



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE  
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

---

Corso di Laurea triennale in  
INGEGNERIA BIOMEDICA

**MONITORAGGIO CARDIOVASCOLARE NELLA  
PALLAVOLO FEMMINILE**

**CARDIOVASCULAR MONITORING IN WOMEN'S  
VOLLEYBALL**

Relatore:

Prof.ssa Laura Burattini

Correlatore:

Dott.ssa Romagnoli Sofia

Rapporto Finale di:

Radoni Chiara

Anno Accademico 2022/2023

## **Abstract**

Il monitoraggio cardiovascolare in ambito sportivo, tramite l'utilizzo di sensori elettrocardiografici portatili che permettono di rilevare i segnali in modo continuo durante lo svolgimento dell'attività fisica, assume un ruolo estremamente importante in termini di prevenzione. Infatti, l'incidenza della morte cardiaca improvvisa tra gli atleti, apparentemente sani, è simile a quella della popolazione generale. La frequenza cardiaca e la sua variabilità sono indici di rischio di morte cardiaca improvvisa riconosciuti dall'European Society of Cardiology e dalla North America Society of Pacing and Electrophysiology e proprio per questo il monitoraggio può aiutare a prevenire la morte cardiaca improvvisa.

Lo scopo dello studio è il monitoraggio cardiaco di 13 pallavoliste durante lo svolgimento di un allenamento. Per ogni atleta la variabilità della frequenza cardiaca è stata analizzata con il metodo dell'analisi simbolica il quale permette di estrarre valori percentuali utili per dedurre il controllo autonomo cardiaco, principale responsabile della regolazione della frequenza cardiaca.

I soggetti in esame sono stati monitorati con il sensore KardiaMobile 6L di AliveCor. Le registrazioni effettuate per ciascuno dei 13 soggetti sono 6: una in fase di riposo prima dell'inizio dell'allenamento, una dopo il riscaldamento e 4 nella fase di recupero, rispettivamente subito dopo la fine dell'allenamento, a 5, 10 e a 15 minuti dalla fine dell'allenamento.

Dai risultati emerge che i soggetti presentano un maggior controllo simpatico con conseguente incremento della frequenza cardiaca a seguito dell'esecuzione di esercizi di riscaldamento mentre presenta un elevato controllo parasimpatico con conseguente riduzione della frequenza cardiaca alla fine della fase di recupero post allenamento e nella fase precedente l'inizio dell'allenamento. Non sono emerse differenze al variare dei soggetti o degli allenamenti.

In conclusione, l'utilizzo di sensori per il monitoraggio cardiovascolare portatili o indossabili da parte dell'atleta ricopre un ruolo fondamentale per monitorare e valutare i meccanismi che regolano l'attività cardiaca durante la pratica sportiva.

## Indice

1	INTRODUZIONE.....	I
2	ANATOMIA DEL CUORE .....	1
3	FISIOLOGIA DEL CUORE.....	5
3.1	Il ciclo cardiaco .....	5
3.2	I nodi senoatriale e atrioventricolare .....	6
3.3	Il sistema di conduzione del cuore .....	6
3.4	Regolazione della frequenza cardiaca .....	7
3.5	Potenziali d'azione cardiaci .....	7
3.5.1	Potenziale d'azione a risposta rapida .....	8
3.5.2	Potenziale d'azione a risposta lenta .....	10
3.6	Conduzione del potenziale cardiaco .....	10
3.7	L'eccitabilità cardiaca .....	11
4	ELETTROCARDIOGRAMMA .....	13
4.1	Triangolo di Einthoven .....	13
4.2	Schema a 12 derivazioni .....	14
4.3	Caratteristiche del tracciato.....	14
5	ARITMIE CARDIACHE .....	17
5.1	Tachicardia e bradicardia sinusale.....	17
5.2	Ritmo sinusale con QRS ampio.....	17
5.3	Blocco cardiaco di 1°, 2° e 3° grado.....	18
5.4	Contrazioni atriali premature e contrazioni ventricolari premature .....	18
5.5	Fibrillazione atriale e fibrillazione ventricolare .....	18
5.6	Flutter atriale .....	19
5.7	Sindrome del QT lungo.....	19
5.8	Sindrome del QT corto .....	20
6	SISTEMI DI MONITORAGGIO CARDIOVASCOLARE.....	22

6.1	Architettura dei sistemi di monitoraggio elettrocardiografici .....	22
6.2	Processi dei sistemi di monitoraggio elettrocardiografici .....	23
6.3	Ambienti di utilizzo .....	25
6.3.1	Sistemi remoti in ambito sportivo .....	25
7	COME CAMBIANO I PARAMETRI CARDIOVASCOLARI DURANTE .....	26
7.1	Adattamenti centrali .....	27
7.1.1	Il cuore d'atleta durante lo sforzo .....	28
7.2	Adattamenti periferici .....	28
7.3	Confronto tra i due tipi di esercizi .....	29
8	MORTE CARDIACA IMPROVVISA NELLO SPORT .....	30
8.2	Incidenza della morte cardiaca improvvisa .....	30
8.3	Eziologia della morte cardiaca improvvisa .....	30
8.4	Screening dei giovani atleti .....	31
9	BIOINGEGNERIA E SPORT .....	32
9.1	Monitoraggio cardiovascolare durante la pratica sportiva .....	32
9.2	Sensori indossabili per il monitoraggio cardiaco .....	32
9.2.1	HOLTER CARDIACO .....	33
9.2.2	APPLE WATCH .....	33
9.2.3	VITALPATCH .....	36
9.2.4	HITOE® .....	38
9.2.5	KARDIA MOBILE 6L DI ALIVECOR .....	39
10	LO SPORT DELLA PALLAVOLO .....	44
10.1	Generalità .....	44
10.2	I fondamentali .....	44
10.2.1	Palleggio .....	44
10.2.2	Bagher .....	44
10.2.3	Servizio o battuta .....	45
10.2.4	Muro .....	45
10.3	I ruoli .....	45

10.3.1	Palleggiatore o alzatore .....	46
10.3.2	Centrale .....	46
10.3.3	Schiacciatore .....	47
10.3.4	Libero .....	47
10.3.5	Opposto .....	47
11	MONITORAGGIO CARDIOVASCOLARE NELLA PALLAVOLO FEMMINILE .....	49
11.1	Popolazione .....	49
11.2	Protocollo di acquisizione .....	54
11.3	Organizzazione del database .....	58
11.4	Pre-elaborazione e analisi dei dati .....	58
11.4.1	Pre-elaborazione .....	58
11.4.2	Analisi simbolica .....	58
11.4.3	Risultati .....	60
12	DISCUSSIONE E CONCLUSIONE .....	II
13	BIBLIOGRAFIA .....	III

## 1 INTRODUZIONE

Lo sport, in generale, ha effetti benefici sia a livello fisico che psicologico, ciononostante, la morte cardiaca può colpire improvvisamente anche gli atleti. Un elevato sforzo fisico in presenza di una anomalia cardiaca, spesso latente e non diagnosticata, può generare aritmie cardiache fatali e portare all'arresto cardiaco improvviso e alla morte cardiaca improvvisa. È per tale motivo che l'incidenza della morte cardiaca improvvisa è 3 volte superiore nei giovani atleti che nei giovani non atleti<sup>[9]</sup>. Molte di queste anomalie cardiache si manifestano con alterazioni dei tracciati elettrocardiografici e nel ritmo cardiaco tali da consentire una facile identificazione dei portatori; dunque, il monitoraggio cardiovascolare continuo in ambito sportivo è fondamentale per aumentare le probabilità di diagnosi precoce.

A questo scopo si rendono utili i sensori elettrocardiografici indossabili e portatili, i più adatti alle condizioni di utilizzo durante lo svolgimento dell'allenamento, i quali hanno costantemente dimostrato la loro non inferiorità nel rilevare le aritmie rispetto agli standard di cura<sup>[11]</sup>.

Inoltre, l'analisi della frequenza cardiaca permette di monitorare le performance atletiche del soggetto.

I segnali cardiaci, acquisiti direttamente nel campo da gioco fuori dall'ambiente clinico controllato, non possono essere analizzati con le classiche tecniche per l'elettrocardiografia standard perché caratterizzati da maggiori no-stazionarietà e artefatti. Negli ultimi anni, nuove tecniche statistiche sono state implementate per l'analisi della frequenza cardiaca e della sua variabilità, tra le quali l'analisi simbolica<sup>[17]</sup>. Quest'ultima è stata utilizzata per l'analisi della variabilità della frequenza cardiaca di 13 pallavoliste nel presente lavoro. Quindi, lo studio ha lo scopo di monitorare la variabilità cardiaca durante gli allenamenti di pallavolo, e di creare un dataset di segnali elettrocardiografici acquisiti durante la pratica sportiva con sensoristica portatile.

## 2 ANATOMIA DEL CUORE

Il cuore si trova nella parte anteriore del mediastino, in prossimità della parete anteriore del torace, appena dietro lo sterno.

Il cuore si trova leggermente spostato a sinistra rispetto alla linea mediana del corpo. La porzione superiore del cuore è detta base mentre la porzione inferiore appuntita prende il nome di apice.

Il cuore forma un angolo con l'asse longitudinale del corpo. Il margine superiore comprende la base, il margine destro del cuore è formato dall'atrio destro, il margine sinistro è formato dal ventricolo sinistro e da una piccola porzione dell'atrio sinistro e infine il margine inferiore è costituito dalla parete del ventricolo destro.

Il cuore è ruotato leggermente verso sinistra così che la superficie anteriore o sternocostale risulta rappresentata principalmente dall'atrio destro e dal ventricolo destro mentre la superficie posteriore o diaframmatica è costituita per la maggior parte dal ventricolo sinistro.

Le differenze funzionali tra atri e ventricoli sono naturalmente collegate a differenze strutturali esterne e interne. Gli atri hanno una parete muscolare più sottile e ciò li rende parecchio distendibili. La porzione espandibile dell'atrio è detta auricola (o appendice atriale).

Un solco profondo, il solco coronario, segna il limite tra gli atri e i ventricoli, mentre due solchi ancora più profondi, il solco interventricolare anteriore e il solco interventricolare posteriore segnano i confini tra i ventricoli destro e sinistro. Il tessuto connettivo epicardico a livello di tali solchi contiene un'abbondante quota di tessuto adiposo e inoltre in questi solchi si trovano le arterie e le vene che forniscono sangue alla muscolatura cardiaca. L'anatomia di superficie del cuore finora descritta è illustrata in figura 1.

I due atri sono separati dal setto interatriale, mentre il setto interventricolare divide i due ventricoli. Ogni atrio comunica col ventricolo dello stesso lato. L'atrio destro riceve il sangue della grande circolazione attraverso due grosse vene: la vena cava superiore e la vena cava inferiore. La vena cava superiore che si apre nella porzione posteriore e superiore dell'atrio destro, porta al cuore il sangue proveniente dalla testa, dal collo, dagli arti superiori e dal torace. La vena cava inferiore, che si apre nella porzione posteriore e inferiore dell'atrio destro, porta il sangue proveniente dal resto del tronco, dai visceri e dalle estremità inferiori. Le vene coronarie che raccolgono il sangue refluo dal circolo coronarico confluiscono nel seno coronario, che si apre anch'esso nell'atrio destro, poco al di sotto dell'apertura della vena cava inferiore. Dalla quinta settimana di sviluppo embrionale alla nascita, il setto interatriale è reso pervio da un'apertura ovale, il foro ovale, che permette al sangue di passare dall'atrio destro all'atrio sinistro mentre i polmoni si stanno ancora sviluppando. Alla nascita il foro ovale si chiude e nel cuore adulto, a questo livello, è visibile una piccola depressione, la fossa ovale.

Il sangue scorre dall'atrio destro al ventricolo destro, attraverso un'ampia apertura, ai cui bordi si trovano tre lembi fibrosi, detti cuspidi, che costituiscono parte della valvola atrioventricolare destra, detta anche tricuspide. Le estremità libere delle cuspidi sono attaccate a fasci di fibre collagene, le corde tendinee, le quali originano dai muscoli papillari che si dipartono dalla superficie interna del ventricolo destro. Le corde tendinee limitano il movimento delle cuspidi e prevengono il reflusso dal ventricolo nell'atrio. Nella porzione superiore del ventricolo destro, tre lembi semilunari costituiti da tessuto connettivo spesso, formano la valvola semilunare polmonare. Il flusso ematico passando attraverso questa valvola, viene indirizzato verso il tronco polmonare, il quale dà inizio alla circolazione polmonare. La disposizione dei lembi valvolari previene il reflusso quando il ventricolo destro è rilasciato. Una volta dentro al tronco polmonare, il sangue prosegue verso le arterie polmonari destra e sinistra, che si divideranno ripetutamente per dare origine a quei capillari in cui avverranno gli scambi gassosi.

Il sangue che è passato attraverso i capillari polmonari viene raccolto dapprima in piccole vene che via via confluiscono per formare le quattro vene polmonari, due per ogni polmone, le quali mandano il sangue alla parete posteriore dell'atrio sinistro. Come l'atrio destro, anche il sinistro ha un'auricola e una valvola, la valvola atrioventricolare sinistra o mitrale (anche detta bicuspidale). Come suggerisce il nome stesso questa valvola contiene due cuspidi anziché tre. La valvola atrioventricolare sinistra consente il flusso di sangue dall'atrio sinistro al ventricolo sinistro, ma impedisce il reflusso nella direzione opposta.

Il ventricolo sinistro e la camera cardiaca più grande e più spessa. Le sue dimensioni e il suo spessore gli consentono di pompare sangue nell'intero organismo, mentre il ventricolo destro pompa sangue

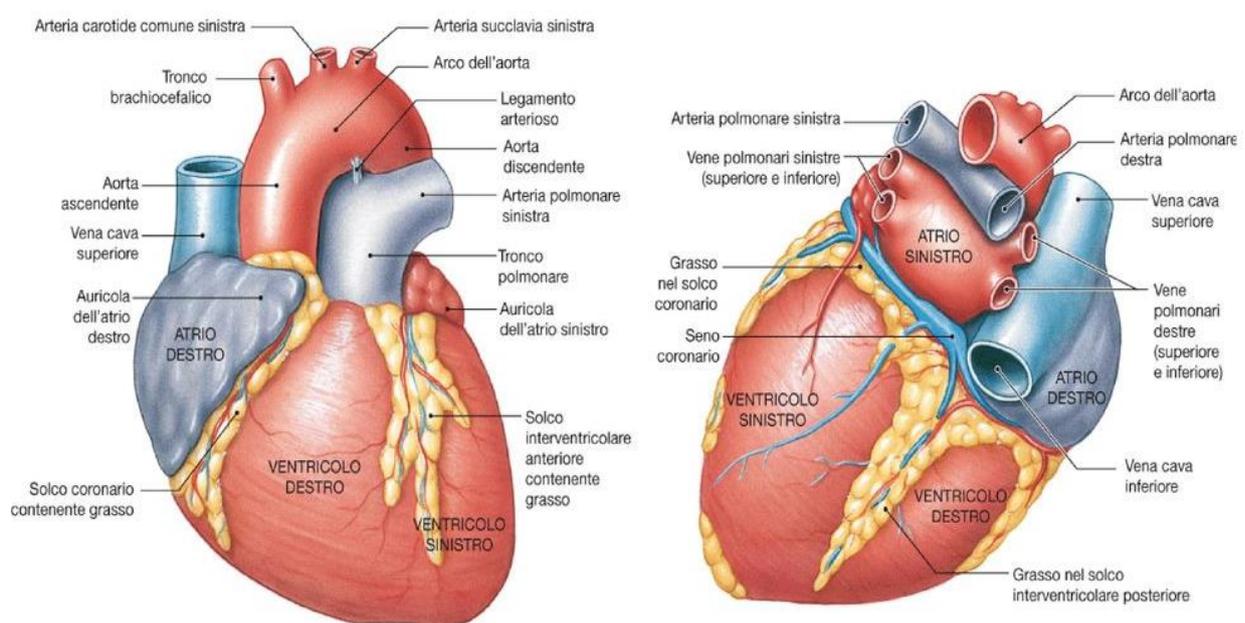


Figura 1: Anatomia di superficie del cuore

solo nella circolazione polmonare, con una distanza da coprire di soli 30 cm. Il sangue lascia il ventricolo sinistro passando attraverso la valvola semilunare aortica, il cui compito è quello di impedire il reflusso di sangue nel ventricolo sinistro, e raggiungendo l'aorta ascendente. La disposizione dei lembi della valvola semilunare aortica è analoga a quella della semilunare polmonare come è possibile vedere nella figura 2. Dall'aorta ascendente il sangue prosegue nell'arco aortico e nell'aorta discendente.

Il cuore è circondato dalla cavità pericardica la quale è rivestita da una membrana sierosa detta pericardio. Il pericardio può essere suddiviso in un pericardio viscerale o epicardio (legato al tessuto muscolare cardiaco) e un pericardio parietale. Il pericardio parietale è rinforzato da uno strato esterno di tessuto irregolare denso contenente abbondanti fibre collagene, detto pericardio fibroso. La cavità pericardica contiene liquido pericardico secreto dai foglietti pericardici. Questo liquido agisce da lubrificante, riducendo l'attrito tra le superfici opposte. Il rivestimento pericardico permette lo scivolamento delle superfici durante la contrazione cardiaca, e il tessuto fibroso limita i movimenti dei vasi principali durante la contrazione.

Una sezione attraverso la parete del cuore rivela tre strati distinti, come illustrato in figura 3:

- l'epicardio, esterno, aderisce al miocardio;
- il miocardio consiste di strati interdipendenti di tessuto muscolare cardiaco, con tessuto connettivo, vasi sanguigni e nervi associati;
- l'endocardio è un epitelio squamoso semplice che ricopre la superficie interna del cuore e si continua con l'endotelio dei vasi adiacenti.

Dato che le fibrocellule cardiache sono connesse tra loro meccanicamente, chimicamente ed elettricamente, il tessuto muscolare cardiaco funziona come un'unica enorme cellula muscolare. La contrazione di ogni cellula provocherà la contrazione di diverse altre e la contrazione si propagerà

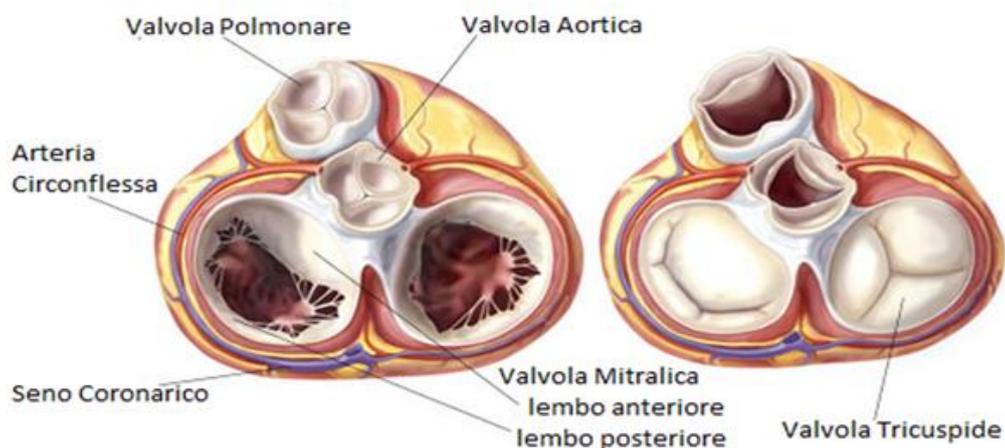
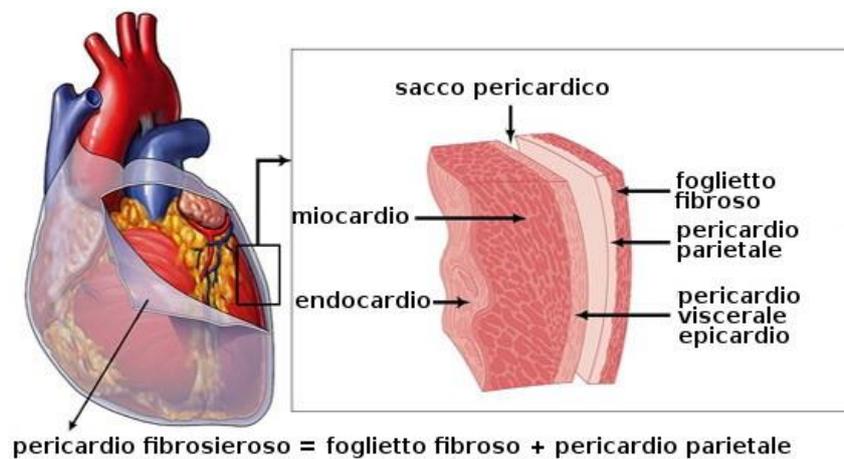


Figura 2: Valvole atrioventricolari e semilunari

attraverso tutto il miocardio. Per questo motivo il muscolo cardiaco è stato chiamato sincizio funzionale.

