz Scale: 25mm/s, 10mm/mV



Figura 28: Tracciato ECG del soggetto 1 nella fase 4 della prima sessione di allenamento

Nelle precedenti visualizzazioni si possono distinguere le 6 diverse derivazioni di acquisizione dell'ECG: le derivazioni di Einthoven (I, II, III) e le derivazioni di Goldberger (aVR, aVL, aVF), precedentemente approfondite nella sezione 3.2.

In ciascuna visualizzazione fornita dall'applicazione Kardia, sono rappresentate maggiori informazioni relative al tracciato ECG acquisito, come nella figura sottostante (Figura 29).

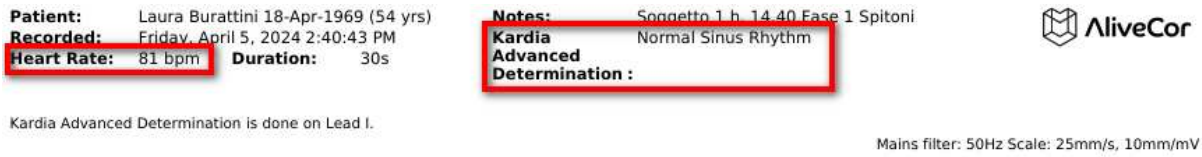


Figura 29: Dettagli delle informazioni relative al tracciato ECG fornite dal sensore KardiaMobile 6L

Raccogliendo e organizzando tali particolarità relative alla totalità dei segnali acquisiti, è stata costruita una tabella per ogni sessione di allenamento.

Dall'osservazione dettagliata del singolo tracciato è stata valutata la bontà di classificazione del ritmo cardiaco da parte del sensore, confrontando lo stato fornito dall'algorithm e lo stato dedotto dall'interpretazione dello sperimentatore.

Nelle seguenti tabelle, sono organizzate e valutate le frequenze cardiache (HR) e gli stati identificatori dei ritmi cardiaci relativi a tutti i soggetti in tutte le sessioni di allenamento:

CRD_1				
Soggetto	Fase	HR	Stato	SI/NO
S_1	Phase_1	81	Ritmo sinusale normale	NO
	Phase_2	123	Tachicardia	SI
	Phase_3	170	Non classificato	NO
	Phase_4	114	Tachicardia	SI
S_2	Phase_1	99	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_2	114	Tachicardia	SI
	Phase_3	123	Tachicardia	SI
	Phase_4	123	Tachicardia	SI
S_3	Phase_1	111	Tachicardia	SI
	Phase_2	131	Tachicardia	SI
	Phase_3	128	Non classificato	NO
	Phase_4	124	Tachicardia	SI
S_4	Phase_1	73	Ritmo sinusale con ectopia sopraventricolare	TBD
	Phase_2	112	Tachicardia	SI
	Phase_3	135	Fibrillazione atriale	NO
	Phase_4	107	Tachicardia	SI
S_5	Phase_1	91	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_2	124	Tachicardia	SI
	Phase_3	116	Tachicardia	SI
	Phase_4	123	Tachicardia	SI
S_6	Phase_1	72	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_2	89	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_3	111	Tachicardia	SI
	Phase_4	109	Tachicardia	SI

Tabella 2: Organizzazione dei dati della prima sessione di allenamento CRD_1

CRD_2				
Soggetto	Fase	HR	Stato	SI/NO
S_1	Phase_1	89	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_2	102	Tachicardia	NO
	Phase_3	147	Non classificato	NO
	Phase_4	122	Tachicardia	SI
S_2	Phase_1	99	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_2	83	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_3	123	Non classificato	NO
	Phase_4	106	Tachicardia	SI
S_3	Phase_1	115	Tachicardia	NO
	Phase_2	97	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_3	165	Non classificato	NO
	Phase_4	126	Tachicardia	SI
S_4	Phase_1	79	Ritmo sinusale con QRS dilatato	TBD
	Phase_2	70	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_3	172	Non classificato	NO
	Phase_4	135	Tachicardia	SI
S_5	Phase_1	95	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_2	92	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_3	148	Non classificato	NO
	Phase_4	117	Fibrillazione atriale	NO
S_6	Phase_1		Assente	
	Phase_2			
	Phase_3			
	Phase_4			

Tabella 3: Organizzazione dei dati della seconda sessione di allenamento CRD_2

CRD_3				
Soggetto	Fase	HR	Stato	SI/NO
S_1	Phase_1	80	Ritmo sinusale normale	NO
	Phase_2	84	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_3	150	Non classificato	NO
	Phase_4	113	Tachicardia	SI
S_2	Phase_1	97	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_2	104	Tachicardia	SI
	Phase_3	144	Non classificato	NO
	Phase_4	130	Non classificato	NO
S_3	Phase_1	113	Tachicardia	SI
	Phase_2	122	Tachicardia	SI
	Phase_3	168	Non classificato	NO
	Phase_4	122	Tachicardia	SI
S_4	Phase_1	80	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_2	87	Fibrillazione atriale	NO
	Phase_3	152	Non classificato	NO
	Phase_4	107	Tachicardia	SI
S_5	Phase_1	112	Tachicardia	SI
	Phase_2	119	Tachicardia	SI
	Phase_3	127	Tachicardia	SI
	Phase_4	129	Tachicardia	SI
S_6	Phase_1	69	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_2	77	Ritmo sinusale normale	SI
	Phase_3	107	Tachicardia	NO
	Phase_4	92	Ritmo sinusale normale	SI

Tabella 4: Organizzazione dei dati della terza sessione di allenamento CRD_3

Tra i risultati ottenuti e rappresentati nelle tabelle precedenti sono stati individuati i seguenti casi:

➤ Ritmo sinusale normale

La maggior parte dei ritmi cardiaci identificati dall'algoritmo come sinusali normali ricorrono nella prima fase (Phase_1) di acquisizione in cui coerentemente il soggetto è a riposo, non è sottoposto ad alcuno sforzo fisico.

Dall'analisi del tracciato, inoltre, si riconoscono degli andamenti conformi con la valutazione fornita dall'algoritmo ad eccezione di due casi, uno dei quali è rappresentato nella figura sottostante (Figura 30).

