



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
Facoltà di Ingegneria

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

**Valutazione automatica di
parametri cardiaci durante il
tennis**

**Automatic evaluation of cardiac
parameters during tennis**

Relatore:
Agnese Sbrollini

Tesi di Laurea di:
Flavio Capitelli

Correlatore:
Laura Burattini

A.A. 2023/24

Abstract

Lo svolgimento di attività fisica impone al cuore uno sforzo maggiore rispetto alla condizione di riposo. Una corretta valutazione di determinati parametri cardiaci durante il movimento ci aiuta a capire meglio il funzionamento del muscolo cardiaco, aumentando la possibilità di individuare l'esistenza di malattie che altrimenti rimarrebbero latenti. Per questo motivo, capire come si comporta il nostro cuore quando è sotto sforzo è di fondamentale importanza quando si va a praticare attività sportiva a tutti i livelli.

In questo contesto, un grande aiuto è offerto da sensori indossabili. Molto diffusi sono i cardiofrequenzimetri da polso, che devono il loro successo al comfort che offrono durante l'attività sportiva. Il principio alla base del funzionamento di questi dispositivi è la fotoplethysmografia (PPG). Con questa tecnologia si effettuano misure di tipo ottico, di natura del tutto diversa rispetto a quella dell'ECG. Un'altra soluzione è rappresentata dalle fasce toraciche, che utilizzano sensori a elettrodi incorporati nella fascia stessa. Questo tipo di dispositivo effettua un'indagine simile all'ECG, con maggiore precisione rispetto ai sensori da polso.

Quando si vuole effettuare monitoraggio cardiaco in contesti dinamici si va incontro a determinati problemi che nel caso statico non si presentano. Considerando il caso specifico del tennis, i movimenti rapidi, i salti e i repentini cambi di direzione possono spostare e disallineare i dispositivi di monitoraggio, causando letture imprecise o interruzioni. In questo lavoro si è utilizzata la fascia cardiaca BioHarness 3.0 della Zephyr. Grazie al suo impiego è stato possibile ricavare dati riguardo l'ECG, la frequenza cardiaca e la sua variabilità. Analisi di questo tipo permettono di adattare gli allenamenti a seconda delle condizioni patologiche e fisiologiche individuali e di conseguenza di massimizzare le prestazioni. Si è utilizzato il sensore durante sessioni di tennis dalla durata di circa 90 minuti. In totale ne sono state effettuate quattro, equamente distribuite tra due diverse superfici di gioco: terra rossa e cemento. I risultati ottenuti hanno evidenziato punti di forza e criticità dell'impiego del sensore nell'attività tennistica, permettendo comunque un'analisi soddisfacente dei parametri studiati in questa tesi.

Indice

1	Introduzione	iv
1.1	Importanza dello studio dei parametri cardiaci nello sport . .	iv
1.2	Obiettivi della tesi	v
2	Il gioco del tennis	1
2.1	Storia	1
2.2	Regolamento	3
2.3	Impatto dell'intensità del gioco sulle funzioni cardiache	5
3	Cuore e segnale elettrocardiografico	8
3.1	Anatomia e fisiologia del cuore	8
3.1.1	Struttura e funzione	8
3.1.2	Conduzione elettrica nel cuore	10
3.2	Il segnale elettrocardiografico	12
3.2.1	Procedura di acquisizione	12
3.2.2	Morfologia del tracciato	14
3.2.3	Problematiche individuabili e il loro significato clinico .	17
3.3	Monitoraggio cardiaco durante l'attività sportiva	20
3.3.1	Strumenti e tecniche maggiormente usati	20
3.3.2	Problemi del tracciamento in contesti dinamici	21
4	Cuore d'atleta e modificazioni elettrocardiografiche durante il gioco del tennis	23
4.1	Cuore d'atleta: caratteristiche peculiari	23
4.2	Effetti del tennis sul cuore: risposte acute e croniche	25

4.2.1	Frequenza cardiaca	25
4.2.2	Variabilità della frequenza cardiaca	26
5	Tachicardia parossistica sopraventricolare	30
5.1	Eziologia	30
5.2	Valutazione	31
5.3	Trattamento	31
6	Valutazione di segnali cardiaci nel tennis	34
6.1	Protocollo	34
6.2	Risultati	36
6.3	Discussione	42
7	Conclusioni	vi
	Bibliografia	vii
	Ringraziamenti	ix

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Importanza dello studio dei parametri cardiaci nello sport

Lo sport è un'attività che coinvolge quotidianamente milioni di persone a livello globale. Presenta diversi benefici per la salute sia mentale che fisica, ma va svolto in modo consapevole, adattando l'intensità alle proprie caratteristiche fisiche. Per capire quali esse sono è necessaria un'attenta analisi dei parametri cardiaci durante l'attività sportiva.

Lo studio del sistema cardiovascolare negli atleti è il miglior strumento nella prevenzione del verificarsi di diverse problematiche tra cui, la peggiore, è la sindrome della morte improvvisa. La definizione di morte improvvisa della European Society of Cardiology (ESC) è "un evento fatale inaspettato e non traumatico che si verifica entro 1 ora dalla comparsa dei sintomi in soggetti apparentemente sani". Il numero totale di atleti deceduti a causa della sindrome della morte improvvisa è piccolo, tuttavia è in crescita. Da un lato, gli atleti sono tra i più sani della società, d'altra parte, tra le persone intensamente coinvolte nello sport: L'incidenza riportata di morte cardiaca improvvisa nei giovani atleti è piuttosto variabile e varia da 0,6/100.000 a circa 3,6/100.000 atleti all'anno, coinvolgendo principalmente maschi e afroamericani. L'incidenza negli atleti è da 2,5 a volte più alta rispetto alla popolazione giovane non atletica della stessa età, suggerendo il ruolo dello sport

come fattore scatenante della morte improvvisa. Le cause più comuni della sindrome della morte improvvisa negli atleti sono cardiomiopatia ipertrofica e, meno spesso – dilatazione aortica, prollasso della valvola mitrale . [2]

Un altro motivo che rende lo studio del cuore interessante è l'ottimizzazione della performance degli atleti. Essere a conoscenza di determinati parametri cardiaci aiuta gli atleti in fase di preparazione, permettendogli di individuare un range ottimale di allenamento, al fine di migliorare l'efficacia dello sforzo e di conseguenza alzare il livello della prestazione. Con il progredire della ricerca in ambito medico e sportivo infatti, è cambiato l'approccio di supervisione della salute di atleti che competono a tutti i livelli: Per chi pratica sport a livello non agonistico è spesso richiesto un certificato che attesti l'idoneità all'attività sportiva, mentre i grandi atleti sono costantemente monitorati da team di esperti. Infatti al giorno d'oggi la quasi totalità degli atleti professionisti si affida quotidianamente all'utilizzo di dispositivi indossabili per monitorare il cuore in tempo reale. Questo approccio ha permesso nel corso degli anni da un lato di diminuire i casi di morte improvvisa negli atleti, e dall'altro di alzare il livello di intensità in tutti gli sport.

1.2 Obiettivi della tesi

In questa tesi si descrive una procedura attendibile e replicabile per l'acquisizione e la valutazione automatica di parametri cardiaci durante l'attività tennistica. L'obiettivo è quello di poter estrapolare informazioni utili per meglio comprendere il comportamento del muscolo cardiaco sotto sforzo e l'identificazione di eventuali problematiche che possono emergere durante l'attività sportiva. Nel farlo, si inizia col fornire una panoramica anatomica e fisiologica del cuore e delle principali metodologie di acquisizione di segnali cardiaci, per poi passare a una descrizione approfondita della fase operativa, che è stata condotta utilizzando un approccio auto-sperimentale, con misurazioni effettuate direttamente dall'autore durante sessioni di tennis. Infine verrà spiegato il significato di tutti i risultati acquisiti.

La scelta di questo tema è un perfetto connubio tra due temi che mi appassionano: la bioingegneria e il tennis. Questo abbinamento mi offre la

possibilità di sfruttare le competenze che ho acquisito durante il mio percorso di studi per descrivere e comprendere al meglio uno degli sport più praticati e seguiti a livello mondiale.

Capitolo 2

Il gioco del tennis

2.1 Storia

Secondo diverse fonti storiche, il tennis discende direttamente dal gioco della pallacorda. Si tratta di un'attività molto in voga nel periodo medievale, che prevedeva il lancio di una pallina tra due giocatori, divisi da una corda tesa. Inizialmente la palla veniva lanciata utilizzando la mano aperta e il gioco veniva chiamato “jeu de paume” (letteralmente gioco di palmo). Solo in un secondo momento si passò all'utilizzo di un apposito guanto per lanciare la palla, fino ad arrivare all'uso della racchetta.

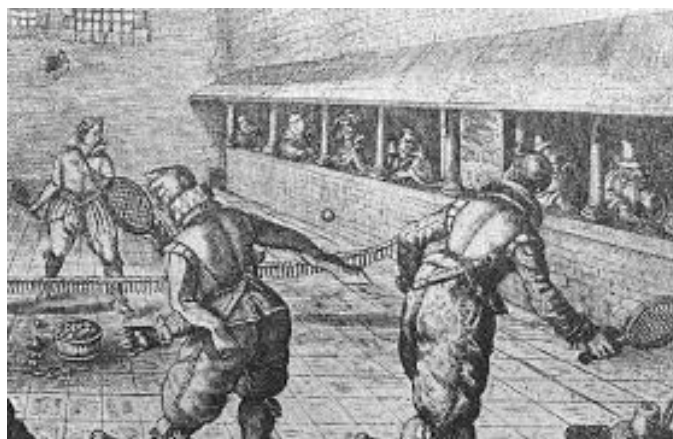


Figura 2.1: Tennis nella prima metà del XVII secolo

Il nome “tennis” deriva dall’estrema popolarità che il gioco acquisì nella corte francese e in quella italiana, per poi diffondersi anche in Gran Bretagna e nelle colonie. In particolare, i giocatori francesi usavano tirare la palla gridando “tenez”, che nella loro lingua significa “tenete”. Tuttavia la pronuncia di questo termine da parte dei giocatori di altre nazionalità non suonava allo stesso modo. Gli inglesi tendevano infatti a dire “tennis”. Deriva da qui il nome che accompagna la disciplina fino ai giorni nostri.

Il primo club di tennis della storia è stato il Leamington Lawn Tennis Club, fondato nel 1874 in Inghilterra. Ma ci volle poco tempo perché lo sport fosse accolto anche nei club dove si praticavano altre discipline, come accadde nel 1877 con l’All England Club di Londra. Questo fenomeno si è esteso all’intera Europa e persino oltreoceano con una rapidità sorprendente. La diffusione dello sport si fece sempre più importante in quegli anni, tanto che si creò una sorta di competizione tra i vari Paesi europei per vedere chi per primo sarebbe riuscito a realizzare un torneo di tennis grandioso. E fu proprio l’All England Club a portare questa gloria alla Gran Bretagna, organizzando il Torneo di Wimbledon nel 1877.

La tradizione tennistica è radicata anche in Francia, dove nel 1891 si disputò il primo Championnat de France. Arriva invece con un certo scarto l’Australia, che organizzò la prima competizione dell’Australasian Championships nel 1905.

Dopo la nascita dei campionati internazionali si giunge alle competizioni tra nazioni diverse. La nascita ufficiale del primo torneo internazionale si fa risalire al 1898, quando la squadra americana di tennis volle sfidare la controparte britannica.

La sfida vide tra i protagonisti principali Dwight Filley Davis, all’epoca capitano della squadra che lanciò il guanto di sfida e giocatore da cui la competizione prese successivamente il nome, divenendo nel 1946 la Coppa Davis.

L’altra importante competizione internazionale di tennis, ossia la Fed Cup, nasce invece nel 1963. Data in cui ricorreva il cinquantesimo anniversario della fondazione della Federazione Internazionale di Tennis. Ad oggi è il

principale torneo di tennis femminile e viene disputato a squadre nazionali, esattamente come la Coppa Davis. [11]

2.2 Regolamento

Nel tennis, i game compongono un set e i set compongono una partita. Un set è composto da sei game, e occorre vincere ogni set con due game di vantaggio altrimenti si gioca uno spareggio (tie-break). Nel tennis si gioca solitamente al meglio dei tre set, ma in alcuni tornei le partite sono al meglio dei cinque set.

Per vincere un game nei match in singolare o in doppio, occorre realizzare quattro punti e vincere con un margine di due punti sull'avversario. Se entrambi i giocatori totalizzano tre punti e il punteggio è di 40-40, si parla di deuce, ovvero un giocatore deve fare due punti consecutivi per vincere. Se un giocatore fa punto, ha il vantaggio (Ad) per vincere; se invece è il giocatore avversario a fare punto, la partita torna al deuce e si devono realizzare altri due punti consecutivi per vincere.

Se occorre andare al tie-break per determinare il vincitore di un set, i punti vengono conteggiati mediante numerazione naturale (1, 2, 3, ecc.) invece che con il normale sistema di punteggio. Il giocatore che per primo totalizza almeno sette punti, con due punti di vantaggio, vince il set. Dopo il primo punto, i giocatori si alternano al servizio ogni due punti giocati.