Il tessuto connettivo del cuore è costituito in gran parte da fibre elastiche e collagene. Queste bande dense di tessuto fibroelastico circondano oltre alle valvole del cuore, anche la base del tronco polmonare e dell'aorta, e separano completamente gli atri dai ventricoli. Questa impalcatura di tessuto connettivale interno è chiamata scheletro fibroso del cuore e le sue funzioni sono le seguenti:

- stabilizzare la posizione delle fibrocellule e delle valvole del cuore;
- assicurare un supporto fisico alle fibrocellule cardiache, ai vasi e ai nervi del miocardio;
- aggiunge resistenza e aiuta a prevenire un'espansione eccessiva del cuore;
- fornisce l'elasticità necessaria a far ritornare il cuore nella sua forma originaria al termine della contrazione;
- Isola fisicamente le fibre muscolari atriali dalle ventricolari. [1]



*Figura 3: struttura della parete del cuore*

### 3 FISILOGIA DEL CUORE

#### 3.1 Il ciclo cardiaco

Il periodo compreso tra l'inizio di un battito cardiaco e il successivo è detto ciclo cardiaco. Ne è riportato uno schema in figura 4. Il ciclo cardiaco comprende quindi periodi alternati di contrazione e di rilasciamento. Il ciclo cardiaco può essere diviso in due fasi. Durante la contrazione, o sistole, una camera spinge il sangue nella camera adiacente o in un tronco arterioso. La sistole è seguita da una seconda fase, o diastole, durante la quale la camera si riempie di sangue e si prepara per la sistole successiva.

Dunque, il cuore ha la funzione di pompa ossia genera l'energia sufficiente a muovere un particolare volume di fluido in una specifica direzione ad una data velocità. Il cuore lavora in cicli di contrazione e rilasciamento e la pressione in ogni camera aumenta diminuisce alternativamente. Le valvole tra le camere adiacenti aiutano ad assicurare la giusta direzione del flusso ematico. Il sangue uscirà da un atrio solo se la valvola atrio-ventricolare è aperta e la pressione atriale supera quella ventricolare. Similmente, il sangue fluirà da un ventricolo in un tronco arterioso solo se la valvola semilunare è aperta e la pressione ventricolare è maggiore di quella arteriosa. I corretti rapporti pressori dipendono dal sincronismo della contrazione.

A differenza del muscolo scheletrico, la contrazione del muscolo cardiaco è autonoma, ovvero avviene in assenza di uno stimolo nervoso o ormonale. Questa proprietà è chiamata automaticità o autoritmicità. Le contrazioni cardiache sono coordinate da fibrocellule cardiache specializzate, le cellule di conduzione: le cellule nodali, responsabili del ritmo cardiaco, e le fibre di conduzione, che distribuiscono lo stimolo contrattile al miocardio generico.

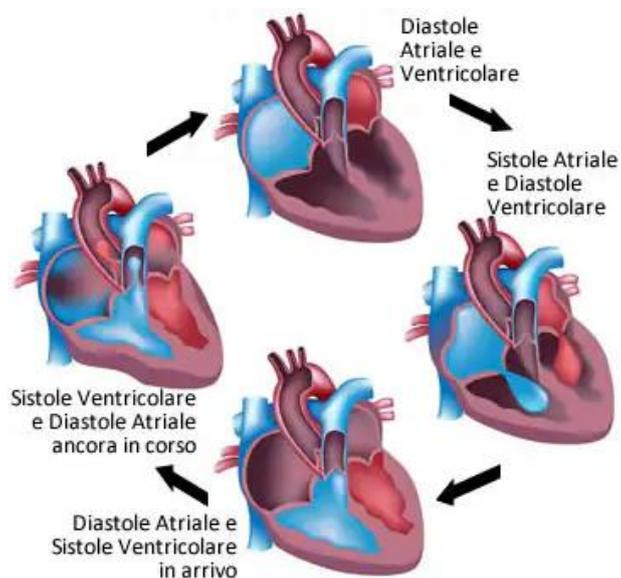


Figura 4: Schema del ciclo cardiaco

### **3.2 I nodi senoatriale e atrioventricolare**

La peculiarità delle cellule nodali sta nel fatto che le loro membrane cellulari si depolarizzano spontaneamente. Le cellule nodali sono elettricamente collegate l'una con l'altra e con le fibre di conduzione oltre che con le normali fibrocellule del miocardio. Ne risulta che il potenziale d'azione che insorge in una cellula nodale si propaga attraverso il sistema di conduzione raggiungendo tutto il tessuto muscolare cardiaco e determinandone la contrazione. In questo modo le cellule nodali stabiliscono il ritmo cardiaco.

Ma non tutte le cellule nodali si polarizzano alla stessa maniera. La normale frequenza di contrazione del cuore è stabilita dalle cellule nodali che generano per prime lo stimolo. Queste cellule pacemaker si trovano nel nodo senoatriale (SA), il cosiddetto pacemaker cardiaco. Il nodo SA si trova nel contesto della parete posteriore dell'atrio destro in prossimità dello sbocco della vena cava superiore. Cellule pacemaker isolate si depolarizzano rapidamente e spontaneamente generando da 80 a 100 potenziali d'azione al minuto.

### **3.3 Il sistema di conduzione del cuore**

Le cellule del nodo senoatriale sono connesse elettricamente con quelle del nodo atrioventricolare (AV), più grande, attraverso le fibre di conduzione presenti nella parete atriale, rappresentate nella figura 5. Lungo questo tragitto le fibre di conduzione trasportano lo stimolo contrattile alle cellule muscolari cardiache degli atri destro e sinistro. Il potenziale d'azione, quindi, si diffonde attraverso tutta la superficie atriale attraverso un contatto intercellulare. Lo stimolo interessa solo gli atri perché lo scheletro fibroso isola elettricamente il miocardio atriale dal miocardio ventricolare. Il nodo AV si trova nel pavimento dell'atrio destro, in prossimità dell'apertura del seno coronario. A causa di differenze nella forma delle cellule nodali, l'impulso rallenta quando passa attraverso il nodo AV; da qui, un potenziale d'azione viaggia lungo il fascio atrioventricolare di fibre di conduzione, detto anche fascio di His, il quale corre lungo il setto interventricolare per un breve tratto, prima di dividersi in due branche (rami), una destra e una sinistra, che si estendono verso l'apice e quindi si irradiano attraverso la superficie interna dei ventricoli. A questo livello, le fibrocellule di Purkinje fanno convergere l'impulso alle cellule contrattili del miocardio ventricolare. Le fibre di conduzione del fascio moderatore trasportano lo stimolo ai muscoli papillari, che tendono le corde tendinee prima che i ventricoli si contraggano.

Lo stimolo per la contrazione è generato dal nodo SA e l'impulso distribuito tramite le relazioni anatomiche tra le cellule contrattili, le cellule nodali e le fibre di conduzione, così che gli altri si contraggono insieme, prima dei ventricoli, e i ventricoli si contraggono insieme, in una direzione che

parte dall'apice e viaggia verso la base. Questa modalità di contrazione ventricolare determina che il sangue sia spinto verso la base del cuore e quindi fuori verso l'aorta e il tronco polmonare.

### 3.4 Regolazione della frequenza cardiaca

Vari fattori possono modificare sia il potenziale di riposo che la depolarizzazione spontanea delle cellule dotate di automaticità, influenzando la frequenza cardiaca. L'attività delle cellule nodali è controllata dal sistema nervoso autonomo. Ad esempio, l'acetilcolina che è rilasciata dai neuroni motori parasimpatici è in grado di rallentare la depolarizzazione spontanea e ridurre la frequenza cardiaca; quando invece i neuroni simpatici rilasciano la noradrenalina, l'indice di depolarizzazione aumenta e così pure la frequenza cardiaca. In condizioni normali, l'attività parasimpatica riduce la frequenza cardiaca dagli 80-100 battiti al minuto imposti dal nodo sensoriale ai 70-80 battiti al minuto comunemente riscontrati. Numerosi problemi clinici sono il risultato di un'alterata funzione del pacemaker naturale. Bradicardia è il termine che si adopera per indicare una frequenza del cuore più bassa del normale, laddove tachicardia indica una frequenza più alta del normale.

### 3.5 Potenziali d'azione cardiaci

Dal cuore possono essere registrati due principali tipi di potenziali d'azione. Un tipo, la risposta rapida, si registra dalle fibre del miocardio atriale ventricolare e dalle fibre specializzate di conduzione (fibre di Purkinje) situate soprattutto sulla superficie endocardica dei ventricoli. L'altro tipo, la risposta lenta, si registra dal nodo SA e dal nodo AV.

Le varie fasi del potenziale d'azione cardiaco, schematizzate in figura 6, sono associate a variazioni della conduttanza della membrana cellulare agli ioni sodio ( $\text{Na}^+$ ) potassio ( $\text{K}^+$ ) e calcio ( $\text{Ca}^{++}$ ). La

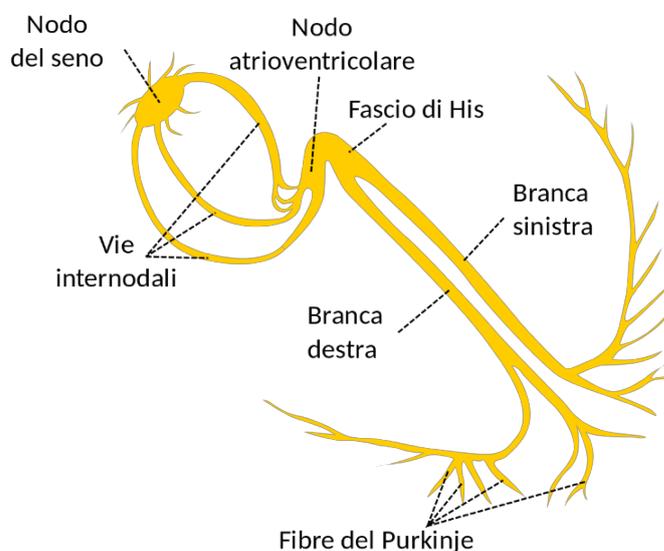


Figura 5: Sistema di conduzione del cuore

conduttanza ad uno ione è un indice della permeabilità della membrana a quello ione.

In condizioni di riposo il potenziale all'interno della cellula cardiaca è inferiore a quello del mezzo extracellulare di circa 90 mV. Questa elettronegatività dell'interno della cellula è presente anche nel muscolo scheletrico e liscio, nelle cellule nervose e in gran parte delle altre cellule dell'organismo. Il potenziale transmembranario di riposo dipende principalmente dalla conduttanza della membrana cellulare al  $K^+$ . La concentrazione del  $K^+$  all'interno della cellula muscolare cardiaca  $[K^+]_i$ , è notevolmente superiore alla concentrazione extracellulare  $[K^+]_e$ .

### 3.5.1 Potenziale d'azione a risposta rapida

Le fibre a risposta rapida specie quelle del miocardio ventricolare di norma non sono capaci di originare impulsi cardiaci. Pertanto, una cellula miocardica viene normalmente eccitata quando un potenziale d'azione (impulso cardiaco), insorto in alcune cellule automatiche arriva a quella cellula trasmesso mediante un processo di conduzione cellula-a-cellula.

#### *Fase 0*

Durante la cosiddetta fase 0 del potenziale d'azione, la membrana cellulare della cellula miocardica si depolarizza rapidamente: la differenza di potenziale attraverso la membrana tende cioè a scomparire. In realtà, la differenza di potenziale si inverte (overshoot positivo), tanto che il potenziale all'interno della cellula supera quello del mezzo esterno di circa 20 mV.

Tale fenomeno avviene perché quando l'impulso cardiaco arriva a fibre miocardiche contigue a una data fibra a riposo, il potenziale negativo della superficie esterna delle fibre contigue riduce il potenziale transmembrana della fibra a riposo. Quando questa variazione di potenziale raggiunge il valore soglia, si aprono certi canali voltaggio dipendenti, chiamati canali rapidi del  $Na^+$  (che ora si dicono attivati). Il sodio entra velocemente nella cellula miocardica attirato dalla considerevole forza elettrostatica dovuta alla negatività del potenziale interno della cellula e dal gradiente di concentrazione ( $[Na^+]_e > [Na^+]_i$ ). L'ingresso di sodio nella cellula miocardica si arresta dopo soli 1-2 ms dall'eccitazione, per due ragioni principali: primo, la tendenza dello ione a entrare a causa dell'elevato gradiente di concentrazione è controbilanciata dalla carica elettrostatica positiva all'interno della cellula generata dal progressivo ingresso di  $Na^+$ ; secondo, poco dopo l'apertura i canali rapidi del sodio si chiudono rapidamente (sono inattivati). I canali del  $Na^+$  non recuperano e, quindi, la cellula cardiaca rimane ineccitabile fino a quando la membrana cellulare non si è polarizzata quasi completamente.

#### *Fase 1*

La fase 1 consiste in un breve periodo di ripolarizzazione parziale che si verifica subito dopo la fase ascendente rapida del potenziale d'azione. Talora questa ripolarizzazione parziale può essere accompagnata da una breve incisura che si interpone tra la fase ascendente del potenziale d'azione e il plateau. Per esempio, i potenziali d'azione registrati dalle cellule miocardiche delle regioni endocardiche dei ventricoli non mostrano un'incisura, mentre quelli registrati dalle regioni epicardiche mostrano un'incisura ben evidente.

Due sono i meccanismi responsabili della fase 1. In quelle cellule cardiache in cui non compare l'incisura la fase uno riflette soprattutto l'inattivazione iniziale dei canali rapidi del  $\text{Na}^+$ . In quelle cellule che invece sono caratterizzate da un'incisura prominente, la fase uno riflette non solo l'inattivazione dei canali rapidi del sodio ma anche l'attivazione di una specifica corrente del  $\text{K}^+$ , dovuta all'apertura, per un breve periodo, dei canali del  $\text{K}^+$  e all'uscita di  $\text{K}^+$  che provoca l'incisura che precede il plateau.

### *Fase 2*

Durante la fase 2 (o plateau), che protrae per circa 0,2 secondi, l'uscita del  $\text{K}^+$  è controbilanciata dall'ingresso di  $\text{Ca}^{++}$  per questo il potenziale transmembrana, che è leggermente positivo, rimane all'incirca costante. L'uscita degli ioni  $\text{K}^+$  è favorita sia dal gradiente chimico che dal gradiente elettrico, mentre l'ingresso degli ioni  $\text{Ca}^{++}$  è dovuto all'apertura dei canali del  $\text{Ca}^{++}$  di tipo L (L da long lasting in quanto la loro attivazione si prolunga nel tempo), quando viene raggiunto il voltaggio soglia di circa -35 mV. Conseguentemente un eccesso di cariche positive si mantiene all'interno della membrana.

### *Fase 3*

Durante questa fase il potenziale diventa progressivamente più negativo fino a raggiungere di nuovo il valore del potenziale di riposo. La ripolarizzazione finale si verifica perché l'uscita dei principali cationi attraverso la membrana della cellula cardiaca è notevolmente superiore al loro ingresso. Infatti, l'inattivazione dei canali del  $\text{Ca}^{++}$  di tipo L riduce l'ingresso di  $\text{Ca}^{++}$ , mentre l'ingresso di  $\text{K}^+$  aumenta a causa della dipendenza della conduttanza dei principali canali potassici dalla polarità della membrana (la conduttanza aumenta tanto più il potenziale transmembrana è negativo). L'uscita di  $\text{K}^+$  dalla cellula durante la fase 3 ristabilisce rapidamente il livello del potenziale di membrana della cellula a riposo.

### *Fase 4 o potenziale transmembranario di riposo*

La fase 4 consiste nell'intervallo compreso tra la fine della ripolarizzazione (fase 3) e il successivo potenziale d'azione.

La ripolarizzazione (fase 3) è molto più lenta della depolarizzazione (fase 0)

### **3.5.2 Potenziale d'azione a risposta lenta**

Nelle risposte lente, quali quelle che si registrano dalle cellule dei nodi SA e AV, il potenziale transmembranario di riposo è molto meno negativo che nelle cellule a risposta rapida, la fase ascendente è molto più lenta, l'ampiezza del potenziale d'azione minore e l'incisura è assente.

La fase ascendente è prodotta dall'attivazione di canali del  $\text{Ca}^{++}$  di tipo L.

### **3.6 Conduzione del potenziale cardiaco**

Nelle fibre cardiache, così come nelle fibre nervose e nelle cellule muscolari scheletriche, la conduzione del potenziale d'azione è mediata da correnti ioniche in circuito locale. Il potenziale elettrico sulla superficie della regione depolarizzata è inferiore (cioè negativo) a quello sulla superficie della regione polarizzata a riposo della fibra miocardica. Il liquido interstiziale interposto tra le fibre miocardiche è una soluzione elettrolitica, ed è quindi un buon conduttore elettrico. Pertanto, le correnti elettriche possono fluire attraverso il liquido interstiziale tra la zona polarizzata e quella depolarizzata. Al confine tra le due zone, queste correnti locali agiscono per depolarizzare la fibra a riposo contigua alla zona depolarizzata. Di conseguenza, il confine tra la zona depolarizzata e polarizzata si sposterà nella direzione della zona polarizzata. Questo spostamento è la propagazione del potenziale d'azione. Nelle fibre a risposta rapida i canali rapidi del  $\text{Na}^+$  si attivano quando il potenziale transmembranario viene rapidamente portato al valore soglia di circa  $-70$  mV. La corrente in ingresso del sodio depolarizza questa regione della membrana cellulare molto rapidamente. Questo processo si ripeterà più volte; il confine tra zona depolarizzata e zona ancora a riposo si sposterà quindi lungo la fibra come un'onda di depolarizzazione. La velocità di conduzione delle risposte rapide varia da  $0,3$  a  $1$  m/s nelle cellule miocardiche e da  $1$  a  $4$  m/s nelle fibre (Purkinje) specializzate di conduzione dei ventricoli.

I circuiti locali sono responsabili della propagazione dell'eccitazione anche nelle fibre a risposta lenta. Tuttavia, le caratteristiche del processo di conduzione sono diverse da quelle delle risposte rapide. Nelle fibre a risposta lenta al potenziale soglia per attivare i canali del  $\text{Ca}^{++}$  è circa  $-40$  mV. Il conseguente ingresso di  $\text{Ca}^{++}$  depolarizza la regione stimolata della fibra e la differenza di potenziale tra la regione stimolata e la regione a riposo eccita la contigua regione polarizzata. Questo processo prosegue in quanto la regione depolarizzata in movimento eccita in continuazione la contigua regione

a riposo della fibra. La velocità di conduzione è notevolmente inferiore a quella delle risposte rapide, in quanto la cinetica dell'ingresso di  $\text{Ca}^{++}$  nelle fibre a risposta lenta è molto meno rapida della cinetica dell'ingresso del  $\text{Na}^+$  nelle fibre a risposta rapida. La velocità di conduzione delle risposte lente nel nodo SA e AV varia da 0,02 a 0,1 m/s.

### 3.7 L'eccitabilità cardiaca

L'eccitabilità di una cellula cardiaca è la facilità con cui questa cellula può essere attivata. Un modo per misurare l'eccitabilità è di misurare la quantità di corrente elettrica necessaria per suscitare un potenziale d'azione. Le fibre a risposta rapida e lenta mostrano notevoli differenze di eccitabilità.