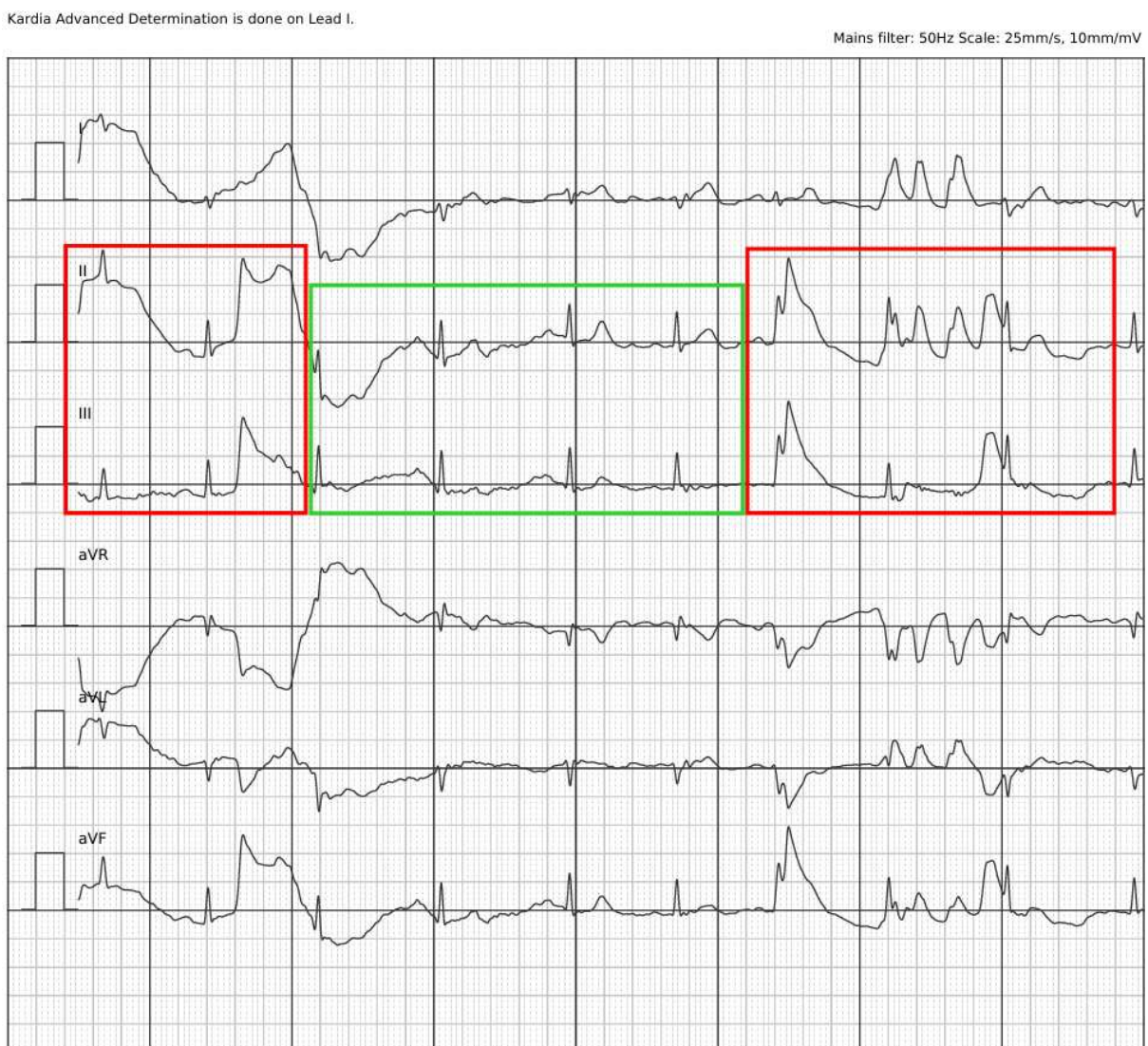


Figura 30: Analisi del tracciato ECG di S1-Phase_1-CRD_1

In particolare, relativamente ai casi di S1-Phase_1-CRD_1 e S1-Phase_1-CRD_3, secondo l'interpretazione dello sperimentatore i seguenti tracciati non sono assimilabili ad un ritmo sinusale normale: non si è in grado di rilevare un ritmo continuo e regolare durante tutta la registrazione del segnale ad esclusione di un breve intervallo.

Nella figura precedente, infatti, è possibile confrontare, racchiuso nel riquadro verde, il breve intervallo dell'ECG in cui si riconosce un ritmo cardiaco continuo con dei picchi regolari, rispetto al resto del tracciato nei riquadri rossi. Per la presenza delle distorsioni causate dal movimento del soggetto che alterano il segnale sarebbe più opportuno identificare il tracciato anomalo come "Non classificato" per evitare affermazioni erranee.

➤ Tachicardia

La prevalenza dei ritmi cardiaci identificati come tachicardici ricorrono, invece, nelle fasi di acquisizione con maggiore attività fisica e affaticamento (Phase_2, Phase_3) e al termine dell'intero allenamento (Phase_4). La deduzione dello stato da parte del sensore, infatti, corrisponde ad un tracciato con andamento tachicardico ma fisiologico coerentemente con lo sforzo fisico richiesto.

Analizzando nel dettaglio un tracciato ECG esplicativo (Figura 31) si può confrontare la HR misurata dal sensore KardiaMobile 6L con la HR calcolata sperimentalmente dal tracciato stesso tramite la seguente procedura:

- misura campionaria della distanza millimetrica di due picchi R consecutivi. Nel seguente tracciato la distanza RR media ottenuta vale 11mm;
- tramite la scala millimetrica (25mm/s), si calcola l'intervallo temporale corrispondente alla distanza media precedentemente misurata, pari a 0.44s;
- dal periodo ottenuto si calcola la corrispondente frequenza cardiaca (in Hz) che risulta essere 2.27Hz;
- si converte la frequenza in bpm, ottenendo una HR pari a 131bpm.