Le dimensioni di un campo da tennis sono sempre le stesse, ma la larghezza varia a seconda che si giochi in singolare o in doppio. Per il singolare la larghezza del campo è di 8,23 metri, utilizzando come bordo la linea laterale prima del corridoio. Il corridoio del doppio si utilizza quando si gioca in coppia, portando la larghezza del campo a 10,97 metri.

Quando si serve, occorre far rimbalzare la palla nel quadrato di servizio avversario diagonalmente opposto. Quindi, se si sta servendo a destra del centro, l'obiettivo è quello di mandare la palla nel quadrato di servizio destro sul lato dell'avversario (a sinistra del giocatore che si trova di fronte alla rete).

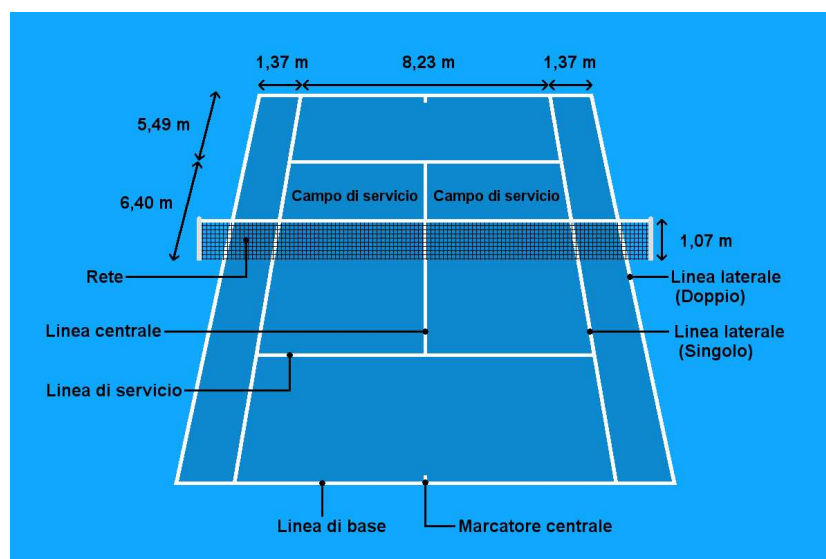


Figura 2.2: Dimensioni campo da tennis

Per stabilire quale dei due giocatori serve per primo e quale lato del campo vuole occupare, si lancia una monetina. A ogni inizio gara si è sullo 0-0 o “Love-All”. Il punto di chi serve viene sempre annunciato per primo, quello dell’avversario per secondo.

Ogni punto inizia con un giocatore che serve la palla. Questi servirà per l’intero game, dopodiché i giocatori cambiano lato del campo e l’altro giocatore servirà per il game. Stessa cosa avviene nelle partite di doppio: il proprio partner servirà il terzo game, il partner avversario il quarto game e continuano con lo stesso ordine di servizio per tutto il set.

Il giocatore che serve ha a disposizione due tentativi per effettuare un servizio vincente; altrimenti, il punto andrà all’avversario. Un servizio è valido quando chi serve si posiziona alla destra del segno centrale, dietro la linea di fondo. La pallina viene lanciata in aria e colpita, indirizzandola nel quadrato di servizio sul lato opposto nel campo dell’avversario. Se il servizio è corretto e l’avversario non riesce a rispondere, si parla di “ace” e il punto va al giocatore che ha battuto.

Se la palla tocca la rete, un palo, non rimbalza nella metà campo avversaria diagonalmente opposta oppure se il battitore tocca con il piede la linea di fondo o invade il proprio campo di gioco prima di aver colpito la palla,

si parla di fallo. Dopo una prima palla di servizio sbagliata, si dispone di una seconda possibilità per servire correttamente, altrimenti si incorre in un doppio fallo e il punto va all'avversario.

Se la palla sfiora la rete e finisce nel quadrato di servizio, si parla di "let" e al giocatore è concesso un altro servizio, anche se il let è avvenuto sulla seconda battuta.

Il conteggio dei punti si svolge come segue:

- Zero punti = "Love"
- Pari = "All"
- Primo punto = 15
- Secondo punto = 30
- Terzo punto = 40
- 40-40 = "Deuce" (parità)
- Il battitore vince il punto sul deuce = "Ad in"
- Il ricevente vince il punto sul deuce = "Ad out"

[10]

2.3 Impatto dell'intensità del gioco sulle funzioni cardiache

Il tennis è per sua natura uno sport molto intermittente, in cui si alternano fasi intense di scambio e pause più o meno lunghe. L'esperienza ci insegna che più si è allenati e meno si sente la fatica e più velocemente si riesce a recuperare da una fase concitata, però in generale l'intensità del gioco del tennis è molto difficile da stimare. Essa varia in base a diversi fattori, come la superficie in cui si gioca, le caratteristiche del singolo atleta, la durata

dell'incontro. Si intuisce come il dispendio energetico possa variare da partita a partita, rendendolo un parametro difficile da predire. Quello di cui si è certi è che l'attività tennistica può produrre effetti positivi per la salute e per le funzioni cardiache. Lo afferma uno studio effettuato su 2 campioni di tennisti. Un gruppo definito come LT pratica tennis per 4.5 ± 0.7 ore a settimana, mentre il gruppo HT lo pratica per 14 ± 1.3 ore a settimana

”In conclusione, abbiamo dimostrato che, in condizioni di livelli simili di attività fisica quotidiana, gli anziani con un tempo maggiore di gioco a tennis (gruppo HT) mostravano una rigidità arteriosa relativamente inferiore e una minore resistenza all'insulina rispetto a quelli con un tempo inferiore di gioco. I nostri attuali risultati implicano che, anche se con un tempo paragonabile di attività fisica quotidiana, la durata della vita degli individui anziani che trascorrono più tempo giocando a tennis può mostrare maggiori benefici sulla salute cardiometabolica (cioè maggiore compliance arteriosa e sensibilità all'insulina). ” [9]

Altre conferme arrivano da un altro studio [16] condotto su 38 sportivi, di cui 17 erano giocatori di tennis. Ci si è soffermato sull'analisi del vascular endothelial function (VEF), che si riferisce alla capacità dell'endotelio, il sottile strato di cellule che riveste l'interno dei vasi sanguigni, di svolgere le sue funzioni fisiologiche. Il VEF fornisce indicazioni sulla possibilità dell'insorgere di alcune condizioni o malattie come aterosclerosi, ipertensione e infarto miocardico.

”I tennisti avevano un VEF più elevato rispetto ai non giocatori. [...]Questo studio fornisce prove del tennis come fattore protettivo dalla disfunzione endoteliale e i fattori emodinamici svolgono un ruolo in questo processo. Ciò può essere attribuito alla natura dell'esercizio misto e intermittente ad alta intensità di questo gioco. Inoltre, l'atmosfera competitiva e il divertimento durante il gioco possono in parte spiegare il più alto tasso di compliance all'esercizio nel tennis. Questi risultati indicano che il tennis è un modello di attività fisica efficace per combattere le malattie cardiovascolari attraverso

il miglioramento del VEF e di conseguenza dovrebbe essere maggiormente raccomandato come alternativa fattibile alle attuali linee guida sull'attività fisica.” [16]

Come riportato da quest'ultimo studio, un'altra componente che può incidere su parametri come la frequenza cardiaca (e quindi sull'intensità percepita) è lo stress derivante dalla tensione emotiva legata alle diverse fasi di gioco. Un fattore in più da tenere in considerazione, e che rende ancor più difficile trovare una risposta al quesito sul consumo energetico.

Capitolo 3

Cuore e segnale elettrocardiografico

3.1 Anatomia e fisiologia del cuore

3.1.1 Struttura e funzione

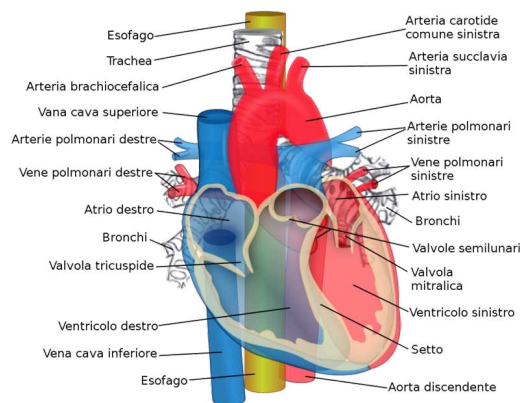


Figura 3.1: Schema anatomico del cuore

Il cuore è l'organo predisposto alla circolazione sanguigna, veicolando sangue in tutto l'organismo. In questo modo è possibile garantire nutrimento a tutti gli organi del corpo. Il muscolo cardiaco è situato all'interno della gabbia toracica, in mezzo ai due polmoni, leggermente a sinistra. Negli adulti ha un peso che varia tra i 250 e i 350 g. È avvolto da una membrana

chiamata pericardio, che ha il compito di proteggerlo e lubrificarlo. Il cuore, che è un organo cavo, è interamente suddiviso in 4 camere distinte: atrio e ventricolo destro separati dalla valvola tricuspide; atrio e ventricolo sinistro separati dalla valvola mitrale. Queste valvole fanno sì che il sangue passi sempre dagli atri ai ventricoli.

I canali che veicolano il sangue sono i vasi sanguigni: arterie, vene e capillari. L'avanzamento del sangue nelle arterie è garantito dalla pressione sanguigna esercitata dal cuore e dalla contrazione delle arterie stesse. Nelle vene sono la contrazione dei muscoli e la presenza di valvole a nido di rondine presenti negli arti inferiori, che permettono al sangue di circolare senza tornare in basso, dove lo spingerebbe la forza di gravità. Le vene sono riconoscibili dal colore bluastro mentre le arterie, trasportando sangue ricco di ossigeno, sono posizionate più in profondità. La circolazione del sangue si distingue in sistemica o grande circolazione e polmonare o piccola circolazione. Nella grande circolazione il sangue proveniente dai polmoni, ricco di ossigeno e di nutrienti, viene pompato dal ventricolo sinistro all'interno dell'arteria aorta, che lo distribuisce al resto dell'organismo. L'aorta si divide in due parti, una che porta il sangue verso il capo e gli arti superiori e un'altra che veicola il sangue nella parte inferiore del corpo. Nelle zone periferiche, le arterie si ramificano e si assottigliano fino a diventare capillari. Essi irrorano gli organi e cedendo ossigeno e prendendo l'anidride carbonica formatasi dalla respirazione cellulare. A questo punto i capillari si raggruppano fino a formare vasi più capienti, le vene. Ora il sangue arriva all'atrio destro tramite le vene cave. Nella circolazione polmonare, il sangue giunge al ventricolo destro attraverso la valvola tricuspide per poi riversarsi nell'arteria polmonare tramite la valvola polmonare. Una volta giunto nei polmoni il sangue si ossigena e ritorna nel cuore, nell'atrio sinistro ed infine nel ventricolo sinistro tramite la valvola mitrale.

Come ogni altro muscolo del nostro corpo, anche il cuore ha bisogno di nutrimento. Di questo aspetto si occupano le arterie coronarie, che irrorano di sangue ricco di ossigeno il muscolo cardiaco. Può succedere che a causa di un restringimento delle coronarie, il miocardio non venga irrorato sufficien-

temente. In questi casi si parla di ischemia miocardica, che si concretizza nell'infarto del miocardio (o sindrome coronarica acuta).

3.1.2 Conduzione elettrica nel cuore

Sebbene il cuore sia un muscolo involontario, non è costituito da tessuto muscolare liscio, bensì da tessuto muscolare striato cardiaco, un tipo unico di tessuto presente esclusivamente nel cuore. Questo lo rende un muscolo unico in tutto l'organismo, composto da cellule che sono in grado di generare uno stimolo elettrico e di propagarlo. Il cuore può dunque contrarsi in maniera spontanea.

All'interno della struttura cardiaca, nel miocardio, sono presenti due tipi di miocardiociti. Quelli del primo tipo formano il miocardio comune e hanno la capacità di contrarsi, gli altri, che costituiscono il miocardio specifico, hanno perso la capacità contrattile e si sono specializzati, invece, per generare e condurre segnali. Queste cellule costituiscono il sistema cardiaco di conduzione, che controlla la via e la regolazione della stimolazione per controllare che le quattro cavità cardiache siano coordinate l'una con l'altra. Il funzionamento ciclico del cuore è assicurato dall'ininterrotta transizione delle cellule miocardiche dallo stato di riposo allo stato di eccitazione, dovuta a fenomeni bioelettrici cellulari. I principali elementi che compongono le cellule cardiache sono gli ioni sodio (Na^+), potassio (K^+), calcio (Ca^+) e cloro (Cl^-), essi hanno diverse concentrazioni all'interno e all'esterno della cellula stessa ed in base a queste tenderanno a diffondersi naturalmente, secondo il proprio gradiente di concentrazione, dentro o fuori dalla membrana cercando la loro configurazione di equilibrio. Tenendo in considerazione la presenza contemporanea di tutti gli ioni e le differenze di concentrazione sopra citate, il potenziale a riposo della cellula cardiaca è circa -90mV . Per potersi contrarre la cellula miocardica deve prima sviluppare un potenziale d'azione. Cioè deve andare incontro ad una serie rapida di eventi in seguito ai quali il potenziale di membrana da negativo passerà transitoriamente verso valori positivi per poi tornare al valore di equilibrio.

