



FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

ANALISI NON LINEARE DELLA FREQUENZA CARDIACA DURANTE LA CORSA

NON-LINEAR ANALYSIS OF HEART RATE DURING RUNNING

Relatore:

Prof. Laura Burattini

Correlatore:

Prof. Micaela Morettini

Dott.ssa Agnese Sbröllini

Tesi di:

Aurora Giambartolomei

Anno Accademico 2019/2020

Indice

INTRODUZIONE	I
CAPITOLO 1 LO SPORT	1
1.1 La classificazione degli sport	1
1.1.1 Esercizio statico ed esercizio dinamico	1
1.1.2 I sistemi energetici	2
CAPITOLO 2 ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL SISTEMA CARDIOVASCOLARE CON RIFERIMENTO ALL'ATTIVITÀ FISICA	6
2.1 Anatomia e fisiologia del sistema cardiocircolatorio	6
2.1.1 Anatomia del cuore	6
2.1.2 Fisiologia elettrica del cuore	7
2.1.2.1 Il potenziale d'azione del cuore.....	7
2.1.2.2 Trasmissione dell'impulso elettrico	10
2.1.3 Fisiologia meccanica del cuore	11
2.1.4 Controllo del sistema nervoso sul cuore	14
2.1.5 La circolazione sanguigna	14
2.2 Adattamenti del sistema cardiovascolare all'esercizio fisico	16
2.2.1 Adattamenti anatomici	19
2.2.2 Adattamenti dell'attività elettrica	21
2.2.3 Adattamenti dell'attività meccanica	22
2.2.4 Adattamenti del controllo del sistema nervoso	24
2.2.5 Adattamenti della circolazione	25
CAPITOLO 3 BIOSEGNALI PER IL MONITORAGGIO DELL'ATLETA	27
3.1 L'elettrocardiogramma	27
3.1.1 Il segnale ECG di superficie	27
3.1.2 Registrazione ECG	29
3.1.3 Il tracciato ECG dell'atleta	31
3.2 La variabilità della frequenza cardiaca (Heart Rate Variability)	33
3.2.1 La genesi del Tacogramma	33
3.2.2 Studio della variabilità del ritmo cardiaco	34
3.2.2.1 Analisi nel dominio del tempo	34
3.2.2.2 Analisi nel dominio della frequenza	34
3.2.2.3 Metodi non lineari	35

3.2.2.4 Strumenti di misurazione	39
CAPITOLO 4 SENSORE BIOHARNESS 3.0	40
4.1 Informazioni generali.....	40
4.2 Utilità software	41
4.3 Modalità di monitoraggio	43
4.4 Modalità di ricarica e configurazione	45
4.4.1 Configurazione del dispositivo	46
4.5 Soglie per la valutazione dello stato fisico del soggetto	46
CAPITOLO 5 RITMO CARDIACO NELLO SPORT	49
5.1 Dati	49
5.2 Pre-processamento ed estrazione del tacogramma	51
5.3 Diagramma di Poincaré	51
5.3.1 Metodo 1: Funzione PoincareMetrics	51
5.3.2 Metodo 2: Software Kubios	52
5.3.3 Confronto statistico.....	52
5.4 Risultati	52
5.4.1 Estrazione del tacogramma	52
5.4.2 Estrazione dei Poincaré plot	53
5.4.2.1 Soggetto 1	56
5.4.2.2 Soggetto 2	57
5.4.2.3 Soggetto 3	58
5.4.2.4 Soggetto 4	59
5.4.2.5 Soggetto 5	60
5.4.2.6 Soggetto 6	61
5.4.2.7 Soggetto 7	62
5.4.2.8 Soggetto 8	63
5.4.2.9 Soggetto 9	64
5.4.2.10 Soggetto 10	65
5.4.3 Analisi statistica	66
DISCUSSIONI	68
CONCLUSIONI	III

BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA	IV
---------------------------------	----

ABSTRACT

Per attività fisica si intende un qualsiasi movimento corporeo, prodotto dal muscolo scheletrico, che richiede dispendio di energia. Lo sport è un'attività fisica che comporta situazioni competitive e si basa su regole.

Gli sport possono essere classificati in statici e dinamici, in base all'azione meccanica, e in aerobici e anaerobici, in base al tipo di metabolismo muscolare. La pratica costante di un'attività sportiva è in grado di determinare modificazioni morfologiche e funzionali a carico dei vari organi e apparati del corpo umano. Qualsiasi lavoro muscolare richiede un maggior apporto di O_2 e di substrati energetici nei distretti muscolari più impegnati. L'apparato che riveste un ruolo fondamentale per soddisfare tale richiesta è l'apparato cardiocircolatorio il quale viene sottoposto ad un numero elevato di rischi. Lo sport può scatenare eventi cardiaci acuti, quali morte improvvisa da sport. Risulta quindi fondamentale sottoporre l'atleta a screening cardiologici periodici.

Lo scopo di questo elaborato è quello di studiare un metodo avanzato per l'analisi della variabilità del ritmo cardiaco attraverso l'utilizzo di metodi non lineari in particolar modo attraverso il diagramma di Poincaré.

Il diagramma di Poincaré è una rappresentazione grafica della correlazione tra intervalli RR successivi. La nuvola di punti ottenuta è caratterizzata da due parametri, SD1 e SD2, i quali sono rispettivamente indicativi della variabilità cardiaca a breve e lungo termine.

Per questo studio sono stati analizzati i dati relativi alla corsa contenuti nel database Sport Database del Cardiovascular Bioengineering Lab. I dati sono stati raccolti con il sensore BioHarness 3.0 della Zephyr, un sensore indossabile in grado di registrare il tracciato elettrocardiografico, la frequenza cardiaca, la frequenza respiratoria e altri parametri derivati.

Per ogni soggetto sono stati valutati i parametri SD1, SD2 e i loro rapporti attraverso due metodi: Matlab e Kubios. Una volta ottenuti tutti i valori sono stati calcolati i coefficienti di correlazione al fine di valutare l'attendibilità dei due metodi utilizzati. Nonostante i valori di SD1, SD2 e i loro rapporti fossero diversi per i due metodi, i coefficienti di correlazione hanno dimostrato che i dati sono perfettamente correlati, infatti tutti i coefficienti sono compresi tra 0,75 e 1. Questo implica che entrambi gli approcci sono validi.

INTRODUZIONE

L'attività fisica rappresenta uno dei principali strumenti per la prevenzione delle malattie croniche non trasmissibili, per il mantenimento del benessere psico-fisico e per il miglioramento della qualità della vita, in entrambi i sessi e a tutte le età. [1]

Studi attuali hanno dimostrato che nel mondo il 23% degli adulti e l'81% degli adolescenti (11-17 anni), possono essere considerati inattivi (sedentari). Un soggetto viene considerato attivo, dalla World Health Organization (WHO), se pratica almeno 150 minuti alla settimana di attività fisica ad intensità moderata. [2]

Per attività fisica si intende un qualsiasi movimento corporeo, prodotto dal muscolo scheletrico, che richiede dispendio di energia. Quest'ultima può essere intrapresa in diversi modi come ad esempio camminando, lavorando o facendo sport.

Lo sport è un'attività fisica che comporta situazioni competitive strutturate e sottoposte a regole. Rappresenta una preziosa occasione di sfogo, divertimento e migliora il livello di attività fisica dell'individuo, ma nello stesso tempo espone il soggetto ad un numero maggiore di rischi, in particolare a carico dell'apparato cardiovascolare.

Lo sport può scatenare eventi cardiovascolari acuti, quali infarto miocardico, aritmie e morte improvvisa da sport.

Con morte improvvisa da sport si intende una morte repentina e inaspettata. Si tratta di un raro e tragico evento che può colpire atleti di qualsiasi sport.

Si stima che da 1 a 3 giovani atleti su 100000, evidentemente sani, vanno incontro a un'inaspettata tachicardia o una fibrillazione ventricolare e muoia improvvisamente durante un esercizio fisico. [3]

Le cause cardiovascolari possono essere diverse in base all'età dei soggetti. Nei giovani le cause più comuni sono: la cardiomiopatia ipertrofica (cioè un ispessimento anomalo non rilevato del muscolo cardiaco), la sindrome del QT lungo, che causa un'alterazione del ritmo cardiaco, oppure gli aneurismi aortici. Nei soggetti in età adulta la causa più frequente è rappresentata dalla aterosclerosi coronarica.

Risulta dunque fondamentale sottoporre l'atleta a screening cardiologici periodici in modo da ridurre la probabilità di eventi cardiovascolari avversi.

Negli ultimi decenni, è stato dimostrato che, oltre all'elettrocardiogramma, anche l'analisi della variabilità del ritmo cardiaco è utile nel predire la morte improvvisa da sport.

Sebbene l'applicazione clinica della variabilità del ritmo cardiaco sia principalmente associata alla previsione di morte cardiaca improvvisa, recenti osservazioni hanno suggerito la sua applicabilità all'allenamento fisico. L'analisi della variabilità del ritmo cardiaco sta diventando uno degli strumenti più utili per la gestione dell'affaticamento fisico e dell'intensità dell'allenamento.

Lo scopo di questo elaborato è quello di studiare un metodo avanzato per l'analisi della variabilità del ritmo cardiaco attraverso l'utilizzo di metodi non lineari in particolar modo attraverso il diagramma di Poincaré.

CAPITOLO 1

LO SPORT

La Carta Europea dello Sport definisce sport una “qualsiasi forma di attività fisica che, attraverso una partecipazione organizzata o non organizzata, abbia per obiettivo l'espressione o il miglioramento della condizione fisica e psichica, lo sviluppo delle relazioni sociali o l'ottenimento di risultati in competizioni di tutti i livelli”. [5]

1.1 La classificazione degli sport

Gli sport possono essere classificati in base al tipo e all'intensità di esercizio svolto e anche per quanto riguarda il pericolo di lesioni personali da collisione, nonché le conseguenze di sincope. La pratica costante di uno sport è in grado di determinare modificazioni funzionali e morfologiche a carico di vari organi e apparati, volte soprattutto a rispondere alle maggiori esigenze metaboliche da parte dell'organismo sotto sforzo. Di fatto, oltre a un notevole impatto a livello muscolare e osteo-articolare che varia di sede, intensità e tipologia a seconda della disciplina, gli apparati che maggiormente vengono sollecitati sono quello respiratorio e soprattutto quello cardiovascolare. L'attività sportiva influenza la respirazione in misura diversa a seconda delle varie discipline. A livello del cuore, pur verificandosi differenze a seconda del tipo di attività, si assiste a un ingrandimento dell'organo e a una riduzione della frequenza cardiaca a riposo, contemporaneamente a un aumento di calibro del circolo coronarico. La valutazione dello stato di salute e dell'idoneità fisica di un soggetto che voglia praticare attività sportiva rientra negli obiettivi della medicina dello sport. Il fine di un giudizio di idoneità è preventivo, volto cioè a tutelare lo sportivo dall'esposizione a rischi per la sua salute connessi con la pratica sportiva in presenza di patologie anche non accertate o asintomatiche. [6]

1.1.1 Esercizio statico ed esercizio dinamico

L'esercizio può essere suddiviso in due tipi generali: dinamico (isotonico) e statico (isometrico).

L'esercizio dinamico comporta cambiamenti nella lunghezza muscolare e movimento articolare con contrazioni ritmiche che sviluppano una forza intramuscolare

relativamente piccola. L'esercizio statico invece, implica lo sviluppo di una forza intramuscolare relativamente grande con poco o nessun cambiamento nella lunghezza muscolare o nel movimento articolare.

Questi due tipi di esercizio dovrebbero essere considerati come i due poli opposti di un continuum, con la maggior parte delle attività fisiche che coinvolgono sia componenti statiche che dinamiche. [7]

Aumento della componente statica ↑	III. Alta (>50% MCV)	Ginnastica, Arti marziali, Arrampicata	Body building, Skatebord, Snowbord	Box, Canoa, Ciclismo, Triathlon
	II. Media (20-50% MCV)	Equitazione, Tiro con l'arco, Motociclismo	Football americano, Rugby, Corsa (sprint), Nuoto sincronizzato	Basket, Corsa (media distanza), Nuoto, Pallamano
	I. Bassa (<20% MCV)	Bowling, Golf, Curling, Biliardo	Baseball, Tennis da tavolo, Pallavolo	Sci, Corsa (lunga distanza), Tennis, Badminton
	A. Bassa (<40% Max O ₂)	B. Media (40-70% Max O ₂)	C. Alta (>70% Max O ₂)	
Aumento della componente dinamica →				

Figura 1: la figura mette in relazione gli sport agonistici con i due tipi generali di esercizio: dinamico e statico.

Ogni sport è classificato in base al livello di intensità (bassa, media, alta) di esercizio dinamico o statico generalmente richiesto per eseguirlo durante la competizione. La componente dinamica crescente è definita in termini di percentuale stimata del massimo il consumo di ossigeno raggiunto (MaxO₂), mentre la componente statica crescente è correlata alla percentuale stimata della massima contrazione volontaria raggiunta (MCV).

1.1.2 I sistemi energetici

I termini esercizio dinamico ed esercizio statico caratterizzano l'attività in base all'azione meccanica dei muscoli coinvolti e sono diversi dai termini esercizio aerobico ed esercizio anaerobico. Questi ultimi caratterizzano l'attività su base del tipo di metabolismo muscolare. [7]

Durante l'attività sportiva il corpo necessita di un'enorme quantità di energia per soddisfare le richieste metaboliche dovute all'aumento della frequenza cardiaca e all'aumento della frequenza respiratoria.

La principale sorgente di energia per il corpo umano è l'adenosintrifosfato (ATP). L'ATP è composto da una molecola di adenosina e tre gruppi fosfato.

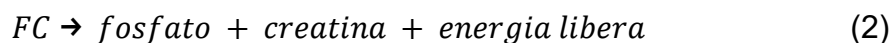
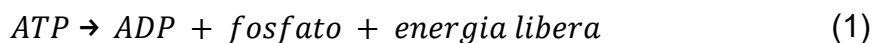
Oltre alle riserve di ATP il nostro corpo ha diverse altre potenziali sorgenti di energia, come i lipidi, il glucosio, le proteine e la fosfocreatina (FC).

La complessità della struttura biochimica di queste sorgenti influisce sulla facilità e la velocità con cui ognuna di esse può essere utilizzata al fine di produrre energia. Alcune, come l'ATP e la FC, sono sorgenti di energia immediatamente disponibili, altre invece hanno bisogno di ulteriori manipolazioni chimiche in modo da poter essere utilizzate.

Ciascuna di queste fonti funziona da substrato per la produzione di ATP da parte di uno dei tre sistemi energetici o metabolici: sistema anaerobico alattacido, sistema anaerobico (o glicolisi anaerobica) e il metabolismo ossidativo (o sistema aerobico). Tra questi tre sistemi metabolici i primi due producono quantità limitate di ATP ad alta velocità in assenza di ossigeno, il terzo, che richiede ossigeno, produce all'incirca una quantità di ATP venti volte maggiore dei sistemi anaerobici. Tuttavia, tale processo richiede un numero maggiore di reazioni chimiche perciò la velocità con cui viene prodotto ATP sarà minore.