Il risultato finale ottenuto dalla precedente procedura non si discosta eccessivamente dal valore ottenuto dal sensore, pari a 136bpm, perciò, la classificazione può essere ritenuta affidabile.

Patient: Laura Burattini 18-Apr-1969 (54 yrs)
Recorded: Friday, April 5, 2024 3:02:37 PM
Heart Rate: 131 bpm **Duration:** 30s

Notes: Soggetto 3 h. 15 Fase 2 Spitoni
Kardia Advanced Determination: Tachycardia



Kardia Advanced Determination is done on Lead I.

Mains filter: 50Hz Scale: 25mm/s, 10mm/mV

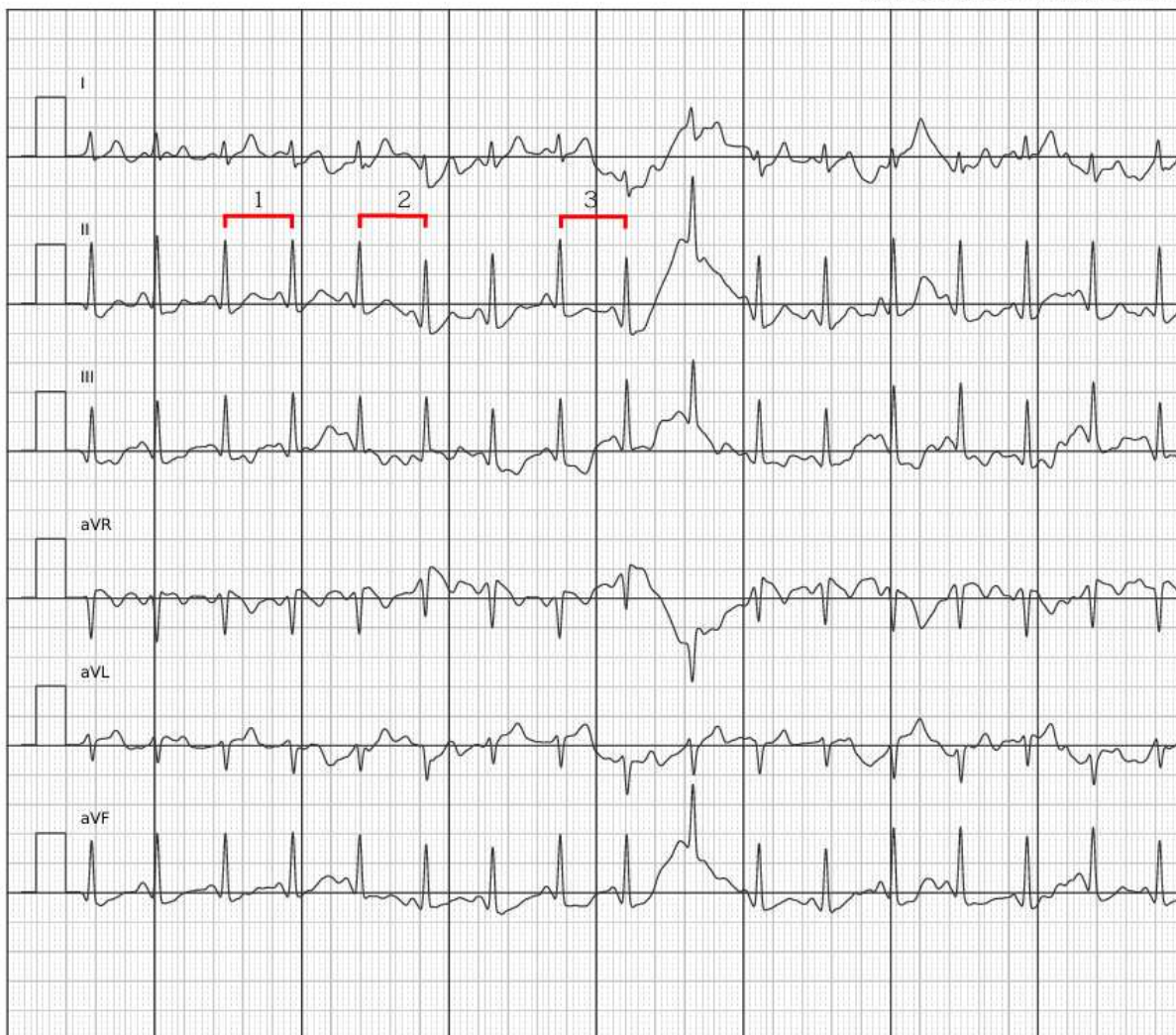


Figura 31: Misura della HR relativa al tracciato di S3-Phase_2-CRD_1

Tra i tracciati elettrocardiografici valutati come “Tachicardia”, tuttavia, sono presenti due eccezioni, relativi ai casi di S1-Phase_2-CRD_1 e S6-Phase_2-CRD_3, in cui non è possibile valutare e analizzare i segnali a causa delle interferenze di rumore che deviano il segnale (Figura 32); sarebbe conveniente, perciò, identificare un tracciato del genere come “Non classificato”.