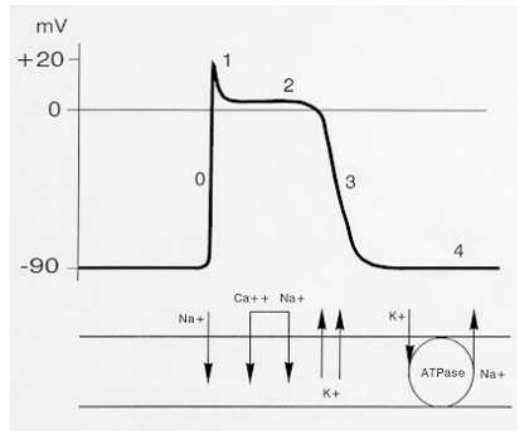


Figura 3.2: Potenziale d'azione cardiaco

I miociti sono tra loro connessi tramite strutture specializzate, i dischi intercalari, che contengono giunzioni comunicanti, le *gap junctions*. Esse producono una più rapida trasmissione degli impulsi elettrici nel cuore, che risulta contrarsi in maniera sincronizzata. Il segnale elettrico nel cuore è generato da un punto ben preciso chiamato seno atriale (SA), situato nell'atrio destro. Il ritmo fisiologico derivante da tale input prende dunque il nome di "ritmo sinusale". Questo fa sì che in soggetti adulti sani, in condizioni di riposo, la frequenza media sia compresa tra i 60 e i 100 bpm. Successivamente il segnale elettrico si propaga verso il nodo atrioventricolare (AV), dove subisce un rallentamento. Questo è legato al fatto che il nodo AV presenta delle fibre più sottili e un numero inferiore di *gap junctions*. Questo permette al cuore di terminare la depolarizzazione e contrazione degli atri prima che inizino quelle dei ventricoli. Una volta passato dal nodo AV, il segnale riprende velocità lungo il fascio di His, che si divide tra le camere inferiori. La conduzione arriva ora alle fibre di Purkinje che permettono la contrazione simultanea dei ventricoli, dando il via ad un nuovo ciclo cardiaco.

Se il sistema di conduzione subisce alterazioni, si può arrivare a complicazioni patologiche gravi come il blocco atrioventricolare o la fibrillazione. [15]

3.2 Il segnale elettrocardiografico

3.2.1 Procedura di acquisizione

Come visto precedentemente, il cuore ha una notevole attività elettrica e tale attività genera dei campi elettrici variabili e misurabili. È infatti possibile misurare l'attività elettrica del cuore nel tempo attraverso una tecnica denominata elettrocardiografia. Essa consiste in un esame non invasivo e senza particolari controindicazioni. Ci permette, oltre che di descrivere il normale andamento dei potenziali durante un ciclo cardiaco, anche di andare a individuare una vasta gamma di problematiche che possono coinvolgere l'apparato cardiocircolatorio. L'ECG è dunque uno strumento di fondamentale importanza per determinare lo stato di salute di un soggetto.

La procedura di acquisizione è molto semplice e richiede poco tempo. Nel caso di ECG a riposo, viene chiesto al paziente di sdraiarsi su un lettino e di cercare di rimanere il più possibile fermo, in posizione supina e con le braccia adagate lungo i fianchi. A questo punto è molto importante preparare la pelle visto che sarà il mezzo fisico che mette in contatto il segnale elettrico e la strumentazione. Nelle zone di interesse, la pelle viene pulita con detergente e se necessario depilata.

Nell'elettrocardiografia una derivazione è una connessione elettrica tra la cute del paziente e l'elettrocardiografo. Ogni derivazione è connessa a un galvanometro, che serve a misurare l'intensità di corrente elettrica. Nella pratica clinica si utilizza un totale di 10 elettrodi: 6 precordiali per le derivazioni da V1 a V6 e 4 periferici che vanno applicati sugli arti. Il primo a parlare di derivazioni fu Willem Einthoven, un fisiologo olandese che verso la fine del XIX secolo ebbe una geniale intuizione. Egli definì il primo metodo mai esistito per lo studio dell'attività elettrica del cuore. Pose un elettrodo su ogni polso, uno sulla caviglia sinistra e uno ulteriore di riferimento. In questo modo si forma un triangolo equilatero, noto come triangolo di Einthoven, sul cui piano frontale è possibile osservare la proiezione delle variazioni

del campo elettrico generato dal cuore. Si ottengono così 3 potenziali: RA (right arm), LA (left arm) e LL (left leg). Le 3 derivazioni bipolari D1, D2 e D3 di Einthoven si ricavano come segue:

- $D1 = LA - RA$
- $D2 = LL - RA$
- $D3 = LL - LA$

Esse sono derivazioni bipolari, in quanto viene misurata la caduta di potenziale tra due elettrodi distinti e prendono in considerazione solo la proiezione sul piano frontale dell'asse elettrico istantaneo del cuore H . Questo fa sì che sia verificata la seconda legge di Kirchhoff (o legge delle maglie) secondo la quale in una maglia chiusa, istante per istante, la somma delle differenze di potenziale deve essere uguale a zero. Nella pratica gli elettrodi vengono posizionati sui polsi destro e sinistro e sulla caviglia sinistra in quanto né lungo le braccia né lungo la gamba scorre corrente elettrica. La scelta della gamba sinistra fu all'epoca fondata sulla convinzione che potesse offrire maggiori vantaggi dal punto di vista della resistenza elettrica, essendo il cuore posizionato nella parte sinistra della gabbia toracica. Si è poi scoperto che utilizzare la gamba destra come sito dell'elettrodo non genera significative differenze nei tracciati acquisiti. [3]

Successivamente vennero introdotte le derivazioni aumentate aVR, aVL e aVF. Tali derivazioni vengono chiamate aumentate in quanto i valori dei potenziali misurati sono maggiori di circa il 50% rispetto alle fondamentali. Hanno la caratteristica di essere sfalsate di 30 gradi rispetto alle fondamentali e quindi anch'esse saranno riferite al piano frontale.

Le derivazioni precordiali (o di Wilson), presentano elettrodi disposti nel seguente modo:

- V1 nel quarto spazio intercostale di destra
- V2 nel quarto spazio intercostale di sinistra
- V3 a metà tra V2 e V4

- V4 nel quinto spazio intercostale nell'emiclaveare di sinistra
- V5 nel quinto spazio intercostale nell'ascellare anteriore di sinistra
- V6 nel quinto spazio intercostale nell'ascellare media di sinistra

Questi elettrodi vedono l'attività cardiaca sul piano orizzontale, mostrando le 6 derivazioni toraciche. In conclusione, per un elettrocardiogramma completo si necessita di 10 elettrodi, 3 per le derivazioni fondamentali e aumentate e 6 per quelle precordiali. Il decimo è posizionato sulla gamba destra ed ha il compito di fornire, attraverso un amplificatore in configurazione invertente, una corrente uguale in modulo ma opposta in verso a quella generata da disturbi elettromagnetici che agiscono in fase su tutti gli elettrodi, al fine di eliminarli. [3]

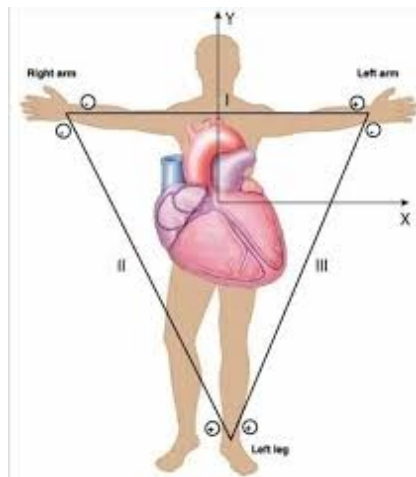


Figura 3.3: Triangolo di Einthoven

3.2.2 Morfologia del tracciato

Il tracciato ECG viene normalmente stampato su un foglio di carta millimetrata, dove sull'asse verticale c'è il voltaggio espresso in millivolt (mV) e sull'asse orizzontale c'è il tempo espresso in millisecondi (ms). Nella procedura standard la carta deve scorrere alla velocità di 25 mm/s, il che vuol dire che ogni quadratino di lato 1mm equivale ad un tempo di 40 ms. Come

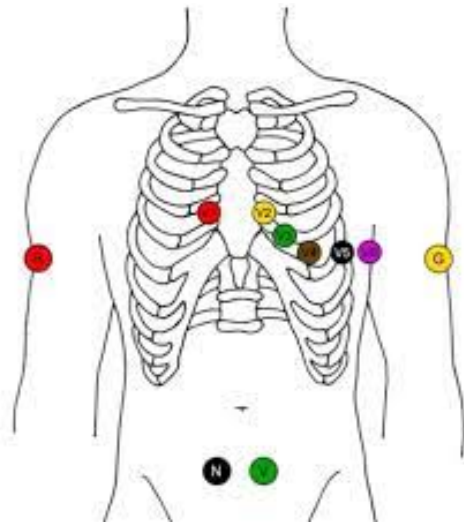


Figura 3.4: Posizionamento elettrodi nell'ECG a 12 derivazioni

si vede anche in figura, i quadratini sono raggruppati a gruppi di 5 da delle linee più spesse che formano quadrati di 5mm. Di conseguenza in questi quadrati si ha un tempo di 200ms. Per quanto riguarda l'ampiezza standard è di 10 mm/mV. Ogni derivazione produce un segnale in millivolt (mV) che rappresenta un vettore tridimensionale dotato di ampiezza e direzione. In figura si possono apprezzare tutti i contributi delle 12 derivazioni.

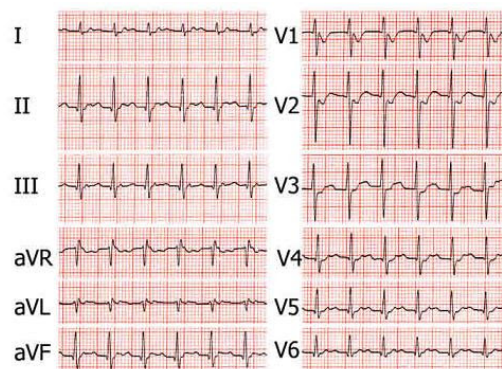


Figura 3.5: Tracciato ECG a 12 derivazioni

Quando una cellula cardiaca è fase di depolarizzazione si dice che è in fase di sistole, mentre quando si ripolarizza è in fase di diastole. Nel primo caso si tratta dunque di una contrazione, nel secondo di un rilassamento. Ognuno di

questi movimenti meccanici è causato da uno stimolo elettrico ben preciso, che sul tracciato si traduce in onde, segmenti e intervalli. Le varie onde possono essere positive o negative in base al loro andamento rispetto alla linea isoelettrica.

Onde principali:

- Onda P: Depolarizzazione atriale
- Complesso QRS: Depolarizzazione ventricolare
- Onda T: Ripolarizzazione ventricolare
- Onda U: Ripolarizzazione delle fibre di Purkinje (talvolta assente).

La prima onda che si incontra è l'onda P che indica la depolarizzazione atriale, e dunque la contrazione degli atri. Ora l'impulso elettrico arriva al nodo AV che ha come compito di ritardare la contrazione del ventricolo rispetto a quella dell'atrio. Siamo dunque arrivati al complesso QRS, che ha un'ampiezza notevolmente maggiore rispetto alla precedente onda P. Questo deriva dal fatto che la massa muscolare dei ventricoli è maggiore rispetto a quella degli atri. Il QRS inizia con una deflessione negativa (Q), che indica la depolarizzazione del setto interventricolare (sito del Fascio di His) . Questa è seguita dall'onda R che rappresenta la depolarizzazione delle pareti interventricolari, che termina con l'onda S. Successivamente si incontra il tratto S-T. Non è altro che la distanza fra l'onda S e l'inizio dell'onda T, rappresenta l'intervallo fra la depolarizzazione ventricolare e l'inizio della ripolarizzazione ventricolare (ripristino delle condizioni elettriche di base). Infine, vi è l'onda U, non sempre visibile perché di basso voltaggio, che rappresenta la ripolarizzazione delle fibre di Purkinje e dei muscoli papillari (sede di inserzione delle corde tendinee delle valvole atrioventricolari). Il grafico che si ottiene quindi non è costante in quanto non è costante la differenza di potenziale misurata tra i due elettrodi a causa dell'asincronia che vi è tra le varie cavità cardiache e quindi a causa del particolare tipo di conduzione dello stimolo elettrico. [3]

3.2.3 Problematiche individuabili e il loro significato clinico

Una volta che si è ottenuto il tracciato seguendo con attenzione la procedura standard, si possono carpire delle informazioni che il personale medico potrà usare per effettuare una diagnosi. Bisogna innanzitutto fare una distinzione tra segmenti e intervalli nei tracciati ECG: Quando si parla di segmento da un punto ad un altro non si considerano le onde, mentre negli intervalli vengono incluse anche le onde. Tutte queste componenti sono ben visibili in figura.