1. Sistema anaerobico alattacido: utilizza come substrato energetico la fosfocreatina (FC) che rappresenta una fonte di energia veloce per rigenerare l'ATP.

Una volta che il legame tra il secondo e terzo gruppo fosfato dell'ATP viene spezzato si viene a formare una molecola di adenosindifosfato (ADP), un gruppo fosfato ed energia libera (1). Come avviene per l'ATP anche per la FC quando il legame con il gruppo fosfato viene spezzato si libera energia. Le molecole di fosfato prodotte dalle due reazioni saranno disponibili per reagire con l'ADP e rigenerare l'ATP.



Il sistema anaerobico alattacido sarà in grado di fornire energia sufficiente per 5-15 s di esercizio fisico massimale dopo di che dovrà intervenire un altro sistema energetico, poiché le scorte di ATP e FC sono limitate a livello dei muscoli.

Questo metabolismo è il più veloce tanto che viene utilizzato all'inizio dell'esercizio fisico ed è estremamente importante in attività sportive di tipo esplosivo.

2. Sistema aerobico: in presenza di ossigeno il piruvato, cioè il prodotto finale della glicolisi, processo attraverso il quale gli zuccheri vengono scomposti in glucosio, entra nel ciclo di Krebs all'interno dei mitocondri. Il ciclo di Krebs consiste in una serie di reazioni biochimiche che portano alla produzione di ATP.

Zuccheri → glicolisi → glucosio → piruvato (+ ossigeno) → ATP (3)

3. Sistema anaerobico lattacido: se l'ossigeno scarseggia, il piruvato può essere metabolizzato attraverso un percorso metabolico anaerobico alternativo per produrre una piccola quantità di ATP. Il prodotto finale di questo percorso è l'acido lattico o lattato.

Piruvato (in assenza di ossigeno) → ATP + lattato o acido lattico (4)

In condizioni di carenza di ossigeno persistente il lattato può accumularsi creando un ambiente di lavoro non ottimale per il muscolo. In presenza di alte concentrazioni di acido lattico i muscoli sono meno capaci di generare forza.

Inoltre, il lattato attiva i recettori del dolore causando spesso una sensazione di bruciore nel muscolo. Fortunatamente l'acido lattico non rimane nel corpo indefinitamente ma viene rapidamente portato ad altri organi, come il fegato e il cuore, attraverso il flusso sanguigno per essere metabolizzato.

Questo sistema energetico è in grado di fornire energia per 60-90 s di intenso esercizio muscolare e produce il 90% dell'ATP corporeo.

Il contributo relativo di ciascun sistema dipende dalla durata e dall'intensità dell'esercizio imposto al corpo (Figura 2). Il sistema anaerobico è in grado di rispondere immediatamente alle esigenze energetiche dell'esercizio ed è in grado di supportare l'applicazione di forza muscolare estremamente elevata. Sfortunatamente il sistema anaerobico è limitato nella sua capacità, tanto che durante periodi prolungati di intenso esercizio fisico si vede una cessazione del lavoro o una riduzione della potenza erogata a un livello che può essere soddisfatto dal metabolismo aerobico.

Il sistema energetico aerobico risponde in modo sorprendentemente rapido alle esigenze di un intenso esercizio fisico, ma a causa di un tasso relativamente basso di rigenerazione dell'ATP, non è in grado di soddisfare il fabbisogno energetico all'inizio dell'esercizio, indipendentemente dall'intensità dell'esercizio. Il sistema aerobico ha un

ruolo significativo nel determinare le prestazioni durante l'esercizio fisico ad alta intensità, con uno sforzo massimo di esercizio di 75 s. [4]

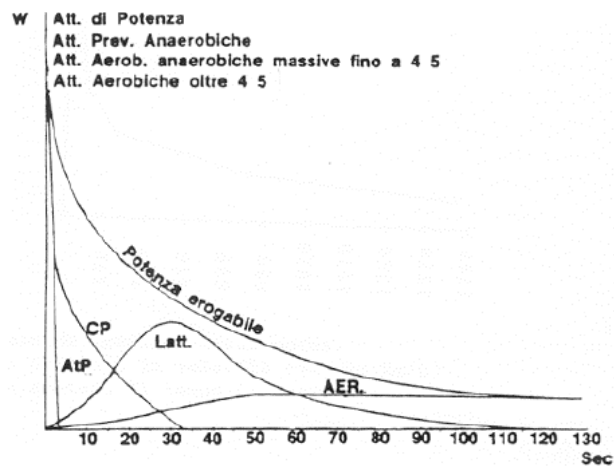


Figura 2: il grafico mostra come il sistema metabolico anaerobico lattacido è in grado di rispondere immediatamente all'esigenze energetiche dell'esercizio per un tempo però limitato compreso tra i 5 e 15 s. In carenza di ossigeno entrerà in gioco il sistema metabolico anaerobico lattacido che fornisce energia per circa 60s. Per quanto riguarda il sistema aerobico esso fornisce energia durante l'esercizio intenso prolungato in presenza di ossigeno. Superati i 75 s di esercizio il metabolismo aerobico e anaerobico producono lo stesso quantitativo di energia.

Nella maggioranza dei casi l'esercizio statico ad alta intensità viene eseguito anaerobicamente, mentre l'esercizio dinamico ad alta intensità, che dura per più di diversi minuti, viene eseguito in modo aerobico. Tuttavia, vi sono delle eccezioni, per esempio alcuni esercizi dinamici, come il salto, vengono eseguiti principalmente anaerobicamente. [7]

CAPITOLO 2

ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL SISTEMA CARDIOVASCOLARE CON RIFERIMENTO ALL'ATTIVITÀ FISICA

2.1 Anatomia e fisiologia del sistema cardiocircolatorio

L'apparato cardiocircolatorio è l'insieme degli organi che permettono la circolazione del sangue nell'organismo per rifornire le cellule di nutrienti e ossigeno e consentire l'eliminazione dell'anidride carbonica e di altri prodotti di scarto.

L'apparato cardiocircolatorio è un sistema chiuso di vasi (arterie, vene, capillari) in cui il sangue circola sotto la spinta del cuore. [8]

2.1.1 Anatomia del cuore

Il cuore (Figura 3) è l'organo centrale dell'apparato circolatorio che permette la circolazione del sangue all'interno dei vasi sanguigni con le sue contrazioni ritmiche. È un organo cavo, impari, a struttura prevalentemente muscolare. È situato nella cavità toracica, più precisamente nel mediastino, ed è contenuto in un sacco connettivale chiamato pericardio. Il cuore è diviso in due metà (destra e sinistra) non comunicanti fra loro, separate da una parete continua (setto). Ogni metà è formata da due cavità sovrapposte e comunicanti fra loro: l'atrio superiormente e il ventricolo inferiormente. Ogni atrio comunica con il corrispondente ventricolo attraverso l'orifizio atrioventricolare fornito di valvole che hanno lo scopo di impedire il reflusso del sangue nell'atrio durante la contrazione: valvola tricuspide tra atrio destro e ventricolo destro e valvola mitrale tra atrio sinistro e ventricolo sinistro.

Anche gli orifizi che mettono in comunicazione le cavità cardiache con i vasi efferenti sono protetti da valvole: valvola semilunare (o polmonare) nel ventricolo destro per l'arteria polmonare, valvola aortica nel ventricolo sinistro per l'arteria aorta.

La parete del cuore è formata da tre tonache sovrapposte che dall'interno all'esterno sono l'endocardio, il miocardio e l'epicardio. Hanno spessore diverso nelle quattro cavità. In particolare, lo spessore del miocardio è differente in rapporto alla forza

contrattile che ogni cavità deve esercitare per la spinta del sangue. Ne consegue che la parete degli atri è sottile e la parete dei ventricoli è più spessa. Inoltre, la parete del ventricolo sinistro risulta tre volte più spessa di quella del ventricolo destro.

Il miocardio si divide in miocardio comune e miocardio specifico. Il miocardio specifico costituisce una particolare differenziazione del miocardio comune ed è specializzato nel trasporto degli impulsi contrattili. [9]

Il funzionamento ciclico del cuore è assicurato dalla transizione delle cellule miocardiche dallo stato di riposo allo stato di eccitazione, dovuta ai fenomeni bioelettrici cellulari.

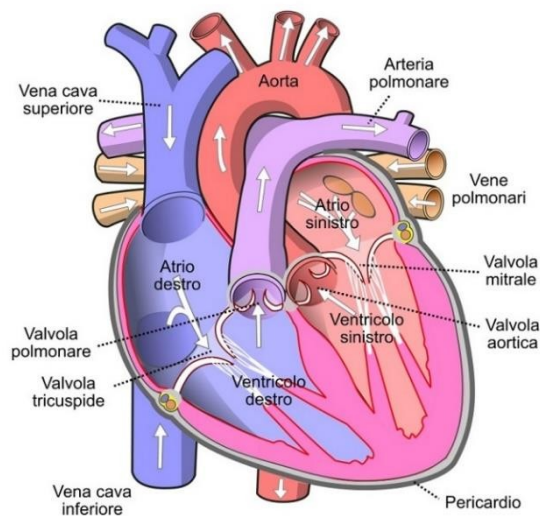


Figura 3: la figura mostra la suddivisione del cuore in cavità, comunicanti attraverso il setto atrioventricolare fornito di valvole, e i vasi afferenti ed efferenti, protetti da valvole.

2.1.2 Fisiologia elettrica del cuore

2.1.2.1 Il potenziale d'azione del cuore

Come tutte le cellule nel nostro organismo anche quelle miocardiche sono caratterizzate da una membrana cellulare composta da un doppio strato fosfolipidico. La membrana è impermeabile all'acqua e permeabile a sostanze liposolubili. Nel doppio strato fosfolipidico si trovano interposte proteine transmembraniche che costituiscono i dispositivi strutturali di attraversamento della membrana (pori selettivi), tramite i quali acqua e ioni possono diffondersi tra il liquido intracellulare e quello extracellulare.

Lo spostamento di ioni da una parte all'altra della membrana comporta la creazione di correnti ioniche importanti per l'attività elettrica della cellula.

La differenza di concentrazione di ioni (Tabella 1) a cavallo della membrana determina una differenza di potenziale a riposo detta “potenziale di membrana” (V_m) dell'ordine dei 100 mV, in presenza della quale si genererà una corrente (I_m).

Ione	Concentrazione int. (mM)	Concentrazione exit (mM)
Na ⁺	15	145
K ⁺	150	4
Cl ⁻	5	120
Ca ²⁺	10 ⁻⁴	2

Tabella 1: concentrazioni intracellulari ed extracellulari dei vari ioni

La membrana delle cellule eccitabili ha periodi di riposo alternati a fasi attive durante le quali V_m cambia di polarità. Il cambio di polarità, anche se di piccola entità, abbinato al piccolo spessore della membrana (nanometri) permette la genesi di un campo elettrico significativo.

Considerando complessivamente tutti gli ioni presenti nelle cellule miocardiche è possibile definire il potenziale di membrana attraverso l'equazione di Goldman (5).

$$V_m = \frac{RT}{F} \ln \frac{(P_{Na}[Na^+]_e + P_K[K^+]_e + P_{Cl}[Cl^-]_i)}{(P_{Na}[Na^+]_i + P_K[K^+]_i + P_{Cl}[Cl^-]_e)} \quad (5)$$

R=Costante dei gas perfetti 8,314 J K⁻¹ mol⁻¹;

T= temperature in Kelvin;

F=Costante di Faraday 9.6487*10⁴ C/mol;

P= Permeabilità, cioè la facilità con cui uno ione attraversa la membrana;

[] = concentrazioni;

Il potenziale di membrana nelle cellule miocardiche prende il nome di potenziale di riposo e si aggira intorno ai -80.3 mV. Il potenziale di riposo è caratterizzato da una condizione in cui la parte interna della membrana cellulare risulta essere negativa (all'interno della cellula ci sono gli ioni K⁺, all'esterno gli ioni Na⁺ in grande quantità). Tale potenziale è mantenuto dalla pompa sodio potassio la quale ad ogni ciclo utilizza l'energia che deriva da una molecola di ATP per espellere tre ioni sodio (Na⁺) e introdurre due ioni potassio (K⁺) nella cellula.

Lo stato di riposo si modifica in risposta a stimoli specifici, che determinano flussi ionici all'interno della membrana. La modificazione più importante è il potenziale d'azione (Figura 4) che consiste in una transitoria inversione del potenziale di membrana.

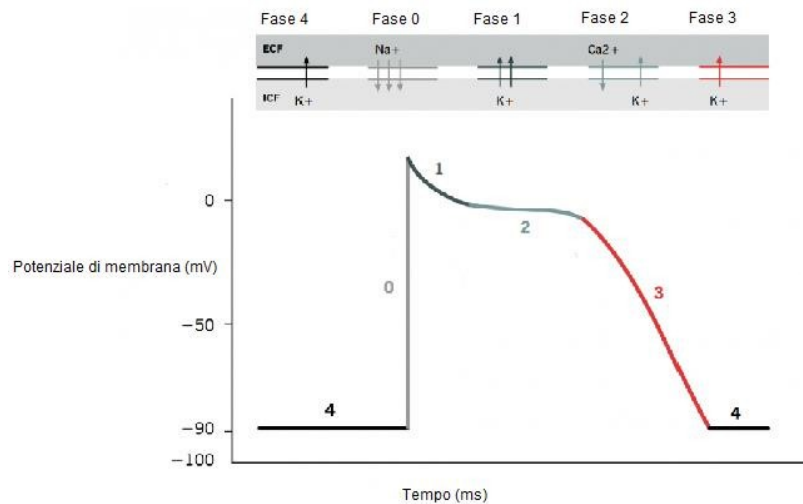


Figura 4: il potenziale d'azione di una fibra del miocardio

Il potenziale d'azione delle cellule miocardiche è composto da 5 fasi:

- 1) Fase 0: in risposta ad uno stimolo di depolarizzazione, che porta V_m ad un valore maggiore di -65 mV (potenziale di soglia), gli ioni Na^+ entrano nella cellula, provocando una ulteriore depolarizzazione (feedback positivo). Questo processo a cascata si ripete fino all'inversione del potenziale di membrana che tende al potenziale di Nernst (potenziale di equilibrio per un determinato ione) del Na^+ (+60 mV).
- 2) Fase 1: il potenziale di Nernst di Na^+ non viene mai raggiunto perché interviene il processo di inattivazione del Na^+ che produce una prima ripolarizzazione della fibra.
- 3) Fase 2: in questa fase iniziano ad aprirsi i canali di Ca^{++} e di K^+ causando l'ingresso del calcio e l'uscita del potassio dalla cellula.
- 4) Fase 3: le correnti lente di calcio si inattivano, mentre lo ione potassio continua ad uscire dalla cellula (le cariche positive in uscita sono maggiori di quelle in ingresso).
- 5) Fase 4: ripristino delle condizioni di riposo.