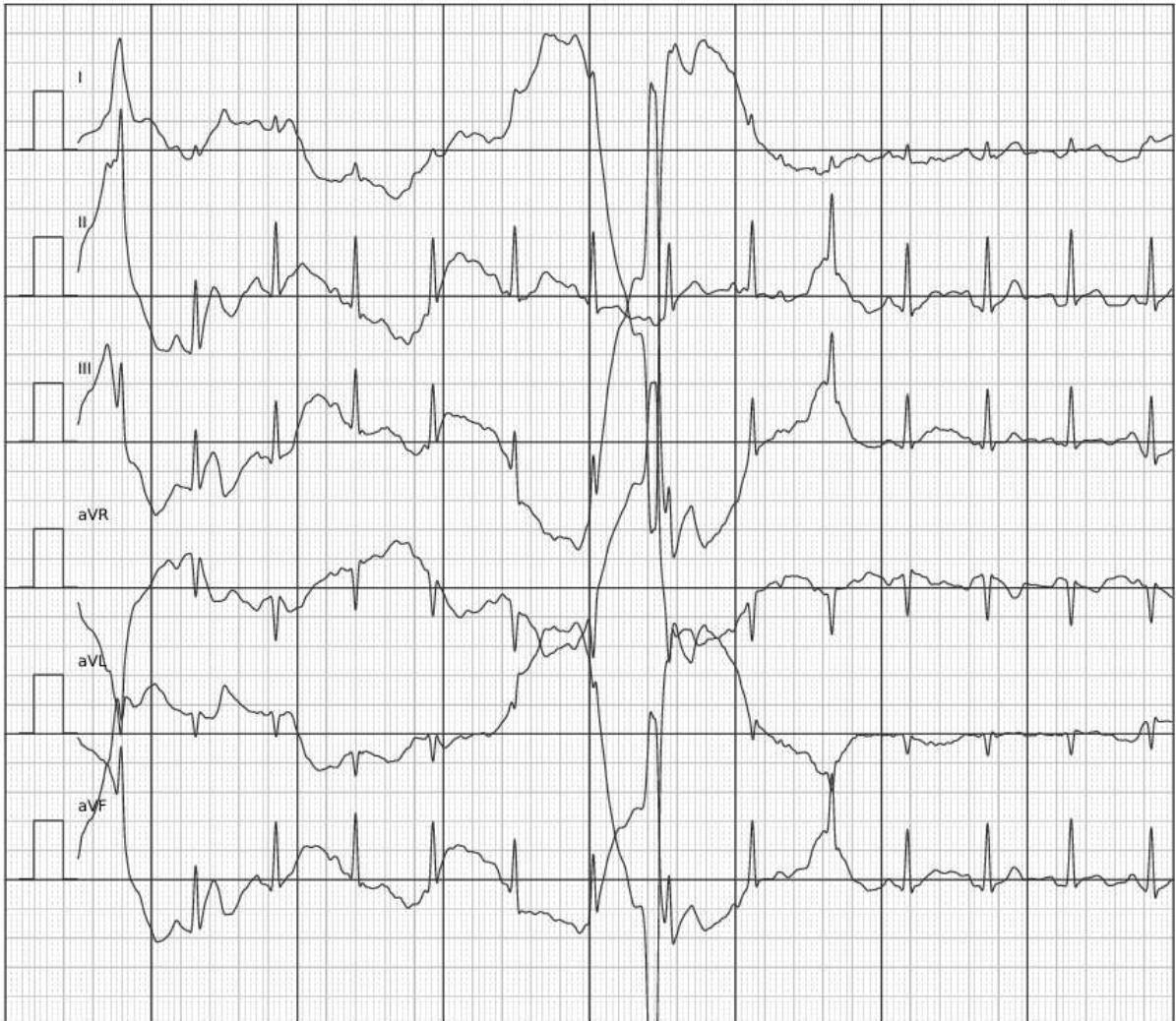


Figura 32: Tracciato ECG anomalo a causa del rumore relativo a S1-Phase_2-CRD_1

➤ Non classificato

Esaminando tutti i campioni si è riscontrato che la maggior parte dei segnali acquisiti e valutati con stato “Non classificato” ricorrono nella fase di allenamento maggiormente sotto sforzo in cui il soggetto non ha modo di recuperare la fatica (Phase_3). Le frequenze rilevate in questa condizione, infatti, sono molto elevate, solitamente superiori a 130bpm, le quali in combinazione con la loro ampiezza limitata conducono

ipoteticamente l’algoritmo del sensore ad una classificazione di sicurezza; nonostante il tracciato sia privo di distorsioni (Figura 33) e migliore rispetto ad un segnale identificato come “Ritmo sinusale normale”, il sensore preferisce eludere una valutazione per evitare conclusioni erranee.

Patient: Laura Burattini 18-Apr-1969 (54 yrs)
Recorded: Friday, April 12, 2024 4:22:24 PM
Heart Rate: 165 bpm **Duration:** 30s

Notes: Soggetto 3 h. 16.15 Fase 3 Spitoni
Kardia Advanced Determination: Unclassified



Kardia Advanced Determination is done on Lead I.