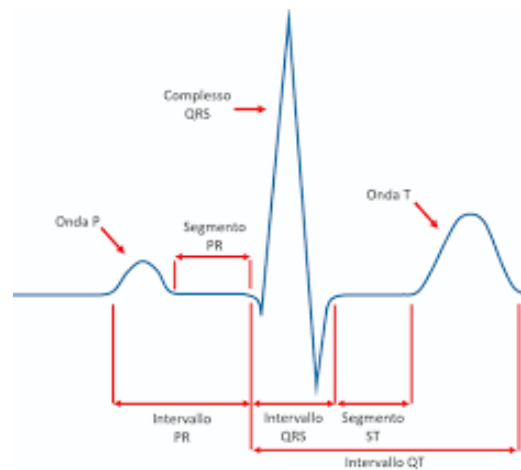


Figura 3.6: Onde, segmenti e intervalli tipici in un ECG

Il primo elemento che si va ad osservare è la frequenza cardiaca. Essa viene calcolata in maniera automatica dall'apparecchio ma è facilmente calcolabile da chi legge l'ECG sfruttando la carta millimetrata. Un possibile approccio empirico è quello di contare il numero di quadratini che intercorre tra un complesso QRS e l'altro. Ad ogni numero di quadratini corrisponde una determinata frequenza. Un altro approccio può essere quello di contare i complessi QRS che si verificano in 10 secondi per poi moltiplicare per 6 e ottenere così i battiti al minuto (bpm). Se la frequenza risulta essere inferiore ai 60 bpm si parla di bradicardia, al di sopra dei 100 bpm si parla di tachicardia.

Un altro aspetto tipico che si valuta dalla leggendo l'ECG è la natura del ritmo. Si va alla ricerca delle onde P, sintomatiche di un ritmo normale del nodo SA e quindi regolare. Inoltre l'onda P deve avere sempre la stessa morfologia, e deve essere positiva nelle derivazioni D2, D3 e aVF. Questo perchè il segnale dal nodo SA si propaga verso il basso nel cuore e siccome queste derivazioni guardano il cuore proprio in quella direzione, dovranno essere positive. Se le onde P variano di morfologia, allora non si può più parlare di ritmo sinusale ma di tachicardia atriale. Ad esempio se l'onda P in D2 è negativa si riscontra una extrasistole atriale, ovvero un battito originato da una zona diversa dal nodo SA. Ancora, se l'onda P si trova dopo il complesso QRS ci si trova davanti ad un caso di aritmia nel quale si arrivano i ventricoli prima degli atri. Se l'onda P ha una durata superiore ai 120 ms (3 quadratini), si parla di ipertrofia atriale, una condizione in cui gli atri si gonfiano più del dovuto e impiegano più tempo a svolgere la loro funzione.

Il complesso QRS descrive l'andamento dello stimolo elettrico nella muscolatura ventricolare e normalmente ha una durata inferiore ai 100 ms. In un cuore sano l'onda R deve crescere progressivamente da V1 a V6 e rimanere positiva in D1. L'onda Q deve aver una durata inferiore ai 40 ms (1 mm) e di ampiezza inferiore a 1/4 della successiva onda R. Se così non fosse, potrebbe indicare un infarto cardiaco pregresso.

L'intervallo PR deve essere compreso tra i 120 ms e i 200 ms. Se risulta essere più lungo ci si può trovare in una delle seguenti condizioni:

- Blocco atrio-ventricolare di 1° grado: intervallo del PR costantemente lungo e fisso.
- Blocco atrio-ventricolare di 2° grado – Mobitz 1: progressivo allungamento del PR fino a che un complesso QRS viene a mancare dopo un'onda P (l'impulso atriale dell'onda P non arriva ai ventricoli, ovvero non è condotta).
- Blocco atrio-ventricolare di 2° grado – Mobitz 2: onde P in modo intermittente non sono condotte, e l'intervallo PR non è allungato.

- Blocco atrio-ventricolare di 3° grado: non vi è relazione tra onde P e complessi QRS. Viene detto blocco completo o dissociazione atrio-ventricolare e generalmente il numero di onde P è maggiore rispetto a quello dei QRS. [6]

Quando l'intervallo PR è più breve, potrebbe indicare la presenza di una via anomala che collega atri e ventricoli (pre-eccitazione ventricolare). Un intervallo PR più corto è invece normale nelle gestanti.

L'intervallo QT deve avere durata inferiore ai 460 ms negli uomini e inferiore ai 450 ms nelle donne. Esso rappresenta il tempo di depolarizzazione e ripolarizzazione ventricolare. Sia che esso risulti troppo breve (sindrome del QT corto) o troppo esteso (sindrome del QT lungo) è associato ad un maggiore rischio di insorgere di aritmie ventricolari. Le cause di questa condizione possono essere sia genetiche che farmacologiche, in quanto esistono delle sostanze che hanno come effetto avverso quello di modificare l'attività elettrica del cuore.

Alterazioni del tratto ST e dell'onda T, sono indicatori di problematiche ischemiche. Questo tratto deve sempre trovarsi, ad eccezione delle derivazioni precordiali V1 e V2, sullo stesso piano della linea isoelettrica o comunque inferiore ai 2 mm di ampiezza. In presenza di un sopralivellamento c'è il rischio di lesione miocardica e infarto miocardico acuto. Studiando attentamente la morfologia del sopralivellamento si può dedurre quali siano le coronarie interessate dall'ostruzione.

Abbiamo visto come il tracciato ECG ci possa dare moltissime informazioni sul comportamento elettrico e di conseguenza meccanico del cuore. Tuttavia è bene considerare che l'elettrocardiogramma, per essere compreso nel migliore dei modi, deve essere messo in relazione alle caratteristiche cliniche del paziente. ECG simili possono rappresentare situazioni cliniche ben diverse, a seconda dell'anamnesi del paziente. Un ECG non correttamente interpretato porta a delle conclusioni errate e di conseguenza alla prescrizione di cure non idonee, che possono peggiorare la salute del paziente. Dunque è bene ricordare che l'ECG non fornisce di per sé una diagnosi, ma è un mezzo al servizio del personale medico specializzato.

3.3 Monitoraggio cardiaco durante l'attività sportiva

3.3.1 Strumenti e tecniche maggiormente usati

Il monitoraggio dell'allenamento riguarda il tenere traccia di ciò che gli atleti realizzano durante l'allenamento, con l'obiettivo di migliorare l'interazione tra allenatore e atleta. Storicamente, sono stati sviluppati diversi schemi di base per il monitoraggio dell'allenamento. Nei primi tempi, il monitoraggio consisteva nell'osservare l'atleta durante sessioni di allenamento standard. Tuttavia, la difficoltà di standardizzare le condizioni di allenamento rendeva questo processo poco affidabile. Con l'avvento dell'allenamento a intervalli, il monitoraggio è diventato più sistematico. Tuttavia, l'imprecisione nella misurazione della frequenza cardiaca ha portato l'allenamento a intervalli verso sessioni di riferimento (index workouts), dove il parametro principale monitorato era il tempo medio necessario per completarle.

Queste misurazioni del carico di allenamento si concentravano sul carico esterno, ovvero ciò che l'atleta era effettivamente in grado di fare. Con l'interesse della comunità scientifica, lo sviluppo del concetto di soglie metaboliche e la possibilità di misurazioni sul campo di frequenza cardiaca e potenza erogata hanno suscitato un maggiore interesse per il carico interno, permettendo una migliore personalizzazione del carico di allenamento per atleti con abilità diverse. [5]

Negli ultimi anni sono stati rilasciati in commercio diversi dispositivi che permettono facilmente di ottenere i dati di interesse durante l'attività tennis e sportiva in generale. Gli strumenti maggiormente utilizzati sono i cardiofrequenzimetri, che forniscono dati in tempo reale sul battito cardiaco. Molto diffusi sono i cardiofrequenzimetri da polso, che devono il loro successo a facilità d'uso e comfort durante l'attività sportiva. Il principio alla base del funzionamento di questi dispositivi è la fotoplethysmografia (PPG). Con questa tecnologia si effettuano misure di tipo ottico, di natura del tutto diversa rispetto a quella dell'ECG. Si utilizza una sorgente luminosa di tipo LED

di ridotte dimensioni e un fotorecettore. Quest'ultimo apprezza variazioni anche minime dell'intensità della luce e siccome ogni variazione è associata a una variazione di flusso sanguigno, si possono dunque ricavare parametri come la frequenza cardiaca e la sua variabilità (HRV). Essendo un sensore di tipo ottico, ci sono diversi fattori che possono influire negativamente sull'accuratezza. Se per esempio il dispositivo non è a stretto contatto con la pelle, la luce ambiente può alterare la lettura del fotorecettore. Tuttavia rimangono un'ottima opzione, e sono integrati nella quasi totalità degli sportwatch moderni.

Un'altra soluzione è rappresentata dalle fasce toraciche, che utilizzano sensori a elettrodi incorporati nella fascia stessa. Questo tipo di dispositivo effettua un'indagine simile all'ECG ma semplificata.

Durante l'attività fisica gli elettrodi raccolgono i segnali elettrici emessi dal battito cardiaco e inviano tali informazioni al trasmettitore. Il trasmettitore è solitamente l'unica parte staccabile della fascia toracica. All'interno c'è un microprocessore che registra e analizza la frequenza cardiaca da quei segnali elettrici, oltre a una batteria e ai chip necessari per la connettività Bluetooth. Utilizzando il Bluetooth e uno smartphone connesso, il trasmettitore può inviare costantemente i dati sulla frequenza cardiaca ad un dispositivo mobile, che funge da ricevitore. Con molte fasce toraciche, ora c'è la possibilità di collegarle a un altro dispositivo indossabile o semplicemente di utilizzare un'app mobile compatibile per registrare e salvare i dati sulle pulsazioni.

L'indossabilità è un fattore chiave anche in questo dispositivo, e al giorno d'oggi si trovano in commercio fasce sempre più compatibili all'attività sportiva.

3.3.2 Problemi del tracciamento in contesti dinamici

La procedura di tracciamento spiegata in 3.2.1 si esegue a riposo, al paziente è richiesto di stare il più immobile possibile. Questa descrizione dell'analisi statica ci aiuta a capire le basi dell'analisi elettrocardiografica standard, ma differisce di molto rispetto al caso dinamico. Per i motivi spiegati nel

Capitolo 1.2, l'analisi dinamica risulta particolarmente utile ed interessante, ma presenta delle sfide diverse e più impegnative. Quando si vuole effettuare monitoraggio cardiaco in contesti dinamici si va incontro a determinati problemi che nel caso statico non si presentano.

Considerando il caso specifico del tennis, i movimenti rapidi, i salti e i repentini cambi di direzione possono spostare e disallineare i dispositivi di monitoraggio, causando letture imprecise o interruzioni. Il motivo principale per cui molti atleti preferiscono le fasce toraciche ai monitor da polso è la precisione. Ci sono ragioni specifiche per cui le fasce toraciche sono in generale più precise: la cosa più importante è che il sensore è posizionato più vicino al cuore rispetto a un braccialetto. Ciò gli consente di catturare un segnale del battito cardiaco con più precisione. Infatti, come visto precedentemente, l'acquisizione ottimale è quella che prevede l'uso di elettrodi nella zona toracica.

Ci sono anche delle difficoltà fisiologiche da prendere in considerazione. Il tennis per sua natura obbliga l'atleta a variare di molto (e molto spesso) la propria frequenza cardiaca, complicando l'analisi dei dati.