I potenziali d'azione che si generano nelle diverse zone del cuore hanno caratteristiche diverse poiché sono generati da cellule diverse. L'integrazione spatio-temporale di tutti i potenziali d'azione che si innescano durante un ciclo cardiaco viene chiamata elettrocardiogramma (ECG). (Figura 5)

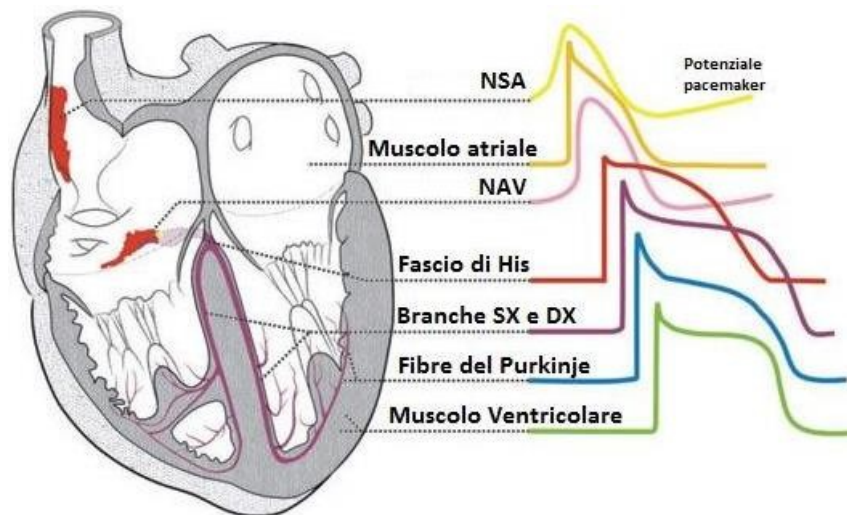


Figura 5: genesi del segnale elettrocardiografico come integrazione spazio-temporale dei diversi potenziali d'azione cardiaci

2.1.2.2 Trasmissione dell'impulso elettrico

Il cuore deve contrarsi in maniera costante per svolgere la sua attività di pompa, questo processo è gestito da un sistema di autoregolazione basata sulla trasmissione dell'impulso elettrico. Questa contrazione costante prende il nome di battito cardiaco la cui frequenza si misura in battiti per minuto (bpm). [10]

Gli impulsi elettrici vengono generati automaticamente dalle cellule nodali, presenti nel nodo senoatriale, ad una frequenza compresa tra i 60 e 100 bpm e si propagano rapidamente alle cellule contrattili adiacenti grazie alla presenza di giunzioni comunicative.

Il sistema di conduzione del cuore (Figura 6) è costituito da due settori: il sistema senoatriale e il sistema atrioventricolare. Il primo ha inizio con il nodo senoatriale (pacemaker). In esso originano automaticamente gli stimoli per la contrazione del cuore, poiché è formato da cellule in grado di depolarizzano automaticamente, innescando i potenziali d'azione nel miocardio. L'impulso di depolarizzazione inizia a propagarsi attraverso le pareti atriali, in questo modo i due atri si possono contrarre simultaneamente e l'onda di contrazione si propaga in modo da spingere il sangue nei sottostanti ventricoli. Dal nodo senoatriale si dipartono anche i fasci internodali che portano gli stimoli che inducono la contrazione al sistema atrioventricolare. Il sistema atrioventricolare ha inizio con il nodo atrioventricolare, da cui si diparte il fascio di His che raggiunge il setto interventricolare e si divide in due branche, destra e sinistra. Tramite il fascio di His la contrazione si sposta verso l'apice cardiaco per poi risalire lungo le pareti dei ventricoli. Ciascuna branca del fascio di His si dirama in una serie

di piccoli fasci che risalgono verso la base dei ventricoli formando le reti di Purkinje. Per mezzo delle reti di Purkinje gli stimoli si propagano nel miocardio ventricolare che si contrae spingendo il sangue nella arteria polmonare e nell'aorta. [9]

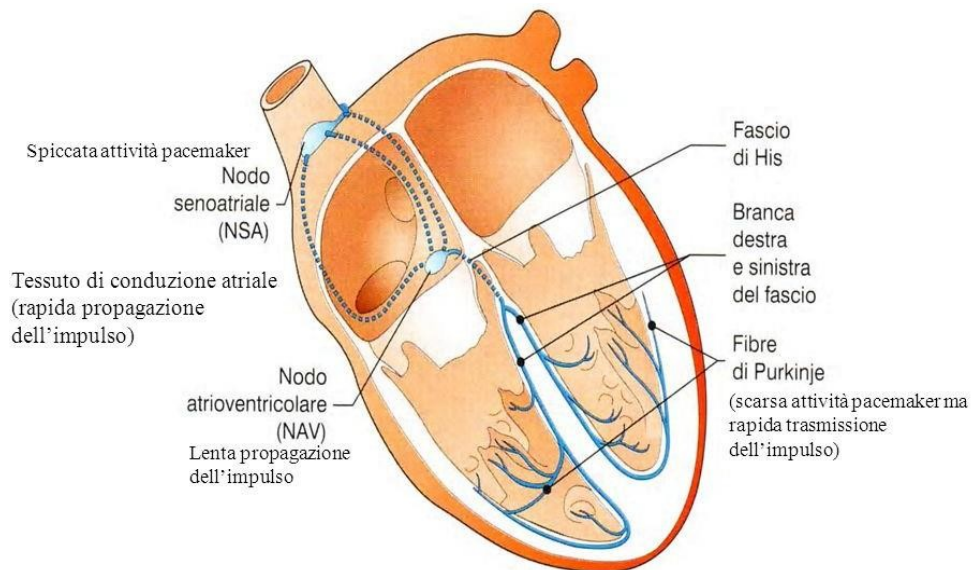


Figura 6: la figura mostra come l'impulso generato involontariamente dal nodo senoatriale si propaga all'intero organo.

2.1.3 Fisiologia meccanica del cuore

Il cuore funziona come due pompe intermittenti che sostengono la grande e la piccola circolazione. Il sincronismo delle due pompe è fondamentale per il mantenimento del sistema stesso.

Il periodo di tempo che inizia con la contrazione degli atri e termina con il rilassamento ventricolare è noto come ciclo cardiaco la cui durata nell'uomo a riposo è di circa 0.8-0.9 s. Alla contrazione simultanea degli atri (sistole atriale), che causa il passaggio di sangue nei ventricoli, segue quella dei due ventricoli (sistole ventricolare), che causa il passaggio di sangue nelle arterie. La sistole comprende sia il periodo di contrazione (isometrica) ventricolare, sia quello di eiezione (fase isotonica). Ovvero è il periodo che va dalla chiusura della valvola mitrale alla successiva chiusura della valvola aortica. La diastole, invece, comprende sia il periodo di rilassamento (isometrico) ventricolare, sia il successivo periodo di riempimento dell'atrio. È il periodo che va dalla chiusura della valvola aortica alla successiva chiusura della valvola mitrale.

Visto che i fluidi sono materiali che scorrono in base ai gradienti di pressione, ovvero si spostano da regioni a maggiore pressione a regioni a minore pressione. Di conseguenza, quando le camere cardiache sono rilassate (diastole), il sangue scorrerà

negli atri dalle vene, che hanno una pressione più elevata. Quando il sangue scorre negli atri, la pressione aumenterà, quindi il sangue inizialmente si sposterà passivamente dagli atri nei ventricoli. Quando il potenziale d'azione innesca la contrazione dei muscoli degli atri (sistole atriale), la pressione all'interno degli atri aumenta ulteriormente, pompando il sangue nei ventricoli. Durante la sistole ventricolare, la pressione aumenta nei ventricoli, pompando il sangue nel tronco polmonare dal ventricolo destro e nell'aorta dal ventricolo sinistro.

Per semplicità consideriamo gli eventi del cuore sinistro come mostrato in Figura 8.

All'inizio del ciclo cardiaco, sia gli atri che i ventricoli sono rilassati (diastole). Il sangue scorre nell'atrio sinistro dalle quattro vene polmonari. La valvola mitrale è aperta quindi il sangue scorre senza impedimenti dagli atri e nei ventricoli. Circa il 70–80% del riempimento ventricolare si verifica con questo metodo.

Mentre i muscoli atriali si contraggono la pressione aumenta all'interno degli atri e il sangue viene pompato nei ventricoli attraverso la valvola atrioventricolare aperta. All'inizio della sistole atriale, i ventricoli sono normalmente riempiti con circa il 70-80% della loro capacità a causa di afflusso durante la diastole. La contrazione atriale contribuisce per il restante 20-30% del riempimento.

Inizialmente la pressione all'interno del ventricolo non è abbastanza elevata per permettere l'apertura della valvola aortica. Quando i muscoli del ventricolo si contraggono, la pressione del sangue all'interno della camera aumenta fino a superare quella degli atri che ora sono rilassati e in diastole. A questo punto si evidenzia la chiusura della valvola mitrale. Ora il ventricolo è una cavità chiusa quindi il sangue non viene espulso e il volume all'interno della camera rimane costante. Pertanto, l'aumento di pressione è dovuto all'incremento di tensione delle fibre ventricolari senza variazione della loro lunghezza. Si parla quindi di contrazione isometrica.

Quando la pressione ventricolare supera quella dell'aorta (80 mmHg), si verifica l'apertura della valvola aortica e il ventricolo si contrae con accorciamento delle fibre (contrazione isotonica), immettendo sangue in aorta, con aumento del flusso ematico e della pressione aortica. [11]

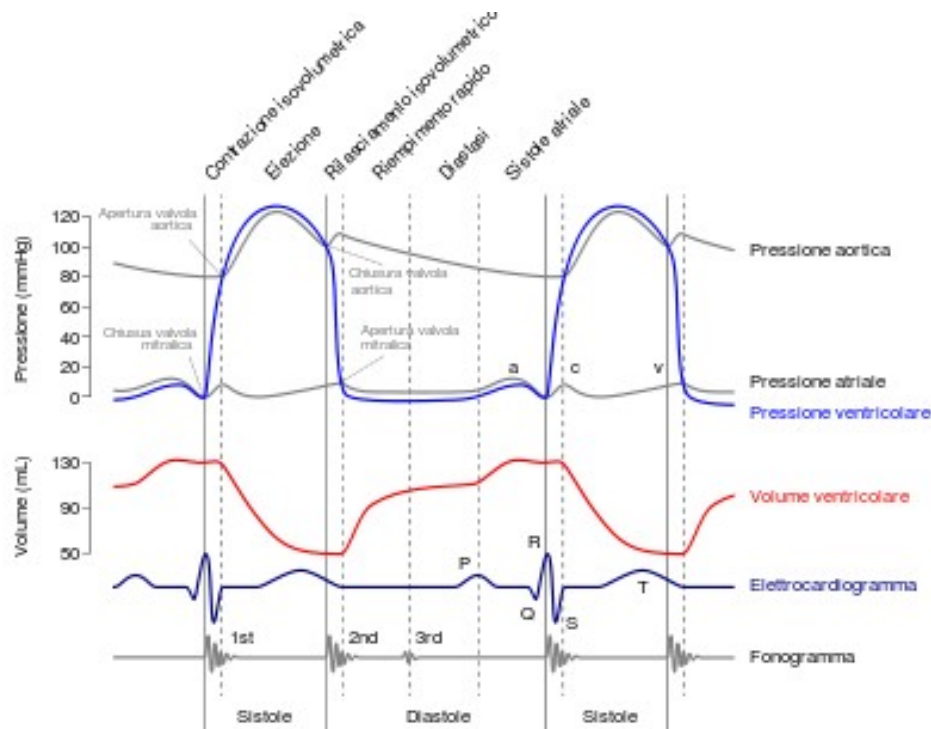


Figura 7: variazione di pressione e volume di atri e ventricoli durante il ciclo cardiaco

Si evidenziano due fasi nella contrazione isotonica:

- efflusso rapido
- efflusso ridotto

La prima fase rappresenta l'espulsione iniziale e rapida del sangue nell'aorta. Durante questa fase, la pressione ventricolare normalmente supera la pressione del tratto di efflusso di alcuni mmHg. La velocità massima di deflusso viene raggiunta all'inizio della fase di eiezione e si ottiene la pressione massima aortica.

Si avrà, dunque, una graduale riduzione della pressione ventricolare con il ridursi dell'efflusso. La pressione ventricolare diminuisce, fino ad essere inferiore a quella aortica, con conseguente chiusura della valvola aortica.

Inizia, quindi, la fase di rilasciamento ventricolare isometrico, in cui la pressione ventricolare scende al di sotto di quella atriale e si verifica l'apertura della valvola mitrale e inizia il riempimento ventricolare passivo. Nonostante l'afflusso di sangue dall'atrio, la pressione intraventricolare continua a diminuire brevemente perché il ventricolo è ancora in fase di rilassamento. Una volta che il ventricolo è completamente rilassato, la sua pressione aumenterà lentamente mentre si riempie di sangue proveniente dall'atrio. Circa il 90% del riempimento ventricolare si verifica prima della contrazione atriale e quindi è passivo. La pressione arteriosa aortica continua a diminuire durante questo periodo. [12]

2.1.4 Controllo del sistema nervoso sul cuore

Il sistema nervoso centrale si divide in volontario, innerva i muscoli volontari, e autonomo, innerva la muscolatura liscia, il cuore e le ghiandole. Quest'ultimo si divide a sua volta in simpatico e parasimpatico. [9]

Il sistema nervoso simpatico è attivato in presenza di situazioni di stress o emergenza, nel sistema cardiocircolatorio provoca un aumento della pressione arteriosa, della forza di contrazione cardiaca, della frequenza cardiaca e della glicemia.

L'attivazione del sistema nervoso parasimpatico, invece, è finalizzata all'immagazzinamento delle riserve energetiche. Provoca una diminuzione della pressione arteriosa, della forza di contrazione cardiaca, della frequenza cardiaca e della glicemia.

I due sistemi lavorano in sinergia ed esercitano un'azione di controllo sul cuore che gli permette di adattarsi alle varie circostanze.

Il controllo nervoso dunque, fa sì che il sistema cardiovascolare goda di proprietà:

- omeostatiche: capacità di mantenere un equilibrio interiore;
- eterostatiche: capacità di adattamento alle varie circostanze.

2.1.5 La circolazione sanguigna

La funzione dell'apparato circolatorio è quella di garantire a tutti gli organi un continuo apporto di ossigeno e di materiali nutritizi prelevando contemporaneamente da essi i cataboliti, cioè anidride carbonica, urea e altre sostanze di scarto.

Sebbene il cuore sia un organo singolo, nel quale si riconoscono 4 cavità, è solito parlare di cuore destro e cuore sinistro, intendendo con questi termini l'insieme di atrio destro e ventricolo destro e atrio sinistro e ventricolo sinistro. La distinzione, più che anatomica, è funzionale: il cuore destro, ricevuto il sangue ricco di anidride carbonica da tutti gli organi, lo pompa nel circolo polmonare (piccola circolazione o circolazione polmonare, Figura 8a), mentre il cuore sinistro, ricevuto il sangue ossigenato dai polmoni, lo pompa verso tutti gli organi e tessuti (grande circolazione o circolazione sistemica, Figura 8b).