Mains filter: 50Hz Scale: 25mm/s, 10mm/mV

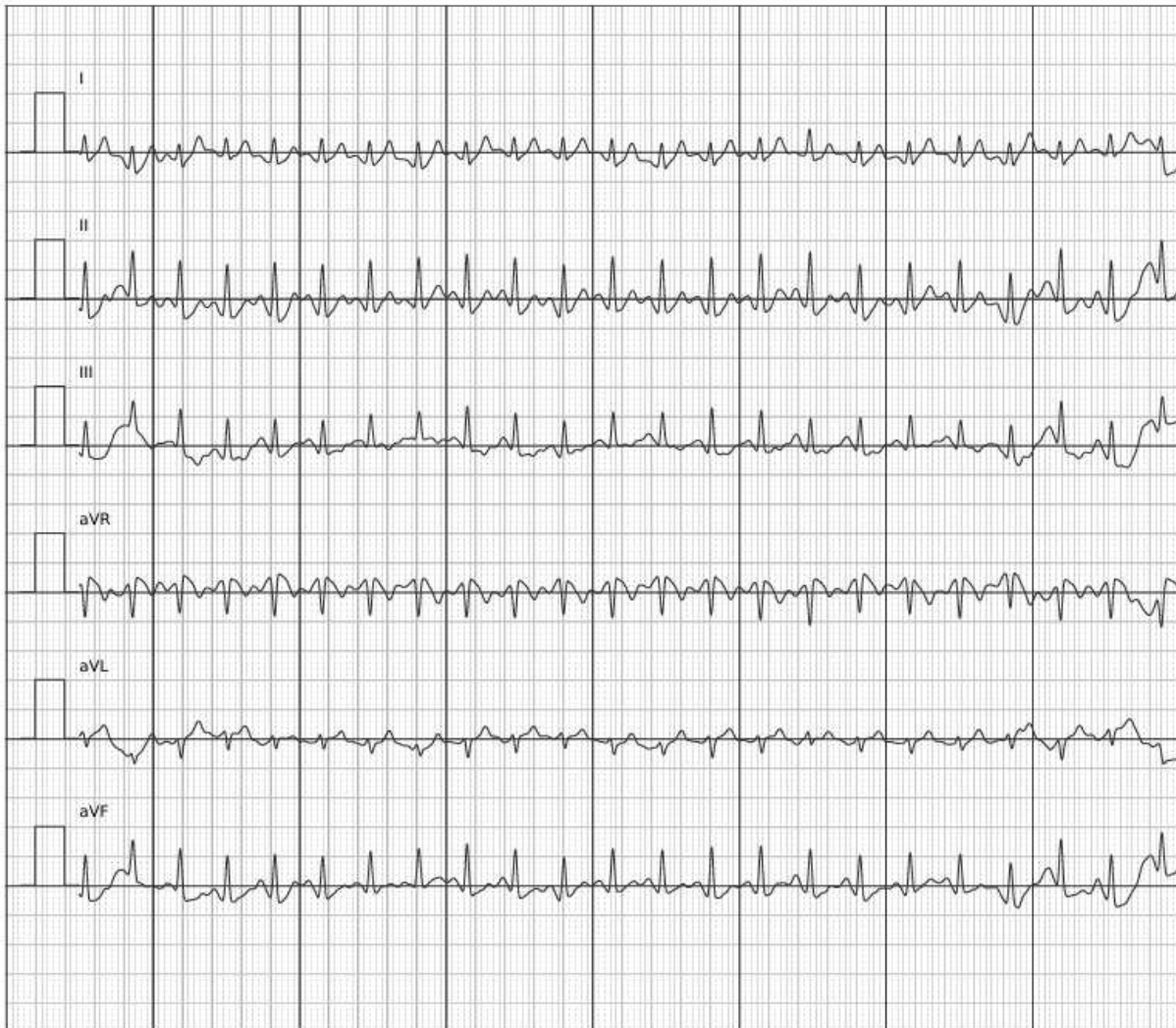


Figura 33: Segnale identificato con “Non classificato” relativo a S3-Phase_3-CRD_2

➤ Fibrillazione atriale

Tra i risultati ottenuti sono presenti tre casi (relativi a S4-Phase_3-CRD_1, S5-Phase_4-CRD_2 e S4-Phase_2-CRD_3) in cui il tracciato è stato identificato con “Fibrillazione atriale” (Figura 34) nonostante, però, sia assente un evidente segno di fibrillazione. È necessario tenere in considerazione, infatti, che il sensore KardiaMobile 6L è stato sviluppato per il monitoraggio cardiaco in ambienti non controllati e sottoposti a rumori di ogni tipo; per escludere la presenza di eventuali patologie, perciò, sarebbe opportuno effettuare un esame diagnostico più approfondito in un laboratorio clinico da parte di personale specializzato.

Patient: Laura Burattini 18-Apr-1969 (55 yrs)
Recorded: Friday, April 19, 2024 3:11:57 PM
Heart Rate: 87 bpm **Duration:** 30s

Notes: Soggetto 4 h. 15.05 Fase 2 Spitoni
Kardia Advanced Determination : Atrial Fibrillation



Kardia Advanced Determination is done on Lead I.