Capitolo 4

Cuore d'atleta e modificazioni elettrocardiografiche durante il gioco del tennis

4.1 Cuore d'atleta: caratteristiche peculiari

Il cuore di un atleta è sia strutturalmente che fisiologicamente diverso rispetto alla popolazione generale. Durante l'esercizio c'è un aumento di consumo di ossigeno e di cardiac output da parte di entrambi i ventricoli, ciò è associato a una diminuzione della resistenza vascolare, che è minore nella circolazione polmonare. Questa incompatibilità, tra aumento del flusso e vasodilatazione, sfocia in un aumento anormale della pressione dell'arteria polmonare e dell'afterload del ventricolo destro, con un aumento significativo nel carico di lavoro del ventricolo stesso. L'emodinamica e gli adattamenti cardiaci differiscono in base al tipo e all'intensità di esercizio (esercizio di resistenza o di forza). Un allenamento regolare determina un complesso rimodellamento funzionale, strutturale ed elettrico del miocardio. Per quanto riguarda gli adattamenti strutturali, dai primi studi ecocardiografici nel 1957, si è mostrato che gli atleti sviluppano un'ipertrofia nel ventricolo sinistro, principalmente eccentrica negli atleti di resistenza e spesso concentrica negli atleti di forza. In confronto alla popolazione generale, inoltre, gli atleti mostrano

uno spessore delle pareti del ventricolo sinistro maggiore del 15-20% e una misura dello stesso ventricolo più grande del 10-15%. Questi cambiamenti sono meccanismi di adattamento e possono regredire se ci si smette di allenare. Un ulteriore adattamento strutturale negli atleti, soprattutto in quelli di resistenza, è la dilatazione dell'atrio destro. [2]

L'esercizio fisico è utile per prevenire molte malattie cardiovascolari, limitando diversi fattori di rischio per patologie cardiache e riducendo l'incidenza di eventi ischemici fatali dovuti a malattia coronarica. Gli atleti svolgono comunemente un'attività fisica intensa ed eccessiva, molto superiore alla quantità abituale raccomandata dai soggetti sani. Per questo motivo, gli atleti hanno un rischio maggiore di morte cardiaca improvvisa (MCI) da 2,4 a 4,5 e circa 8 su 10 sono asintomatici prima della morte. La maggior parte delle MCI si verifica a causa di cardiomiopatie sottostanti sconosciute, durante o subito dopo l'attività fisica, suggerendo che molteplici fattori di stress, come disidratazione, alterazioni elettrolitiche e acido-base, possono agire come fattore scatenante. [12]

Sebbene l'esercizio non sia un agente farmacologico, i suoi effetti assomigliano per molti versi a quelli di un potente farmaco. L'attività fisica quotidiana (PA) e l'esercizio fisico producono numerosi cambiamenti favorevoli nell'espressione genetica, con miglioramenti nella funzione fisiologica, nella struttura e nella composizione corporea. Un regime di allenamento fisico regolare (ET) è estremamente efficace nella prevenzione e nel trattamento di molti delle nostre malattie croniche più comuni e mortali, tra cui: malattia coronarica (CAD), diabete, obesità, pressione alta, insufficienza cardiaca (HF) e depressione. Gli individui che praticano regolarmente più attività fisica hanno tassi di disabilità nettamente più bassi e un'aspettativa di vita media che è di circa sette anni più lunga rispetto alle persone sedentarie. Per questo motivo, gli operatori sanitari illuminati raccomandano abitualmente ai pazienti l'attività fisica regolare come elemento indispensabile della loro routine quotidiana. [8]

Un altro adattamento riscontrabile nel cuore d'atleta è la bradicardia a riposo ovvero l'abbassamento della frequenza cardiaca fin sotto ai 60 bpm. Questo accade perché il cuore diventa più efficiente e pompa una maggiore

quantità di sangue con ogni contrazione (aumento della gittata sistolica). Gli adattamenti del cuore d'atleta migliorano il ritorno del sangue al cuore e la quantità di sangue pompata in un minuto (gittata cardiaca), sostenendo prestazioni ottimali durante l'esercizio.

4.2 Effetti del tennis sul cuore: risposte acute e croniche

4.2.1 Frequenza cardiaca

Col termine "Frequenza cardiaca" si intende la frequenza del ciclo cardiaco, che consiste nelle fasi di contrazione e rilassamento del miocardio. La frequenza cardiaca non riflette solo lo stato del sistema cardiovascolare, ma funge anche da indicatore dell'attività del sistema nervoso autonomo (simpatico e parasimpatico) e del tasso metabolico. Una miriade di fattori possono influenzarla, come l'attività fisica, lo stato psicologico, la dieta, i farmaci e l'interazione tra genetica e ambiente. La presenza o l'assenza di un polso, che in condizioni normali è uguale alla frequenza cardiaca, è stato uno dei segni che gli esseri umani hanno imparato a utilizzare per distinguere tra la vita e la morte migliaia di anni fa. Anche nella medicina moderna, la frequenza cardiaca è uno dei segni vitali, insieme alla temperatura corporea, alla respirazione e alla pressione sanguigna. [18]

Come in tutti gli sport, anche nel tennis la frequenza cardiaca gioca un ruolo fondamentale. Quando si fa esercizio fisico le cellule del nostro corpo richiedono un maggiore apporto di ossigeno. Il cervello controlla il cuore direttamente attraverso i rami simpatico e parasimpatico del sistema nervoso autonomo, che consiste di percorsi multi-sinaptici dalle cellule miocardiche ai neuroni gangliari periferici e successivamente ai neuroni pregangliari e premotori centrali. La funzione cardiaca può essere profondamente alterata dall'attivazione riflessa dei nervi autonomici cardiaci in risposta agli input provenienti dai recettori baro, chemio, nasofaringei e altri, nonché da comandi

autonomici centrali, compresi quelli associati allo stress, all'attività fisica, all'eccitazione e al sonno. [1]

4.2.2 Variabilità della frequenza cardiaca

L'HRV è un metodo non invasivo utilizzato per ottenere dati preziosi sui cambiamenti fisiologici che si verificano nella risposta all'attività fisica. I risultati di molteplici studi suggeriscono che i parametri HRV sono rilevanti nell'analisi dello stress che il corpo sperimenta durante l'allenamento e per aumentare la comprensione del recupero fisiologico dopo l'allenamento.

Per l'analisi della HRV è possibile utilizzare diversi modi: nel dominio del tempo, della frequenza, oppure con metodi geometrici o statistici.

La misurazione nel dominio del tempo è uno dei metodi più semplici. Questo metodo viene condotto calcolando gli intervalli tra i successivi complessi normali o determinando la frequenza cardiaca in qualsiasi momento specifico. Per la determinazione della frequenza cardiaca istantanea o dell'intervallo da normale a normale (NN) (intervalli del complesso QRS dovuti alla depolarizzazione del nodo del seno), viene identificato il complesso QRS nella registrazione continua dell'ECG. I fattori che devono essere calcolati in questo metodo sono la frequenza cardiaca media, la differenza della frequenza cardiaca tra il giorno e la notte tra l'intervallo NN più breve e quello più lungo.

Il modello geometrico può anche essere derivato dalla serie di intervalli NN. In questo metodo vengono utilizzati tre approcci generali: i) misurazione del modello geometrico ii) interpolazione del modello geometrico mediante l'uso della forma definita matematicamente iii) varie categorie basate sul modello della forma geometrica, mostrano le varie categorie di HRV. Le misurazioni della sequenza di intervalli NN o la conversione di scala discreta sono il requisito dei metodi geometrici, che consentono la creazione di un istogramma. Lo svantaggio di questo metodo è la necessità del numero totale di intervalli NN in modo da poter costruire modelli geometrici, mentre il vantaggio principale è la relativa insensibilità verso la qualità analitica delle serie di intervalli NN.

Il dominio temporale statistico può essere calcolato dalla serie di intervalli istantanei del ciclo cardiaco o dalla frequenza cardiaca specificatamente registrati in un periodo di 24 ore. Questi possono essere classificati in due gruppi: i) quelli risultanti dal calcolo direttamente dalla frequenza cardiaca istantanea o dall'intervallo NN ii) risultanti dalla differenza di intervalli NN. Utilizzando l'analisi della registrazione dell'ECG o analizzando segmenti più piccoli del periodo di registrazione, è possibile ricavare questa variabile. Inoltre, è possibile calcolare un confronto tra l'HRV e diverse attività come il sonno, il riposo, ecc.

Il calcolo della radice quadrata della varianza, ovvero la deviazione standard dell'intervallo NN (SDNN), è la variabile più semplice.

Le informazioni sulla varianza (potenza) diffusa in funzione della frequenza possono essere raccolte mediante l'analisi della densità spettrale di potenza (PSD). Per la determinazione della PSD possono essere utilizzati metodi parametrici e non parametrici, ma entrambi i metodi danno risultati analoghi. I vantaggi dei metodi parametrici sono che anche su un piccolo numero di campioni è possibile calcolare una PSD accurata e che indipendentemente dalla banda di frequenza preselezionata può essere distinto da componenti spettrali più uniformi. Il metodo parametrico richiede prove sull'idoneità del modello selezionato ed è un processo complesso, mentre il metodo non parametrico FFT (trasformata di Fourier) è un metodo rapido e facile da eseguire.

Gli intervalli RR conservati nel computer vengono convertiti in bande con frequenze spettrali variabili al momento dell'utilizzo del metodo FFT. Inoltre, immergendo i risultati nella media ottenuta della lunghezza degli intervalli RR, le riflessioni raccolte possono essere trasformate in Hertz (Hz).

La banda di frequenza f compresa tra 0 e 0,5 Hz dello spettro di potenza può essere classificata in quattro bande:

- Alta frequenza (HF) (0,15-0,4 Hz)
- Banda a bassa frequenza (LF) (0,04-0,15 Hz)
- Banda di frequenza molto bassa (VLF) (0,003-0,04 Hz)

- Banda di frequenza ultra bassa (ULF) ($f < 0,003$ Hz)

VLF, HF e LF sono le caratteristiche dello spettrale a breve termine, che vengono registrate per 5-10 minuti, mentre nella registrazione a lungo termine è inclusa anche la ULF. [14]

Studi recenti hanno dimostrato l'applicazione dell'HRV nell'allenamento fisico. I loro risultati hanno supportato l'uso dell'HRV come marcatore per riflettere la modulazione cardiaca della componente simpatica e vagale del sistema nervoso autonomo e hanno suggerito che il monitoraggio degli indici dell'HRV può essere utile per monitorare l'andamento temporale dell'adattamento/disadattamento all'allenamento al fine di impostare carichi di allenamento ottimali che portino a prestazioni migliori. Nello specifico, lo scopo di tutto l'allenamento è l'utilizzo di carichi di allenamento fisico sufficienti per il corpo per trasferire l'omeostasi e l'intero equilibrio autonomo. Gli atleti possono adattare meglio la loro fisiologia durante un sufficiente recupero del corpo. L'HRV sta diventando uno degli strumenti più utili per monitorare l'andamento temporale dell'adattamento/disadattamento dell'allenamento degli atleti e per impostare i carichi di allenamento ottimali che portano a prestazioni migliori. [4]

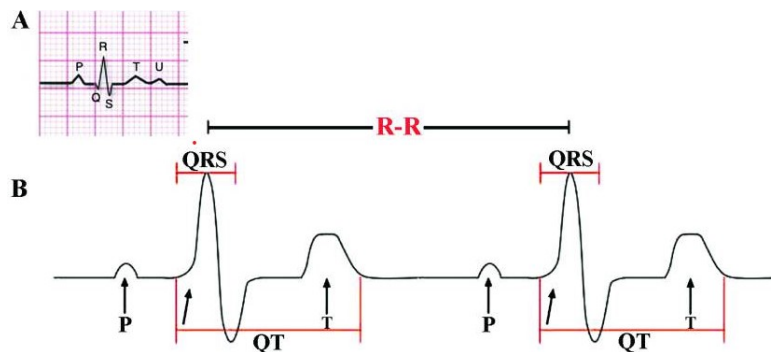


Figura 4.1: Intervallo RR

Numerosi studi hanno dimostrato che l'HRV è significativamente influenzato dall'attività fisica. Dopo un periodo di esercizio fisico di 10 settimane, in un campione di uomini anziani, l'allenamento intensivo a intervalli ha porta-

to ad un aumento degli indici HRV. Gli individui impegnati in attività fisica moderata e vigorosa hanno mostrato un HRV più alto e un HR più basso.

Uno studio indica che varie modalità di intervento con esercizio fisico hanno portato al miglioramento dei parametri HRV anche tra gli adulti sedentari di mezza età. Inoltre, è stato evidenziato che l'HRV tende a diminuire all'aumentare della durata e dell'intensità dell'esercizio. Pertanto, è necessaria una limitazione dell'attività fisica intensa prima della raccolta dei dati HRV.

È stata condotta un'analisi quantitativa della riattivazione parasimpatica cardiaca post-esercizio tra atleti e soggetti sani considerando l'intensità dell'esercizio, la durata e lo stato di forma fisica/allenamento. I risultati hanno rivelato che dopo una singola sessione di allenamento aerobico, la riattivazione vagale cardiaca totale può estendersi fino a 24 ore dopo esercizio aerobico a bassa intensità, 24-48 ore dopo esercizio di moderata intensità e un minimo di 48 ore dopo esercizio ad alta intensità. Dunque la variabilità nei livelli di attività fisica tra i partecipanti può avere un impatto significativo sui risultati dell'HRV. [13]

Capitolo 5

Tachicardia parossistica sopraventricolare

5.1 Eziologia

La tachicardia parossistica sopraventricolare (TPSV) si manifesta con episodi intermittenti di tachicardia regolare, a esordio improvviso e che terminano spontaneamente. L'incidenza di questa tachiaritmia è di circa 2,5 per 1.000 nella popolazione generale, comunemente riscontrata nei reparti di emergenza e spesso colpisce individui altrimenti sani. La TPSV è il segno caratteristico della tachicardia da rientro nodale atrioventricolare (AVNRT), della tachicardia da rientro atrioventricolare (AVRT) e della tachicardia atriale focale. L'AVNRT è la causa più comune di TPSV negli adulti, seguita dall'AVRT e dalla tachicardia atriale. Sebbene i pazienti con TPSV di solito presentino palpitazioni ricorrenti, a volte la TPSV può presentarsi con sintomi atipici come mancanza di respiro, vertigini, dolore toracico e sincope. Ciò è particolarmente evidente negli individui più anziani con patologie cardiache strutturali esistenti. Nei pazienti con TPSV sono stati segnalati anche sintomi non cardiaci, come brividi, sudorazione, convulsioni, attacchi di panico e attacchi simili all'asma.