L'intervallo compreso tra l'inizio del potenziale d'azione e il momento in cui la cellula è di nuovo capace di generare un altro potenziale d'azione è chiamato periodo refrattario effettivo o assoluto. Nelle risposte rapide questo periodo va dall'inizio della fase 0 a un punto della fase 3 in cui il potenziale transmembrana ha raggiunto circa -50 mV. Da questo punto fino al momento di completa ripolarizzazione si ha un periodo detto refrattario relativo, durante il quale può essere evocato un potenziale d'azione, ma solo applicando uno stimolo che sia più intenso di quello capace di suscitare una risposta durante la fase 4. La piena eccitabilità, dunque, non viene ristabilita fino a quando la fibra cardiaca non si è completamente polarizzata.

Nelle fibre a risposta lenta il periodo refrattario relativo si protrae frequentemente oltre il tempo in cui è stata recuperata la ripolarizzazione completa. Questa refrattarietà prolungata è stata chiamata refrattarietà post-ripolarizzazione. Anche dopo la completa ripolarizzazione della cellula (fase 4), è spesso necessario uno stimolo relativamente forte per provocare un potenziale d'azione propagato. Pertanto, nelle fibre a risposta lenta il recupero della piena eccitabilità è più lento. [2]

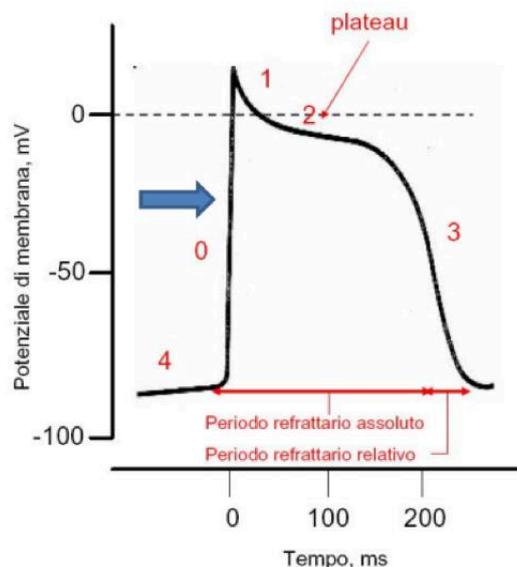


Figura 6: Potenziale d'azione cardiaco

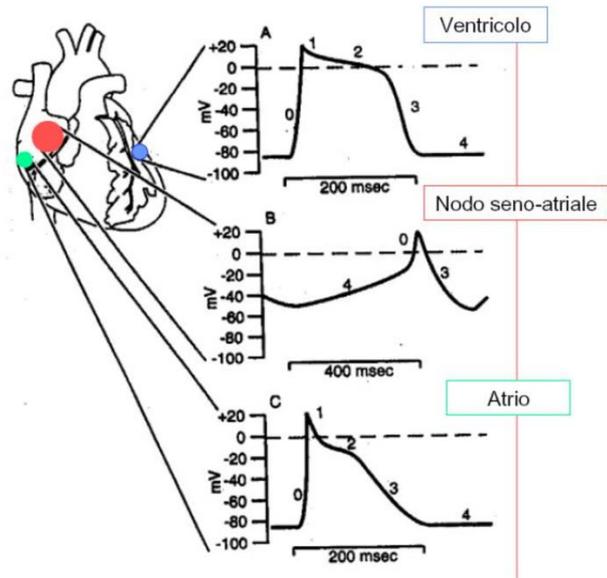


Figura 7: Potenziale d'azione cardiaco in diverse zone del cuore

## 4 ELETTROCARDIOGRAMMA

L'elettrocardiogramma (ECG) è una registrazione del flusso di corrente elettrica che attraversa il cuore durante un ciclo cardiaco e rispecchia le variazioni temporali di potenziale elettrico tra una coppia di elettrodi posti sulla cute, i quali riescono a rilevare l'attività elettrica generata sul tessuto muscolare del cuore che diffonde attraverso il corpo grazie all'azione conduttrice dei liquidi corporei. Analizzando i dettagli di queste variazioni di potenziale si ottengono indicazioni riguardo: l'orientamento anatomico del cuore, l'ampiezza relativa delle sue camere, una varietà di disturbi del ritmo e della conduzione, l'estensione, la localizzazione e l'evoluzione di un danno ischemico del miocardio, gli effetti di alterazioni della concentrazione degli elettroliti e gli effetti di certi farmaci sul cuore.

L'impulso cardiaco si propaga attraverso il cuore secondo un modello tridimensionale molto complesso. Pertanto, la precisa configurazione del tracciato elettrocardiografico varia da persona a persona, e in ogni persona, varia con la sede anatomica su cui vengono posti gli elettrodi di registrazione. <sup>[3]</sup>

### 4.1 Triangolo di Einthoven

Il merito della scoperta dell'ECG va ascritto a William Einthoven, un fisiologo tedesco che, nei primi anni del 900', sviluppò la tecnica di registrazione ECG ancora oggi eseguita nella pratica clinica. La procedura per la registrazione standard dell'ECG è basata su di un immaginario triangolo equilatero attorno al cuore con i vertici che cadono sul braccio destro, sul braccio sinistro, e sulla gamba sinistra, un modello conosciuto come il triangolo di Einthoven illustrato in figura 8. Gli elettrodi collocati sulla cute in corrispondenza degli angoli del triangolo sono collegati due a due ad un dispositivo che misura il voltaggio, come ad esempio un oscilloscopio o un registratore a carta (registrazione bipolare).

Le coppie di elettrodi sono riferite come derivazioni e sono indicate con numeri romani. In ciascuna

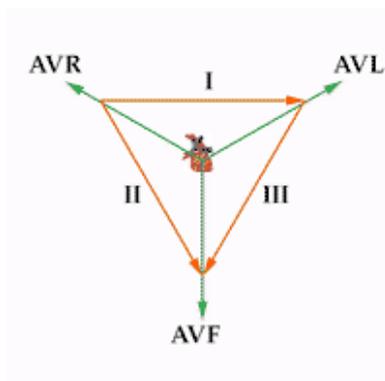


Figura 8: Triangolo di Einthoven

derivazione, un elettrodo è designato come elettrodo positivo, e l'altro come negativo.

Ciascuna derivazione misura la differenza di potenziale elettrico di superficie tra l'elettrodo positivo e quello negativo.

La derivazione I misura la differenza di potenziale tra il braccio sinistro e il braccio destro; la derivazione II misura la differenza di potenziale tra la gamba sinistra e il braccio destro; la derivazione III misura la differenza di potenziale tra la gamba sinistra e il braccio sinistro.

Oltre alle derivazioni bipolari definiamo le derivazioni unipolari nelle quali uno dei due elettrodi permane ad un potenziale all'incirca costante lungo tutto il ciclo cardiaco. Tale elettrodo è detto indifferente, mentre l'altro elettrodo è detto esplorante.

## 4.2 Schema a 12 derivazioni

Tipicamente, l'esecuzione di un elettrocardiogramma viene effettuata seguendo uno schema a 12 derivazioni:

- 6 degli arti che misurano l'attività elettrica sul piano frontale, di cui 3 bipolari (I, II e III), ossia quelle appena descritte e 3 unipolari (aVR, aVL, aVF). In quest'ultimo caso l'elettrodo di riferimento è costituito da un terminale centrale che è connesso con due dei tre arti considerati nel triangolo di Einthoven, mentre l'elettrodo esplorante è posto sul terzo arto:
  - o aVR con elettrodo esplorante posto sul braccio destro
  - o aVL con elettrodo esplorante posto sul braccio sinistro
  - o aVF con elettrodo esplorante posto sulla gamba sinistra.
- 6 derivazioni precordiali di Wilson, unipolari, che misurano l'attività elettrica sul piano orizzontale (V1, V2, V3, V4, V5, V6). In questo caso l'elettrodo indifferente è costituito da un terminale centrale connesso con i tre elettrodi agli arti di Einthoven. L'elettrodo esplorante viene posto in punti convenzionali del torace al fine di rilevare gli eventi elettrici che avvengono nella massa del miocardio. <sup>[4]</sup>

## 4.3 Caratteristiche del tracciato

La direzione delle forme d'onda registrate dipende dalla differenza di potenziale tra i due elettrodi, che può essere positiva (deflessione verso l'alto) o negativa (deflessione verso il basso).

Il tracciato caratteristico è costituito da una serie di onde chiamate P, QRS e T. ciascuna onda corrisponde ad una fase precisa del ciclo cardiaco e questa relazione è rappresentata in figura 9. L'onda P, una deflessione verso l'alto, è il risultato della depolarizzazione atriale.

Il complesso QRS consiste in una serie di deflessioni ripide verso l'alto e verso il basso che sono espressione della depolarizzazione ventricolare e che sono correlate con la fase 0 del potenziale d'azione delle cellule contrattili. La configurazione e l'ampiezza del complesso QRS varia notevolmente tra gli individui. La sua durata è in genere compresa tra 0,06 e 0,10 secondi. Un prolungamento eccessivo di questo complesso può indicare un blocco delle vie di conduzione attraverso i ventricoli (per esempio, un blocco della branca destra o sinistra).

L'onda T, una deflessione verso l'alto dovuta alla ripolarizzazione ventricolare, è correlata alla fase 3 del potenziale d'azione.

In un tracciato elettrocardiografico normale, tra un'onda e l'altra la differenza di potenziale va a zero (linea isoelettrica), esprimendo l'assenza di cambiamenti nell'attività elettrica.

È importante notare che sebbene le fasi dell'ECG siano dovute ai potenziali d'azione che si propagano attraverso il muscolo cardiaco, l'ECG non è una registrazione dei potenziali d'azione. Durante il battito cardiaco, la scarica dei potenziali d'azione delle cellule avviene in tempi differenti, e l'ECG rispecchia il modo con il quale vengono generati i potenziali d'azione dell'intera popolazione cellulare che costituisce il muscolo cardiaco.

Oltre alle onde, alcuni intervalli e segmenti forniscono importanti informazioni sulla funzione del cuore.

L'intervallo PR rappresenta il tempo tra l'inizio dell'attivazione atriale e l'inizio dell'attivazione ventricolare; di norma varia tra 0,12 e 0,20 secondi. Gran parte di questo intervallo è dovuto al passaggio dell'eccitazione attraverso il nodo AV. Un allungamento patologico dell'intervallo PR è presente nei disturbi della conduzione AV provocati da processi infiammatori, da disturbi circolatori

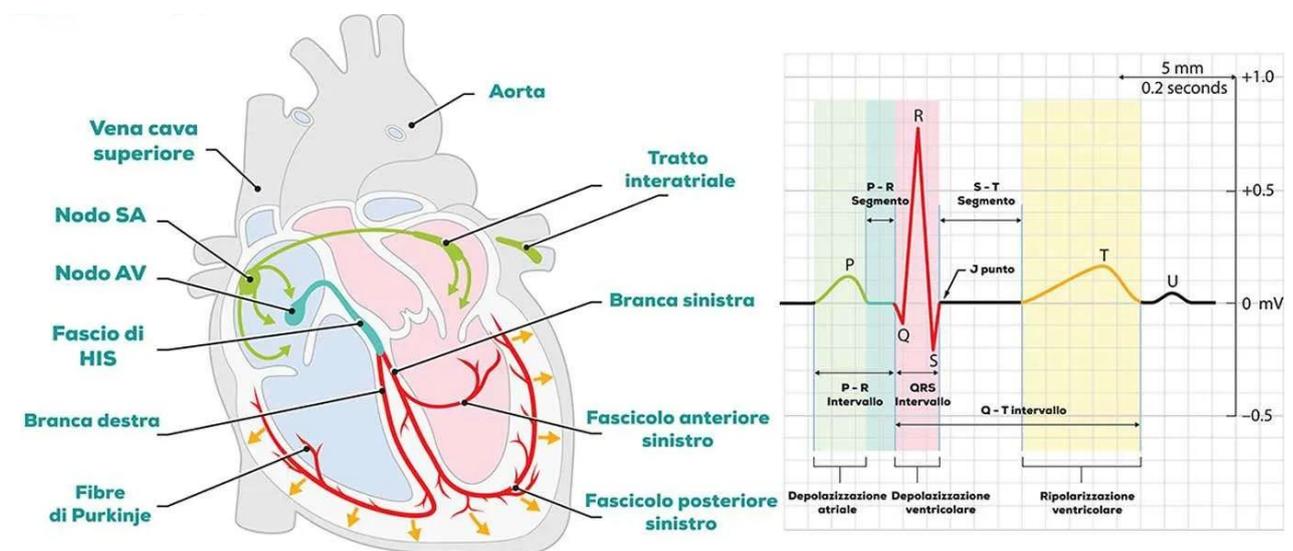


Figura 9: relazione tra onde del tracciato ECG e fasi del ciclo cardiaco

o da meccanismi nervosi o farmacologici.

L'intervallo QT è la stima del tempo della contrazione ventricolare detta sistole ventricolare. La durata dell'intervallo QT è circa 0,4 secondi, ma varia inversamente con il variare della frequenza cardiaca, soprattutto perché la durata del potenziale d'azione varia inversamente con la frequenza cardiaca.

Il segmento TQ corrisponde alla stima del tempo di rilasciamento del ventricolo, detto diastole ventricolare.

L'intervallo RR corrisponde al tempo tra due complessi QRS successivi e rappresenta il periodo cardiaco (tempo tra un battito e il successivo). La frequenza cardiaca può essere ricavata dividendo 60 (secondi) per la durata dell'intervallo RR.

## **5 ARITMIE CARDIACHE**

### **5.1 Tachicardia e bradicardia sinusale**

Una scarica anomala del nodo SA può provocare sia una tachicardia del seno che una bradicardia del seno.

La tachicardia corrisponde all'innalzamento della frequenza cardiaca al di sopra di 100 battiti al minuto. La diastole, l'unico periodo in cui il cuore può essere perfuso e quindi ossigenato, durante la tachicardia si accorcia, diminuendo così l'apporto di ossigeno al tessuto contrattile del cuore.

Di contro, la bradicardia è una condizione definita come riduzione della frequenza cardiaca inferiore al valore di 60 battiti per minuto. Può manifestarsi fisiologicamente negli sportivi (condizione denominata anche "cuore d'atleta") e talora negli anziani. In questi casi la frequenza cardiaca a riposo può essere inferiore ai 50 battiti al minuto.

Nel feto e nei neonati la frequenza cardiaca è fisiologicamente più elevata (110-160 bpm), per cui si parla di bradicardia fetale in caso di frequenza inferiore a 100 battiti al minuto. La frequenza cardiaca tende a ridursi con l'avanzare dell'età, raggiungendo verso i 12 anni quella tipica degli adulti.

### **5.2 Ritmo sinusale con QRS ampio**

Indica il ritmo sinusale con un complesso QRS più lungo del previsto. Ciò potrebbe indicare la presenza di un blocco di branca per cui vi è un ritardo nel passaggio dei segnali elettrici del cuore lungo la parte inferiore del cuore. Il blocco di branca è un'anomalia di conduzione dell'impulso elettrico del cuore, caratterizzata dall'impossibilità da parte delle due branche del fascio di His di trasmettere simultaneamente ai due ventricoli l'impulso originatosi negli atri o nella giunzione atrio-ventricolare.

In condizioni normali, la branca destra e la branca sinistra del fascio di His conducono l'impulso contemporaneamente alle loro suddivisioni fino alla rete di fibre del Purkinje, distribuendolo ai due ventricoli. Quando in una delle due branche la trasmissione dell'impulso è ritardata o impedita, l'impulso attiva prima la contrazione in un solo ventricolo; poi, attraverso il setto interventricolare, l'impulso si propaga all'altro. In questo modo si realizza uno sfasamento nella depolarizzazione dei due ventricoli, che è visibile all'elettrocardiogramma come ritardo di attivazione di un ventricolo rispetto all'altro e, di conseguenza, come allungamento dell'intervallo QRS.

La durata massima del complesso QRS in qualsiasi derivazione non deve superare 0,10 secondi.

Alcune delle cause del blocco di branca includono l'attacco di cuore, un muscolo cardiaco ispessito, irrigidito o indebolito (insufficienza cardiaca congestizia), malattia polmonare o ipertensione.

### **5.3 Blocco cardiaco di 1°, 2° e 3° grado**

L'alterata conduzione attraverso il nodo AV può causare vari gradi di blocco cardiaco. Nel blocco cardiaco di primo grado è rallentata la conduzione attraverso il nodo AV, che provoca un ritardo superiore alla norma della conduzione attraverso il nodo stesso (la durata dell'intervallo P-Q è aumentata).

Durante il blocco cardiaco di secondo grado la conduzione attraverso il nodo non avviene, sempre. Se la conduzione non avviene i ventricoli non si depolarizzano (assenza del complesso QRS e dell'onda T) e non si contraggono. Il rapporto 1 a 1 tra contrazione atriale e ventricolare di conseguenza cambia.

Durante il blocco cardiaco di terzo grado la conduzione attraverso il nodo AV non avviene proprio, provocando una completa dissociazione tra le contrazioni ventricolari ed atriali. Gli atri si contraggono alla frequenza di scarica del nodo SA, ma i ventricoli si contraggono alla frequenza di scarica delle fibre di Purkinje, che sono solo 30 - 40 volte per minuto. Questa bassa frequenza della contrazione ventricolare è insufficiente a mantenere il rifornimento necessario di ossigeno e di nutrienti, per cui il blocco di terzo grado, se non viene corretto, diventa pericoloso per la vita. <sup>[5]</sup>

### **5.4 Contrazioni atriali premature e contrazioni ventricolari premature**

A volte il cuore viene polarizzato da uno stimolo elettrico che origina all'esterno delle normali vie di conduzione (focus ectopicus). Poiché le cellule cardiache sono collegate mediante le giunzioni comunicanti, un'anomala depolarizzazione si propagherà attraverso il cuore, provocando una contrazione supplementare detta extrasistole. Se tale depolarizzazione avviene in un atrio, si avrà una contrazione atriale prematura (PAC, Premature Atrial Contraction) e la conduzione che segue attraverso il nodo AV provocherà la contrazione del ventricolo. Se la depolarizzazione avviene in un ventricolo, si avrà una contrazione ventricolare prematura (PVC, Premature Ventricular Contraction), che non sarà preceduta da nessuna contrazione atriale. I PAC e i PVC sono clinicamente di piccolo significato, a meno che non si verificano molto frequentemente. Persone di qualsiasi età possono sperimentare PVC occasionali. Alcuni dei fattori scatenanti di tale fenomeno includono caffeina, tabacco, alcol, tosse e raffreddore, ipertensione, ansia, stress, apnea notturna, malattie polmonari e malattie cardiache. In molti casi, la causa sottostante non può essere identificata.

### **5.5 Fibrillazione atriale e fibrillazione ventricolare**

Le fibrillazioni sono delle aritmie più serie, che insorgono quando il muscolo cardiaco non riesce a mantenere sincrona la depolarizzazione. Nella fibrillazione atriale, le varie fibre del muscolo atriale

si depolarizzano in maniera indipendente le une dalle altre, così la contrazione atriale risulta inefficiente nel pompare sangue al ventricolo. La fibrillazione atriale provoca debolezza e senso di stordimento dovuti ad una diminuzione del flusso ematico, ma, fino a che il ventricolo si contrae ancora in maniera efficiente, la fibrillazione atriale non è generalmente letale perché la contrazione degli atri contribuisce poco al riempimento ventricolare (la maggior parte del riempimento ventricolare è passivo ed avviene per gradiente pressorio).

In caso di FA, l'ECG rivela un tremore della linea di base, che testimonia l'attività anarchica degli atri, e il nodo atrioventricolare lascia che l'afflusso passi irregolarmente ai ventricoli.

La fibrillazione ventricolare, al contrario, può portare al decesso in pochi minuti. Quando le cellule del ventricolo si depolarizzano in maniera disorganizzata, i ventricoli non possono pompare il sangue efficacemente ai tessuti, compreso il cervello. I clinici devono rapidamente defibrillare il cuore del paziente. La defibrillazione viene eseguita colpendo il cuore con un impulso di corrente generata esternamente virgola che attraversa il torace. Tale impulso di corrente tenderà a depolarizzare tutte le cellule muscolari nello stesso istante facendo sì che l'attività elettrica del cuore possa risincronizzarsi

## **5.6 Flutter atriale**

Il flutter atriale è un'aritmia meno desincronizzata della FA, causata da un meccanismo di rientro nell'atrio destro, che si presenta all'elettrocardiogramma con un aspetto caratteristico in quanto al posto delle onde P sono presenti le cosiddette onde F (a denti di sega), generalmente seguite da complessi QRS di normale morfologia o alquanto allargati. Il focolaio ectopico atriale genera numerosissimi impulsi (fino anche a 300/minuto) che vengono tutti trasmessi agli atri, le cui contrazioni aumentano proporzionalmente, ma che raggiungono solo in parte, cioè 1 su 2, 1 su 3 o anche 1 su 4 i ventricoli in quanto vengono parzialmente bloccati nel nodo atrio ventricolare con la conseguenza che le contrazioni ventricolari possono anche essere costantemente normali.