Mains filter: 50Hz Scale: 25mm/s, 10mm/mV

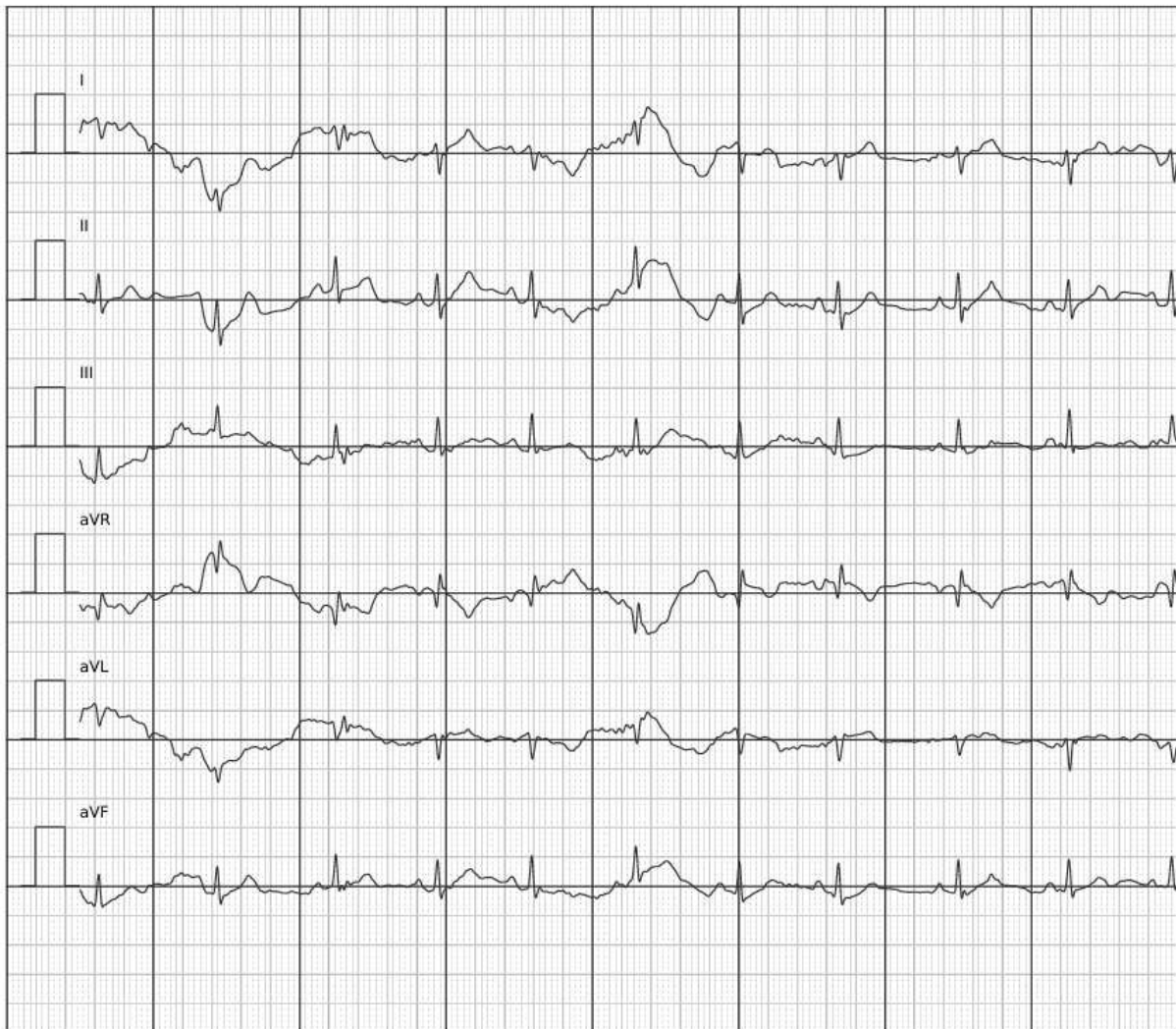


Figura 34: Segnale identificato con “Fibrillazione atriale” relativo a S4-Phase_2-CRD_3

➤ Ritmo sinusale con alterazioni

Tra i vari risultati ottenuti sono presenti due ritmi cardiaci identificati come anormali a causa della presenza di specifiche alterazioni.

Nel primo caso, relativo a S4-Phase_1-CRD_1, il tracciato ECG è stato classificato come “Ritmo sinusale con ectopia sopraventricolare” con una HR pari a 73bpm, come rappresentato nella figura sottostante (Figura 35).

Patient: Laura Burattini 18-Apr-1969 (54 yrs)
Recorded: Friday, April 5, 2024 2:44:17 PM
Heart Rate: 73 bpm **Duration:** 30s

Notes: Soggetto 4 h. 14.40 Fase 1 Spitoni
Kardia Advanced Determination: Sinus Rhythm with Supraventricular Ectopy



Kardia Advanced Determination is done on Lead I.

Mains filter: 50Hz Scale: 25mm/s, 10mm/mV

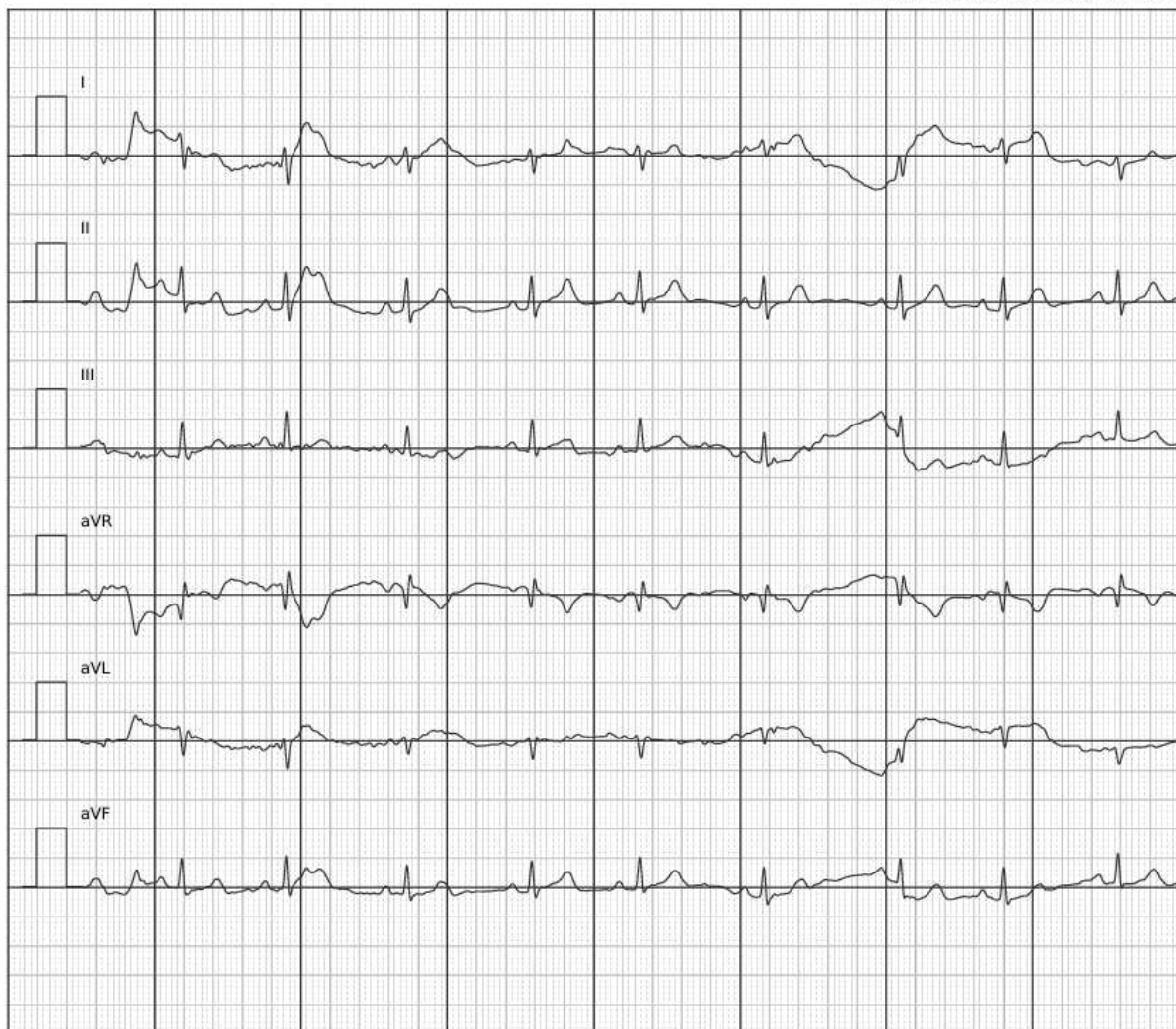


Figura 35: Segnale identificato con “Ritmo sinusale con ectopia sopraventricolare” relativo a S4-Phase_1-CRD_1

Nel secondo caso, relativo a S4-Phase_1-CRD_2, il tracciato ECG è stato classificato come “Ritmo sinusale con QRS ampio” con una HR pari a 79bpm, come mostrato nella figura sottostante (Figura 36).