Le forme comuni di TPSV sono caratterizzate da substrati elettrofisiologici e anatomici sotto forma di percorsi diversi. Questi percorsi possono essere

etichettati come anomalie congenite, poiché sono presenti al momento della nascita. Tuttavia, i percorsi potrebbero non essere responsabili della TPSV in ogni individuo. Le vie atrioventricolari accessorie sono fortemente associate ad alcune malattie cardiache congenite, tra cui l'anomalia di Ebstein e la trasposizione delle grandi arterie. La TPSV può essere indotta da qualsiasi condizione fisiologica/patologica che innesci battiti prematuri atriali o ventricolari. I fattori scatenanti comunemente identificati possono includere attività fisica, stress, bevande contenenti caffeina, nicotina, ipertiroidismo, ischemia miocardica, infezioni, ipossia e ipovolemia.

5.2 Valutazione

La TPSV viene comunemente diagnosticata al pronto soccorso. Un ECG a 12 derivazioni dovrebbe essere il test diagnostico iniziale. È essenziale confrontare un ECG a 12 derivazioni durante la tachicardia con un ECG durante il ritmo sinusale (se disponibile). Un ECG durante la tachicardia aiuta a comprendere il meccanismo della TPSV nella maggior parte dei pazienti. Tuttavia, in molte occasioni, l'ECG potrebbe non differenziare l'AVNRT atipico dalla tachicardia atriale e dall'AVNRT ortodromico.

Componenti essenziali dell'interpretazione dell'ECG durante TPSV includono la frequenza della tachicardia, la morfologia dell'onda P, la correlazione tra l'onda P e il complesso QRS e la morfologia del QRS. L'elemento caratteristico della TPSV è un complesso QRS stretto; tuttavia, può presentarsi con un complesso QRS ampio a causa di un blocco di branca sottostante, di un'aberrazione correlata alla frequenza o di una preeccitazione causata da una via secondaria.

5.3 Trattamento

I pazienti che presentano ipotensione, mancanza di respiro, dolore toracico, shock o stato mentale alterato sono considerati emodinamicamente instabili e dovrebbero essere sottoposti a cardioversione elettrica urgente. Se, alla

valutazione iniziale, un paziente con TPSV risulta essere emodinamicamente stabile, le manovre vagali sono raccomandate come prima scelta terapeutica. Le manovre vagali comunemente eseguite includono il massaggio del seno carotideo e le manovre di Valsalva. Nel complesso, il tasso di successo delle manovre vagali è 30% e il massaggio del seno carotideo è controindicato in presenza di soffi carotidei.

Se le manovre vagali sono inefficaci o non possono essere eseguite, l'adenosina è il farmaco di scelta per la gestione iniziale della TPSV. Gli studi non randomizzati hanno dimostrato che l'adenosina termina con successo le TPSV dipendenti dal nodo atrioventricolare (AVNRT e AVRT) nel 75%-95% dei pazienti. L'adenosina deve essere somministrata in bolo tramite una canula endovenosa di grosso diametro posizionata in una delle vene prossimali. La dose iniziale raccomandata è di 6 mg, seguita da un lavaggio endovenoso. Se la tachicardia persiste, è possibile ripetere una dose più elevata dopo 2 minuti. Gli effetti collaterali comuni dell'adenosina includono broncospasmo con conseguente mancanza di respiro e fastidio al torace, vampate di calore e un blocco atrioventricolare transitorio. Tuttavia, questi effetti sono di breve durata a causa dell'emivita molto breve dell'adenosina. I beta-bloccanti per via endovenosa e i calcio-antagonisti non diidropiridinici sono raccomandati come opzione alternativa se l'adenosina è inefficace o non può essere somministrata. La cardioversione elettrica può essere presa in considerazione nei pazienti emodinamicamente stabili se le manovre vagali e la terapia farmacologica endovenosa non riescono a terminare la tachicardia e i pazienti sono sintomatici.

L'assistenza continua e a lungo termine è una componente essenziale della gestione della TPSV, soprattutto nei pazienti con sintomi ricorrenti che comportano frequenti visite ospedaliere.

Negli ultimi decenni, l'ablazione transcateretere ha rivoluzionato il trattamento della TPSV. Ha un eccellente tasso di successo, con complicanze relativamente basse. L'ablazione transcateretere viene eseguita prendendo di mira la componente critica del circuito della tachicardia. Le linee guida contemporanee raccomandano uno studio elettrofisiologico e l'ablazione come prima linea di trattamento nella TPSV sintomatica. L'ablazione transcateretere può

essere presa in considerazione anche in pazienti asintomatici in presenza di preeccitazione manifesta con breve periodo refrattario della via accessoria. È fortemente raccomandato per i pazienti con professioni ad alto rischio. L'ablazione transcatetere riduce significativamente il costo dei ricoveri ricorrenti, migliora la qualità della vita al 95% dei pazienti sintomatici.[7]

Capitolo 6

Valutazione di segnali cardiaci nel tennis

6.1 Protocollo

Il dispositivo utilizzato per l'acquisizione dei dati è il Zephyr BioHarness 3. Destinato all'utilizzo in ambito sportivo e non, si compone di una fascia toracica e di un modulo elettronico che si fissa alla cinghia. Con esso si possono memorizzare e trasmettere dati relativi a ECG, frequenza cardiaca, frequenza respiratoria, orientamento del corpo e altro ancora. La trasmissione dei dati acquisiti può essere fatta tramite connessione USB o Bluetooth. Il segnale ECG è a derivazione singola, ottenuto grazie a degli elettrodi integrati sulla fascia. La frequenza di acquisizione ECG è di 250 Hz.

Il BioHarness 3 è costruito in modo da resistere all'uso regolare, garantendo longevità e affidabilità senza rinunciare alla comodità, data dall'elasticità della fascia stessa. La fascia ha un peso di 71g, mentre il sensore pesa 18g, per un totale di 89g. In figura 6.2 sono riportate le principali caratteristiche tecniche. [17]

Prima delle sessioni di tennis il sottoscritto ha dovuto compilare un modulo indicando dati anagrafici, parametri fisici quali peso e altezza. Oltre a ciò erano richiesti dettagli sul livello e frequenza di allenamento nello sport in questione.



Figura 6.1: Zephyr BioHarness 3

Parameter	Notes	Values				
		Min	Typ.	Max	Acc'y	Unit
General						
Logging capacity	1		500+			hours
Power supply voltage	USB	4.5	5	5.5		V
Battery Life – Radio transmitting	2	12		24		hrs
Battery Life - Logging	3		35			hrs
Charging Time			3			hrs
Storage	Between charges		6			
Charging Cycles	4		300			Cycles
Digital resolution			12			bits
Heart Rate						
ECG sensor sampling frequency			250			Hz
Range	5	25		240	±1	BPM
Time to first lock	At 60 bpm		15	25		s
No Signal Response time	60 to 0 bpm		10			s
Input dynamic range		0.1		10		mV _{pp}
ECG Amplitude	6	0.25		15		mV

Figura 6.2: Caratteristiche tecniche



Figura 6.3: Posizionamento corretto

Inoltre erano presenti domande sulle abitudini personali e su eventuali malattie, ereditarie e non. Per l'acquisizione si sono effettuate diverse sessioni di tennis, dove il sottoscritto ha indossato la fascia giocando contro individui di pari livello. Si è proceduto prima con esercizi specifici per il riscaldamento per prepararsi al tennis. Successivamente si è indossata la fascia come indicato in figura 6.3, avendo l'accortezza di bagnare le zone della cinghia che contengono i sensori al fine di migliorarne la conducibilità. Posto il modulo elettronico nell'apposito vano si è stretta adeguatamente la cinghia facendo attenzione a allineare il modulo nel modo corretto e posizionare la fascia alla giusta altezza. Una volta azionato il sensore dall'apposito pulsante di accensione, si è svolta l'attività sportiva. Le sessioni hanno avuto una durata di circa 90 minuti. In totale ne sono state effettuate 4, equamente distribuite tra 2 superfici diverse: terra rossa e cemento.

6.2 Risultati

Ad ogni acquisizione, il modulo elettronico ha registrato i dati su un file diverso. È stato possibile estrarre i dati dal dispositivo di archiviazione e trasferirli su un foglio di lavoro Excel, il quale agevola il trattamento dei dati. Una volta salvati in un'unica colonna dove sono presenti la data, l'ora ed il valore dell'acquisizione, sono stati utilizzati i software *MATLAB* e *Kubios HRV scientific lite* per gestire e analizzare i dati. Si è deciso di ripor-

tare solamente i risultati di 2 delle 4 acquisizioni effettuate, in quanto esse presentavano dati più chiaramente leggibili.

Per prima cosa si riporta il segnale ECG ottenuto nella quarta ed ultima sessione:

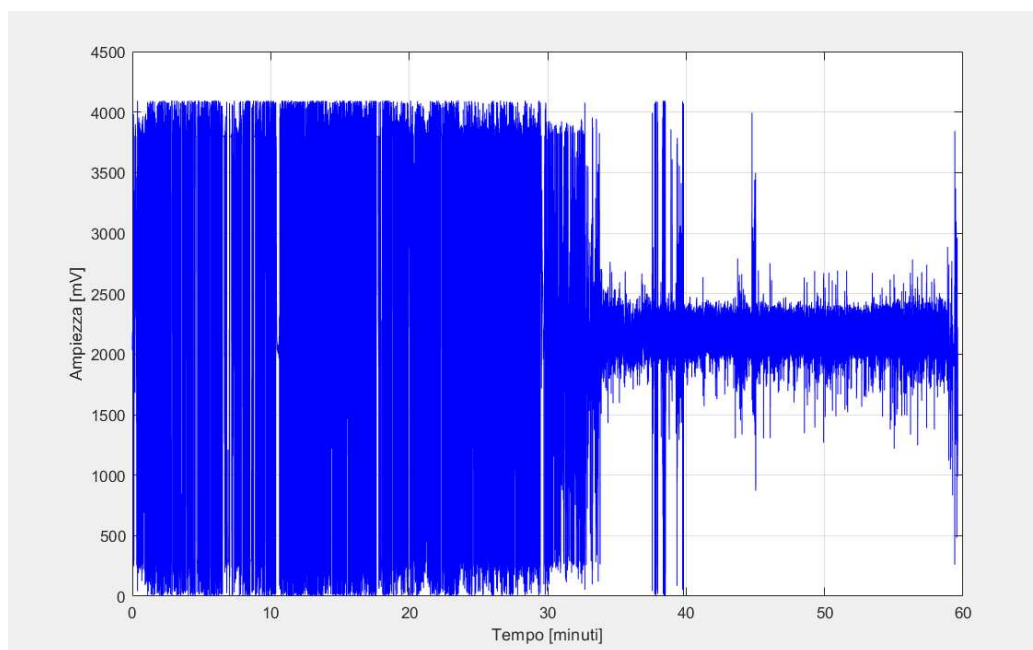


Figura 6.4: ECG non filtrato

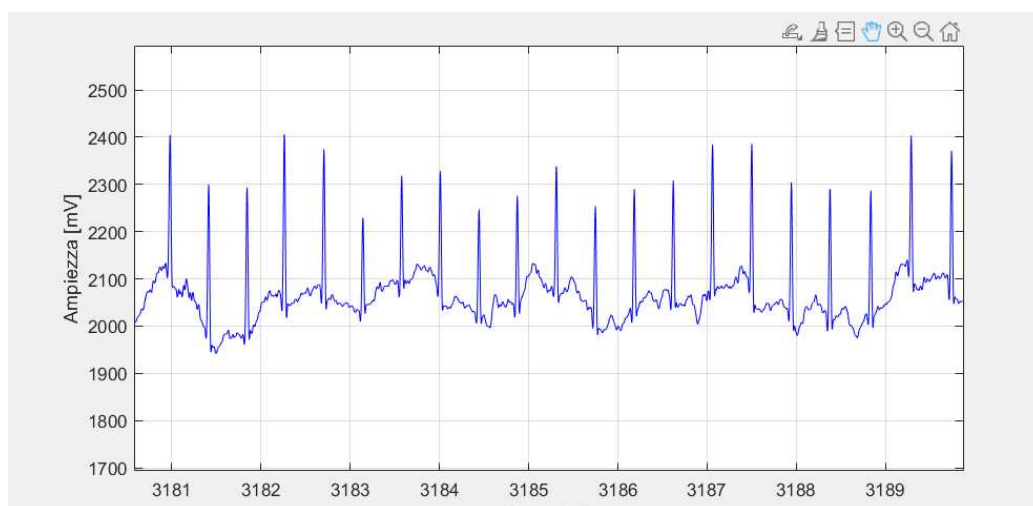


Figura 6.5: Intervallo di 10 secondi

Successivamente è stato applicato un filtro passa banda di tipo butterworth di ordine 6. La banda passante scelta è definita dalle frequenze di taglio di 0.5 Hz e 40Hz, tipiche dell'analisi ECG. Oltre a ciò si è selezionata una finestra del tracciato per evidenziare meglio i singoli battiti cardiaci:

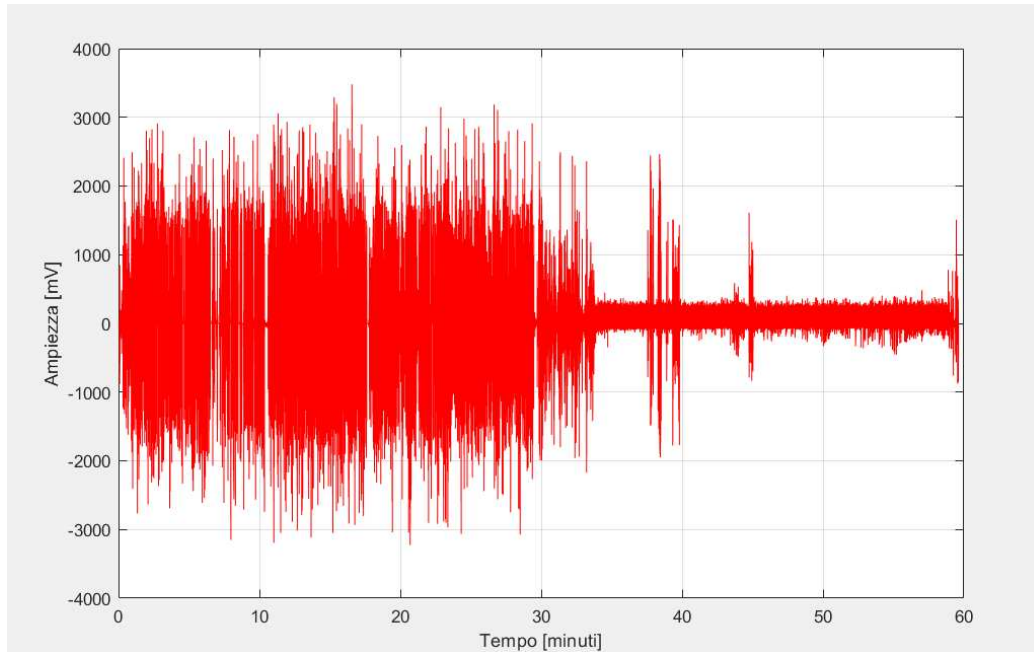


Figura 6.6: ECG filtrato

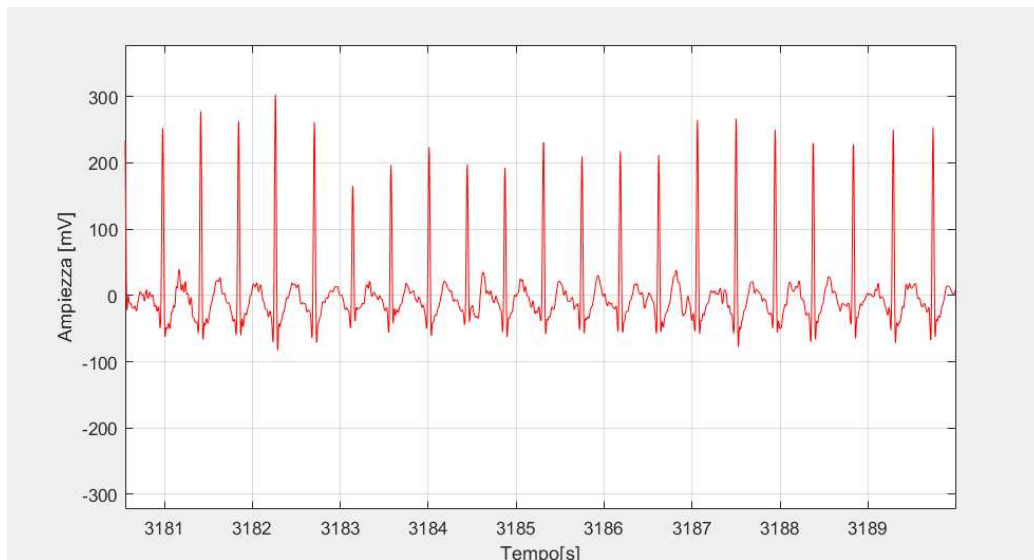


Figura 6.7: Intervallo di 10 secondi

L'andamento della frequenza cardiaca che il soggetto ha avuto durante la sessione di tennis è il seguente:

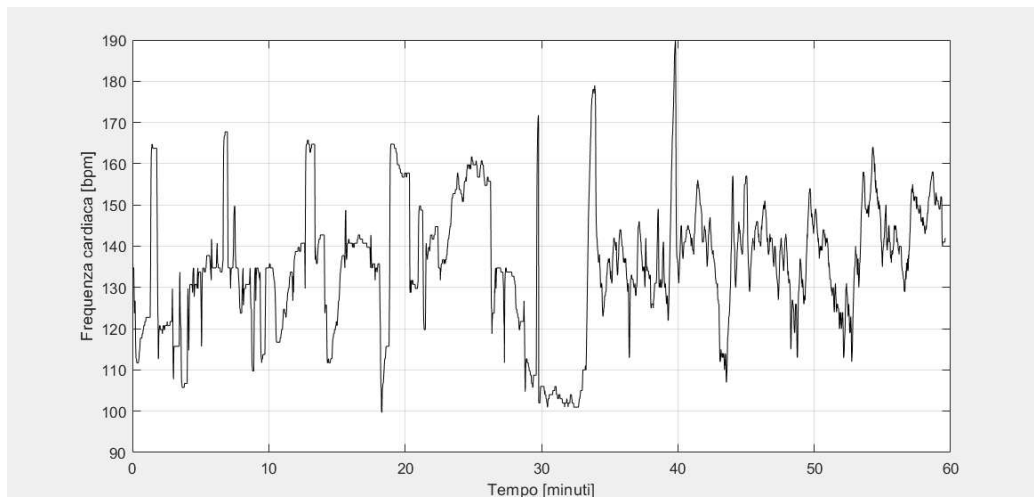


Figura 6.8: Andamento frequenza cardiaca

La frequenza minima è stata di 99.1 bpm, la media di 135.2 bpm e la massima di 189.9 bpm.

Durante la terza sessione di tennis, il sottoscritto ha accusato un episodio di tachicardia parossistica sopraventricolare, della quale soffre da tem-

po. Andando alla ricerca dell'attività cardiaca nel tracciato, si è trovato il seguente risultato:

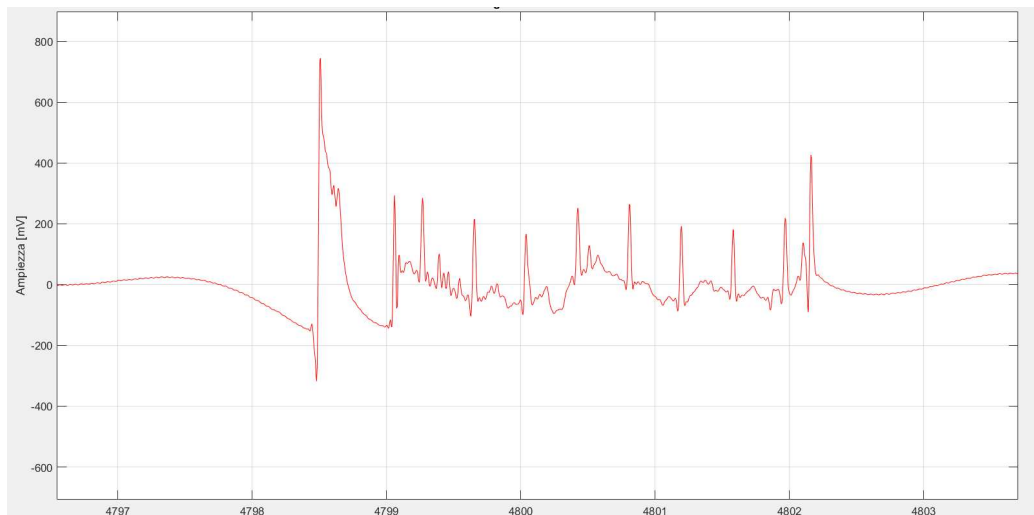


Figura 6.9: Sospetta TPSV

Si è arrivati infine allo studio sulla HRV. In questo caso si è deciso, per una maggiore qualità dei dati a disposizione, di studiare solo gli ultimi 30 minuti dell'ultima acquisizione. Sono stati valutati diversi parametri sia nel dominio del tempo che nel dominio della frequenza.

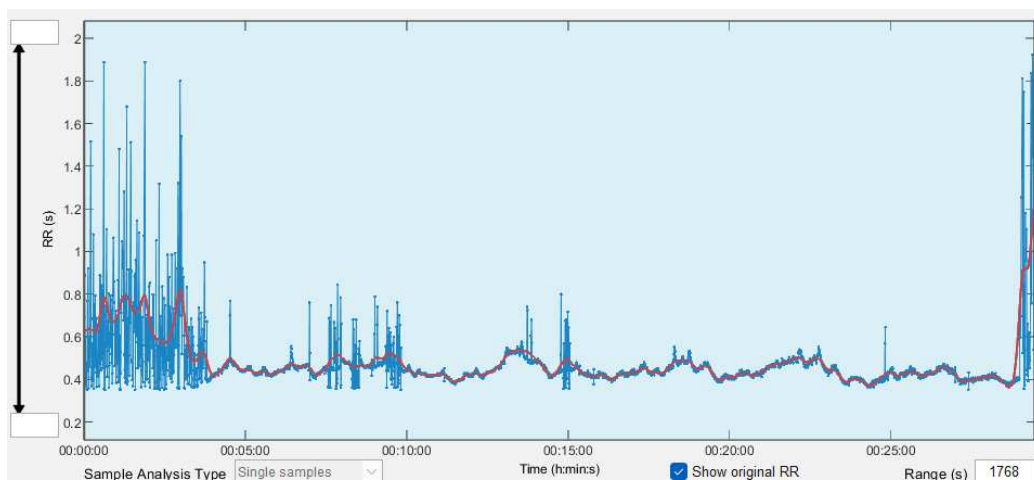


Figura 6.10: Tacogramma

Time-Domain Results

Variable	Value	Units
Mean RR*	440.43	ms
SDNN	29.914	ms
Mean HR*	136.23	beats/min
STD HR	8.7957	beats/min
Min HR	95.663	beats/min
Max HR	164.47	beats/min
RMSSD	39.073	ms
NNxx	132	
pNNxx	3.9297	%
HRV triangular index	3.2527	
TINN	325	ms
Stress index	14.716	

Figura 6.11: Risultati nel dominio del tempo

Frequency-Domain Results

Variable	VLF	LF	HF	LF/HF
FFT Results				
Peak (Hz)	0.030000	0.046667	0.17333	
Power (ms ²)	28.491	204.38	319.28	0.64011
Power (log)	3.3496	5.3200	5.7661	
Power (%)	5.1490	36.936	57.702	

Figura 6.12: Risultati nel dominio della frequenza

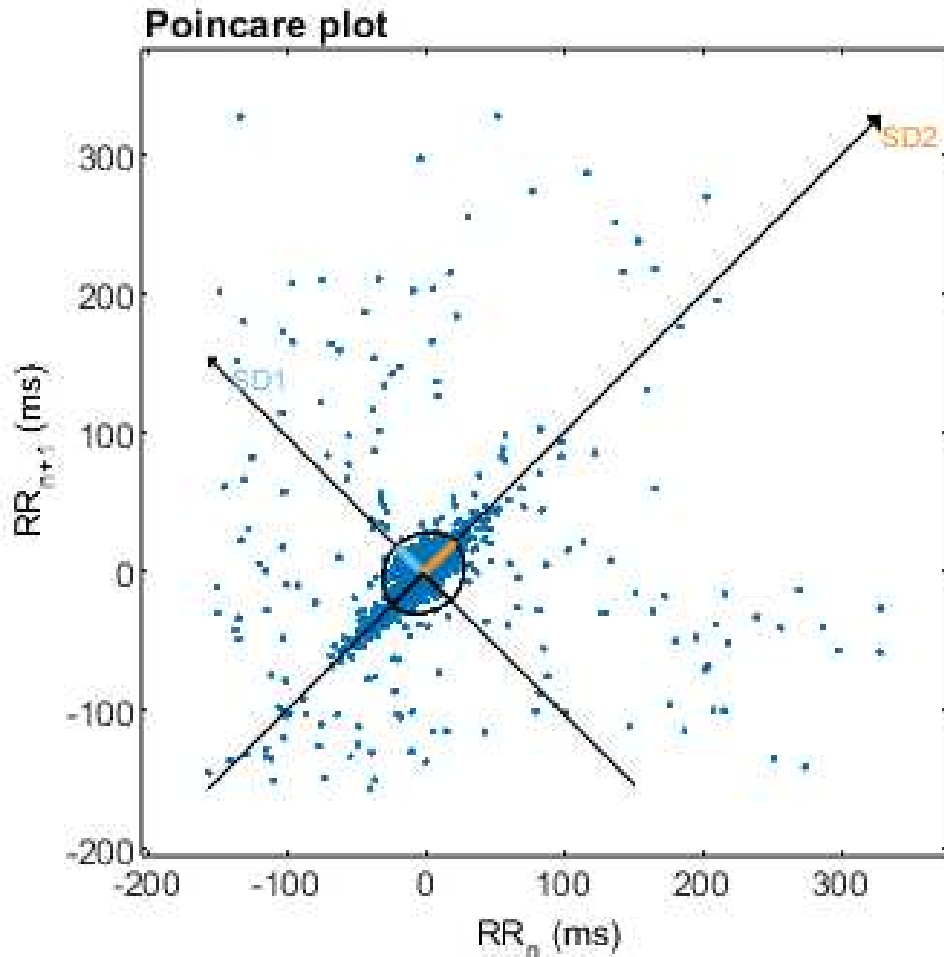


Figura 6.13: Diagramma di Poincarè

6.3 Discussione

Dalla figura 6.4 risulta chiaro come il segnale sia affetto da rumore, che può essere di diverso tipo. Il rumore a basse frequenze è generalmente associato alla respirazione, mentre quello ad alte frequenze è causato dal movimento dei muscoli pettorali, deltoidi e intercostali che possono generare segnali elettromiografici sovrapposti all'ECG. Quest'ultime componenti possono arrivare anche a picchi di 300Hz. Per eliminare il rumore si è utilizzato un filtro di tipo Butterworth, che può essere utilizzato come:

- Passa-basso (Low-pass): Lascia passare frequenze basse e attenua quelle alte
- Passa-alto (High-pass): Lascia passare frequenze alte e attenua quelle basse
- Passa-banda (Band-pass): Lascia passare solo un intervallo di frequenze
- Elimina-banda (Band-stop): Attenua un certo intervallo di frequenze

Nel presente caso è stato utilizzato come passa-banda. L'ordine del filtro influisce sulla rapidità di transizione da banda passante (frequenze desiderate) e banda attenuata (frequenze da rimuovere). Maggiore è l'ordine del filtro, maggiore sarà brusca questa transizione, ma aumenta la complessità computazionale del filtro stesso. In sintesi, si è scelto il filtro Butterworth per avere una risposta il più piatta possibile nella banda passante, accettando una transizione meno ripida tra le bande passanti e di stop, che invece è più brusca in altri filtri. Dal confronto tra le figure 6.5 e 6.7 è facilmente apprezzabile l'effetto che il filtro ha avuto sul segnale, migliorandone chiaramente la qualità.