## **5.7 Sindrome del QT lungo**

La sindrome del QT lungo (LQTS) è una patologia cardiaca su base genetica, caratterizzata da un elevato rischio di aritmie cardiache ventricolari, che possono provocare sincope (perdita di coscienza), arresto cardiaco e morte improvvisa. La malattia è caratterizzata dal prolungamento dell'intervallo QT, e quindi da un rallentamento della ripolarizzazione ventricolare, e da anomalie morfologiche dell'onda T (descritte come onde T bifide). La LQTS si manifesta prevalentemente in età pediatrica, ma in alcuni casi può esordire anche dopo la pubertà e in età adulta. La gravità della malattia è molto variabile e, almeno in parte, dipendente dal tipo di gene o di mutazione implicati.

La diagnosi della LQTS avviene principalmente attraverso il tracciato elettrocardiografico, sia ECG a 12 derivazioni che ECG dinamico Holter, con il rilevamento del prolungamento dell'intervallo QT, corretto per la frequenza cardiaca secondo la formula di Bazett riportata di seguito.

$$QT_{\text{corretto}} = QT / \text{sqrt}(FC);$$

In cui:

- $QT_{\text{corretto}}$  = lunghezza dell'intervallo QT corretta
- QT = lunghezza dell'intervallo QT rilevata nel tracciato elettrocardiografico
- FC = frequenza cardiaca

Tale correzione è necessaria in quanto il tempo QT è un parametro elettrocardiografico intimamente correlato alla frequenza cardiaca: all'aumentare della stessa esso diminuisce.

In pazienti con storia di sincopi, la diagnosi di QT lungo viene effettuata quando la durata dell'intervallo QT corretto è maggiore di 460 ms. In assenza di sincope o di storia familiare di LQTS o di aritmie documentate, la clinica diagnosi di LQTS potrebbe richiedere la presenza di un intervallo QT corretto maggiore o uguale a 480 ms.

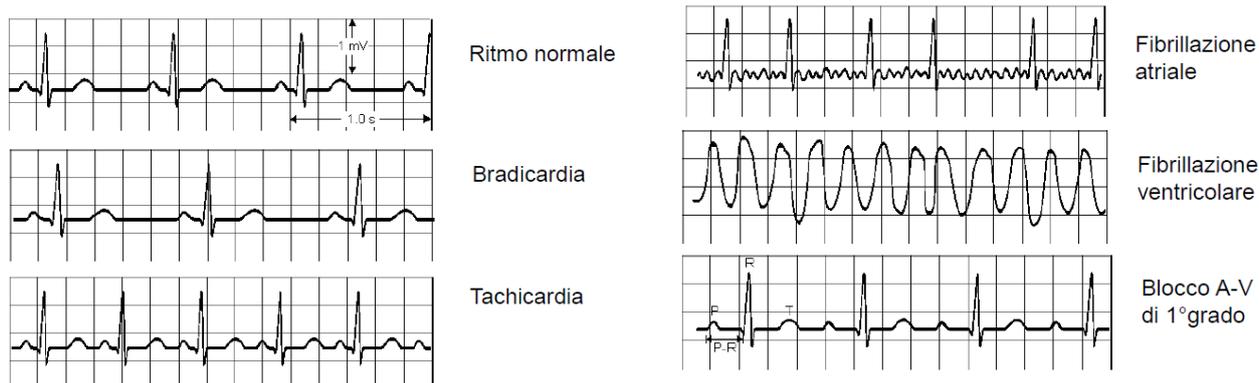
E' da notare che il prolungamento dell'intervallo QT potrebbe non essere presente nel tracciato ECG a riposo, ma essere documentato durante ECG dinamico secondo Holter.

La prevalenza della LQTS è stimata in 1 ogni 2.500 nati vivi, con una discreta variabilità nelle differenti aree geografiche. Nella LQTS è stata descritta una relativa prevalenza del sesso femminile, ancora non del tutto spiegata. La maggior parte dei soggetti con questa condizione sviluppa sintomi prima dei 40 anni, e l'età di comparsa dei sintomi sembra mostrare differenze in base al sesso e in base alle diverse varianti genetiche. <sup>[6]</sup>

## 5.8 Sindrome del QT corto

La sindrome del QT corto è una malattia elettrica del cuore su base genetica. È caratterizzata da un intervallo QT anormalmente corto (< 300 ms) e da una propensione alla fibrillazione atriale e alla morte cardiaca improvvisa. Per fare una diagnosi di SQTs, la frequenza cardiaca deve essere <130 battiti/min, e preferibilmente <100 battiti/min. Essa è causata da mutazioni nei geni che codificano i canali ionici che accorciano il potenziale di azione cardiaco. <sup>[7]</sup>

I tracciati ECG relativi ad alcune aritmie sono riportati in figura 10.



*Figura 10: Esempi di tracciati ECG di alcune aritmie*

## 6 SISTEMI DI MONITORAGGIO CARDIOVASCOLARE

Secondo l'organizzazione mondiale della Sanità (WHO), le malattie cardiovascolari sono la causa principale di morte nel mondo, con 17,9 milioni di morti ogni anno.

Il monitoraggio continuo della frequenza cardiaca e il rilevamento immediato del battito cardiaco sono di interesse primario nell'assistenza sanitaria contemporanea. Prove sperimentali hanno dimostrato che molte delle malattie cardiovascolari potrebbero essere meglio diagnosticate, controllate e prevenute attraverso il monitoraggio continuo dei segnali fisiologici, come i segnali ECG.

Il monitoraggio della salute e le relative tecnologie sono un'interessante area di ricerca. Il numero di sistemi di monitoraggio ECG in letteratura si sta espandendo in modo esponenziale e questi ultimi si sono notevolmente evoluti nel tempo a causa dell'emergere di tecnologie abilitanti intelligenti

Di seguito si propone una panoramica completa e verificata da esperti dei sistemi di monitoraggio ECG.

### 6.1 Architettura dei sistemi di monitoraggio elettrocardiografici

L'architettura comprende quattro livelli: il livello inferiore è il livello di acquisizione, che offre varie piattaforme e dispositivi di rilevamento, come sensori ECG, sensori IoT (Internet of Things), sensori WBAN (Wireless Body Area Network), sensori mobili e sensori indossabili. Tra i sensori possiamo trovare sensori incorporati su tessuti biologici, smartwatch comodi e facili da maneggiare, giubbotti intelligenti. I dati cardiaci sotto forma di segnali ECG insieme al contesto e ai dati del paziente vengono acquisiti, utilizzando diversi protocolli di comunicazione, in modo autonomo utilizzando Wi-Fi, Bluetooth, banda ultra larga (UWB), ZigBee (standard di comunicazione wireless che attraverso l'uso di piccole antenne digitali a bassa potenza e basso consumo implementa una wireless personal area networks) identificazione a radiofrequenza (RFID) e comunicazione near-field (NFC) e quindi trasportati al livello successivo, ossia quello di pre-elaborazione ed elaborazione. Quest'ultimo livello è responsabile della gestione di operazioni come la riduzione del rumore dell'ECG e il filtraggio degli artefatti, il rilevamento del QRS, la delineazione, la trasformazione e la compressione dell'onda dell'ECG. I dati e le caratteristiche dell'ECG elaborati e aumentati vengono quindi inoltrati utilizzando i suddetti protocolli di comunicazione al livello di modellazione e analisi, dove vengono condotte diverse analisi di machine learning, deep learning e statistiche per analizzare, estrarre modelli dai dati ECG e identificare e prevedere vari tipi di malattie cardiovascolari<sup>[8]</sup> Gli output generati da questo livello vengono quindi inviati al livello di visualizzazione in cui vengono utilizzate diverse applicazioni e interfacce per visualizzare i dati analizzati.

## 6.2 Processi dei sistemi di monitoraggio elettrocardiografici

Il ciclo di vita di un sistema di monitoraggio è caratterizzato da diversi processi (nella letteratura non esiste una classificazione ben precisa di tali processi, i quali infatti possono sovrapporsi o unirsi):

### 1) *Acquisizione dei dati*

I dispositivi di acquisizione ECG ospedalieri sono generalmente di grandi dimensioni e supportano un monitoraggio ad alta precisione e a lungo termine. Tuttavia, frenano i movimenti e il coinvolgimento dei pazienti. D'altra parte, i sistemi di monitoraggio della salute indossabili consentono il monitoraggio continuo in tempo reale dei pazienti attraverso l'implementazione di più sensori.

Gli ECG disponibili variano da dispositivi di registrazione ECG singoli a dispositivi ECG a 12 derivazioni. Il processo di acquisizione dei dati comprende la selezione di quanto segue: i tipi di sensori (ad esempio, wireless o cablati), il posizionamento dei sensori, il numero di sensori e l'hardware richiesto per l'acquisizione, l'archiviazione e la trasmissione dei dati. La raccolta inaccurata dei dati può portare a una diagnosi errata e di conseguenza influenzare le decisioni cliniche.

### 2) *Pre-elaborazione*

La pre-elaborazione consente di migliorare la qualità del segnale grezzo, rimuovendo il rumore, l'oscillazione della linea di base e l'interferenza della linea elettrica.

### 3) *Estrazione delle caratteristiche*

Questo processo contribuisce in modo significativo alla diagnosi delle malattie cardiache, in quanto recupera il set di caratteristiche più rappresentativo dall'ECG pre-elaborato. Queste caratteristiche vengono estratte utilizzando diversi algoritmi e tecniche di calcolo, insieme al supporto di competenze visive nella diagnostica dei problemi.

Le caratteristiche dei segnali ECG includono, ma non sono limitate a, l'area sotto la curva, l'ampiezza del picco, il ritardo tra picchi e avvallamenti e la frequenza cardiaca.

I principali metodi di estrazione delle caratteristiche sono: l'utilizzo della trasformata Wavelet, il metodo basato sulla funzione di autocorrelazione (informazioni periodiche dei segnali ECG), l'analisi delle componenti principali (trovare informazioni periodiche nei segnali delle serie temporali) e il metodo basato sulla FFT (trasformata di Fourier).

### 4) *Elaborazione ed analisi*

Durante la fase di elaborazione, vengono effettuate tecnologie informatiche avanzate attraverso lo sviluppo di diversi algoritmi e tecniche intelligenti, come l'analisi, la modifica e la sintesi applicate ai segnali ECG per riconoscere e identificare i suoi componenti significativi, con lo scopo di ottenere informazioni diagnostiche. Questi includono, a titolo esemplificativo ma non esaustivo, la valutazione della qualità del segnale, la classificazione del segnale ECG, il rilevamento del battito cardiaco, la correzione del ritardo e il rilevamento del picco.

L'elaborazione dei segnali ECG è impegnativa a causa di alcune caratteristiche del segnale, come la dinamicità, la vulnerabilità al rumore e l'incoerenza tra gli individui. Pertanto, l'ottimizzazione e lo sviluppo delle tecniche di elaborazione del segnale ECG ha attirato l'interesse della ricerca.

I metodi AI e le reti neurali sono in genere molto utili per fornire l'interpretazione automatica del segnale ECG.

#### *5) Visualizzazione*

Il processo di visualizzazione include tipicamente tutte le funzionalità che consentiranno agli utenti di ispezionare e interagire con i segnali ECG registrati o annotati in tempo reale. Le applicazioni di visualizzazione variano in termini di applicazione ospitante, natura delle informazioni proiettate e funzionalità supportate, che possono essere implementate come servizio Web tramite un browser, applicazioni mobili o applicazioni desktop.

Motalova et al. hanno proposto un progetto per la visualizzazione dati dal dispositivo ECG su applicazioni web. L'applicazione includeva la creazione di grafici dei dati, lo stato degli elettrodi e le funzionalità dello storyboard di animazione.

#### *6) Processi di supporto*

I processi di supporto forniscono funzionalità extra a supporto dei processi primari per realizzare un efficiente sistema di monitoraggio e non sono obbligatori per ogni sistema di monitoraggio ECG. Esempi di tali processi sono: il processo di selezione del segnale (eseguito solo nei sistemi che utilizzano più tipi fisiologici di segnali per il rilevamento del battito cardiaco o il rilevamento del picco R); il processo di compressione dei dati, necessario per molti scopi tra cui la riduzione della capacità di archiviazione e il trasferimento più rapido dei file, alla fine contribuisce a un utilizzo efficiente della larghezza di banda e alla riduzione dei costi. Un altro esempio di processo di supporto è la crittografia e decrittografia dei dati, il quale svolge un ruolo importante nel supportare la sicurezza e la privacy dei dati.

I processi di modellazione e apprendimento sono considerati i processi di supporto più importanti richiesti per l'apprendimento automatico e la previsione o la prognosi delle malattie cardiovascolari.

### **6.3 Ambienti di utilizzo**

A seconda del contesto per cui il dispositivo di monitoraggio ECG è stato sviluppato distinguiamo sistemi domiciliari, distribuiti nell'ambiente domestico usati in genere per il servizio di telemonitoraggio; sistemi ospedalieri che si dividono in sistemi sviluppati per un ambiente clinico di unità di terapia intensiva (ICU) o un ambiente clinico non ICU; sistemi ambulatoriali, utilizzati perlopiù per situazioni di emergenza e sistemi remoti.

#### **6.3.1 Sistemi remoti in ambito sportivo**

Il metodo di telemonitoraggio proposto nel contesto del sistema di monitoraggio remoto dell'ECG differisce da quello per il contesto del monitoraggio domiciliare in quanto è progettato e sviluppato per i soggetti il cui movimento è molto frequente (ad es. esercizio fisico, attività sportiva e/o lavoro). Acquisendo il segnale ECG durante o dopo uno sforzo fisico compiuto dall'atleta è possibile esaminare la risposta dell'apparato cardiocircolatorio all'esercizio fisico,

Durante la pratica sportiva, il segnale elettrocardiografico e la frequenza cardiaca sono rilevabili con precisione tramite dispositivi indossabili e portatili e sono necessari per valutare le performance atletiche e lo stato di salute dell'atleta.

Per sua natura l'attività sportiva comporta la produzione di sudore e l'esecuzione di gestualità e movimenti, spesso ampi e veloci, che interessano ogni parte del corpo. Questi due aspetti compromettono il collegamento degli elettrodi del tradizionale macchinario ECG alla superficie cutanea. Perciò, in ambito sportivo, sono stati sviluppati sistemi di monitoraggio continuo wireless e di piccolo ingombro, tali da non interferire con la corretta esecuzione dei movimenti dell'atleta, ma allo stesso tempo con un'elevata affidabilità nell'acquisizione dei segnali.

Verranno illustrati nei capitoli successivi alcuni esempi di sensori elettrocardiografici indossabili e portatili.

## 7 COME CAMBIANO I PARAMETRI CARDIOVASCOLARI DURANTE L'ATTIVITÀ FISICA

La quantità di sangue che esce da ciascun ventricolo in un minuto è detta gittata cardiaca. Essa dipende dal volume di sangue emesso da un ventricolo ad ogni battito cardiaco (volume sistolico) e dalla frequenza del battito stesso.

Gittata cardiaca = volume sistolico \* frequenza cardiaca.

Poiché in condizioni di riposo si ha una frequenza di 70/80 battiti al minuto ed il volume sistolico è di circa 60/70 cc a battito, la gittata cardiaca ammonta a circa 4,2/5,6 l.

Quando l'individuo è sotto sforzo, la frequenza cardiaca aumenta e con essa la gittata; in questo modo è possibile far fronte al maggior fabbisogno di ossigeno dei tessuti.

Durante l'esercizio fisico, in condizioni aerobiche, per mantenere l'equilibrio tra domanda e offerta di ossigeno, si verifica:

- Un aumento del flusso sanguigno distrettuale, con valori anche 20/25 volte superiori rispetto alla condizione di riposo (da 3 ml a 75 ml per 100 g di muscolo per minuto). Tale aumento è reso possibile dal sinergismo aggiustamenti centrali (cuore e circolazione polmonare) e aggiustamenti periferici (circolazione sistemica)
- Un aumento dell'estrazione di ossigeno dal sangue che in un soggetto non allenato va da circa 5 ml di ossigeno / 100 ml a 13 ml di ossigeno / 100 ml; mentre in un soggetto allenato può arrivare fino a 17 ml di ossigeno/ 100 ml.

Il tipo di risposta cardiocircolatoria varia, qualitativamente e quantitativamente, in funzione dell'intensità dell'esercizio e di numerosi altri parametri tra i quali:

- Il tipo di esercizio (dinamico/isotonico o statico/isometrico o misto)
- Fattori intrinseci al soggetto (es: postura, arti prevalentemente impegnati, livello di coinvolgimento psichico, stato di fatica precedente, distanza dal pasto)
- Fattori estrinseci di tipo ambientale (es: temperatura, pressione barometrica)

L'allenamento intenso obbliga quindi tutto l'organismo ad adattarsi a questa nuova condizione di sforzo fisico attraverso lo sviluppo di modificazioni morfologiche e funzionali. Per quanto riguarda l'apparato cardiocircolatorio, gli adattamenti più vistosi si osservano negli atleti dediti a discipline sportive aerobiche o di resistenza, le quali richiedono il raggiungimento e il mantenimento per lunghi periodi della gittata cardiaca massimale. Tali adattamenti fanno sì che il cuore di questi atleti appaia diverso da quello di un sedentario. In questo caso si parla proprio di "cuore d'atleta" che solitamente si riferisce al cuore di quegli atleti di resistenza che presentano bradicardia sinusale, associata a una maggiore incidenza di malattie del nodo del seno e necessità di impianto di pacemaker elettronico.

Uno studio condotto dall'università di Manchester e dal dipartimento di Bioscienze della statale di Milano mostra che la bradicardia indotta dall'allenamento non è una conseguenza dei cambiamenti nell'attività del sistema nervoso autonomo, ma è causata da cambiamenti elettrofisiologici intrinseci nel nodo del seno. Viene dimostrato che la bradicardia indotta dall'allenamento persiste dopo il blocco del sistema nervoso autonomo in vivo nei topi e in vitro nel nodo del seno denervato. I risultati dello studio appurano che l'attività sportiva, soprattutto se molto intensa e continuata nel tempo, come avviene ad esempio per ciclisti e maratoneti, induce un rimodellamento del cuore, associato ad un'alterata espressione dei canali ionici sodio/potassio del cuore (HCN4); fornendo quindi una spiegazione molecolare per l'adattamento potenzialmente patologico della frequenza cardiaca all'esercizio fisico.

Tra gli adattamenti del cuore d'atleta possiamo distinguere adattamenti centrali e adattamenti periferici.

## **7.1 Adattamenti centrali**

Gli adattamenti centrali, a carico del cuore e della circolazione polmonare, sono finalizzati ad accogliere e pompare fuori dai ventricoli una quantità di sangue nettamente superiore a quella di un soggetto non allenato; il cuore riesce così ad aumentare notevolmente la gittata cardiaca sotto sforzo soddisfacendo la maggiore richiesta di ossigeno da parte dei muscoli.

Le modificazioni principali sono:

- L'aumento del volume del cuore (cardiomegalia fisiologica dovuta all'allenamento)
- La riduzione della frequenza cardiaca (bradicardia) a riposo e sotto sforzo

L'ingrandimento del volume del cuore è il fenomeno più importante ai fini dell'aumento della gittata sistolica (quantità di sangue espulsa ad ogni sistole) e della gittata cardiaca. Negli atleti che praticano sport aerobici ad altissimo livello il volume cardiaco totale può anche raddoppiarsi.