Il sangue ossigenato e il sangue povero d'ossigeno sono mantenuti in due sistemi circolatori distinti dove il cuore funziona come due pompe in serie.

I due ventricoli devono contrarsi quasi simultaneamente e devono immettere quantità quasi uguali di sangue nell'unità di tempo in due circoli di dimensioni decisamente

diverse. Ciò impone che la velocità del flusso di sangue nella piccola circolazione sia nettamente inferiore rispetto a quella che si ha nella grande circolazione. Questo obiettivo si realizza grazie ad una minore forza di contrazione da parte del ventricolo destro, a sua volta dipendente dal minore spessore della muscolatura rispetto al ventricolo sinistro, e a una minore resistenza offerta al flusso da parte dei vasi della piccola circolazione rispetto a quella opposta dai vasi della grande circolazione.

I vasi sanguigni vengono distinti in arterie, vene e capillari. Le arterie, le quali portano il sangue agli organi periferici, diminuiscono di calibro man a mano che si allontanano dal cuore e nella loro parete aumenta la componente muscolare liscia, destinata a regolare il calibro dei vasi e quindi il flusso sanguigno. Diminuisce anche lo spessore delle pareti, fintanto che negli ultimi vasi più sottili, i capillari, la parete è costituita da un sottilissimo strato di cellule. Attraverso questo strato le sostanze nutritive raggiungono gli organi e i tessuti e viceversa le sostanze di scarto rientrano nel sangue. I capillari, infatti, aumentano gradualmente di calibro divenendo vene che portano il sangue all'atrio destro del cuore. [9]

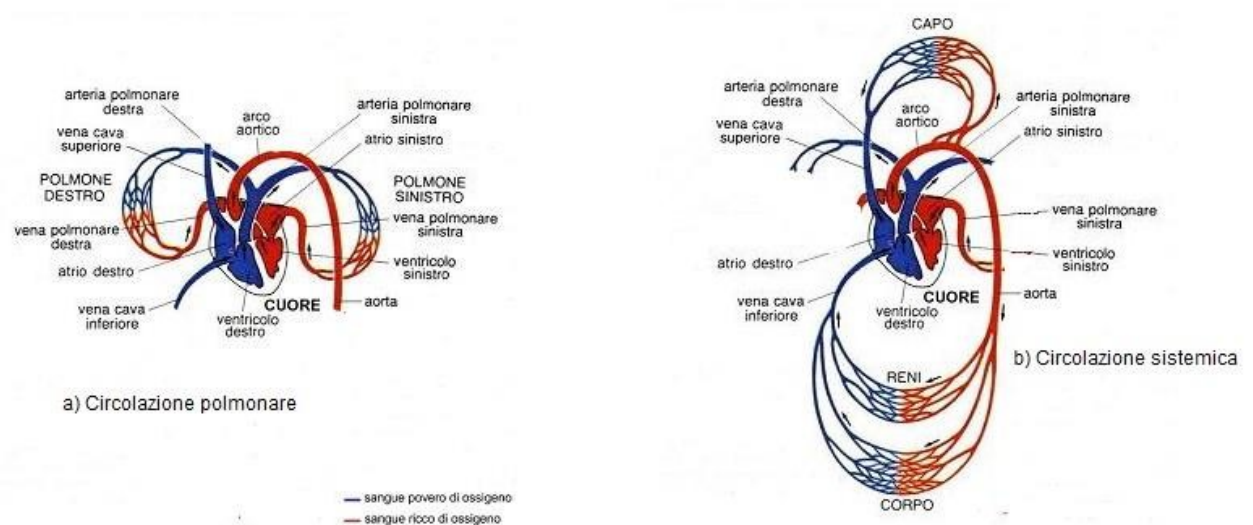


Figura 8: a) circolazione polmonare; b) circolazione sistemica

Per svolgere le sue funzioni il cuore ha bisogno di energia (ossigeno e nutrimento) che gli viene fornita dalle arterie coronarie. L'arteria coronaria destra irroro la parte posteriore del cuore e l'arteria coronaria sinistra, con le sue diramazioni, permette l'irrorazione di tutta la parte anteriore e laterale del miocardio, incluso l'apice.

2.2 Adattamenti del sistema cardiovascolare all'esercizio fisico

La pratica costante di un'attività sportiva è in grado di determinare modificazioni morfologiche e funzionali a carico dei vari organi e apparati del corpo umano. Tali modificazioni sono finalizzate a soddisfare l'aumento delle richieste metaboliche da parte delle cellule dell'organismo quando questo sia impegnato in un esercizio fisico. Qualsiasi lavoro muscolare richiede infatti un maggior apporto di O_2 e di substrati energetici nei distretti muscolari impegnati e negli organi maggiormente implicati in quest'opera di rifornimento. Per realizzare ciò l'organismo pone in atto meccanismi di compenso (aggiustamenti) rappresentati da:

1. una maggiore estrazione di O_2 dal sangue arterioso da parte delle cellule in attività che comporta un aumento della differenza arterovenosa in O_2 ; [13]
2. un aumento della portata cardiaca (PC), cioè della quantità di sangue circolante nell'unità di tempo (espressa in litri /minuto). La PC è definita come il prodotto tra frequenza cardiaca (FC) (numero di battiti al minuto) e la gittata sistolica (GS) (volume di sangue emesso da un ventricolo ad ogni battito cardiaco) [18]. Più specificamente, la gittata sistolica si riferisce alla differenza tra il volume diastolico finale (VDF), la quantità di sangue nel cuore alla fine della diastole (fase di riempimento) e il volume sistolico finale (VSF), la quantità di sangue nel cuore alla fine della sistole (fase di espulsione). [16]

$$PC = GS \times FC \quad (6)$$

$$GS = VDF - VSF \quad (7)$$

3. una selettiva redistribuzione della portata cardiaca in virtù della quale vengono privilegiati gli organi e i distretti maggiormente impegnati nell'esercizio fisico (muscoli scheletrici, cuore, cervello, ecc.) rispetto ad altri (rene, ossa, ecc.) meno importanti in tal senso.

Si intuisce facilmente come l'apparato cardiovascolare rivesta nel soggetto praticante sport una grande importanza.

Tuttavia, non tutte le attività sportive hanno la stessa influenza sull'apparato cardiovascolare, essa infatti dipende da due elementi fondamentali:

1. il tipo di lavoro muscolare effettuato, in prevalenza la sua durata e la sua distribuzione nel tempo (lavoro continuo o discontinuo);
2. l'intensità del lavoro in termini di quantità assoluta nell'unità di tempo (potenza) e di quantità totale; [13]

La risposta cardiovascolare all'esercizio fisico è direttamente proporzionale alla richiesta di ossigeno da parte del muscolo scheletrico. La portata cardiaca svolge un ruolo importante nel soddisfare tale richiesta. All'aumentare dell'intensità dell'esercizio aumenta la PC massima che è il risultato di un aumento della dimensione cardiaca, di un miglioramento della contrattilità e di un aumento del volume del sangue, consentendo un maggior riempimento dei ventricoli con conseguente aumento della gittata sistolica. In parallelo con l'aumento della PC, aumenta la capacità di irroramento dei muscoli, dovuta ad un adattamento sia per struttura che per numero delle arterie, arteriole e capillari, consentendo una maggiore erogazione di ossigeno. Inoltre, anche la microcircolazione aumenta di dimensioni all'interno del muscolo consentendo una migliore capacità di estrazione di ossigeno da parte dello stesso. [14]

Dal punto di vista biomeccanico si possono distinguere due tipi fondamentali di esercizi fisici (Tabella 2):

1. esercizi di tipo dinamico caratterizzati da contrazioni muscolari ritmiche e richieste distrettuali di forza lievi o moderate;
2. esercizi di tipo statico caratterizzati da richieste distrettuali di forza elevate o massimali.

Gli esercizi di tipo dinamico che coinvolgono una percentuale elevata di masse muscolari comportano una significativa elevazione del consumo di O_2 e conseguentemente della portata cardiaca. Si osserva un proporzionale aumento della FC e della pressione arteriosa sistolica (PA) mentre la pressione diastolica rimane invariata o si riduce in virtù della riduzione globale delle resistenze vascolari periferiche, dovuta in larga parte alla dilatazione del letto vascolare muscolare. Il cuore si trova così a lavorare, per tempi più o meno lunghi, in regime cosiddetto di "sovraccarico di volume" cioè mobilizzando una grande quantità di sangue in un letto vascolare a basse resistenze.

Gli esercizi di tipo statico, specie se sono richieste forze massimali, hanno necessariamente durata breve. In questo tipo di attività non si ha un aumento significativo del consumo di O_2 e della portata cardiaca. Il cuore si trova, sia pur per

breve tempo, a dover eiettare il sangue contenuto nel ventricolo sinistro in un circolo arterioso periferico nel quale le resistenze vascolari sono notevolmente aumentate a causa della contrazione isometrica dei muscoli impegnati e della vasocostrizione riflessa nei rimanenti distretti muscolari. In queste condizioni si realizza un cospicuo aumento della pressione arteriosa sistolica e di quella diastolica e il cuore si trova così a lavorare in regime di sovraccarico di pressione. [13]

SPORT DI RESISTENZA (DINAMICO)	SPORT DI POTENZA (STATICO)
Incremento della FC proporzionale alle richieste metaboliche	Incremento minore della FC
Incremento modesto o nullo della pressione arteriosa media	Marcato incremento della pressione arteriosa media
Maggiore vasodilatazione	Maggiore vasocostrizione
Facilitato ritorno venoso	Ostacolato ritorno venoso
Incremento del consumo di O ₂	Incremento del consumo miocardico di O ₂
Incremento proporzionale della GS e della PC	Incremento inadeguato della GS e della PC
Lavoro di volume del cuore → aumento sia dei volumi che della massa del cuore	Lavoro di pressione del cuore → ipertrofia del miocardio

Tabella 2: confronto tra i due tipi di esercizio

Gli adattamenti cardiovascolari all'allenamento possono essere distinti in centrali e periferici. Gli adattamenti centrali comprendono l'insieme delle modificazioni morfologiche e funzionali a carico del cuore e del circolo coronarico. Essi sono rappresentati principalmente dall'ingrandimento delle dimensioni del viscere (cardiomegalia) e dalla riduzione della frequenza cardiaca (bradicardia). Gli adattamenti periferici invece comprendono l'insieme delle modificazioni a carico dei vasi sanguigni, arteriosi, venosi e capillari. [13]

ADATTAMENTI CENTRALI	ADATTAMENTI PERIFERICI
A carico del cuore e della circolazione coronarica	A carico dei vasi sanguigni, arteriosi, venosi e capillari
Aumento della portata cardiaca (PC) $PC = GS \times FC$ GS = gittata sistolica: <ul style="list-style-type: none"> - efficienza contrattile - ritorno venoso 	<ul style="list-style-type: none"> - a carico della microcircolazione (capillarizzazione) - a carico dei vasi di medio grosso calibro (vasi d'atleta) - a carico delle arterie coronarie (aumento arterie coronarie)

Tabella 3: adattamenti centrali e periferici

2.2.1 Adattamenti anatomici

I meccanismi che provocano modificazioni della morfologia del cuore negli atleti sono molteplici, ma il tipo di sport ha una particolare importanza.

Negli sport con lavoro muscolare prevalentemente dinamico (sport di resistenza), si ha una prevalente dilatazione delle cavità cardiache con moderato aumento dello spessore delle pareti (ipertrofia di tipo eccentrico, Figura 9). La dilatazione è armonica e riguarda entrambi i ventricoli, le cavità atriali e i grossi vasi alla loro origine dal cuore. Negli atleti di alto livello l'aumento del diametro è compreso tra il 10 e il 20% rispetto ai valori considerati normali nei soggetti sedentari. La misura più frequentemente presa in considerazione è il diametro telediastolico del ventricolo sinistro: nell'atleta, il suo incremento è generalmente dell'ordine di 5-10 mm rispetto al valore normale che è di circa 50 mm. [13]

Il meccanismo causale di un così importante rimodellamento cardiaco è rappresentato dall'aumento della portata cardiaca (che durante sforzo supera i 30 l/min) e della pressione arteriosa sistolica (che durante sforzo supera i 200 mmHg).

L'ingrandimento della camera ventricolare avviene in modo globale ed omogeneo, per cui la normale geometria ventricolare non è alterata, a differenza di quello che avviene in una cardiopatia dilatativa, dove le dimensioni assolute della cavità ventricolare possono presentare valori simili all'atleta, ma si verifica un rimodellamento geometrico del ventricolo che tende ad assumere un aspetto globoso. [19]

L'aumento di volume delle cavità cardiache, in particolare dei ventricoli, rende conto della capacità dell'atleta di mobilitare portate cardiache elevate. Poiché, infatti,

l'allenamento di resistenza non provoca modificazioni della funzione contrattile del miocardio, l'aumento del volume telediastolico fa sì che l'atleta possieda, sia a riposo, sia sotto sforzo, una GS significativamente maggiore rispetto al soggetto non allenato, con valori che possono raggiungere i 200 ml per battito rispetto ai normali 70-80 ml. In condizioni di riposo, nell'atleta l'aumento della GS è bilanciato dalla contemporanea riduzione della FC e pertanto la PC non è significativamente diversa da quella del soggetto non allenato. Sotto sforzo, invece, nell'atleta la FC massima non varia, o è di poco ridotta, e la GS rimane elevata come in condizioni di riposo. Ciò spiega gli alti valori di PC registrati.