Patient: Laura Burattini 18-Apr-1969 (54 yrs)
Recorded: Friday, April 12, 2024 2:49:18 PM
Heart Rate: 79 bpm **Duration:** 30s

Notes: Soggetto 4 h. 14.45 Fase 1 Spitoni
Kardia Advanced Determination: Sinus Rhythm with Wide QRS



Kardia Advanced Determination is done on Lead I.

Mains filter: 50Hz Scale: 25mm/s, 10mm/mV



Figura 36: Segnale identificato con “Ritmo sinusale con QRS ampio” relativo a S4-Phase_1-CRD_2

In entrambi i casi l’algoritmo del sensore ha riconosciuto caratteristiche morfologiche tipiche delle alterazioni menzionate, tuttavia, secondo la deduzione dello sperimentatore espressa nelle tabelle precedenti con “TBD” (to be defined, da definire),

prima di ricondurre i segnali a delle classificazioni così specifiche e dettagliate, sarebbe necessaria un'ulteriore valutazione.

In primo luogo, bisogna considerare ogni tipo di rumore presente nel seguente studio, dai rumori presenti nell'ambiente di acquisizione (una palestra con molte persone) alle interferenze dovute al movimento del soggetto e del sensore, alla respirazione, alla sudorazione e all'agitazione del soggetto a causa della fatica e altre emozioni, che provocano distorsioni morfologiche e della baseline del segnale ECG.

In secondo luogo, dalla seguente analisi, si nota come i risultati anomali, quali i ritmi sinusali con alterazioni e la fibrillazione atriale, ricorrono sempre nello stesso soggetto (S4) nelle fasi di maggiore affaticamento dell'allenamento.

Per questo motivo, secondo l'interpretazione dello sperimentatore, non è opportuno diagnosticare uno stato così preciso e definito, ma sarebbe necessario richiedere un'analisi più approfondita con uno strumento diagnostico ambulatoriale più accurato, con personale professionale, per escludere eventuali patologie.

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

In conclusione, questo studio ha evidenziato l'efficacia dell'uso di dispositivi indossabili per il monitoraggio dei segnali cardiaci in atlete di Ginnastica Ritmica. I risultati ottenuti mostrano chiaramente come l'analisi dei parametri ECG possa fornire informazioni cruciali sullo stato di salute cardiovascolare delle atlete e sull'impatto dell'allenamento sul loro sistema cardiocircolatorio. L'implementazione di sensori, come il KardiaMobile 6L, ha permesso di raccogliere dati affidabili e indispensabili per valutare le condizioni cardiache durante l'attività fisica.

L'analisi dei risultati del monitoraggio cardiaco è stata facilitata dalla costruzione del database RGYM che ha permesso di organizzare i dati acquisiti in questo studio e, inoltre, per fornire una valutazione più precisa e personalizzata delle risposte cardiovascolari, è stato necessario considerare le generalità dei soggetti. Questo approccio ha permesso di identificare variazioni significative nei parametri cardiaci in relazione alle diverse intensità di sforzo fisico a cui sono stati sottoposti i soggetti nel corso delle diverse sessioni di allenamento.

Attraverso la costruzione di apposite tabelle, lo sperimentatore è stato in grado di confrontare i diversi risultati ottenuti e di valutare la capacità del sensore KardiaMobile di classificare i parametri fisiologici misurati. Si è osservato come il dispositivo biomedico utilizzato sia un apprezzabile strumento di monitoraggio applicabile in ambito sportivo, come la Ginnastica Ritmica per il seguente elaborato; infatti, ha valutato la maggior parte dei ritmi cardiaci analizzati coerentemente con la relativa fase di acquisizione: "Ritmo sinusale normale" per la fase di riposo e "Tachicardia" per le fasi di maggiore affaticamento e sforzo fisico.

Dallo studio, tuttavia, è stato osservato come il sensore KardiaMobile 6L sia sensibile ad interferenze e rumori (quali movimento, sudorazione, respirazione, agitazione del soggetto, rumori ambientali) che alterano i segnali ECG con distorsioni e morfologie anormali assimilabili ad aritmie e patologie cardiache. Questa limitazione conduce l'analisi algoritmica istantanea del dispositivo a identificare erroneamente i segnali disturbati come "Fibrillazione atriale", "Ritmo sinusale con ectopia sopraventricolare" e "Ritmo sinusale con QRS ampio".

Per gli studi futuri, infatti, sarebbe opportuno migliorare gli algoritmi del sensore che filtrano i segnali acquisiti: riducendo la sensibilità ai rumori e alle interferenze, presenti nel momento dell'acquisizione, si potrebbe evitare la classificazione di una condizione patologica, quando in realtà essa non è presente.

Un ulteriore potenziamento del dispositivo KardiaMobile potrebbe concernere l'algoritmo che identifica i ritmi cardiaci con frequenza superiore ai 130bpm come "Non classificato". Se si vuole considerare, infatti, il sensore come un valido strumento per il monitoraggio cardiaco degli atleti, è necessario che esso sia in grado di analizzare e valutare i segnali ad elevate frequenze che sono ricorrenti in situazioni di notevole sforzo fisico; perciò, sarebbe più efficiente se il sensore ottimizzato fosse in grado di classificare i tracciati ECG in tali condizioni, per prevenire patologie cardiovascolari che potrebbero emergere nel corso di un allenamento o di una competizione sportiva causando morte cardiaca improvvisa.