Per quanto riguarda il ventricolo sinistro sono stati identificati due tipi di adattamento: l'ipertrofia eccentrica che riguarda gli atleti di resistenza, nei quali il ventricolo sinistro aumenta il suo volume interno e lo spessore delle sue pareti, assumendo una forma tondeggiante; e l'ipertrofia concentrica che riguarda gli atleti dediti agli sport statici, di potenza, nei quali il ventricolo sinistro aumenta lo spessore delle pareti senza aumentare il volume interno, mantenendo la sua forma originale, ovoidale, o assumendo una forma più allungata.

L'allenamento aerobico, o di resistenza, provoca importanti modificazioni a carico del sistema nervoso autonomo del cuore, caratterizzate da una riduzione del tono simpatico (adrenergico, da adrenalina) con prevalenza del tono vagale (dal nervo vago, dove scorrono le fibre che raggiungono il cuore); la conseguenza più evidente di tale fenomeno, detto "ipertono vagale relativo", è la

riduzione della frequenza cardiaca a riposo. In un soggetto sedentario, anche dopo poche settimane d'allenamento, è possibile osservare una riduzione della FC di 8-19 bpm (battiti per minuto). Ad alti livelli di agonismo è possibile raggiungere i 35-40 bpm, valori che configurano la classica bradicardia dell'atleta.

### **7.1.1 Il cuore d'atleta durante lo sforzo**

In atleti molto allenati la gittata cardiaca può raggiungere eccezionalmente i 35-40 l/min, valori quasi doppi di quelli di un soggetto sedentario. Valori così elevati di gittata cardiaca sono possibili grazie all'aumento della gittata sistolica, conseguentemente alla cardiomegalia. La gittata sistolica, già superiore in condizioni di riposo (120-130 ml per battito contro i 70-80 ml per battito del sedentario), può raggiungere nell'atleta durante lo sforzo i 180-200 e più ml per battito, in casi eccezionali.

Il cuore allenato aumenta la gittata sistolica rispetto ai valori di riposo in misura superiore a quella del cuore di un soggetto sedentario; infatti, a parità di intensità di esercizio la FC nell'atleta è sempre largamente inferiore a quella del sedentario (bradicardia relativa durante lo sforzo).

Oltre alle differenze appena descritte, vi sono altre differenze nel comportamento del cuore durante lo sforzo.

A mano a mano che la FC aumenta nel corso dell'esercizio fisico, si riduce parallelamente il tempo a disposizione dei ventricoli per riempirsi (la durata della diastole): il cuore allenato, essendo più elastico, accoglie più facilmente il sangue nelle sue cavità ventricolari e riesce di conseguenza a riempirsi bene anche quando la FC aumenta molto e la durata della diastole aumenta molto. Tale meccanismo contribuisce al mantenimento di una gittata sistolica elevata.

## **7.2 Adattamenti periferici**

È logico che anche il sistema circolatorio, costituito da vasi arteriosi e venosi, debba adattarsi a questa nuova realtà. In altri termini la circolazione deve essere potenziata al fine di consentire lo scorrimento di flussi sanguigni così elevati senza "rallentamenti". A carico della microcircolazione, gli adattamenti più importanti riguardano i muscoli, soprattutto quelli più allenati. I capillari, attraverso i quali avvengono gli scambi tra sangue e muscolo, sono distribuiti in maggior misura attorno alle fibre muscolari rosse, lente, a metabolismo aerobico (fibre ossidative), che hanno bisogno di una maggior quantità di ossigeno.

Nell'atleta di resistenza con l'allenamento si realizza un aumento in assoluto del numero di capillari e del rapporto capillari/fibre muscolari, fenomeno conosciuto con il nome di capillarizzazione. Grazie ad esso, le cellule muscolari vengono a trovarsi nelle migliori condizioni per sfruttare a pieno le

aumentate disponibilità di ossigeno e substrati energetici. L'aumento della superficie capillare e della capacità di vasodilatazione delle arteriole muscolari, fa sì che i muscoli riescano ad accogliere quantità di sangue veramente notevoli senza che aumenti la pressione arteriosa media.

Oltre ai vasi della microcircolazione, anche quelli arteriosi e venosi di medio e grosso calibro aumentano le loro dimensioni (vasi d'atleta). Il fenomeno è particolarmente evidente nella vena cava inferiore, il vaso che riporta al cuore il sangue proveniente dai muscoli degli arti inferiori, molto utilizzati nei vari sport.

A seguito dell'allenamento di resistenza, si ha un aumento del calibro delle arterie coronarie, che nutrono il cuore. Il cuore d'atleta aumentando il suo volume e la massa muscolare, ha bisogno di un maggior rifornimento di sangue e di una maggiore quantità di ossigeno.

### **7.3 Confronto tra i due tipi di esercizi**

Durante l'esercizio di tipo dinamico/isotonico si riscontra un aumento della FC proporzionale alle richieste metaboliche mentre l'aumento della PA media è modesto o nullo. Inoltre, ci si trova di fronte ad una prevalente vasodilatazione e ad un ritorno venoso facilitato. Inoltre, il consumo di ossigeno da parte del miocardio aumenta mentre il cuore svolge un lavoro di volume, ossia la pompa cardiaca spinge grosse quantità di sangue contro un sistema circolatorio a bassa resistenza

Di contro, durante l'esercizio di tipo statico/isometrico si ha un minore incremento della FC e un marcato aumento della PA media. Spicca il fenomeno della vasocostrizione e il ritorno venoso è ostacolato. Anche in questo caso il consumo miocardico di ossigeno aumenta mentre il cuore svolge un lavoro di pressione, ossia la pompa cardiaca spinge il sangue contro un sistema circolatorio ad elevata resistenza. Questo provoca un marcato aumento della PA e anche un maggior rischio di ischemia miocardica; questo brusco aumento della PA è potenzialmente molto pericoloso per cardiopatici, ipertesi e diabetici.

## **8 MORTE CARDIACA IMPROVVISA NELLO SPORT**

Per morte cardiaca improvvisa (MCI) si intende una morte inaspettata determinata da cause di origine cardiaca. La definizione di MCI, secondo Myerburg (1980) è una “Morte naturale, preceduta da improvvisa perdita della conoscenza, che si verifica entro 1 ora dall’inizio dei sintomi, in soggetti con o senza cardiopatia nota preesistente, ma in cui l’epoca e la modalità di morte sono imprevedibili”.

### **8.2 Incidenza della morte cardiaca improvvisa**

L’incidenza della morte improvvisa è di circa 1/1000 individui all’anno ed aumenta a circa 8/1000 soggetti all’anno aventi una storia di cardiopatie. La morte cardiaca improvvisa è responsabile di circa 50.000 decessi all’anno in Italia. La morte cardiaca improvvisa rappresenta oltre il 50% di tutti i decessi per malattie cardiovascolari. La morte improvvisa si manifesta in prevalenza nel sesso maschile (circa 60%) in tutte le classi di età, in particolare è la principale causa di morte nei maschi di età compresa tra i 20 ed i 60 anni. La morte cardiaca improvvisa può colpire anche i bambini, in particolare entro i primi 6-12 mesi di età. In questi casi si parla più precisamente di sindrome della morte improvvisa infantile, in inglese Sudden Infant Death Syndrome (SIDS).

L’incidenza della morte improvvisa tra gli atleti è simile a quella della popolazione generale; tuttavia, fa particolarmente impressione poiché si verifica solitamente in individui giovani (età inferiore ai 35 anni) e apparentemente sani che, anche in virtù del livello di attività fisica che svolgono, e dei controlli a cui sono sottoposti gli sportivi, sono ritenuti a basso rischio di problemi cardiaci. In particolare, in Italia la MCI colpisce ogni anno più di mille giovani sotto i 35 anni, apparentemente sani, spesso durante la pratica sportiva<sup>[9]</sup>

### **8.3 Eziologia della morte cardiaca improvvisa**

La frequenza cardiaca e la sua variabilità sono indici di rischio di MCI riconosciuti dall’European Society of Cardiology e dalla North America Society of Pacing and Electrophysiology e proprio per questo il monitoraggio può aiutare a prevenire la MCI. Tuttavia, quest’ultima può essere dovuta a uno spettro eterogeneo di malattie cardiovascolari, non tutte individuabili tramite le tecniche base per il monitoraggio cardiovascolare.

La MCI nello sport può essere suddivisa in tre categorie a seconda delle cause:

- MCI dovuta ad una contusione cardiaca (Commotio Cordis). La commotio cordis è l’arresto improvviso del cuore causato da un trauma alla parte anteriore del torace. In genere, questo trauma implica un oggetto duro che si muove velocemente (come una palla da baseball o un

disco da hockey). Il motivo esatto dell'arresto cardiaco non è noto, ma la commotio cordis non deriva da un disturbo cardiaco di base né da danni fisici al muscolo cardiaco. Alcuni esperti ritengono che l'arresto cardiaco si verifichi perché il trauma avviene in un momento critico durante il ciclo che produce ciascun battito cardiaco. Il trauma interrompe quindi i segnali elettrici necessari affinché il cuore possa proseguire a pompare sangue in modo continuo e regolare.

- MCI nei giovani atleti (sotto i 30 anni), che, vista la giovane età, è principalmente dovuta a malattie cardiache strutturali, di solito ereditarie
- MCI dovuta a patologie coronarica, questa costituisce il rischio predominante in eventi di corsa su strada come maratone e mezza maratona.

#### **8.4 Screening dei giovani atleti**

Lo screening di routine dei giovani atleti è obbligatorio in molti paesi europei. In Italia, una riduzione del tasso di mortalità da cardiomiopatia ipertrofica è stata accreditata a tale screening. Condizioni potenzialmente letali come la sindrome del QT lungo possono rivelare anomalie nello screening e quindi essere individuate. Tuttavia, una valutazione annuale non avrebbe probabilmente consentito di prevenire i decessi dovuti ad una miocardite, ossia ad un'inflammazione del miocardio che porta alla morte del tessuto.

I giovani atleti ritenuti ad alto rischio sono quelli con una storia familiare di morte improvvisa e quelli con possibili sintomi cardiaci. <sup>[10]</sup>

## **9 BIOINGEGNERIA E SPORT**

Gli scopi che la bioingegneria, applicata nel mondo dello sport, può perseguire sono molteplici. Tra questi c'è in primis l'ampliamento delle conoscenze relative ai singoli sport, poi la determinazione del miglior "stile" (inteso come un programmato e coordinato insieme di movimenti), sia in termini generali, sia con riferimento ad un singolo giocatore. Inoltre, con i metodi della bioingegneria è possibile ideare o migliorare metodologie e apparecchiature atte a estrarre parametri significativi per giudicare "in laboratorio" le prestazioni sportive dei singoli giocatori così come si rende possibile lo sviluppo di tecniche per la raccolta e l'elaborazione, durante la pratica sportiva, di dati per estrarre indici di rischio cardiovascolare oltre che di performance atletica.

Tra gli altri scopi perseguibili c'è inoltre quello di creare automaticamente banche dati al fine di seguire in modo quantitativo e preciso l'evolversi della carriera di un dato atleta in modo da poter analizzare l'andamento nel tempo dello stato di salute e della condizione fisica dell'atleta.

Relativamente agli ultimi due scopi è di grande rilievo l'utilizzo di sensori per il monitoraggio cardiovascolare portatili o indossabili da parte dell'atleta.

### **9.1 Monitoraggio cardiovascolare durante la pratica sportiva**

L'ECG a riposo può rilevare molte anomalie cardiache, ma gli alti livelli di allenamento a cui sono sottoposti gli atleti possono scatenare episodi di funzionalità cardiaca anormale, che dovrebbero essere valutati mediante registrazioni a lungo termine. Dunque monitorare costantemente l'attività cardiaca è fondamentale per chi pratica sport, specialmente se di tipo aerobico e a livello agonistico: serve a valutare l'intensità dello sforzo e il conseguente adattamento fisiologico dell'atleta, oltre che la sua idoneità cardiovascolare e quella del programma di allenamento. Per questo un considerevole numero di ricerche riconosce la potenziale utilità dei dispositivi indossabili nello screening, nella diagnosi e nel monitoraggio della salute cardiovascolare durante la pratica sportiva. Il biofeedback basato su dispositivi indossabili per quantificare le prestazioni, caratterizzare il movimento, prevenire gli infortuni e promuovere la perdita di peso, a breve termine, ha mostrato benefici rispetto all'allenamento tradizionale.

### **9.2 Sensori indossabili per il monitoraggio cardiaco**

Gli ECG indossabili hanno costantemente dimostrato la loro non inferiorità nel rilevare le aritmie rispetto agli standard di cura. Diversi studi hanno evidenziato la loro capacità di migliorare l'assistenza ai pazienti e ridurre i costi sanitari. E la loro natura li rende adatti al monitoraggio continuo degli atleti durante lo svolgimento della pratica sportiva; infatti, l'atleta può indossarlo durante

gli allenamenti e scoprire in che modo il muscolo cardiaco risponde allo sforzo e al recupero. I dati raccolti, che evidenziano anche se e quando il cuore è maggiormente affaticato, possono aiutare a definire piani di allenamento più funzionali.

Di seguito vengono illustrati alcuni di questi dispositivi.<sup>[11]</sup>

### 9.2.1 **HOLTER CARDIACO**

L'Holter, o elettrocardiogramma dinamico secondo Holter, consiste nella registrazione continua, generalmente per 24-48 ore, dell'ECG mediante un piccolo registratore portatile, collegato al paziente mediante degli elettrodi.

L'elettrocardiogramma memorizzato nel registratore viene analizzato da un computer alla fine del periodo di registrazione, mediante un programma dedicato, in modo da identificare eventuali anomalie del ritmo cardiaco.

Il paziente è tenuto a redigere un diario delle proprie attività e di eventuali disturbi durante la registrazione. Grazie a questo diario, è possibile valutare la relazione di eventuali anomalie ECG con le attività giornaliere e coi i sintomi del paziente. In figura 11 è rappresentato uno schema del dispositivo.

### 9.2.2 **APPLE WATCH**

Negli ultimi anni, gli orologi elettronici hanno sempre più ampliato le loro funzioni includendo spesso anche quella di monitor cardiaco indossabile.

In Apple Watch Series 1 (in figura 12) o modelli successivi, la funzionalità di notifica di ritmo cardiaco irregolare analizza i dati della frequenza cardiaca raccolti dal sensore fotopleiografico (FPG) per identificare episodi di ritmi cardiaci irregolari che suggeriscono la presenza di FA e invia una notifica all'utente quando rileva un episodio. In Apple Watch Series 4, Series 5 e Series 6, l'app

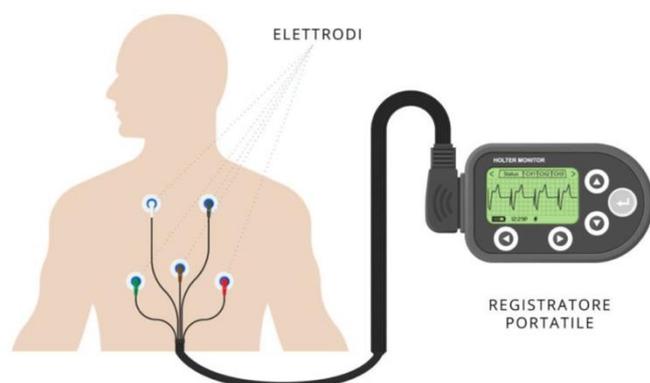


Figura 11: Schema del dispositivo Holter

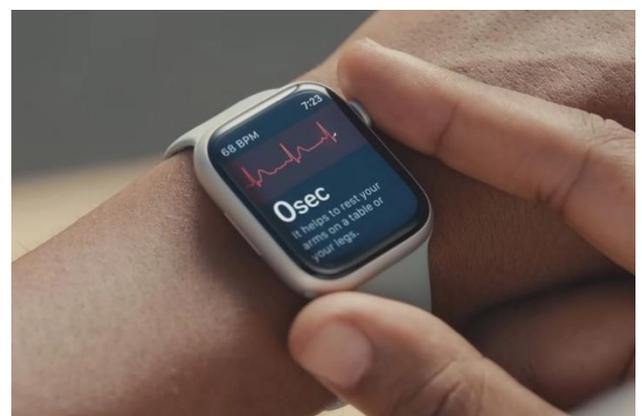


Figura 12: Apple Watch

ECG riesce a generare una forma d'onda dell'elettrocardiogramma (ECG) simile a un elettrocardiogramma a singola derivazione; quindi, a fornire una classificazione di quella forma d'onda come ritmo sinusale (RS), fibrillazione atriale (FA), alta o bassa frequenza cardiaca, o non soddisfacente; con ECG 2.0 sono disponibili ulteriori classificazioni di FA con alta frequenza cardiaca e registrazione scarsa. <sup>[12]</sup>

### **9.2.2.1 Rilevazione delle aritmie mediante fotopletismografia**

Apple Watch dispone di un sensore ottico della frequenza cardiaca che impiega luci LED verdi abbinate a fotodiodi fotosensibili in grado di rilevare l'impulso di volume di sangue al polso dell'utente usando la fotopletismografia (registrazione delle variazioni di volume di un organo o di una parte del corpo, che sono per lo più in rapporto corporeo a pressione costante, che si fonda sullo studio della diffusione dei raggi infrarossi nei tessuti, per studiarne l'irrorazione). Uno schema di tale sensore è rappresentato in figura 14.

Questi sensori e algoritmi sottostanti rappresentano la base della rilevazione della frequenza cardiaca (FC) e della variabilità della frequenza cardiaca (HRV) possibile con Apple Watch Series 1 e modelli successivi. Per determinare l'HRV, Apple Watch acquisisce, con un intervallo che va dalle due alle quattro ore, un tacogramma (un grafico del tempo intercorso tra un battito e l'altro).

Apple Watch classifica ciascun tacogramma usando un algoritmo proprietario per determinare l'eventuale presenza di ritmo irregolare. Un tacogramma irregolare avvia una serie di tacogrammi acquisiti con maggiore frequenza (quanto più spesso possibile, alla distanza minima di 15 minuti) e relativa analisi. Apple Watch raccoglie e analizza i tacogrammi solo se l'utente rimane fermo per un tempo sufficiente a ottenere la lettura. Pertanto, l'algoritmo non monitora sempre l'utente, bensì lo fa in modo opportunistico quando è disponibile un segnale adeguato alla raccolta e all'analisi. Se in una sequenza di sei tacogrammi (incluso quello iniziale), cinque vengono classificati come irregolari in un periodo di 48 ore, l'utente riceve la notifica di una potenziale aritmia. Oltre a ricevere la notifica, all'interno dell'app Salute, l'utente può accedere a informazioni aggiuntive relative a tali tacogrammi irregolari. Se due tacogrammi non vengono classificati come irregolari prima del raggiungimento della soglia, il ciclo viene resettato e la raccolta dei tacogrammi riprende alla frequenza iniziale, ogni due ore.

Come mostrato nella figura che segue (Figura 13), nell'app Salute gli utenti possono scoprire le volte in cui l'algoritmo ha identificato un tacogramma irregolare che ha contribuito all'invio di una notifica. Toccando una data e un orario, l'utente riesce a visualizzare le misurazioni tra un battito e l'altro rilevate da ciascun tacogramma.