Negli sport a prevalente lavoro muscolare statico (sport isometrici o di potenza), al contrario, si osserva generalmente un aumento di spessore delle pareti ventricolari senza una concomitante dilatazione delle cavità (ipertrofia di tipo concentrico, Figura 10). Questi aspetti fanno sì che, pur essendovi un aumento della massa miocardica, particolarmente del ventricolo sinistro, non vi sia un parallelo aumento del volume. Questo sarebbe dovuto al fatto che nel sovraccarico di volume, caratteristico del lavoro del cuore negli sport di resistenza, l'aumento dello stress telediastolico determinerebbe una replicazione in serie dei sarcomeri con allungamento delle fibre miocardiche e aumento del volume delle cavità, mentre negli sport di potenza il sovraccarico di pressione e il conseguente aumento di stress telediastolico determinerebbero una replicazione dei sarcomeri in parallelo con prevalente aumento dello spessore delle pareti. [13]

Nel cuore d'atleta la distribuzione dell'ipertrofia è simmetrica e regolare anche se i diversi segmenti del miocardio ventricolare possono non essere ispessiti in modo uguale ma le differenze sono modeste e nell'insieme l'ipertrofia risulta simmetrica ed omogenea. Al contrario, nei pazienti con cardiopatia ipertrofica, l'ipertrofia è tipicamente asimmetrica. [19]

Nonostante che queste equivalenze (sport di resistenza = ipertrofia eccentrica; sport di potenza = ipertrofia concentrica) appaiano sostanzialmente valide, in una larga percentuale di atleti praticanti sport di tipo misto, ad esempio sport di squadra con la palla, si osservano modificazioni morfologiche del cuore intermedie. [13]

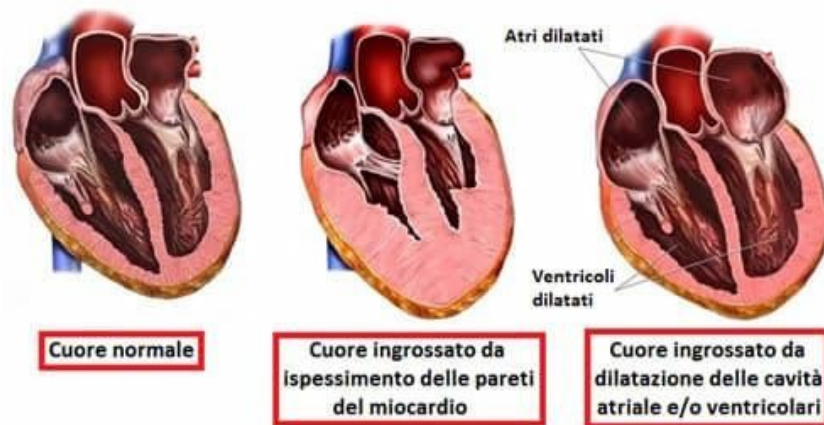


Figura 9: ipertrofia concentrica, ispessimento delle pareti, e ipertrofia eccentrica, dilatazione delle cavità cardiache

2.2.2 Adattamenti dell'attività elettrica

L'avvio della sistole cardiaca avviene normalmente nel nodo seno-atriale (SA) costituito da cellule capaci di autoeccitarsi (pacemaker fisiologico). Il nodo SA è sotto il controllo del sistema nervoso autonomo che attraverso gli ormoni e neurotrasmettitori è in grado di modificare (aumentare o diminuire l'entità della FC). Il sistema simpatico tramite la noradrenalina aumenta la FC. Il sistema parasimpatico tramite l'acetilcolina riduce la FC.

Un incremento marcato della FC è chiamato tachicardia. Per convenzione un individuo a riposo è tachicardico quando ha una FC pari a 90 bpm. Durante sforzi fisici intensi, gli elevati valori di FC riducono la gettata cardiaca in quanto si riduce il tempo diastolico (il rilasciamento e il riempimento dei ventricoli è insufficiente o incompleto per garantire un'adeguata eiezione). Durante la tachicardia il cuore aumenta la richiesta di ossigeno. Viceversa, una riduzione della FC è chiamata bradicardia. Per convenzione un individuo a riposo è bradicardico quando la FC è uguale o minore di 60 bpm.

La bradicardia può essere indotta dall'allenamento ed è dovuta ad una ridotta secrezione (secrezione interna, cioè produzione di ormoni da parte di una ghiandola endocrina e loro immissione nel torrente circolatorio) della stimolazione simpatica ed un incremento parallelo del tono vagale (fenomeno conosciuto come "ipertono vagale relativo"). La bradicardia del soggetto allenato è riscontrabile sia a riposo sia sotto sforzo.

In questo caso il cuore attua una strategia "emodinamica", infatti l'allungamento del tempo diastolico favorisce l'allungamento delle fibre cardiache (il precarico) necessario

per una fase di eiezione valida e adeguata (il contrario di quanto avviene durante la tachicardia).

Bisogna tenere conto però che la frequenza cardiaca è influenzata da innumerevoli fattori tra cui: l'età, lo stato emotivo, lo stato di salute, la temperatura ambiente, ecc.

[18]

2.2.3 Adattamenti dell'attività meccanica

Proporzionalmente all'aumento dell'intensità dell'esercizio aumentano le richieste metaboliche da parte dell'organismo. Affinché il cuore possa soddisfare tali richieste entrambi i fattori della PC vengono modificati. [18] In un soggetto adulto sano la PC durante un lavoro muscolare intenso può aumentare fino a tre volte rispetto ai valori di riposo solitamente di 5-6 l/min, raggiungendo i 15-20 l/min. Nell'atleta allenato, mentre la portata cardiaca a riposo non è sostanzialmente diversa da quella del soggetto sedentario, sotto sforzo massimale sono stati registrati valori di 35-40 l/min, quindi pressoché doppi rispetto a quelli di un soggetto non allenato. [13]

Ricordiamo che la portata cardiaca è il volume totale di sangue pompato dal cuore in un minuto ed è il prodotto tra la gittata sistolica e la frequenza cardiaca.

La PC viene incrementata tramite l'aumento della gittata sistolica e/o della frequenza cardiaca. Nell'atleta la strategia del cuore è quella di incrementare la portata cardiaca tramite un cospicuo incremento della gittata sistolica; [18] questo avviene grazie all'incremento del volume e della massa cardiaca (cuore d'atleta) e all'incremento della forza contrattile. Tale meccanismo che sfrutta di più la gittata sistolica rispetto alla frequenza cardiaca risulta essere in termini energetici ed emodinamici più vantaggiosi; al contrario nell'individuo non allenato l'aumento della gittata cardiaca dipende quasi esclusivamente dall'incremento della frequenza cardiaca. [18]

La gittata sistolica, cioè la quantità di sangue espulsa ad ogni battito, dipende dal precarico, dalla contrattilità e dal post-carico (diminuisce la gittata sistolica).

La fase di precarico è la quantità di sangue nei ventricoli immediatamente prima della sistole ed è la fase in cui la muscolatura cardiaca si allunga. Maggiore sarà l'allungamento delle fibre miocardiche in questa fase, maggiore sarà la gittata sistolica. Questo è riassunto nella legge del cuore di Frank-Starling. La legge di Starling è una teoria che afferma che la gittata sistolica aumenta in risposta a un aumento del volume del sangue che riempie il cuore (aumento del ritorno venoso). Questo allunga la parete

ventricolare, portando il muscolo cardiaco a contrarsi più energicamente. L'aumento del ritorno venoso al cuore destro è determinato da:

- La vasodilatazione dei muscoli attivi;
- La compressione passiva delle vene dei muscoli, causata dalla contrazione muscolare, e delle vene addominali, prodotta dalla contrazione dei muscoli addominali;
- La vasocostrizione delle grandi vene dovuta al controllo del sistema nervoso autonomo simpatico;

Questo aumento del ritorno venoso avvia il meccanismo di Frank-Starling nel ventricolo destro con conseguente aumento della gittata polmonare. La concomitante vasodilatazione polmonare permette l'aumento del ritorno venoso al ventricolo sinistro il quale grazie ad un analogo meccanismo incrementa la sua gittata.

Anche il tempo è un fattore importante: la frequenza cardiaca ridotta di un atleta allenato consente un maggiore riempimento durante il periodo più lungo di diastole, quindi l'allungamento del muscolo cardiaco è maggiore. All'aumento della gittata cardiaca, in base al meccanismo di Frank-Starling si associa quello determinato dall'aumento della contrattilità miocardica.

La contrattilità (inotropismo) è la capacità del cuore di contrarsi. Questa è influenzata dal sistema nervoso simpatico, così come dagli ormoni. I fattori che incrementano la contrattilità, quali l'aumento della FC e la stimolazione simpatica, generando una contrazione più veloce e vigorosa, determinano uno svuotamento ventricolare maggiore, migliorando la distensibilità e allungando il tempo disponibile per il riempimento diastolico, aumentando in questo modo la GS successiva. Il post-carico si riferisce alla quantità di resistenza contro cui il muscolo cardiaco deve pompare il sangue dal cuore. Esso dipende dal diametro della camera ventricolare e dalle resistenze vascolari periferiche.

C'è da notare che l'aumento dello spessore di parete riduce il post-carico (ipertrofia) viceversa l'aumento del raggio delle pareti lo aumenta. Se la pressione sanguigna è elevata il livello di resistenza è maggiore. Ciò significa che per il cuore sarà più difficile pompare fuori il sangue, il che può portare ad una riduzione della gittata sistolica. [16]

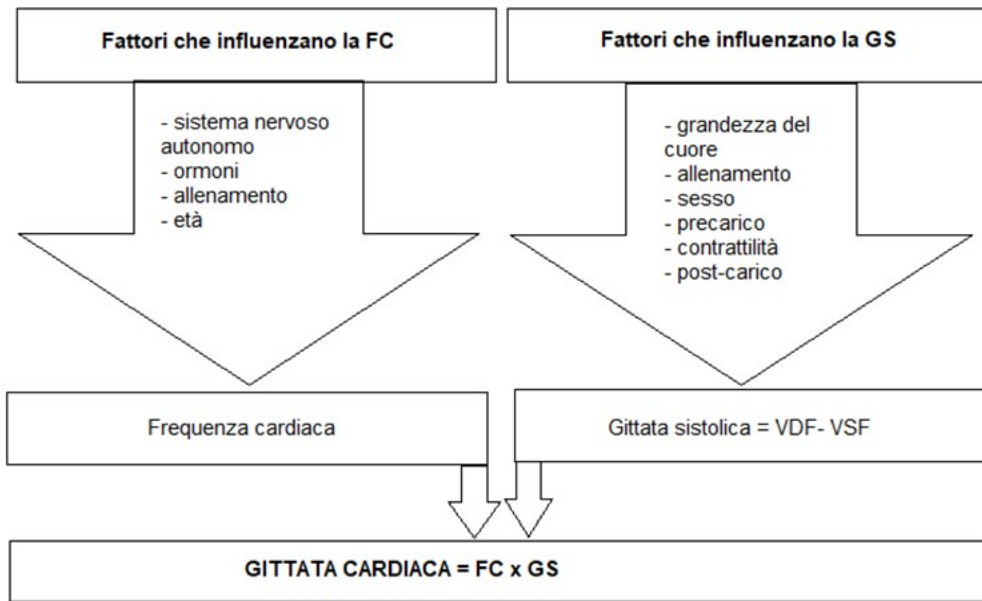


Figura 10: fattori che influenzano la FC e la GS

2.2.4 Adattamenti del controllo del sistema nervoso

Gli adattamenti del sistema nervoso centrale all'esercizio fisico derivano dal comando centrale della corteccia motoria cerebrale, che dirige i cambiamenti nel sistema nervoso autonomo. L'aumento della portata cardiaca è il risultato di due effetti simultanei sul cuore:

- 1) l'aumento dell'attività simpatica e la diminuzione dell'attività parasimpatica per produrre un aumento della frequenza cardiaca;
- 2) l'aumento dell'attività simpatica che produce un aumento della contrattilità e di conseguenza un aumento della gittata sistolica.

Ricordiamo che la gittata cardiaca non può aumentare senza un concomitante aumento del ritorno venoso (meccanismo di Frank-Starling). Nell'esercizio, l'aumento del ritorno venoso è ottenuto attraverso due effetti sulle vene:

- 1) la contrazione del muscolo scheletrico attorno alle vene ha un'azione meccanica (spremitura);
- 2) l'attivazione del sistema nervoso simpatico produce vasocostrizione selettiva. Tale meccanismo comporterà una redistribuzione del flusso sanguigno da quei tessuti che hanno minore domanda di ossigeno a quelli che hanno una maggiore richiesta. [17]

2.2.5 Adattamenti della circolazione

È logico che anche il sistema circolatorio, costituito da vasi arteriosi e venosi, deve 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". Il cuore dell'atleta, aumentando il suo volume e la massa muscolare, ha bisogno di un maggior rifornimento di sangue e di una maggiore quantità di ossigeno. Per soddisfare tale bisogno si avrà un aumento delle arterie coronarie che nutrono il cuore. Tale fenomeno nell'atleta è dovuto all'aumento del calibro stesso delle coronarie, proporzionale all'aumento della massa miocardica, e al prolungamento della diastole dovuto alla bradicardia.

L'aumento del calibro delle arterie coronarie costituisce un altro degli elementi che differenziano l'ipertrofia fisiologica del cuore da quella patologica legata alle malattie cardiache congenite o acquisite.

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

A carico della microcircolazione, gli adattamenti più importanti riguardano naturalmente i muscoli (particolarmente i muscoli 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 maggiore 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.

Tale fenomeno è conosciuto con il nome di "capillarizzazione" e 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. [19]

Inoltre, durante lo sforzo il sistema vascolare distribuisce il sangue (Figura 11) a quei tessuti che hanno una maggiore richiesta, diminuendolo nelle zone che hanno minore

domanda d'ossigeno, come per esempio reni, fegato, stomaco ed intestino. Ciò si ottiene attraverso vasodilatazione locale e concomitante vasocostrizione altrove.

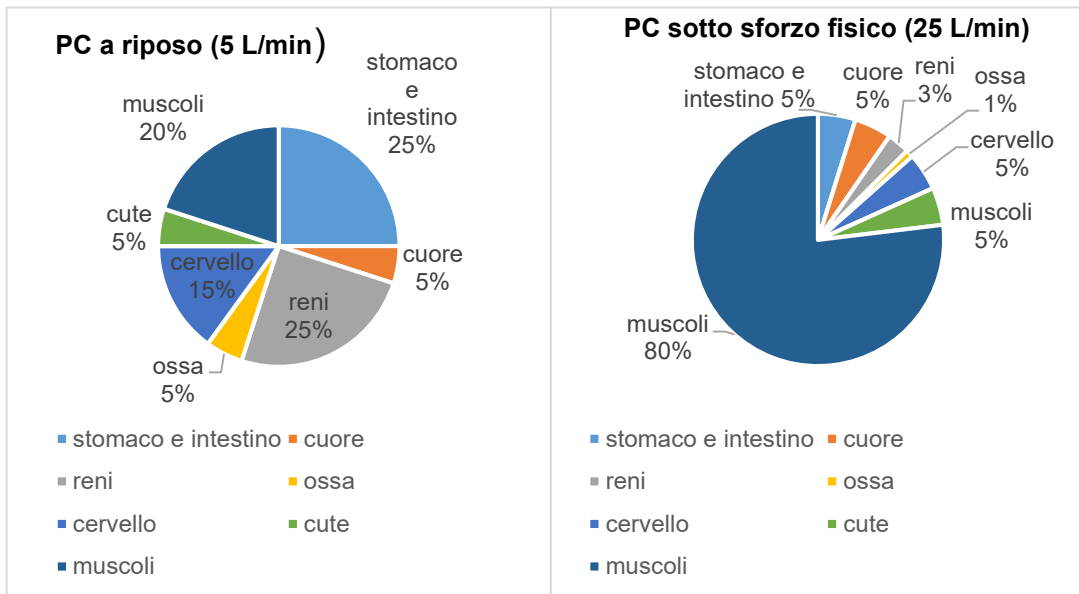


Figura 11: distribuzione del flusso sanguigno a riposo e durante l'attività fisica

CAPITOLO 3

BIOSEGNALI PER IL MONITORAGGIO DELL'ATLETA

3.1 L'elettrocardiogramma

L'elettrocardiogramma (ECG) rimane ancora oggi l'esame di primo livello più economico e di facile esecuzione al fine di una valutazione iniziale della popolazione sportiva. L'ECG registra esclusivamente l'attività elettrica delle cellule miocardiche ed è solo in parte influenzato dalle modificazioni anatomiche, fisiologiche (come nel cuore d'atleta) o patologiche, che l'organo subisce.