Dunque, un dispositivo indossabile potenziato, che supera tali limiti, può contribuire alle future ricerche sul monitoraggio cardiovascolare degli atleti, anche in altre discipline sportive, sul miglioramento della performance dell'attività fisica e sulla prevenzione sanitaria durante lo sport.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Tortora, G.J., & Derrickson, B. (2017). *Principles of Anatomy and Physiology*. John Wiley & Sons.
- [2] Presidio di Ingegneria Biomedica. (s.d.). *Fisiologia dell'apparato cardiocircolatorio*. Università degli Studi di Napoli Federico II. Recuperato da http://www.ingbiomedica.unina.it/studenti/ing_bio/mat_did/PB_SB/Fisiologia%20dell'apparato%20cardiocircolatorio_1.pdf
- [3] Berne, R. M., & Levy, M. N. (2011). *Principi di Fisiologia*. Casa Editrice Ambrosiana (CEA).
- [4] Università degli Studi di Torino. (s.d.). *ECG e miocardio: Onde dell'ECG*. Recuperato da https://medtriennalisl.campusnet.unito.it/att/07.ECGMIO_-_ONDE_DELLECG.pdf
- [5] Azienda Sanitaria Locale AL. (2023). *Protocolli COCIS 2023*. Recuperato da https://www.asl.al.it/allegati/03n%20Protocolli%20COCIS_2023.pdf
- [6] SISMED. (2021, August 26). *Cuore d'atleta: cos'è, conseguenze e metabolismo sistemico*. Retrieved from <https://www.sismed-it.com/cuore-atleta/>
- [7] Ohga. (2023, October 7). *Cuore d'atleta: che cos'è e perché si manifesta questa sindrome*. Retrieved from <https://www.ohga.it/cuore-datleta/>
- [8] Shavit, R., Glikson, M., & Constantini, N. (2016). *Athlete's heart - The more the merrier?* *Harefuah*, 155(9), 531-536. Retrieved from <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28530078/>
- [9] MSD Manual. (n.d.). *Cuore d'atleta*. Recuperato da <https://www.msmanuals.com/it-it/professionale/disturbi-dell-apparato-cardiovascolare/sport-e-cuore/cuore-d-atleta>
- [10] Brosnan, M. J., & Rakhit, D. (2018). *Differentiating Athlete's Heart From Cardiomyopathies - The Left Side*. *Heart, Lung and Circulation*, 27(9), 1052-1062. <https://doi.org/10.1016/j.hlc.2018.04.297>
- [11] Altalex. (2016, April 29). *Certificato medico sportivo: quadro normativo*. Recuperato da <https://www.altalex.com/documents/news/2016/04/29/certificato-medico-sportivo-quadro-normativo>
- [12] Humanitas. (n.d.). *Elettrocardiografo*. Recuperato da <https://www.humanitas.it/enciclopedia/strumenti-medici/elettrocardiografo/>.
- [13] *Cardiologia Oggi*. (n.d.). *Esecuzione corretta dell'elettrocardiogramma (ECG)*. Recuperato da <https://www.cardiologiaoggi.com/esecuzione-elettrocardiogramma-ecg/>

- [14] Streppa, E. (2017, August 19). Elettrocardiogramma: cos'è e come funziona. Biomedical Cue. Retrieved from <https://biomedicalcue.it/elettrocardiogramma-cose-funziona/10093/>
- [15] My EKG. (n.d.). Carta dell'elettrocardiogramma. Recuperato da <https://it.my-ekg.com/considerazioni-general/carta-ecg.html>
- [16] Grassi, G. (n.d.). ECG. Recuperato da [http://www.med.unipg.it/ccl/Materiale_Didattico/Fisiologia%20\(Grassi\)/ECG.pdf](http://www.med.unipg.it/ccl/Materiale_Didattico/Fisiologia%20(Grassi)/ECG.pdf)
- [17] MedTriennale ISL. (n.d.). Derivazioni ECG. Recuperato da https://medtriennialisl.campusnet.unito.it/html/Studiare/Tirocinio/materiali_tirocinio/06.ECG_MIO_-_DERIVAZIONI_ECG.pdf
- [18] Boyd Corporation. (n.d.). Applicazioni dei dispositivi medicali indossabili. Recuperato da <https://it.boydcorp.com/applications/medical-wearables.html>
- [19] Decathlon. (n.d.). Come funziona un sensore cardio ottico. Recuperato da https://www.decathlon.it/c/htc/come-funzione-un-sensore-cardio-ottico-decathlon_710fe9f2-d488-44ff-84ca-78ff5fc8696c
- [20] Tesi UnivPM. (n.d.). Tesi di laurea. Recuperato da <https://tesi.univpm.it/retrieve/b3a2a62e-c236-41ea-844e-8d7199254b02/TESI.pdf>
- [21] AliveCor. (n.d.). Istruzioni per l'uso di KardiaMobile 6L (AC-019). Recuperato da <https://kardia.com/assets/old/ifus/kardiamobile6l/19LB09.04-it.pdf>
- [22] Alivecor. (nd). Qual è la differenza tra KardiaMobile e KardiaMobile6L?. Recuperato da <https://www.alivecor.it/blog/articles/whats-the-difference-between-kardiamobile-and-kardiamobile6l/>

RINGRAZIAMENTI

Arrivata al termine di questo splendido percorso, non mi resta che ringraziare tutte le persone che mi sono state vicine.

Ringrazio i miei genitori, mia sorella Stefania e mio fratello Antonio, ancora della mia vita per avermi insegnato a non arrendermi e per avermi dato la forza di volontà per arrivare fin qui, perché il desiderio di rendervi orgogliosi ha sempre prevalso su qualsiasi difficoltà.

Ringrazio il mio ragazzo, Alessandro, per essere entrato inaspettatamente nella mia vita, pronto a prendermi per mano e guidarmi anche nei momenti più difficili.

Ringrazio Febe, per avermi supportata e sopportata in questi anni, mettendo a nudo le nostre paure, desideri ed emozioni, diventando l'una il punto di riferimento per l'altra.

Ringrazio anche le mie amiche Chiara, Caterina, Sara e Sofia, per avermi accompagnato in questo percorso.

Ringrazio la mia allenatrice, Patrizia Maccaferri, per avermi trasmesso la passione per la Ginnastica Ritmica, la voglia di non mollare mai e la determinazione di inseguire i miei sogni.

Ringrazio per la disponibilità e la collaborazione le ragazze della Società "Associazione Ginnastica Giovanile Ancona A.S.D." guidate dall'allenatrice Giorgia Giovagnetti, senza le quali questo studio non sarebbe stato possibile.