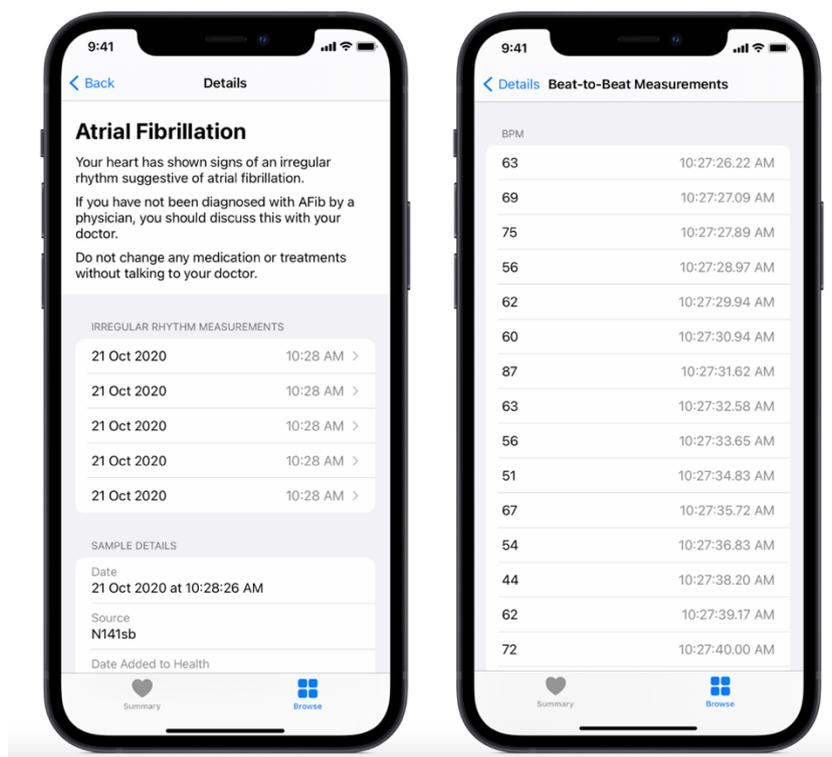


Figura 13: Vista dell'app Salute con le misurazioni del ritmo irregolare

Prima del test clinico per la convalida clinica sono stati condotti studi per sviluppare l'algoritmo di rilevazione mediante FPG e per valutarne l'efficacia in varie condizioni e comportamenti dell'utente, tra cui: respirazione profonda, guida di un'auto, tremori e movimento della mano, ridotta perfusione di mano o polso, utilizzo notturno dell'orologio, rapida risposta ventricolare in soggetti con FA e con altre aritmie. Questi studi sono stati eseguiti su 2300 soggetti di controllo e oltre 500 soggetti con FA. Poiché l'FPG sfrutta l'assorbimento della luce, l'algoritmo di rilevazione dell'aritmia è stato testato con diversi tipi e tonalità di pelle per garantire un numero sufficiente di regolazioni della piattaforma

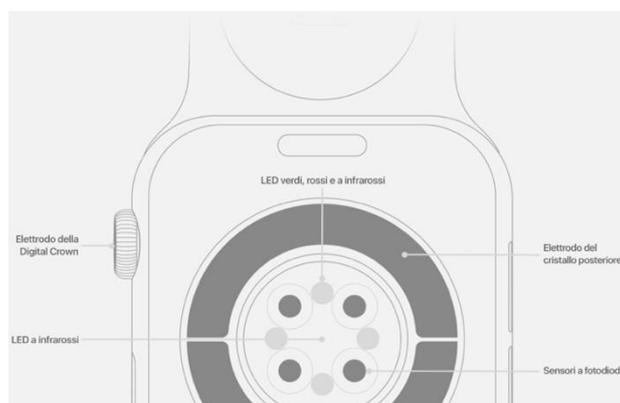


Figura 14: Schema del sensore fotoplethysmografico

di sensori nel contesto degli algoritmi usati per rilevare le aritmie. La melanina presenta un'alta assorbività alla lunghezza d'onda usata dai LED verdi di Apple Watch, rendendo potenzialmente più difficile la misurazione della frequenza cardiaca con FPG in soggetti dalla pelle più scura. Per ovviare al problema, la piattaforma di sensori Apple Watch regola la corrente dei LED (e quindi la luce emessa), il guadagno dei fotodiodi (fotosensibilità) e la frequenza di acquisizione dei dati per garantire un'adeguata ampiezza del segnale su tutte le tonalità della pelle umana.

In uno studio del 2019 finanziato da Apple, al 34% dei 450 partecipanti che hanno ricevuto una notifica di polso irregolare dal dispositivo è stata infine diagnosticata la fibrillazione atriale. Sebbene gli autori dello studio abbiano indicato la necessità di ulteriori test, l'articolo ha sostenuto l'uso di uno smartwatch per rilevare le aritmie cardiache e migliorare i risultati della salute digitale.

#### **9.2.2.2 *Rilevazione delle aritmie mediante elettrocardiogramma***

Apple Watch Series 4, Series 5 e Series 6 incorporano un elettrodo in titanio all'interno della Digital Crown (manopola che si trova sul lato superiore destro dell'Apple Watch e supporta l'utente nella navigazione nei menu) e uno strato ultrasottile di cromo, silicio e nitrato di carbonio applicato al fondo in cristallo di zaffiro di Apple Watch. L'app ECG legge e registra gli impulsi elettrici che controllano il cuore dalla punta del dito dell'utente (tramite la Digital Crown) e dal polso (tramite il fondo di Apple Watch), creando così un circuito chiuso. Per generare un ECG, l'utente deve aprire l'app ECG installata su Apple Watch, quindi toccare per 30 secondi la Digital Crown con un dito della mano (opposta al polso sul quale indossa Apple Watch). La polarità delle derivazioni è determinata dal polso scelto nelle impostazioni di Apple Watch.

Una volta ottenuto l'ECG, viene usato un algoritmo proprietario per classificarne il tracciato come RS, FA o non soddisfacente in ECG 1.0. Con ECG 2.0 sono disponibili anche le classificazioni aggiuntive come FA con alta frequenza cardiaca (FC 100-150) e la differenziazione aggiuntiva tra scarsa registrazione e letture non soddisfacenti. Queste classificazioni del ritmo cardiaco (frequenza cardiaca media, i sintomi riportati dall'utente e la forma d'onda) sono tutte aggiunte e archiviate nell'app Salute e si possono condividere in formato PDF dall'app sull'iPhone abbinato dell'utente.

#### **9.2.3 *VITALPATCH***

Il monitoraggio continuo dei pazienti in luogo ospedaliero di solito utilizza, sensori cablati collegati a un monitor (nei pressi del posto letto) che permette la visualizzazione dei dati istantanei ma non fornisce l'accesso remoto agli stessi. Inoltre, il confinamento del paziente nel letto d'ospedale combinato con lo stress dovuto alla malattia, l'immobilità e il senso di incapacità può avere

conseguenze fisiologiche e psicologiche negative. Pertanto, il monitoraggio remoto continuo con comodi sensori wireless è interessante per la diagnosi precoce di eventuali patologie del paziente, per la prevenzione di eventi avversi e il miglioramento della cura del paziente in generale.

Con tali scopi è stato progettato un sensore wireless chiamato HealthPatch costituito da un cerotto adesivo monouso (da applicare sul torace del paziente) e un modulo elettronico riutilizzabile che consente il monitoraggio continuo dei segni vitali, l'attività e il rilevamento delle cadute. Il sensore HealthPatch ha ricevuto le autorizzazioni FDA per il monitoraggio continuo remoto in ospedale e per uso domestico.

Nonostante l'accettazione clinica di tale sensore semi-usa e getta, il riutilizzo del modulo elettronico, seppur con un'adeguata disinfezione, sterilizzazione e sigillatura all'interno di un nuovo cerotto monouso, può comunque rappresentare un rischio di contaminazione incrociata. Pertanto, un biosensore totalmente monouso può eliminare efficacemente il rischio di contaminazione e migliorare la sicurezza del paziente. A tal fine, è stato sviluppato un biosensore completamente monouso chiamato VitalPatch progettato per un monitoraggio remoto completo, confortevole e continuo, sia in ambito ospedaliero che domiciliare consentendo la prosecuzione normale delle attività quotidiane.<sup>[13]</sup>

VitalPatch è un cerotto adesivo completamente monouso ( $115 \times 36 \times 8$  mm) per il monitoraggio continuo dei segnali fisiologici e delle attività principali del corpo (*Figura 15*). Consente il rilevamento di forme d'onda ECG bipolari a derivazione singola tramite l'utilizzo di uno strato elettronico costituito da un circuito flessibile con elettrodi di superficie. Inoltre, permette di misurare la temperatura della pelle utilizzando un termistore di precisione collegato al circuito flessibile e il movimento del corpo centrale utilizzando un accelerometro MEMS (*Micro Electro-Mechanical Systems*) triassiale. Un'estremità del sensore ospita il processore system-on-chip (SOC), il quale consente agli algoritmi di elaborazione del segnale di eseguire calcoli in tempo reale con prestazioni elevate a un consumo energetico molto basso e consente il funzionamento continuo del sensore per un ciclo di usura di circa 4 giorni. È presente, inoltre, una scheda di memoria e un ricetrasmittitore Bluetooth Low Energy (BLE) per le comunicazioni wireless e il trasferimento dei dati. L'altra estremità del circuito flessibile del sensore ospita una batteria zinco-aria e un interruttore attuatore con una membrana traspirante che consente la diffusione dell'aria per alimentare la batteria ad alta densità energetica. Lo strato del circuito flessibile elettronico è accoppiato con uno strato superiore in schiuma con rivestimento antistatico per ridurre l'accumulo di triboelettricità dovuto all'attrito sugli indumenti e uno strato inferiore adesivo a contatto con la pelle.



*Figura 15: Sensore VitalPatch*

Vista Solution è una piattaforma completa che comprende il biosensore VitalPatch per la raccolta dei dati del paziente, dispositivi di trasmissione per la comunicazione bidirezionale, un monitor per la visualizzazione dei dati in tempo reale. Questa piattaforma consente la registrazione dei dati del paziente con crittografie sicure e consente l'esecuzione di analisi dati predittive automatizzate.

Il segnale ECG bipolare modificato misurato al torace viene elaborato da algoritmi del firmware per determinare i picchi della forma d'onda QRS in ciascun ciclo cardiaco e produce serie temporali di intervallo R-R battito-battito corrispondenti agli intervalli temporali cardiaci istantanei che vengono ulteriormente elaborati per ottenere i valori HR attualmente ogni 4s.

Inoltre, la capacità di VitalPatch di monitoraggio dell'attività corporea del core (posture, eventuali cadute...) calcolando gli angoli formati dai vari assi corporei, può fornire ulteriori informazioni sui movimenti e l'attività fisica del paziente e correlarle alle variazioni dei parametri vitali.

#### **9.2.4 HITOE®**

SFW (Safe for Work) Hitoe è un dispositivo indossabile con sensori ECG (a singola derivazione) integrati, sviluppato per ottenere informazioni biomediche in vari contesti, non solo medici ma anche legati alla sicurezza dei lavoratori. Il sistema Hitoe è composto da quattro parti indicate nella figura 17:

un sensore ECG

- 1) un trasmettitore che comunica con uno smartphone
- 2) un indumento
- 3) uno smartphone

L'indumento con sensore ECG incorporato registra continuamente i dati, che vengono poi trasferiti e archiviati sullo smartphone tramite Bluetooth dal trasmettitore. SFW Hitoe è disponibile in stili diversi sia per l'uomo che per la donna e in taglie diverse.

L'indumento è realizzato con un materiale altamente conduttivo chiamato Hitoe. Si tratta di un materiale composito costituito da una fibra conduttiva flessibile fabbricata rivestendo materiale in fibra come la seta con un polimero conduttivo.

In uno studio descrittivo del 2019, a 100 partecipanti è stato chiesto di indossare una maglietta per almeno 40 ore a settimana (4 giorni a settimana per 10 ore ogni volta) per 2 mesi. L'articolo mostra che la maglietta ha un'efficacia simile nel rilevare la fibrillazione atriale rispetto ad altri dispositivi indossabili. Uno studio osservazionale prospettico del 2022 ha monitorato 18 pazienti sottoposti ad ablazione della fibrillazione atriale utilizzando l'ECG indossabile e un dispositivo Holter ECG. Attraverso il monitoraggio simultaneo, è stato dimostrato che i due dispositivi hanno una correlazione quasi completa in tutti i test clinicamente correlati.

La tecnologia SFW ha un grande potenziale in quanto è adatto al monitoraggio in tanti diversi ambiti: dal monitoraggio per qualsiasi tipo di sport al il monitoraggio remoto della riabilitazione cardiaca<sup>[14]</sup>

### 9.2.5 KARDIA MOBILE 6L DI ALIVECOR

KardiaMobile 6L è un dispositivo in grado di registrare un elettrocardiogramma di livello medico e trasmettere i dati in modalità wireless, tramite Bluetooth, allo smartphone o al tablet (su cui è necessario scaricare l'app Kardia), permettendo di monitorare lo stato dell'attività cardiaca in tempo reale. In particolare, è l'unico ECG personale a 6 derivazioni al mondo approvato dalla FDA (Food and Drug Administration).

Questo dispositivo presenta tre elettrodi, due sulla superficie superiore da utilizzare con le mani sinistra e destra, e uno sulla superficie inferiore per l'utilizzo sulla pelle nuda della gamba sinistra



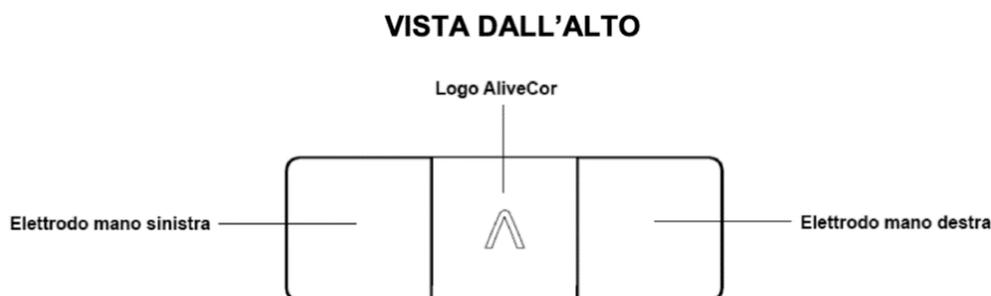
Figura 16: indumento Hitoe

(ginocchio o interno della caviglia). Uno schema dello strumento è rappresentato nelle figure 17 e 18, mentre ne viene mostrato l'utilizzo nella figura 19.

È alimentato da una batteria sostituibile situata sotto l'elettrodo inferiore.

KardiaMobile 6L è in grado di registrare due tipi di ECG: un ECG a derivazione singola, il quale fornisce una visione unica dell'attività elettrica del cuore: il sistema può registrare la derivazione I (ECG prelevato con i due elettrodi principali); un ECG a sei derivazioni, il quale fornisce sei viste dell'attività elettrica del cuore: può registrare contemporaneamente derivazione I e derivazione II e ottenere derivazione III e derivazioni unipolari degli arti aVR, aVF e aVL (ECG prelevato usando tutti e tre gli elettrodi).

Alivecor offre la funzione "advanced determinations" in grado di rilevare una gamma più ampia di aritmie. Un'analisi algoritmica istantanea ("Analisi istantanea") del ritmo cardiaco viene fornita al completamento della registrazione dell'ECG. KardiaMobile 6L è in grado di rilevare il ritmo sinusale normale, la fibrillazione atriale (AFib), la bradicardia, la tachicardia, il ritmo sinusale con contrazioni ventricolari premature (PVC), il ritmo sinusale con QRS ampio e il ritmo sinusale con ectopia



*Figura 17: vista dall'alto del sensore Kardia Mobile 6L*



*Figura 18: vista dal basso del sensore Kardia Mobile 6L*

sopraventricolare (SVE). Tali anomalie dell'attività elettrica cardiaca sono state descritte nei paragrafi precedenti.<sup>[15]</sup> Tutti i possibili risultati dell'analisi immediata, le descrizioni e le informazioni aggiuntive sono visualizzati nella tabella 1.

*Tabella 1: Descrizione dei possibili risultati dell'analisi immediata di Kardia Mobile 6L*

<b>Analisi immediata</b>	<b>Descrizione</b>	<b>Informazioni aggiuntive</b>
<b>Potenziale fibrillazione atriale</b>	L'ECG mostra segni di fibrillazione atriale	Kardia non è in grado di rilevare i segni di un infarto. Se si ritiene di avere un'emergenza medica chiamare il pronto soccorso.
<b>Bradycardia</b>	La frequenza cardiaca è inferiore a 50 battiti al minuto virgola che è più bassa del normale per la maggior parte delle persone.	Kardia non è in grado di rilevare i segni di un infarto. Se si ritiene di avere un'emergenza medica chiamare il pronto soccorso.
<b>Normale</b>	Nell'ECG non sono state rilevate anomalie.	Kardia non è in grado di rilevare i segni di un infarto. Se si ritiene di avere un'emergenza medica chiamare il pronto soccorso.
<b>Tachycardia</b>	La frequenza cardiaca è superiore a 100 battiti al minuto. Ciò può essere normale con lo stress o l'attività fisica.	Kardia non è in grado di rilevare i segni di un infarto. Se si ritiene di avere un'emergenza medica chiamare il pronto soccorso.
<b>Nessuna analisi</b>	La registrazione ECG ha una durata insufficiente. L'analisi immediata non è in grado di fornire un'analisi sulle registrazioni di durata inferiore a 30 secondi.	Registrare un nuovo ECG. Provare a rilassarsi e a rimanere fermi, adagiare le braccia o spostarsi in un luogo più tranquillo che consenta una registrazione completa di 30 secondi.
<b>Non classificato</b>	La fibrillazione atriale non è stata rilevata e l'ECG non rientra nelle classificazioni algoritmiche di Normale, Bradycardia o Tachycardia. Ciò può essere causato da altre aritmie, frequenze cardiache insolitamente veloci o lente o registrazioni di scarsa qualità.	Kardia non è in grado di rilevare i segni di un infarto. Se si ritiene di avere un'emergenza medica chiamare il pronto soccorso.
<b>Non leggibile</b>	In questa registrazione è stata rilevata un'interferenza troppo elevata.	Registrare un nuovo ECG. Provare a rilassarsi e a rimanere fermi, adagiare le braccia o spostarsi in un luogo più tranquillo che consenta una registrazione completa di 30 secondi.

### **9.2.5.1**      *Misurazione della frequenza cardiaca*

Durante la registrazione dell'ECG, verrà visualizzata la frequenza cardiaca in tempo reale. Quando si esaminano gli ECG precedenti, viene visualizzata la frequenza cardiaca media rilevata durante tale registrazione.

La frequenza cardiaca viene calcolata come intervallo di tempo tra battiti cardiaci consecutivi; o più specificamente come l'inverso dell'intervallo di tempo tra onde R consecutive nel complesso QRS. Durante una registrazione ECG, la frequenza cardiaca attuale viene misurata dalla media di questo calcolo inverso negli ultimi 5 secondi. Per ECG memorizzati, la frequenza cardiaca media è la media di questo calcolo inverso durante i 30 secondi totali della registrazione.

### **9.2.5.2**      *Sicurezza clinica e prestazioni*

Le prestazioni del sistema KardiaMobile 6L per la registrazione di un ECG a 6 derivazioni sono state convalidate in uno studio clinico. Complessivamente, 44 soggetti hanno partecipato allo studio, comprendente un numero quasi uguale di volontari sani e pazienti con aritmia. Le registrazioni di ECG sono state simultaneamente effettuate da KardiaMobile 6L e da un dispositivo ECG standard a 12 derivazioni di livello clinico. Sono state eseguite analisi qualitative e quantitative di equivalenza sulle 44 coppie di risultati ECG.

Per la valutazione qualitativa, due elettrofisiologi abilitati hanno confrontato le strisce del ritmo ECG a 6 derivazioni acquisite dal dispositivo KardiaMobile 6L e le derivazioni corrispondenti dal dispositivo ECG a 12 derivazioni standard di riferimento per l'equivalenza diagnostica. Tutte le registrazioni associate (100%, n = 44 soggetti) sono state ritenute equivalenti per la valutazione delle aritmie cardiache da entrambi gli elettrofisiologi. I risultati della valutazione hanno determinato che il dispositivo in oggetto registra un ECG a 6 derivazioni che è qualitativamente equivalente alle registrazioni di derivazioni corrispondenti da un dispositivo ECG a 12 derivazioni standard.

Per l'equivalenza quantitativa, sono state calcolate la correlazione incrociata del battito mediano per la derivazione I e II e l'errore RMS per tutte le 6 derivazioni degli arti tra gli ECG accoppiati per ogni soggetto. Questa analisi è stata condotta sull'output ECG non filtrato e sull'output ECG con filtro avanzato (EF). Gli ECG KardiaMobile 6L avevano una correlazione minima di 0,96 e un errore RMS massimo di 47  $\mu$ V rispetto alla derivazione corrispondente dell'ECG a 12 derivazioni. I risultati dell'analisi quantitativa delle registrazioni ECG hanno ulteriormente confermato che l'ECG del dispositivo KardiaMobile 6L ha un output equivalente a quello del dispositivo ECG a 12 derivazioni standard.