È un esame diagnostico, che prevede l'utilizzo di uno strumento, l'elettrocardiografo, capace di registrare e riportare graficamente il ritmo e l'attività elettrica del cuore. [20]

Le tecniche di registrazione dell'ECG possono essere:

- Di superficie: registrazione del segnale elettrocardiografico effettuata sulla superficie del corpo umano. I campi elettrici generati internamente durante il ciclo cardiaco si propagano fino a giungere in superficie. È una tecnica non invasiva, ma il segnale prelevato sulla cute è molto debole e richiede sensibili apparecchi di registrazione.
- Interno: registrazione effettuata prelevando il segnale direttamente sull'epicardio. È una tecnica invasiva che viene fatta solo in poche occasioni.

L'ECG inoltre può essere effettuata:

- A riposo: evidenzia patologie delle coronarie, alterazioni del ritmo cardiaco (extrasistole, aritmie, fibrillazioni), variazioni del volume cardiaco (ipertrofia) e delle conduzioni dell'impulso elettrico (blocchi).
- Sotto sforzo: tracciato dinamico in grado di evidenziare cardiopatie latenti, nonché di stabilire i limiti dell'attività fisica per i pazienti affetti da scompensi coronarici.

3.1.1 Il segnale ECG di superficie

L'elettrocardiogramma è l'integrazione spazio-temporale di tutti i potenziali d'azione delle cellule cardiache.

Il tracciato ECG è caratterizzato da una sequenza di curve positive e negative, denominate “onde” (Figura 12a), separate da alcuni tratti rettilinei, denominati “segmenti” (Figura 12c). La sequenza si ripete a ogni ciclo cardiaco la cui durata è di circa 800 ms. Il segnale ECG presenta sia variazioni lente (basse frequenze) che rapide transizioni (alte frequenze). Il range di frequenze teorico è 0.5-150 Hz, quello utilizzato 0.5-40 Hz.

Nella Figura 13 sono mostrati gli elementi che, secondo le convenzioni adottate a livello internazionale, si identificano nella traccia ECG.

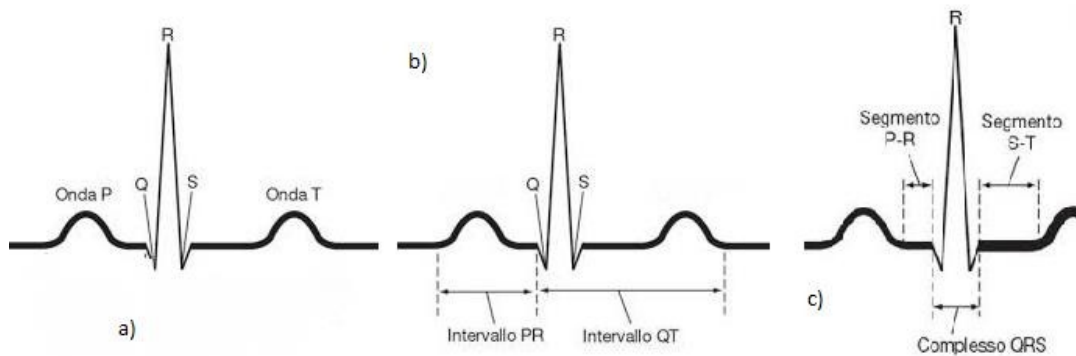


Figura 12: mostra gli elementi che si identificano nella traccia ECG: a) Onde b) Intervalli c) Segmenti

- Onda P: è la prima onda che si identifica nel ciclo e rappresenta la depolarizzazione degli atri. È una piccola curva positiva prima del complesso QRS;
- Intervallo PR: è il periodo di tempo misurato dall’inizio dell’onda P fino all’inizio del complesso QRS. Rappresenta il tempo di conduzione atrioventricolare, cioè il tempo impiegato dall’impulso a propagarsi negli atri e passare nei ventricoli attraverso il nodo atrioventricolare. In condizioni normali l’intervallo PR in un adulto ha una durata di circa 0.12-0.2 s;
- Segmento PR: rappresenta il periodo in cui gli atri sono totalmente depolarizzati. Il picco R raggiunge ampiezze comprese tra 1 e 3 mV;
- Complesso QRS: si tratta di un insieme di tre onde che si susseguono l’una all’altra, rappresenta la propagazione dello stimolo attraverso i ventricoli (depolarizzazione ventricolare). In questo intervallo è compresa anche la

- ripolarizzazione degli atri. Il complesso QRS rimane pressoché costante durante diverse attività;
- Intervallo QRS: rappresenta il tempo necessario ad uno stimolo per propagarsi nei ventricoli. Normalmente ha una durata media di 10 s. Se la propagazione dello stimolo nei ventricoli è più lenta, per esempio a causa di un blocco di una delle due branche del fascio di His, l'intervallo QRS sarà prolungato;
 - Segmento ST: è il periodo di tempo misurato dalla fine del complesso QRS fino all'inizio dell'onda T. Rappresenta il periodo in cui i ventricoli sono totalmente depolarizzati. In genere quando si ha un infarto questo segmento invece di essere piatto si dislivella;
 - Onda T: rappresenta la prima onda della ripolarizzazione dei ventricoli;
 - Intervallo QT: è il periodo di tempo misurato dall'inizio del complesso QRS fino alla fine dell'onda T. È il tempo di depolarizzazione e ripolarizzazione dei ventricoli. Il valore normale dell'intervallo QT dipende dalla frequenza cardiaca. Se la frequenza cardiaca aumenta, l'intervallo QT normalmente diminuisce e viceversa. Solitamente la durata dell'intervallo QT è di circa 0.33-0.44 s. È l'intervallo più studiato per osservare patologie riguardanti i ventricoli. Un anormale allungamento dell'intervallo QT può essere dovuto a cause acquisite o genetiche (sindrome del QT lungo), mentre un valore eccessivamente basso dell'intervallo QT riconosce cause genetiche (sindrome del QT corto). [21]

3.1.2 Registrazione ECG

La registrazione dell'ECG viene effettuata mediante l'applicazione di 10 elettrodi sulla superficie corporea, 4 periferici (polso e caviglie) e 6 precordiali, così da registrare 12 derivazioni, attraverso le quali è possibile ottenere un'immagine tridimensionale dell'attività elettrica del cuore.

Le derivazioni possono essere divise in due gruppi: le sei derivazioni degli arti o periferiche e le sei derivazioni toraciche o precordiali. [21]

Le sei derivazioni periferiche misurano le differenze di potenziale attraverso elettrodi posti nelle estremità corporee. Possono essere ulteriormente divise in due gruppi: le tre derivazioni standard bipolari (I, II, III) e le tre derivazioni aumentate unipolari (aVR, aVL, aVF). Le sei derivazioni periferiche misurano l'attività elettrica del cuore sul piano frontale.

Le tre derivazioni bipolari (Figura 13A) misurano la differenza di potenziale tra due estremità: braccio sinistro e braccio destro (I), gamba sinistra e braccio destro (II), gamba sinistra e braccio sinistro (III). Possono essere rappresentate schematicamente da un triangolo, chiamato triangolo di Einthoven, che rappresenta l'orientamento spaziale delle tre derivazioni. Le derivazioni bipolari sono relazionate dalla seguente equazione:

$$I + II + III = 0$$

Le tre derivazioni aumentate unipolari (o derivazioni unipolari secondo Goldberger, Figura 13B) misurano la differenza di potenziale tra un elettrodo di riferimento e un elettrodo esplorante. L'elettrodo di riferimento è costituito da un terminale centrale connesso con due dei tre arti considerati da Einthoven, mentre l'elettrodo esplorante è posto sul terzo arto (aVR, elettrodo esplorante sul braccio destro, aVL, elettrodo esplorante sul braccio sinistro, aVF, elettrodo esplorante sulla gamba sinistra). Per misurare l'attività elettrica sul piano orizzontale e avere una maggiore precisione si utilizzano altri sei elettrodi (V1, V2, V3, V4, V5, V6, Figura 13C), chiamati precordiali, che sono posizionati vicino al cuore. Si usa in questo caso un elettrodo di riferimento, detto di Wilson, costituito da un terminale centrale connesso con i tre arti di Einthoven. L'elettrodo esplorante viene posto in punti convenzionali del torace. [21]

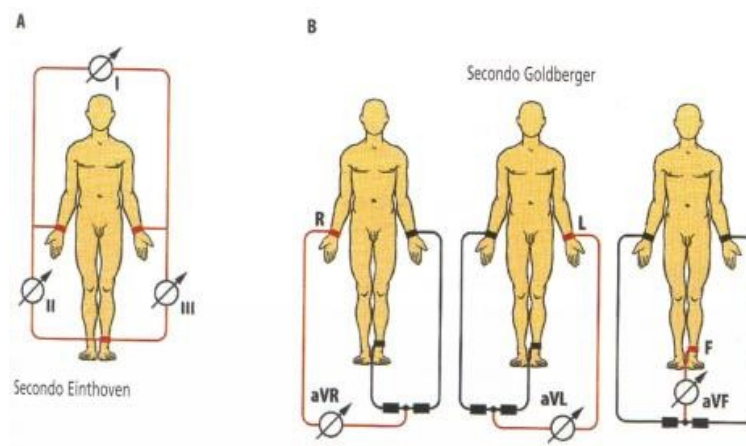


Figura 13: A) derivazioni secondo Einthoven; B) derivazioni secondo Goldberger

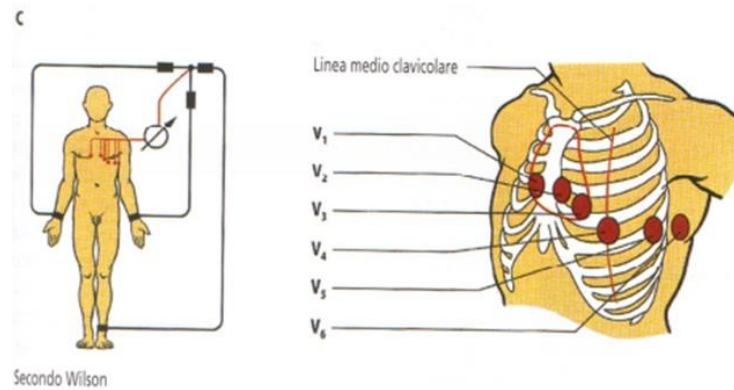


Figura 13: C) derivazioni secondo Wilson

3.1.3 Il tracciato ECG dell'atleta

L'ECG a riposo dell'atleta mostra frequentemente aspetti peculiari. Essi non sono specifici, nel senso che possono essere riscontrati anche in pazienti non allenati, ma specie quando presenti contemporaneamente conferiscono all'ECG un aspetto del tutto caratteristico. Le alterazioni possono essere distinte in due categorie: quelle sicuramente riconducibili agli adattamenti morfo-funzionali del cuore conseguenti all'allenamento (anomalie fisiologiche) e quelle nelle quali il rapporto con l'allenamento è difficilmente evidenziabile o manca del tutto. Queste ultime sono ovviamente quelle per le quali si impone più spesso un approfondimento diagnostico differenziale nei confronti di aspetti analoghi riscontrabili in situazioni patologiche.

La bradicardia sinusale è l'evenienza più frequente e meglio conosciuta nell'ECG dell'atleta. La sua presenza e il suo grado variano moltissimo nelle diverse casistiche di atleti. In una discreta percentuale di casi la bradicardia si associa ad una aritmia sinusale, cioè ad una variabilità, battito a battito, del ciclo sinusale. La bradicardia sinusale, che comporta una riduzione della FC, è attribuibile alla prevalenza del tono vagale indotta dall'allenamento e hanno praticamente sempre un significato fisiologico. Tale alterazione è rapidamente cancellata dall'esercizio fisico o da qualsiasi manovra, come l'assunzione della posizione eretta, che aumenti in modo rapido la FC. L'aumento del tono vagale spiega anche la maggior frequenza di disturbi della conduzione atrioventricolare negli atleti rispetto ai sedentari.

Il blocco atrioventricolare di I grado (caratterizzato da una durata dell'intervallo PR maggiore di 0,20 s) nella popolazione atletica può essere riscontrato con una frequenza del 7%. Anche in questo caso l'anomalia viene rapidamente cancellata dall'esercizio fisico e ha significato fisiologico.

Il blocco atrioventricolare di II grado è decisamente più raro nella popolazione atletica ma, ancora una volta, è più frequente rispetto alla popolazione non allenata, confermando anche in questo caso un rapporto diretto con l'allenamento. Il riscontro di tale anomali però richiede un approfondimento diagnostico maggiore.

Nel tracciato elettrocardiografico dell'atleta possono essere riscontrati con relativa facilità alti voltaggi del complesso QRS e dell'onda T. Essi, generalmente, sono ritenuti espressione dell'ingrandimento volumetrico e dell'aumento delle pareti cardiache ma tali aspetti non possono essere considerati del tutto specifici poiché numerosi altri fattori contribuiscono alla genesi di tali modificazioni elettrocardiografiche.

Un altro aspetto peculiare dell'ECG dell'atleta riguarda le alterazioni della ripolarizzazione ventricolare, riscontrabili con relativa frequenza. L'anomalia più comune è rappresentata dal sopra-slivellamento del tratto ST (sindrome di ripolarizzazione precoce). Essa è caratterizzata da un slivellamento concavo in alto del tratto ST ed è in maggioranza associato ad onde T di alto voltaggio. Tale aspetto viene riscontrato nel 10% della popolazione atletica. Tale anomali scompare praticamente sempre durante l'esercizio fisico. Il sotto-slivellamento del tratto ST è molto meno frequente ed è associato ad alterazioni smarcate dell'onda T, più spesso in presenza di una marcata ipertrofia delle pareti cardiache. L'anomalia può, in corso di esercizio fisico, accentarsi imponendo ulteriori approfondimenti diagnostici.

Tra gli aspetti più diffusamente studiati dell'ECG dell'atleta sono le anomalie dell'onda T. Per lungo tempo tali anomalie sono state considerate un fenomeno strettamente collegato all'allenamento. Con l'avvento delle moderne metodiche di studio del cuore è stato possibile definire con maggiore chiarezza la genesi di tali anomalie. Studi effettuati su gruppi sufficientemente numerosi di atleti hanno dimostrato che oltre il 50-60% degli atleti con onde T anormali mostra cuori apparentemente sani. In una discreta percentuale di questi atleti è presente un significativo ingrandimento delle camere cardiache e/o un aumento di spessore delle pareti e del setto interventricolare e le alterazioni dell'onda T si associano a modificazioni significative del complesso QRS, aumento di voltaggio e di durata. Tutto ciò indica che, almeno in questi casi, le alterazioni sono di tipo secondario, cioè conseguenti a ritardi dell'attivazione ventricolare collegati all'ipertrofia cardiaca e quindi ai processi di adattamento del cuore all'allenamento. Tuttavia, studi recenti hanno dimostrato che in una percentuale non trascurabile di atleti le anomalie dell'onda T possono essere associate ad

anomalie di significato non strettamente fisiologico o patologiche. Di conseguenza il riscontro di anomalie dell'onda T, specie nelle forme più marcate, impone sempre un approfondimento diagnostico.