Nella figura 6.8 è riportato l'andamento della frequenza cardiaca durante l'ultima sessione svolta. Risultano evidenti gli improvvisi sbalzi della frequenza dovuti a momenti particolarmente intensi nel corso della sessione.

Un caso particolarmente interessante riguarda il tratto di ECG in figura 6.9. Durante lo svolgimento dell'attività tennistica il soggetto ha accusato una tachicardia (TPSV), descritta precedentemente nel capitolo 5. È certificato che il soggetto ne soffre da tempo e che sappia riconoscerne quando essa si presenta. L'ECG di questo tratto è da ricondursi proprio a questo evento. Da notare che nei secondi precedenti a tale fenomeno, il segnale captato dal sensore non è risultato essere di ottima qualità, mentre è ben visibile il tratto riconducibile alla sospetta TPSV. È ragionevole pensare che questo cambio repentino di qualità di acquisizione da parte del sensore possa essere dovuto al fatto che il soggetto si sia fermato e abbia assunto una posizione più "consona" rispetto alla posizione del sensore durante quella sessione. Identificando i picchi R, ben visibili in figura, si contano ben 9 battiti in un

intervallo di quasi 3 secondi. Ciò vuol dire che il cuore aveva in quel tratto una frequenza di poco superiore ai 180 bpm.

Passando allo studio della heart rate variability ci si è focalizzati sugli ultimi 30 minuti della quarta prova. Come prima cosa si è ricavato il tacomogramma del tracciato ECG. Esso rappresenta sull'asse delle ascisse il tempo in minuti, mentre sulle ordinate gli intervalli R-R espressi in secondi. Avendo a disposizione gli intervalli battito per battito è stato possibile analizzare l'HRV, tramite i seguenti parametri nel dominio del tempo:

- Media RR. Il tempo medio che intercorre tra un battito e l'altro è stato di 440.43 ms, del tutto in accordo con una frequenza media di 136.23 bpm, che indica un'intensa attività fisica
- SDNN (Standard Deviation N-N). È la deviazione standard degli intervalli RR. Più questo valore è alto, maggiore è la capacità del cuore di adattarsi ai cambiamenti di intensità nell'attività fisica.
- RMSSD (Root Mean Square of Successive Differences). È uno dei parametri più importanti che forniscono informazioni sull'attività del sistema nervoso parasimpatico. Descrive la variabilità a breve termine del battito cardiaco, quanto la frequenza cardiaca cambia da un battito cardiaco a quello successivo. Valori più alti indicano maggiore attività parasimpatica (recupero, rilassamento), mentre valori bassi indicano attivazione simpatica (stress fisico o mentale). L'RMSSD rilevata è stata di 39 ms, un valore intermedio, tipico di un'attività sportiva impegnativa.
- Stress index. Questo indice è basato sulla distribuzione degli intervalli RR e indica il livello di attivazione simpatica (stress fisiologico). Valori al di sopra di 20 potrebbero suggerire affaticamento eccessivo o scarso recupero.

L'analisi nel dominio della frequenza è suddivisa nelle seguenti bande:

- Very low frequency (VLF), 0.003 - 0.04 Hz. Associata a fattori termoregolatori, fluttuazioni ormonali e regolazione a lungo termine.

- Low frequency (LF), 0.04 - 0.15 Hz. Coinvolta nella regolazione della pressione arteriosa e baroriflesso, rappresenta sia l'attività simpatica che parasimpatica.
- High frequency (HF), 0.15 - 0.40 Hz. Associata principalmente all'attività parasimpatica (vagale) e alla respirazione

Tramite l'analisi dello spettro di potenza effettuata con il metodo di Welch, si è riscontrata una predominanza della banda ad alte frequenze. Tale predominanza della banda HF (57.7%), suggerisce che il sistema parasimpatico è rimasto attivo anche durante l'esercizio, segno di buona capacità di recupero. Una LF moderata (36.9%) indica un'attivazione simpatica moderata, coerente con un'attività fisica non estremamente impegnativa. Come prevedibile, la VLF è bassa (5.1%), poiché questa banda è meno rilevante durante attività dinamiche. Inoltre un rapporto LF/HF > 1 è indice di un sistema autonomo bilanciato anche durante lo sforzo.

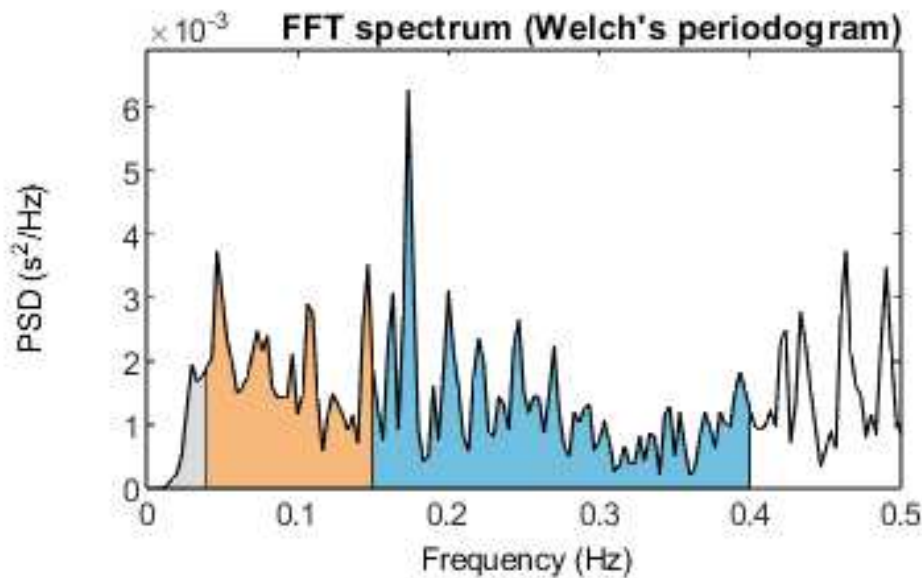


Figura 6.14: Spettro di potenza

Ulteriori conferme di quanto detto finora arrivano dall'analisi non lineare eseguita tramite diagramma di Poincarè. Le principali misure che si possono

dedurre dal grafico sono SD1 (27.633 ms), che rappresenta la variabilità a breve termine, legata alla regolazione parasimpatica; SD2 (32.019 ms) indica la variabilità a lungo termine, influenzata sia dal parasimpatico che dal simpatico. I valori di SD1 e SD2 sono risultati essere molto vicini tra loro: ciò indica una moderata variabilità cardiaca, con un buon bilanciamento tra regolazione a breve e lungo termine. Il rapporto $SD2/SD1 = 1.158$ è molto prossimo a 1 e questo denota un certo equilibrio tra regolazione simpatica e parasimpatica.

Capitolo 7

Conclusioni

L'analisi dei dati raccolti con il sensore BioHarness 3.0 ha prodotto risultati coerenti con gli obiettivi prefissati in questa tesi. L'ECG prodotto è di qualità soddisfacente ed è potenzialmente utilizzabile da personale medico per effettuare un primo studio sullo stato di salute dell'atleta, che esula dagli scopi di questa tesi. Anche l'analisi della variabilità della frequenza cardiaca ha confermato le aspettative. I dati indicano chiaramente come il tennis sia uno sport che implica molteplici cambi di direzione e velocità. Ciò è confermato anche dall'andamento del grafico della frequenza cardiaca, in cui sono ben visibili dei picchi di alte frequenze seguiti da momenti di adagiamento. I dati ricavati grazie all'impiego dei software *MATLAB* e *Kubios HRV scientific lite* sono coerenti con una condizione di attività fisica non estrema, durante la quale il corpo mantiene una regolazione autonoma efficace senza stress eccessivo. Il cuore dell'atleta è risultato essere in grado di adattarsi sia a stimoli rapidi che a quelli più lenti in modo equilibrato.

Alcune acquisizioni sono state affette in maniera massiccia dal rumore muscolare tipico di uno sport come il tennis, che presuppone un movimento continuo e repentino del busto. Tuttavia, anche grazie ad opportune tecniche di filtraggio, il sensore ha comunque permesso di individuare un sospetto fenomeno di tachicardia parossistica sopraventricolare, suggerendo un possibile impiego della fascia cardiaca BioHarness 3.0 nel riconoscimento di fenomeni di questa natura durante l'attività sportiva.

Bibliografia

- [1] Roger A L Dampney Pietro Cortelli Alessandro Silvani, Giovanna Calandra-Buonaura. Brain-heart interactions: physiology and clinical implications.
- [2] Giulia Cundari Giuseppe Rovere Giovanni Ferrandino Valeria Nicoletti Francesco Cilia Silvia De Vizio Roberto Palumbo Antonio Esposito Marco Francone Anna Palmisano, Fatemeh Darvizeh. Advanced cardiac imaging in athlete's heart: unravelling the grey zone between physiologic adaptation and pathology. 2021.
- [3] Francesco P. Branca. fondamenti di ingegneria clinica (vol. 1). 2000.
- [4] Jin-Guo Dong. The role of heart rate variability in sports physiology.
- [5] de Koning JJ. Foster C, Rodriguez-Marroyo JA. Monitoring training loads: The past, the present, and the future.
- [6] Peer4Med Gabriele Dionisi. Come leggere un ecg. 2023.
- [7] Yamama Hafeez; Bryan S. Quintanilla Rodriguez; Intisar Ahmed; Shamai A. Grossman. Paroxysmal supraventricular tachycardia.
- [8] Carl J Lavie Anthony Magalski Robert A Vogel Peter A McCullough Harshal R Patil, James H O'Keefe. Cardiovascular damage resulting from chronic excessive endurance exercise.
- [9] Chun-Chung Chou Hsiao-Han Chao, Yi-Hung Liao. Influences of recreational tennis-playing exercise time on cardiometabolic health parameters in healthy elderly: The examine study. 2021.

- [10] [https://www.adidas.it/blog/regole-del-tennis:-cosa-e-bene sapere?](https://www.adidas.it/blog/regole-del-tennis:-cosa-e-bene-sapere?)
- [11] [https://www.vivasummercamp.it/2023/01/05/storia-del-tennis-nascita-ed-evoluzione-della disciplina/](https://www.vivasummercamp.it/2023/01/05/storia-del-tennis-nascita-ed-evoluzione-della-disciplina/).
- [12] Maria Chiara Basile-Paolo Compagnucci 2 Giovanni Volpato 2 Umberto Falanga 2 Giulia Stronati Federico Guerra Davide Vignale Antonio Esposito Antonio Dello Russo Michela Casella Andrea Giovagnoni Marco Fogante, Giacomo Agliata. Cardiac imaging in athlete's heart: The role of the radiologist.
- [13] Nora Taiek Abdelkader Jalil El Hangouche Narjisse Damoun, Yousra Amekran. Heart rate variability measurement and influencing factors: Towards the standardization of methodology.
- [14] Sujata Malik Tilak Raj Punit Kumar Reena Tiwari, Ravindra Kumar. Analysis of heart rate variability and implication of different factors on heart rate variability.
- [15] K. S. Saladin. anatomia umana. Piccin-Nuova Libreria,, 2017.
- [16] Guoan Xiao Lantian Zhang Yiran Xiao Chunyan Xu Weifeng Pan, Lijing Gong. Regular tennis exercise may improve the vascular endothelial function in postmenopausal women: The influence of hemodynamics.
- [17] Zephyr. Bioharness 3.0 user manual.
- [18] Gus Q. Zhang and Weiguo Zhang. Heart rate, lifespan, and mortality risk. ageing research reviews, 8(1):52–60, 2009.

Ringraziamenti

...