*Figura 20: sensore Kardia Mobile 6L in uso*

### **9.2.5.3      *Tipo di protezione IP***

KardiaMobile 6L è classificato IP22. KardiaMobile 6L è protetto dall'inserimento delle dita e non viene danneggiato dal gocciolamento d'acqua verticale. KardiaMobile 6L è stato testato secondo i requisiti della normativa IEC 60601-1-11:2015. <sup>[16]</sup>

## **10 LO SPORT DELLA PALLAVOLO**

### **10.1 Generalità**

Come mostrato in figura 20, il terreno di gioco della pallavolo è rettangolare (18 m x 9 m), fatto in un materiale sintetico e legno. La linea centrale suddivide il campo in due zone di forma quadrata (9 m x 9 m). La rete è posta sopra la linea centrale a un'altezza di 2,43 m per la pallavolo maschile e 2,24 m per la pallavolo femminile.

Ogni squadra è composta di un massimo di dodici giocatori, di cui sette titolari. Ogni squadra ha a disposizione al massimo tre tocchi per inviare la palla nel campo avversario.

Un'azione completa dei tre tocchi si compone di difesa in bagher dell'attacco avversario con passaggio al palleggiatore,alzata in palleggio del palleggiatore per uno degli schiacciatori e schiacciata.

I giocatori non possono bloccare o trattenere la palla, che può essere giocata solo con tocchi netti con qualunque parte del corpo. Non è possibile fare doppio tocco: sarebbe fallo con conseguente punto alla squadra avversaria.

La partita si divide in set: una squadra si aggiudica la vittoria di un set al raggiungimento del venticinquesimo punto, purché ne abbia almeno due di vantaggio. La squadra che per prima si aggiudica tre set si aggiudica la vittoria dell'intera partita. L'eventuale quinto set (denominato tie-break) termina al raggiungimento del 15° punto, sempre con il vantaggio di almeno due punti sulla squadra avversaria.

### **10.2 I fondamentali**

#### ***10.2.1 Palleggio***

È uno dei fondamentali più importanti nella pallavolo in quanto è usato in quasi tutte le azioni ed è il fondamentale che permette la costruzione di attacco e contrattacco. Quando il palleggio viene indirizzato allo schiacciatore, viene chiamato alzata e può essere effettuato dirigendo la palla in avanti, indietro o lateralmente.

A livello tecnico il palleggio si effettua avvolgendo la palla con le mani portandole sopra la fronte, in modo tale che i pollici e gli indici formino una figura simile a un cuore rovesciato. Gli arti inferiori sono importanti per dare la forza desiderata alla palla una volta rilasciata distendendo le braccia e le spalle.

#### ***10.2.2 Bagher***

Questo fondamentale si effettua unendo le braccia distese avanti a sé e la tecnica più corretta per eseguirlo consiste nel porre il dorso di una mano sopra il palmo dell'altra, unire i pollici dirigendoli verso il basso. Le gambe sono leggermente divaricate e flesse, pronte a dare forza alla palla distendendole.

In particolare, il bagher è usato in tutte quelle situazioni in cui la palla è troppo bassa per essere colpita in palleggio. Prima il bagher era l'unico fondamentale con cui si poteva ricevere la palla dopo il servizio avversario, mentre oggi è possibile usare anche il fondamentale del palleggio.

### ***10.2.3 Servizio o battuta***

Con il termine di servizio (comunemente detto battuta) ci si riferisce al colpo che mette in gioco la palla. Si effettua posizionandosi a fondo campo, stando attenti a non pestare la riga perché in tal caso si commetterebbe fallo e la squadra avversaria conquisterebbe punto; successivamente si deve colpire con una mano la palla, che deve essere stata lasciata o lanciata in aria precedentemente; non è ammesso colpire la palla con due mani o servire in palleggio.

Nel caso delle partite è necessario decidere quale squadra effettua il servizio per prima e per farlo si ricorre al sorteggio.

Le battute possono essere fatte dal basso o dall'alto e quelle dall'alto possono essere: con i piedi a terra, in salto float o in salto spin.

### ***10.2.4 Muro***

Il muro è il fondamentale che ha l'obiettivo di respingere l'attacco avversario, in genere una "schiacciata", superando il bordo superiore della rete almeno in parte. Questo gesto tecnico si effettua saltando nei pressi della rete, facendo attenzione a non toccarla perché si commetterebbe fallo di invasione, stendendo poi le braccia e le mani verso l'alto andando a cercare di toccare la palla nella zona aerea dell'altro campo dopo che il giocatore avversario l'ha colpita.

Gesti tecnici collegati al muro sono: il mani-out o mani-fuori, in cui il giocatore che attacca la palla colpisce il muro ma poi questa termina fuori dal perimetro del campo; il "monster block", termine che indica un muro in cui la palla colpisce direttamente il terreno senza che i giocatori avversari abbiano la minima possibilità di rigiocarla; infine, il muro non è considerato un tocco, quindi a seguito di questo gesto è possibile eseguire i soliti tre tocchi.

## ***10.3 I ruoli***

I ruoli in squadra sono cinque: opposto, centrale, schiacciatore, palleggiatore e libero. Tutti i giocatori dovrebbero avere preferibilmente una statura elevata (il libero non necessariamente), elemento fondamentale per le posizioni di attacco (come, per esempio, lo schiacciatore), ma se questa caratteristica è meno notevole sarà quasi indispensabile avere una importante elevazione; una buona struttura muscolare, che deve essere forte ma leggera, per garantire al giocatore di spostarsi velocemente ed essere sempre efficace in campo. Infine, ogni pallavolista deve avere una buona prontezza di riflessi e un ottimo affiatamento con i compagni di squadra.

### ***10.3.1 Palleggiatore o alzatore***

È il ruolo decisivo per la buona riuscita degli schemi di gioco e per questo è anche definito il regista della squadra. È l'unico ruolo in cui il giocatore che lo ricopre tocca la palla praticamente ad ogni azione: il suo tocco è tipicamente il secondo e questo tocco, infatti, è anche chiamato alzata e permette agli attaccanti di effettuare il fondamentale della schiacciata.

Questo ruolo richiede intelligenza e visione di gioco e per questo è uno dei più difficili: è proprio il palleggiatore a decidere chi far attaccare valutando con rapidità la situazione di muro-difesa avversaria, l'attaccante più pronto e il tipo di schema più adatto.

Essendo un ruolo così determinante, accade spesso che durante il time-out il tecnico o allenatore della squadra vada a colloquio con il palleggiatore per discutere degli schemi di gioco da mettere in atto.

### ***10.3.2 Centrale***

Il ruolo del centrale, spesso detto anche semplicemente "centro", è un ruolo sia di attacco che di difesa: nel caso della situazione di attacco è un ruolo caratterizzato da grande velocità in quanto è il giocatore che più spesso è in grado di fare punto diretto perché attacca palle molto più veloci degli altri attaccanti e questo mette in difficoltà il muro e la difesa avversari.

Guardando una partita si può però notare che è un ruolo coinvolto nell'azione di attacco meno spesso degli altri ruoli, questo perché necessita di ricezione, difesa o appoggio molto precisi così che l'alzatore e il centrale riescano a coordinarsi bene per concludere l'azione.

È anche un ruolo di difesa: il centrale, infatti, va a muro più spesso degli altri giocatori, sia verso posto due che verso posto quattro. sugli attaccanti esterni, in posto tre sul centrale avversario.

Caratteristiche importanti di questo ruolo sono: velocità negli spostamenti, capacità di interpretare l'azione e reattività. È però un ruolo che essendo solitamente molto alto, è più debole nella fase di ricezione e difesa in seconda linea per questo quando si trova nelle posizioni 1, 6, 5 (seconda linea), nella maggior parte dei casi viene sostituito con il libero.

### ***10.3.3 Schiacciatore***

Il ruolo dello schiacciatore è sicuramente il più completo tra i 5 ruoli della pallavolo, in quanto occorre una padronanza tecnica completa: è infatti richiesta sia la capacità di ricevere che quella di attaccare. È il ruolo che viene più coinvolto nella fase di attacco in quanto ha la possibilità di attaccare in prima linea da posto 4 sia palle più lente che più veloci, da posto 2 e inoltre anche da seconda linea ha la possibilità di attaccare dal centro del campo (posto 6) la palla chiama pipe.

Spesso la battuta avversaria mira proprio a questo giocatore soprattutto per tenerlo fuori posizione e costringerlo a fare più fatica per arrivare ad attaccare, ciò rende più difficoltoso al regista servirlo e, quindi, il muro può concentrarsi sull'opposto o sul centro.

### ***10.3.4 Libero***

Questo ruolo è prettamente di difesa: occupa infatti solo le posizioni di seconda linea (1, 6, 5); le sue specialità sono proprio la ricezione della palla dopo la battuta avversaria (la quale cerca infatti di evitare di battere su di lui) la difesa dell'attacco avversario e il recupero di palloni vaganti. Un altro compito importante è quello di sostituire il palleggiatore nel secondo tocco quando questo ha già eseguito il primo tocco: è quindi il libero che effettua l'alzata e decide chi degli altri giocatori far attaccare.

Da regolamento il libero non può andare in battuta, non può andare a muro, non può concludere un'azione d'attacco colpendo la palla sopra la rete. Caratteristiche del libero sono quelle di guidare la difesa della sua squadra essendo il più esperto e riuscendo a leggere prima la battuta e l'attacco avversario; inoltre, è solitamente il giocatore di statura più bassa, affinché abbia una maggiore agilità.

### ***10.3.5 Opposto***

Si usa il termine di opposto per definire questo ruolo perché nelle posizioni della pallavolo si trova, diametralmente opposto al palleggiatore. Il giocatore che ricopre questo ruolo deve essere rapido e versatile, in quanto ha il compito di difendere a muro in posto 2 sull'esterno avversario e di attaccare, schiacciando sia da prima linea in posto 2, ma anche dalla seconda linea in posto 1, dando ulteriori opzioni all'alzatore per cambiare gioco. Nel gioco moderno è quasi l'attaccante principale e, per questo, viene spesso escluso dalla ricezione per permettergli di concentrarsi sull'attacco. Questo è uno dei ruoli della pallavolo in cui essere mancini può agevolare il giocatore, in quanto gli offre la



## 11 MONITORAGGIO CARDIOVASCOLARE NELLA PALLAVOLO FEMMINILE

### 11.1 Popolazione

È costituita da 13 soggetti (S1, S2, S3, ..., S13) di sesso femminile e età compresa tra i 18 e i 29 anni, facenti parte di una squadra di pallavolo iscritta al campionato nazionale di serie B2 organizzato dalla FIPAV (Federazione Italiana Pallavolo).

Prima di procedere con le acquisizioni, ogni soggetto ha firmato un consenso informato e compilato un questionario (tabella 2) che viene riportato di seguito per ciascun soggetto.

Tabella 2: Questionario con informazioni riguardo i soggetti

	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10	S11	S12	S13
<b>Età (anni)</b>	25	20	20	19	28	23	28	23	20	24	20	20	24
<b>Sesso</b>	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F	F
<b>Professione</b>													
<i>Studente</i>	X	X	X	X		X		X	X	X	X		X
<i>Lavoratore</i>					X		X	X				X	
<b>Peso (kg)</b>	73	70	68	73	64	75	48	75	80	73	77	73	74
<b>Altezza (cm)</b>	171	180	172	171	172	181	161	180	174	170	176	170	174
<b>Fumatore</b>	NO	NO	NO	NO	NO	SI	NO	NO	NO	NO	NO	NO	SI
<b>Uso di bevande alcoliche</b>													
<i>Cronicamente</i>												X	
<i>Occasionalmente</i>	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X		X
<i>Astemio</i>													
<b>Uso di farmaci</b>	NO	SI	NO	SI	SI	NO	SI						
<b>Malattie respiratorie</b>	SI	NO	NO	SI	NO	SI							
<b>Malattie cardiache</b>	NO	NO	NO	NO	NO	SI	NO						

Continuo tabella 2

<b>Nausea, svenimento o dolori al petto durante o dopo l'allenamento</b>	NO	NO	SI	NO									
<b>Condizione fisica attuale</b>													
<i>Infortunato</i>													
<i>Recupero da infortunio</i>													
<i>Affaticato</i>					X		X	X					
<i>Normale</i>	X	X	X	X		X			X	X	X	X	X
<i>Eccellente</i>													
<b>Infortuni lievi o gravi passati</b>	NO	SI	SI	SI	SI	SI	NO	NO	NO	SI	SI	SI	SI
<b>Sport principale praticato: pallavolo</b>													
<b>Numero di anni</b>	18	10	12	12	15	9	20	17	8	12	13	12	17
<b>Frequenza allenamento (n. volte a settimana)</b>	4	4	4	4	2	4	4	4	4	4	4	4	4
<b>Durata media allenamento (min)</b>	120	120	120	120	120	120	120	120	120	120	120	120	120
<b>Motivo allenamento:</b> <i>Migliorare le prestazioni fisiche per poter competere</i>													
<b>Intento a competere:</b>	SI												
<b>Livello competizione:</b> <i>Competizioni ufficiali</i>													

Continuo tabella 2

<b>Attività fisiche affiancate allo sport principale: sala pesi</b>	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X		X
<b>Numero di anni</b>	12	1	1	1	1	2	10	10	4	4	1		2
<b>Frequenza (n. volte a settimana)</b>	2	2	2	2	0,5	2	2	2	2	2	2		2
<b>Durata media allenamento (minuti)</b>	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90	90		90
<b>Motivo allenamento</b>													
<i>Migliorare le prestazioni fisiche per poter competere</i>													
<i>Ottenere buone prestazioni senza fare competizioni</i>													
<i>Attività affiancata ad un altro sport per migliorare le prestazioni fisiche</i>	X	X	X	X		X	X	X	X	X	X		X
<i>Fitness personale</i>													
<i>Bassa attività fisica sotto il livello raccomandato</i>					X								

Continuo tabella 2

<b>Intento a competere</b>	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO		NO
<b>Sport praticati in passato</b>													
<i>Ginnastica artistica</i>	X	X				X		X					X
<i>Ginnastica ritmica</i>									X	X			
<i>Nuoto</i>			X	X			X		X		X		X
<i>Aletica</i>			X				X						
<b>Numero di anni</b>	1	0,5	2/1	3		7	3/3	2	9/4	5	3	2	2
<b>Frequenza allenamento (n. Volte a settimana)</b>	2	2	2/3	2		3	2/3	2	4/2	3	3	2	2
<b>Durata media allenamento (ore)</b>	2	1,5	1,5	1,5		2	2/2	90	3/3	2	2	1,5	1,5
<b>Motivo allenamento</b>													
<i>Migliorare le prestazioni fisiche per poter competere</i>			X			X	X		X	X	X		
<i>Ottenere buone prestazioni senza fare competizioni</i>												X	
<i>Attività affiancata ad un altro sport per migliorare le prestazioni fisiche</i>													

Continuo tabella 2

<i>Fitness personale</i>	X	X						X					X
<i>Bassa attività fisica sotto il livello raccomandato</i>				X									
<b>Intento a competere</b>	NO	NO	SI	NO		SI	SI	NO	SI	SI	SI	NO	NO
<b>Livello competizione</b>													
<i>Squadra regionale o nazionale, olimpionica, professionale</i>													
<i>Competizioni ufficiali</i>			X			X			X	X	X		
<i>Competizioni amatoriali e eventi aperti</i>							X						
<b>Temperature allenamento preferite</b>													
<i>Basse</i>		X					X	X		X			
<i>Alte</i>	X		X	X	X	X			X		X	X	X
<b>Orario allenamento preferito</b>													
<i>Mattina</i>		X						X					X
<i>Pomeriggio</i>				X			X						
<i>Sera</i>	X	X	X		X	X			X	X	X	X	
<b>Tipo di allenamento preferito</b>													
<i>Breve e intenso</i>			X		X	X	X	X	X	X	X		X
<i>Lungo e resistivo</i>	X	X		X								X	
<b>Alimentazione</b>													
<i>Dieta</i>											X		

Continuo tabella 2

<i>Alimentazione attenta</i>	X	X	X	X		X		X	X	X		X	
<i>Nessuna dieta</i>					X		X						X
<b>Uso di integratori</b>	NO	NO	SI	NO	SI	NO	NO						

## 11.2 Protocollo di acquisizione

I dati (segnale ECG e FC) sono stati acquisiti tramite il sensore KardiaMobile 6L di Alivecor (già descritto nei paragrafi precedenti), durante lo svolgimento dell'allenamento in 3 giornate differenti e, in particolare, la popolazione è stata suddivisa come segue: S1, S2, S3, S4, S5, S6 e S7 sono stati monitorati nella prima giornata di acquisizione; S8, S9 e S10 nella seconda giornata di acquisizione e infine S11, S12 e S13 nella terza e ultima giornata di acquisizione.

Per ciascun soggetto sono state effettuate 6 rilevazioni. La prima acquisizione è stata effettuata in condizioni di riposo (*rest*) precedentemente l'inizio dell'allenamento, la seconda acquisizione è eseguita dopo la fase di riscaldamento e le ultime 4 acquisizioni sono quelle relative alla fase di recupero (*recovery*): la prima di queste è stata eseguita immediatamente dopo la fine dell'allenamento, e le altre tre a distanza di 5 minuti l'una dall'altra. Quindi l'ultima acquisizione è avvenuta dopo 15 minuti dalla fine dell'allenamento.

Di seguito vengono riportate in dettaglio le fasi di ogni allenamento e per ciascuno di essi una tabella (dalla tabella 3 alla tabella 5) con alcune informazioni importanti ai fini dell'analisi, relative ai soggetti che si sono allenati in tale allenamento.

Prima giornata di acquisizioni: lunedì 24 aprile 2023

Di seguito sono elencati in ordine i vari esercizi, con le relative durate, svolti durante l'allenamento della prima giornata di acquisizioni.

- Mobilità articolare (10 min)
- Esercizio di imitazione dei ruoli (7 giri da 1 min ciascuno con pausa di 30 sec dopo ogni giro).  
È dopo questo esercizio che sono state effettuate le acquisizioni post-warmup.
- Esercizio di scambi (bagher, palleggio e schiacciate) con la palla a coppie (5 min)
- Esercizio di difesa dell'attacco dell'allenatore con obiettivo, verso cui direzionare la difesa, posto in mezzo al campo (2 giri a testa da 3 min ciascuno)
- Battuta e ricezione (20 min)
- Battuta, ricezione, attacco e contrattacco (20 min)
- Gioco 6 vs 6 partendo da una palla attaccata dell'allenatore (20 min)
- Esercizi di allungamento muscolare

*Tabella 3: Informazioni soggetti prima giornata*

<b>Atleta</b>	<b>Data</b>	<b>Orario</b>	<b>Durata</b>	<b>Caffeina 6 h prima SI/NO</b>	<b>Alcohol 24 h prima SI/NO</b>	<b>Integratori pre- allenamento YES/NO</b>	<b>Integratori post- allenamento SI/NO</b>
S1	24/04/2023	18.15	120 min	NO	NO	NO	NO
S2	24/04/2023	18.15	120 min	SI	NO	NO	NO
S3	24/04/2023	18.15	120 min	SI	NO	NO	NO
S4	24/04/2023	18.15	120 min	NO	NO	NO	NO
S5	24/04/2023	18.15	120 min	SI	SI	NO	NO
S6	24/04/2023	18.15	120 min	NO	NO	NO	NO
S7	24/04/2023	18.15	120 min	NO	NO	NO	NO

Seconda giornata di acquisizioni: martedì 2 maggio 2023

Di seguito sono elencati in ordine i vari esercizi, con le relative durate, svolti durante l'allenamento della seconda giornata di acquisizioni.