È stato infine osservato che la durata della sistole elettrica ventricolare (intervallo QT) è significativamente maggiore negli atleti rispetto ai sedentari. [13]

3.2 La variabilità della frequenza cardiaca (Heart Rate Variability)

La variabilità del ritmo cardiaco (dall'inglese Heart Rate Variability, HRV) è il tempo che passa fra un battito cardiaco e l'altro, che non è costante, ma cambia continuamente. L'HRV ci permette di studiare indirettamente il controllo del sistema nervoso centrale sul cuore che permette al sistema cardiocircolatorio di godere di proprietà omeostatiche, capacità di mantenere un equilibrio, e di proprietà eterostatiche, capacità di adattarsi a perturbazioni dell'equilibrio.

Il sistema nervoso autonomo simpatico e parasimpatico lavora in sinergia con lo scopo di far adattare in minor tempo possibile l'organismo. In particolar modo il sistema nervoso simpatico consente all'organismo di rispondere ad una situazione di allarme, lotta o stress, viceversa il sistema nervoso parasimpatico. Il nostro corpo, in ogni momento, si trova in una situazione determinata dall'equilibrio o dalla predominanza di uno di questi due sistemi nervosi.

L'HRV può essere valutata in diversi modi, ma le tecniche convenzionali sono: l'analisi nel dominio del tempo (metodo statistico e metodo geometrico) e l'analisi nel dominio della frequenza. Recentemente sono stati introdotti metodi non lineari per valutare la dinamica della frequenza cardiaca i quali possono essere dei modi alternativi per studiare le anomalie in un tracciato ECG e identificare i pazienti a rischio. [22]

3.2.1 La genesi del Tacogramma

Il modo più comune per osservare la variabilità della frequenza cardiaca è il tacogramma, che riporta sull'asse delle ordinate la distanza temporale tra picchi R adiacenti (RR), cioè l'informazione utile, mentre sull'asse delle ascisse il tempo. Il tacogramma viene ricavato dal tracciato ECG, grazie a degli algoritmi software di riconoscimento dei picchi R del complesso QRS. Inoltre, rappresenta anche il metodo

di ottenimento del tacogramma più accurato e usato in ambito clinico. Pertanto, tra le caratteristiche forme d'onda dell'ECG che costituiscono ogni ciclo cardiaco, l'onda R (e più precisamente il suo picco) è generalmente utilizzata per l'estrazione degli intervalli battito-battito. [23]

3.2.2 Studio della variabilità del ritmo cardiaco

I metodi per studiare la variabilità del ritmo cardiaco sono classificati in:

- Analisi nel dominio del tempo
- Analisi nel dominio della frequenza
- Metodi non lineari

3.2.2.1 Analisi nel dominio del tempo

Nell'analisi del dominio del tempo, la serie degli intervalli RR estratti dall'ECG costituisce il tacogramma (Figura 14). Da un'analisi statistica del tacogramma è possibile ottenere la deviazione standard della sequenza RR, indicata con SDNN. Tale indice rappresenta la quantità media di variabilità in una sequenza, è molto semplice da ottenere ed è il primo indice predittivo di importanti stati patologici come nel caso dell'infarto, sempre preceduto da una brusca riduzione della SDNN.

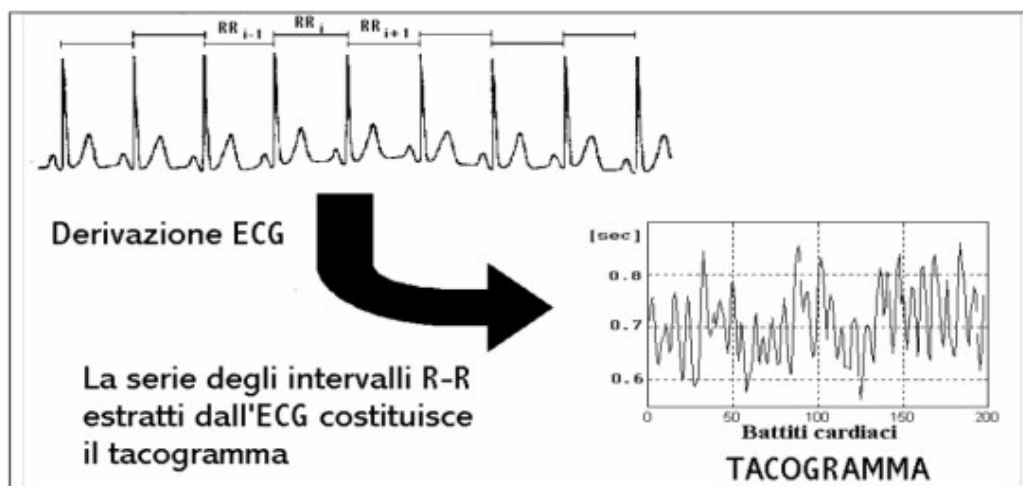


Figura 14: segnale ECG e relativo tacogramma

3.2.2.2 Analisi nel dominio della frequenza

L'approccio nel dominio della frequenza si basa sull'identificazione e quantificazione (in termini di frequenza e potenza) dei principali ritmi oscillatori di origine fisiologica di cui si compone una sequenza di intervalli RR. L'analisi spettrale implica la decomposizione delle sequenze degli intervalli RR in una somma di funzioni

sinusoidali di diverse ampiezze e frequenze attraverso l'algoritmo della trasformata di Fourier. I risultati possono essere visualizzati come ampiezza della variabilità in funzione della frequenza attraverso lo spettro di potenza (Figura 15), indicativo della potenza delle frequenze comprese fra 0.01 e 0.4 Hz. [24]

Nel grafico dello spettro di potenza si identificano 3 regioni:

1. VLF (Very Low Frequency): frequenze comprese fra 0.01 e 0.04 Hz. Sono correlate ai fenomeni di natura non lineare e associabili alla teoria del caos;
2. LF (Low Frequency): frequenze comprese fra 0.04 e 0.15 Hz. Sono associate all'attività del sistema simpatico;
3. HF (High Frequency): frequenze comprese fra 0.15 e 0.4 Hz. Sono associate all'attività del sistema parasimpatico e al picco respiratorio.

Il rapporto tra basse ed alte frequenze (LF/HF) è un parametro di fondamentale importanza perché permette di quantificare l'equilibrio tra i due sistemi simpatico e parasimpatico: un valore alto indica la predominanza del sistema simpatico, mentre un rapporto < 1 corrisponde ad una prevalenza dell'attività vagale (parasimpatico). In condizioni di equilibrio il rapporto è circa 1. [22]

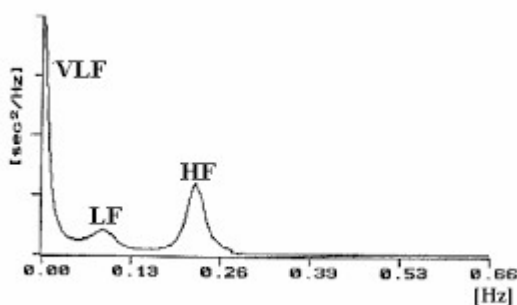


Figura 15: spettro di potenza

3.2.2.3 Metodi non lineari

I metodi non lineari, invece, si basano sulla teoria del caos. Tra questi troviamo il diagramma di Poincaré.

Il diagramma di Poincaré è una rappresentazione grafica della correlazione tra intervalli RR successivi. Consiste nel rappresentare su un grafico ogni intervallo RR in funzione di quello precedente, così che ogni punto corrisponda ad una coppia di intervalli RR consecutivi (Figura 17); si ottiene in questo modo una nuvola di punti, disposti attorno alla linea di identità, che per un soggetto sano assume una forma

ellittica o a cometa (Figura 18). Il diagramma di Poincaré mette quindi in evidenza, in maniera grafica, la correlazione esistente tra due RR consecutivi.

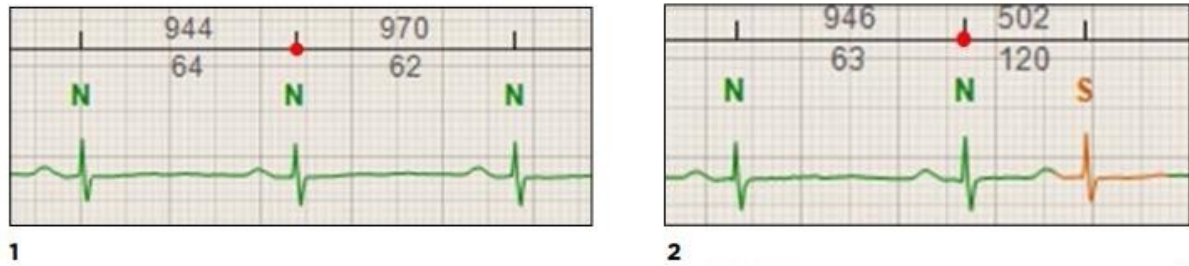


Figura 16: esempio di due finestre di un tracciato elettrocardiografico. Nella finestra numero 1 sono rappresentati due intervalli RR: il primo di 944 ms mentre il secondo di 970 ms. Nella seconda finestra sono rappresentati altri due intervalli RR: uno di 946 ms e l'altro di soli 502 ms a causa di battito prematuro sopraventricolare. [25]

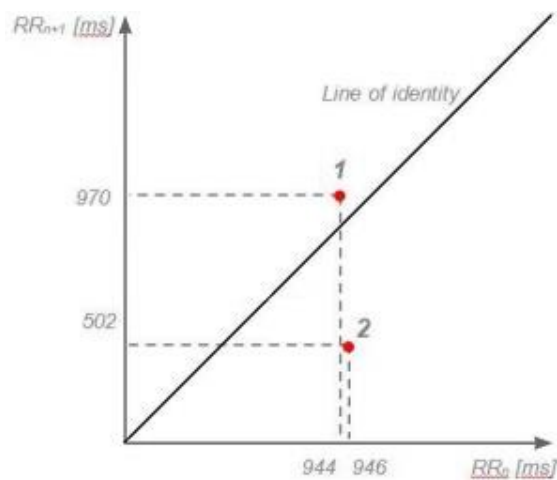


Figura 17: facendo riferimento alla Figura 16, la coppia degli intervalli RR relativi alla finestra numero 1 sono rappresentati dal punto 1 in questo grafico, mentre gli intervalli RR relativi alla finestra numero 2 sono rappresentati dal punto 2. [25]

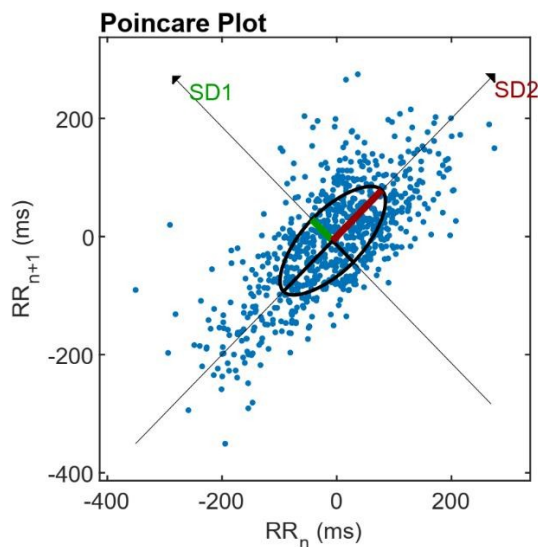


Figura 18: Diagramma di Poincaré ottenuto andando a considerare l'intero tracciato elettrocardiografico.

La nuvola di punti ottenuta viene caratterizzata da due parametri: SD1 e SD2, che si ritengono essere indicativi rispettivamente della variabilità cardiaca a breve e lungo termine. I punti posizionati al di sopra della linea di identità indicano, infatti, intervalli RR che risultano essere più lunghi rispetto al precedente, mentre i punti al di sotto di tale linea rappresentano gli intervalli RR minori rispetto al precedente. Di conseguenza la dispersione dei punti in direzione perpendicolare rispetto alla linea di identità (larghezza della nuvola) è relativa alla variabilità a breve termine ed è calcolata mediante il parametro SD1. La lunghezza della nuvola lungo la linea di identità è indicativa, invece, della variabilità cardiaca a lungo termine ed è calcolata mediante il parametro SD2.

In generale, una maggiore dispersione dei punti è associata ad un corretto equilibrio del sistema nervoso autonomo, mentre una minore dispersione è associata ad uno squilibrio con predominanza dell'attività simpatica. [24]

Tipicamente il diagramma di Poincaré di una persona sana ricorda una cometa stretta nella parte inferiore e che si allarga gradualmente verso l'alto lungo la linea d'identità. La nuvola di punti, unica nel caso standard, ha una lunghezza molto maggiore rispetto alla larghezza e vi sono solo pochi punti separati da questa.

Quando si valuta un diagramma di Poincaré la prima cosa da considerare è la lunghezza e la larghezza della nuvola di punti (Figura 19). La lunghezza riflette il contributo alla variabilità totale dei fattori che non riguardano la respirazione. Maggiore è la lunghezza minore è il contributo della respirazione. La larghezza, invece, mostra come l'aritmia sinusale respiratoria contribuisce alla variabilità totale. Maggiore è la larghezza maggiore è l'effetto dell'aritmia respiratoria. [25]

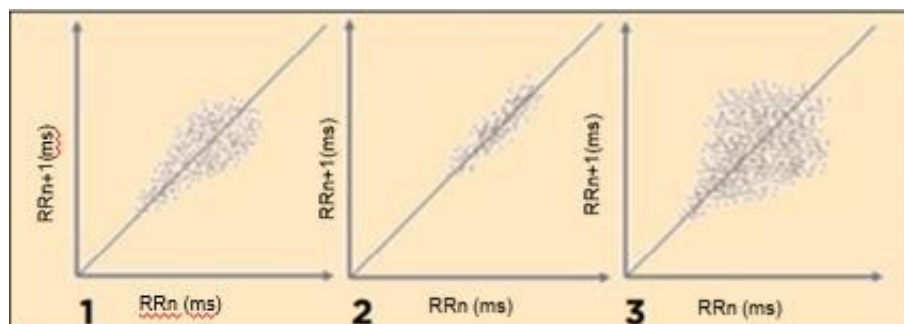


Figura 19: il diagramma 1 rappresenta il caso normale, il diagramma 2 ha una forma stretta, prevalgono le componenti non respiratorie che regolano la frequenza cardiaca (prevale il sistema nervoso simpatico), il diagramma 3 ha una forma ampia, dominano le componenti respiratorie che regolano della frequenza cardiaca (prevale il sistema parasimpatico).

La seconda caratteristica importante da tenere in considerazione è la posizione della nuvola di punti (Figura 20). Essa indica quale sistema nervoso ha più influenza sulla frequenza cardiaca del paziente. Se la nuvola di punti si trova nella parte inferiore del grafico prevale il sistema nervoso autonomo simpatico. Tipicamente, in questo caso, la nuvola di punti risulta essere ristretta perché, con intervalli RR brevi e quindi una frequenza cardiaca maggiore (tachicardia), l'HRV diminuisce. Nel caso opposto, in cui è maggiore l'influenza del sistema nervoso autonomo parasimpatico, la nuvola di punti sarà localizzata nell'angolo in alto a destra del grafico e risulterà essere piuttosto larga riflettendo il fatto che l'HRV aumenta se la frequenza cardiaca diminuisce (bradicardia), quindi per intervalli RR maggiori. [25]

Se non c'è un'unica nuvola di punti (Figura 21) ci si può aspettare l'insorgenza di un'aritmia. Tipicamente queste nuvole secondarie, o singoli punti, rappresentano battiti sopra ventricolari, battiti ventricolari prematuri o pause.