- Mobilità articolare (10 min)
- Andature (5 min)
- Esercizio di scambi (bagher, palleggio e schiacciate) con la palla a coppie (5 min). È dopo questo esercizio che sono state effettuate le acquisizioni post-warmup.
- Esercizio di difesa dell'attacco dell'allenatore dal plinto: prima simulando l'attacco della fast da posto 2 (2 giri a testa da 3 min ciascuno)
- Esercizio di difesa dell'attacco dell'allenatore da posto 4, prima senza obiettivo (2 giri a testa), poi con obiettivo verso cui direzionare la difesa, posto in mezzo al campo (1 giro a testa).
- Esercizio ad alta intensità di recupero della palla svolto singolarmente (con due palloni lanciati dall'allenatore) (1 minuto). Dopo questo esercizio sono state effettuata un'acquisizione.
- Gioco 4 vs 4 da seconda linea con palleggio fisso (15 min)
- Gioco 6 vs 6 partendo dall'alzata di una palla alta (40 min)
- Esercizi di allungamento muscolare

*Tabella 4: Informazioni soggetti seconda giornata*

<b>Atleta</b>	<b>Data</b>	<b>Orario</b>	<b>Durata</b>	<b>Caffeina 6 h prima SI/NO</b>	<b>Alcohol 24 h prima SI/NO</b>	<b>Integratori pre- allenamento YES/NO</b>	<b>Integratori post- allenamento SI/NO</b>
S8	02/05/2023	19.30	135 min	SI	SI	NO	NO
S9	02/05/2023	19.30	135 min	NO	NO	NO	NO
S10	02/05/2023	19.30	135 min	SI	NO	NO	NO

Terza giornata di acquisizioni: mercoledì 3 maggio 2023

Di seguito sono elencati in ordine i vari esercizi, con le relative durate, svolti durante l'allenamento della terza giornata di acquisizioni.

- Mobilità articolare (10 min)
- Andature (5 min)
- Esercizio di scambi (bagher, palleggio e schiacciate) con la palla a coppie (5 min). È dopo questo esercizio che sono state effettuate le acquisizioni post-warmup.
- Battuta e ricezione con alzata dei centrali (20 min)
- Gioco 6 vs 6 (40 min) partendo da diverse situazioni: prima dalla battuta delle avversarie, poi da una palla attaccata dell'allenatore sul libero ed infine da una free ball per le avversarie. A seguito di questo esercizio è stata effettuata un'acquisizione.
- Gioco del "Bagherone" (15 minuti) 3 tipologie:
  - o 2 palline da tennis e 1 solo pallone in gioco
  - o 2 palloni in gioco, dopo la caduta a terra del primo pallone si ferma l'azione
  - o 2 palloni in gioco, dopo la caduta a terra del primo pallone c'è la possibilità di eseguire 2 tocchi

*Tabella 5: Informazioni soggetti terza giornata*

<b>Atleta</b>	<b>Data</b>	<b>Orario</b>	<b>Durata</b>	<b>Caffeina 6 h prima SI/NO</b>	<b>Alcohol 24 h prima SI/NO</b>	<b>Integratori pre- allenamento YES/NO</b>	<b>Integratori post- allenamento SI/NO</b>
S11	03/05/2023	20.00	120 min	NO	NO	SI *	NO
S12	03/05/2023	20.00	120 min	SI	NO	NO	NO
S13	03/05/2023	20.00	120 min	NO	NO	NO	NO

### **11.3 Organizzazione del database**

Prima di procedere all'analisi dei dati acquisiti si è resa necessaria la creazione di un database. Nello specifico, sono state create 13 cartelle (tante quanti sono i soggetti) denominate S1, S2, S3, S4, S5, S6, S7, S8, S9, S10, S11, S12, S13 e ciascuna di esse contiene:

- I tracciati ECG (e relative FC), ciascuno dei quali è stato salvato in formato pdf, atc e edf denominati in ordine:
  - o 1.rest\_pre
  - o 2.post\_warmup
  - o 3.end\_0'
  - o 4.end\_5'
  - o 5.end\_10'
  - o 6.end\_15'
- Un file word con la tabella contenente le informazioni relative al soggetto e all'allenamento svolto
- Il questionario compilato in formato pdf

### **11.4 Pre-elaborazione e analisi dei dati**

#### ***11.4.1 Pre-elaborazione***

Per l'elaborazione dei dati si è utilizzata la piattaforma di programmazione MATLAB (Matrix Laboratory).

A ciascun segnale ECG è stato sottratto il valor medio e i segnali così ottenuti sono stati filtrati con un filtro passa banda con frequenze di taglio . Infine, prima di procedere con l'analisi vera e propria, per ciascun segnale sono stati identificati i picchi R (ampiezza e posizione nell'asse dei tempi) e sono state calcolate le serie RR.

#### ***11.4.2 Analisi simbolica***

I segnali trattati con le suddette tecniche di pre-elaborazione sono stati analizzati con il metodo dell'analisi simbolica, il più adeguato a causa della lunghezza relativamente ridotta di ciascuna acquisizione (30 s).

Di seguito verrà spiegato nel dettaglio il metodo di analisi scelto.

Definiamo la variabilità della frequenza cardiaca, HRV, come le variazioni dell'intervallo di tempo tra due picchi consecutivi dell'onda R (RR) rilevati sull'elettrocardiogramma. L'HRV oltre a

consentire la valutazione dello stato di forma fisica di un soggetto e a fornire informazioni predittive sulla morbilità e mortalità cardiaca, è stata storicamente elaborata per dedurre il controllo autonomo cardiaco in condizioni fisiologiche e patologiche, ed è proprio con quest'ultimo obiettivo che i segnali sono stati analizzati.

Solitamente l'equilibrio simpato-vagale viene stimato tramite analisi HRV a breve termine valutando la potenza delle oscillazioni a bassa frequenza (LF, da 0,04 a 0,15 Hz) e ad alta frequenza (HF, da 0,15 a 0,5 Hz). Al fine di assicurare una stima affidabile dell'ampiezza delle oscillazioni LF e HF, una tipica regola empirica suggerisce di prendere una lunghezza della serie maggiore di 5 volte l'oscillazione significativa più lenta che l'analisi spettrale vorrebbe risolvere (cioè 0,04 Hz). Questo requisito impone che l'analisi nel dominio della frequenza a breve termine dell'HRV venga eseguita su serie RR più lunghe di 125 s (cioè più lunghe di 125 valori RR con una media RR di 1 s). Per questo motivo le serie più brevi vengono solitamente analizzate solo nel dominio del tempo in cui non sono state estratte caratteristiche specifiche dell'HRV e l'obiettivo tipico sono le quantità statistiche descrittive (media e varianza).

L'analisi simbolica è stata proposta per superare questo limite, infatti essa si basa sulla classificazione di pattern RR della durata di quattro battiti cardiaci, vale a dire tre RR consecutivi e quindi la si può applicare su serie RR molto più brevi di quelle utilizzate nell'analisi nel dominio della frequenza a breve termine dell'HRV. L'adeguatezza di questa metodologia su serie temporali molto brevi la rende adatta in contesti, come la fisiologia dell'esercizio e la medicina dello sport in cui le registrazioni HRV non possono essere estese a causa alla durata intrinsecamente breve del periodo in esame e/o alla perdita di stazionarietà su periodi più lunghi.

Sono illustrati di seguito i dettagli dell'approccio simbolico.

In breve, viene applicata una procedura di quantizzazione uniforme su  $\xi$  simboli, ossia l'intera gamma delle dinamiche RR, vale a dire la differenza tra il massimo RR (RRmax) e il minimo RR (RRmin), è stata suddivisa in  $\xi$  intervalli di ampiezza  $(RR_{max} - RR_{min}) / \xi$  e ciascun valore RR che rientra in uno di questi intervalli è sostituito con un simbolo compreso tra 0 e  $\xi-1$ . Questa procedura trasforma la sequenza RR in una serie di simboli. Dalla serie simbolica sono stati creati dei pattern formati da L simboli consecutivi. È stato sfruttato il setting tradizionale, vale a dire  $\xi = 6$  e  $L = 3$ . Data questa impostazione, i pattern sono classificati in base al significato e al segno delle variazioni calcolate su due simboli consecutivi. È stato possibile identificare quattro tipi di modelli:

- Modelli stabili senza variazione (0V) che presentano simboli identici;
- Modelli con una variazione (1V) caratterizzata da due simboli uguali consecutivi mentre il restante è diverso;

- Modelli con due variazioni uguali (2LV) che presentano simboli tutti diversi ma il segno di entrambe le variazioni è uguale
- Modelli con due variazioni diverse (2UV) caratterizzate da simboli tutti diversi con segno opposto tra ciascuna coppia di simboli.

Infine, i risultati dell'analisi simbolica vengono espressi come percentuali di modelli appartenenti a una delle 4 famiglie di modelli sopra descritte, rispetto al numero totale di modelli. È stato dimostrato che lo 0V% aumenta in situazioni di aumentato controllo simpatico e ritiro vagale, mentre il 2UV% aumenta in condizioni sperimentali che provocano attivazione del controllo vagale e ritiro simpatico.<sup>[17]</sup>

### 11.4.3 Risultati

I risultati ottenuti dall'analisi simbolica sono riportati, per ciascun soggetto, nelle tabelle 6 - 18.

*Tabella 6: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto S1*

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.09	0.46	0.23	0.23
<b>Post_warmup</b>	0.67	0.21	0.03	0.10
<b>End_0'</b>	0.39	0.55	0.03	0.03
<b>End_5'</b>	0.36	0.49	0.05	0.10
<b>End_10'</b>	0.49	0.40	0.09	0.03
<b>End_15'</b>	0.14	0.47	0.14	0.26

*Tabella 7: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto S2*

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.29	0.47	0.11	0.13
<b>Post_warmup</b>	0.75	0.22	0,00	0.04
<b>End_0'</b>	0.40	0.51	0.07	0.02

Continuo tabella 7

<b>End_5'</b>	0.24	0.48	0.12	0.17
<b>End_10'</b>	0.47	0.33	0.02	0.19
<b>End_15'</b>	0.48	0.30	0.07	0.16

Tabella 8: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto S3

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.34	0.50	0.11	0.05
<b>Post_warmup</b>	0.65	0.31	0.02	0.03
<b>End_0'</b>	0.47	0.47	0.04	0.02
<b>End_5'</b>	0.40	0.50	0.10	0,00
<b>End_10'</b>	0.52	0.43	0.02	0.02
<b>End_15'</b>	0.08	0.40	0.40	0.13

Tabella 9: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, sia in I, per il soggetto S4

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.06	0.58	0.19	0.16
<b>Post_warmup</b>	0.11	0.41	0.35	0.13
<b>End_0'</b>	0.69	0.21	0.02	0.07
<b>End_5'</b>	0.41	0.41	0.06	0.12
<b>End_10'</b>	0.37	0.46	0.03	0.14
<b>End_15'</b>	0.06	0.35	0.32	0.26

Tabella 10: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto S5

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.03	0.46	0.28	0.23
<b>Post_warmup</b>	0.79	0.19	0.00	0.02
<b>End_0'</b>	0.09	0.57	0.14	0.19
<b>End_5'</b>	0.87	0.10	0,00	0.03
<b>End_10'</b>	0.03	0.29	0.32	0.37
<b>End_15'</b>	0.11	0.42	0.14	0.3

Tabella 11: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto S6

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.48	0.36	0.07	0.10
<b>Post_warmup</b>	0.43	0.30	0.07	0.20
<b>End_0'</b>	0.61	0.27	0.00	0.12
<b>End_5'</b>	0.57	0.30	0.09	0.05
<b>End_10'</b>	0.60	0.27	0.11	0.02
<b>End_15'</b>	0.29	0.45	0.19	0.07

Tabella 12: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto S7

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.03	0.21	0.33	0.44
<b>Post_warmup</b>	0.10	0.41	0.10	0.39

Continuo tabella 12

<b>End_0'</b>	0.12	0.38	0.20	0.30
<b>End_5'</b>	0.81	0.13	0.02	0.04
<b>End_10'</b>	0.48	0.26	0.04	0.22
<b>End_15'</b>	0.71	0.18	0,00	0.11

Tabella 13: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto S8

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0,00	0.24	0.26	0.50
<b>Post_warmup</b>	0.56	0.26	0.04	0.14
<b>End_0'</b>	0.10	0.41	0.13	0.36
<b>End_5'</b>	0.00	0.41	0.19	0.41
<b>End_10'</b>	0.30	0.44	0.07	0.20
<b>End_15'</b>	0.45	0.42	0.05	0.08

Tabella 14: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto S9

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.04	0.23	0.17	0.57
<b>Post_warmup</b>	0.23	0.31	0.09	0.37
<b>End_0'</b>	0.29	0.46	0.10	0.15
<b>End_5'</b>	0.10	0.50	0.10	0.31
<b>End_10'</b>	0.74	0.19	0.02	0.04
<b>End_15'</b>	0.10	0.50	0.28	0.13

*Tabella 15: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto S10*

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.15	0.33	0.30	0.21
<b>Post_warmup</b>	0.91	0.04	0.02	0.02
<b>End_0'</b>	0.40	0.45	0.10	0.05
<b>End_5'</b>	0.67	0.29	0.02	0.02
<b>End_10'</b>	0.21	0.38	0.18	0.23
<b>End_15'</b>	0.25	0.54	0.16	0.05

*Tabella 16: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto S11*

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.22	0.33	0.08	0.37
<b>Post_warmup</b>	0.08	0.44	0.13	0.35
<b>End_0'</b>	0.10	0.28	0.13	0.48
<b>End_5'</b>	0.60	0.31	0,00	0.08
<b>End_10'</b>	0.37	0.33	0.02	0.29
<b>End_15'</b>	0.41	0.18	0.02	0.39

*Tabella 17: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto S12*

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.54	0.36	0.03	0.08
<b>Post_warmup</b>	0.21	0.57	0.07	0.14

*Continuo tabella 17*

<b>End_0'</b>	0.43	0.37	0.09	0.11
<b>End_5'</b>	0.09	0.44	0.29	0.18
<b>End_10'</b>	0.09	0.51	0.24	0.16
<b>End_15'</b>	0.27	0.43	0.14	0.16

*Tabella 18: valori percentuali degli indici per ciascuna delle 6 registrazioni, in I derivazione, per il soggetto s13*

	<b>V0</b>	<b>V1</b>	<b>V2L</b>	<b>V2U</b>
<b>Rest_pre</b>	0.09	0.52	0.15	0.24
<b>Post_warmup</b>	0.35	0.38	0.18	0.10
<b>End_0'</b>	0.33	0.47	0.10	0.10
<b>End_5'</b>	0.27	0.49	0.07	0.17
<b>End_10'</b>	0.14	0.46	0.24	0.16
<b>End_15'</b>	0.16	0.53	0.21	0.11

## 12 DISCUSSIONE E CONCLUSIONE

Lo scopo dello studio proposto è stato quello di valutare la variabilità della frequenza cardiaca in pallavoliste attraverso l'analisi simbolica.

Discutendo i risultati in modo qualitativo notiamo che il massimo valore dell'indice 0V, in I derivazione, compare nella registrazione ECG effettuata dopo la fase di riscaldamento dell'allenamento mentre, il valore più alto dell'indice 2VU, in I derivazione, è presente nella registrazione ECG effettuata nella fase di recupero, trascorsi 15 minuti dalla fine dell'allenamento o nella registrazione iniziale fatta in fase di riposo prima dell'inizio dell'allenamento. Deduciamo da tali risultati che i soggetti presentano un maggior controllo simpatico con conseguente incremento della frequenza cardiaca a seguito dell'esecuzione di esercizi di riscaldamento mentre presenta un elevato controllo parasimpatico con conseguente riduzione della frequenza cardiaca alla fine della fase di recupero post allenamento e nella fase precedente l'inizio dell'allenamento.

Come già dimostrato in letteratura<sup>[17]</sup>, tramite questo tipo di analisi è possibile studiare l'equilibrio simpato-vagale del sistema di controllo autonomo del cuore e quindi la variabilità della frequenza cardiaca. L'HRV definita come le variazioni dell'intervallo di tempo tra due picchi consecutivi dell'onda R (RR) rilevati sull'elettrocardiogramma, oltre a consentire la valutazione dello stato di forma fisica di un soggetto fornisce informazioni predittive sulla mortalità cardiaca.

È dunque evidente l'importanza di un'analisi di questo tipo in termini di prevenzione. E tale analisi è stata possibile solo a seguito di un monitoraggio elettrocardiografico dei soggetti con sensore ECG portatile durante lo svolgimento dell'attività fisica.

L'utilizzo di sensori per il monitoraggio cardiovascolare portatili o indossabili da parte dell'atleta ricopre un ruolo rilevante nell'ambito della bioingegneria applicata allo sport e tramite questi dispositivi non solo si rende possibile la raccolta e l'elaborazione, durante la pratica sportiva, di dati per estrarre indici di rischio cardiovascolare oltre che di performance atletica ma anche creare automaticamente banche dati al fine di seguire in modo quantitativo e preciso l'evolversi della carriera di un dato atleta in modo da poter analizzare l'andamento nel tempo dello stato di salute e della condizione fisica dell'atleta.

Dunque, monitorare costantemente l'attività cardiaca è fondamentale per chi pratica sport al fine di migliorare le prestazioni fisiche ma soprattutto di prevedere il rischio di morte cardiaca improvvisa.

## 13 BIBLIOGRAFIA

- [1] K. S. Saladin. Anatomia Umana. Piccin. 2017. II edizione.
- [2] W. J. German, L.C. Sanfield. Fisiologia. EdiSES. 2006. II edizione
- [3] R. M. Berne, B. M. Koeppen, M. N. Levy. Principi di fisiologia. Elsevier. 2007. IV edizione.
- [4] E. Biondi Introduzione all'ingegneria biomedica. Pàtron Editore. 1997. I edizione.
- [5] G.M. Pontieri. Patologia generale e fisiopatologia generale. Piccin. 2007. II edizione.
- [6] V. Waldmann, E. Marijon. Troubles du rythme cardiaque: diagnostic et prise en charge [Cardiac arrhythmias: Diagnosis and management]. Rev Med Interne. 2016; 37: 608-15.  
doi: 10.1016/j.revmed.2015.12.032.
- [7] P. Bjerregaard, I. Gussak. Short QT syndrome. Ann Noninvasive Electrocardiol. 2005; 10: 436-40. doi: 10.1111/j.1542-474X.2005.00064.x.
- [8] M.A. Serhani, T. H. El Kassabi, H. Ismail, A. Nujum Navaz. ECG Monitoring Systems: Review, Architecture, Processes, and Key Challenges. Sensors. 2020; 20. doi:10.3390/s20061796
- [9] D. T. Pedoe. Sudden cardiac death in sport - spectre or preventable risk? British Journal of Sports Medicine. 2000; 34: 137-140. doi: 10.1136/bjism.34.2.137
- [10] B.J. Maron, J. Shirani, L.C. Poliac, R. Mathenge, W.C. Roberts, F.O. Mueller. Sudden Death in Young Competitive Athletes: Clinical, Demographic, and Pathological Profiles. JAMA. 1996; 276: 199–204. doi:10.1001/jama.1996.03540030033028
- [11] P. Kamga, R. Mostafa, S. Zafar. The Use of Wearable ECG Devices in the Clinical Setting: a Review. Curr Emerg Hosp Med Rep. 2022; 10: 67-72. doi: 10.1007/s40138-022-00248-x.
- [12] Sito Ufficiale Apple  
[https://www.apple.com/it/healthcare/docs/site/Apple\\_Watch\\_Arrhythmia\\_Detection.pdf](https://www.apple.com/it/healthcare/docs/site/Apple_Watch_Arrhythmia_Detection.pdf)
- [13] N. Selvaraj, G. Nallathambi, R. Moghadam, A. Aga. Fully Disposable Wireless Patch Sensor for Continuous Remote Patient Monitoring, 2018; 20:1632-1635. doi:10.1109/EMBC.2018.8512569.
- [14] D. Ousaka, K. Hirai, N. Sakano, M. Morita, M. Haruna, K. Hirano, T.Yamane, A.Teraoka, K. Sanou , S. Oozawa, S. Kasahara. Initial evaluation of a novel electrocardiography sensor-embedded fabric wear during a full marathon. Heart Vessels. 2022; 37: 443-450. doi: 10.1007/s00380-021-01939-3.
- [15] Sito ufficiale Alivecor. <https://www.alivecor.it/kardiamobile6l>
- [16] AliveCor. Istruzioni per l'uso di KardiaMobile 6L (AC-019). © AliveCor, Inc. 2019.
- [17] J.L. Storniolo, B. Cairo, A. Porta, P. Cavallari. Symbolic Analysis of the Heart Rate Variability During the Plateau Phase Following Maximal Sprint Exercise". Front. Physiol. 2021; 12: 632-883. doi: 10.3389/fphys.2021.632883