Un'elevata quantità di punti che non tendono a creare una nuvola e piuttosto sembrano essere distribuiti casualmente nel grafico (Figura 22) può spesso essere dovuto ad artefatti tecnici, ma a volte sono una prova di fibrillazione atriale.

La simmetria lungo la linea d'identità è l'ultimo fattore che dovrebbe essere considerato in fase di analisi di un grafico di Poincaré. Quando la nuvola principale di punti è asimmetrica (Figura 23) potrebbero insorgere disturbi del ritmo sinusale.

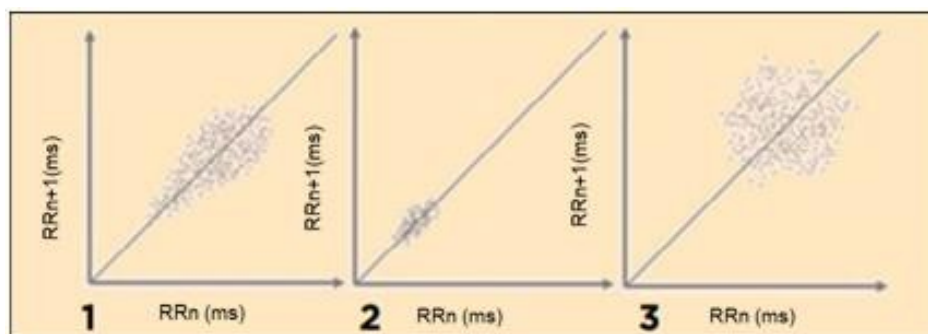


Figura 20: il diagramma 1 rappresenta una situazione di normalità, nel diagramma 2 la nuvola di punti è posizionata nella parte inferiore del grafico, quindi prevale il sistema nervoso simpatico, nel diagramma 3 la nuvola di punti è posizionata nell'angolo in alto a destra prevale dunque il sistema nervoso parasimpatico.

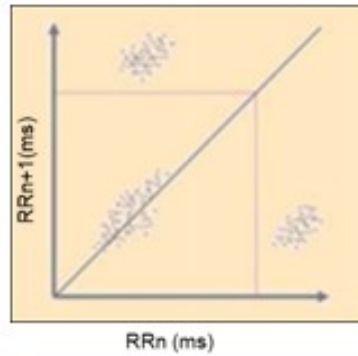


Figura 21: il diagramma è caratterizzato da più nuvole di punti, in questo caso ci si può aspettare l'insorgenza di un'aritmia.

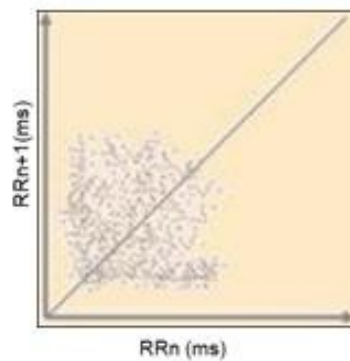


Figura 22: il diagramma rappresenta il caso di una fibrillazione atriale dove i punti sono distribuiti in maniera casuale.

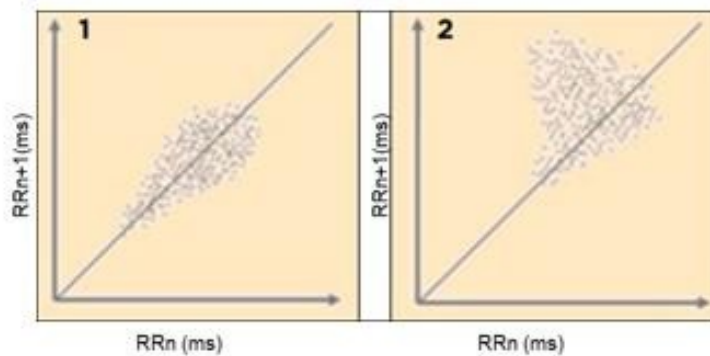


Figura 23: il diagramma 1 rappresenta una distribuzione simmetrica, mentre il diagramma 2 rappresenta una distribuzione asimmetrica.

3.2.2.4 Strumenti di misurazione

In ambito cardiologico, il segnale viene misurato attraverso un comune apparecchio elettrocardiografico, con normali elettrodi di superficie che si applicano a livello del cuore. In ambito diverso dalla cardiologia, la HRV può essere più agevolmente misurata mediante un sensore fotoplethimografico applicato generalmente ad un dito.

[25]

CAPITOLO 4

SENSORE BIOHARNESS 3.0

4.1 Informazioni generali

La misurazione di parametri vitali è sempre un fattore determinante per interpretare correttamente lo stato di salute dell'utente. La misura è ancora più efficace se effettuata durante la quotidianità non solo dentro le mura domestiche ma anche all'aperto, mentre si lavora, si passeggia o si fa dello sport. Ovviamente perché ciò sia efficiente occorre avere uno strumento poco invasivo, indossabile e funzionale.

Lo Zephyr Bioharness 3.0 (BH3) è un dispositivo wireless indossabile costituito da una fascia toracica (Figura 24), contenente elettrodi conduttivi, e da un modulo elettrico, il Bioharness Device (Figura 25), di ridottissime dimensioni e peso. [26] Il dispositivo, non invasivo, è in grado di registrare in tempo reale e a lunga distanza vari parametri fisiologici tra cui:

- ECG (250 Hz): tracciato ad una derivazione misurato attraverso elettrodi integrati sulla cintura;
- Frequenza cardiaca (240 bpm \pm 1 bpm): i dati sono campionati ad 1 Hz e in un intervallo tra i 40 e 240Hz;
- Frequenza respiratoria (0 – 120 bpm \pm 1 bpm): misurata attraverso un sensore pressorio che rileva l'espansione della gabbia toracica durante la respirazione, i dati sono campionati a 25 Hz in un range di misurazione da 0 e 120 bpm;
- Accelerazione (accelerometro su 3 assi a 100 Hz, misura fino a +/-16 g)

Il dispositivo inoltre permette di valutare ulteriori parametri, definiti derivati o combinati, andando ad analizzare quelli sopra elencati. Alcuni di questi parametri sono:

- Postura: cioè la posizione del corpo rispetto alla verticale (+/-180°)
- Temperatura (10 – 60°C \pm 2°C): la misurazione della temperatura corporea è basata sulla variazione della frequenza cardiaca;
- Attività (fermo, in movimento, corsa): è derivata dall'accelerometro;
- Variabilità del ritmo cardiaco: valore molto importante per valutare alcune patologie cardiache;

Il Device è in grado di memorizzare e trasmettere i dati a strumenti appositi per l'analisi del tracciato elettrocardiografico tramite Bluetooth o USB. Con BH3 le misurazioni possono essere acquisite sia a riposo sia durante attività fisica ad elevata intensità. I dati raccolti saranno in entrambi i casi affidabili, solo la frequenza respiratoria acquisita durante l'esercizio fisico intenso perde la sua accuratezza in questo caso si farà riferimento solo ai valori raccolti durante l'attività sedentaria.

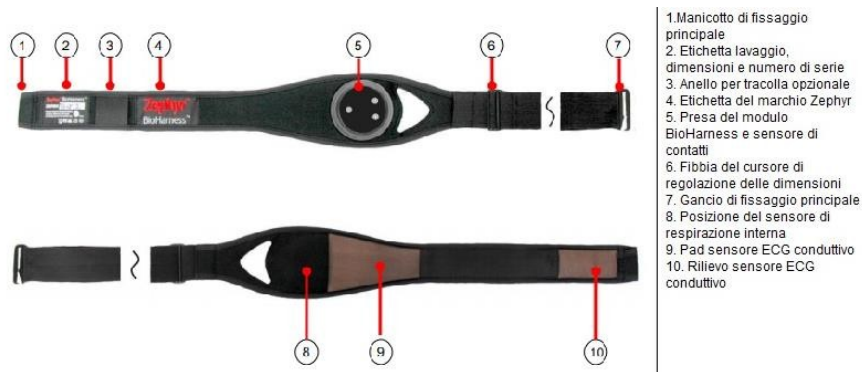


Figura 24: descrizione degli elementi della fascia toracica [27]

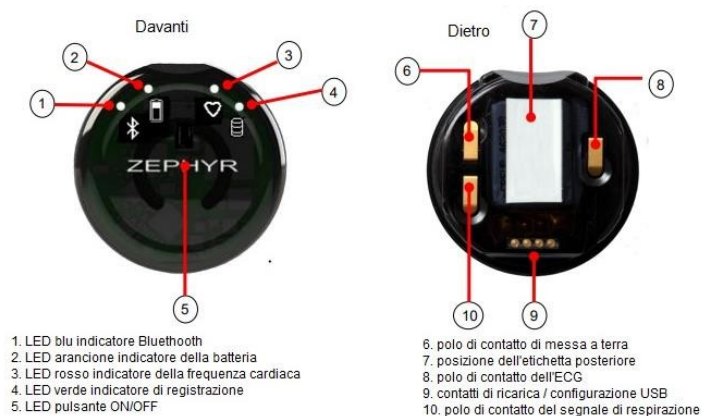


Figura 25: descrizione degli elementi del modulo elettronico [27]

4.2 Utilità software

Il prodotto BioHarness Bluetooth viene normalmente fornito come kit per sviluppatori software (SDK) all'interno del quale sono presenti numerose utilità software. Le utilità fornite da Zephyr come parte del kit sono destinate all'uso da parte di sviluppatori per confermare le prestazioni del dispositivo, non sono intese come utilità per l'utente finale.

L'utente finale può accedere a diverse applicazioni che gli permettono di valutare e confrontare i parametri misurati. Tra queste abbiamo l'applicazione di test Bluetooth, il Zephyr Config Tool e il BioHarness Log Downloader.

L'applicazione di test Bluetooth (Figura 26) mostra un riassunto di tutti i parametri fisiologici tra cui anche lo stato generale del soggetto e il livello di carica del dispositivo. Permette di stabilire una connessione Bluetooth con quest'ultimo.

La seconda applicazione, lo Zephyr Config Tool (Figura 27), legge tutte le proprietà software e hardware del dispositivo, visualizza e configura i parametri di connessione Bluetooth, visualizza e configura la modalità di trasmissione e/o registrazione dei dati ed infine imposta la data e l'ora dell'orologio interno del dispositivo.

Come ultima applicazione disponibile per l'utente troviamo il BioHarness Log Downloader. Questa applicazione può essere utilizzata per importare i dati che sono stati registrati nella memoria interna del modulo BioHarness. Questa applicazione genera file .csv esterni, e/o file di dati .hed / .dat, che possono essere interpretati usando terzi software di analisi. [27]



Figura 26: applicazione test Bluetooth, mostra un riassunto di tutti i parametri fisiologici

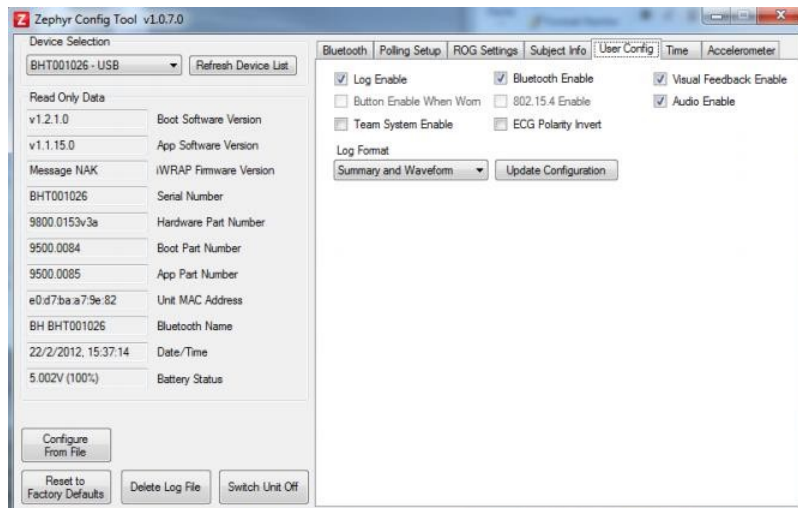


Figura 27: Zephyr Config Tool

Il dispositivo può essere utilizzato in due modalità in base allo specifico bisogno (in modalità di registrazione, durante l'attività, o in modalità di ricarica e configurazione, prima o dopo essere stato utilizzato).

4.3 Modalità di monitoraggio

Nella modalità di monitoraggio (Figura 28a) il modulo elettrico è inserito nella fascia toracica e i dati possono essere inviati simultaneamente tramite Bluetooth e frequenze 802.15.4 ad un dispositivo di ricezione appropriato con un'interfaccia grafica. In questo caso il dispositivo non deve essere collegato a nessun componente esterno ad eccezione della fascia toracica, la quale per garantire una performance ottimale deve essere posizionata in maniera corretta con un livello di tensione appropriato attorno al torace del soggetto.

Il modulo elettrico è alimentato da una batteria interna con durata di 35 h in modalità di registrazione e di 28 h in trasmissione continua. Si accende premendo il pulsante posto nella parte anteriore del dispositivo fino a quando tutti e 4 i LED lampeggiano (Figura 28b). È bene accendere il dispositivo solo una volta posizionato nella fascia toracica in modo da non avere rumori interferenti nei dati registrati. Per spegnere il sensore basterà premere nuovamente il pulsante fino a che tutti i LED non si sono spenti.

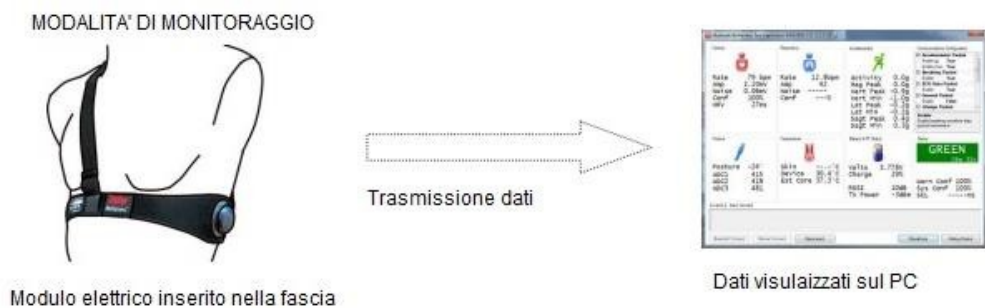
I LED di colore diverso sulla superficie ci permettono di conoscere con estrema facilità lo stato del dispositivo durante l'utilizzo (Figura 28b). [27] Il LED blu indica la

connessione Bluetooth attiva o in fase di connessione, quando lampeggia il sistema sta comunicando correttamente, quando è fisso il sistema ha rilevato un errore durante la connessione ed infine quando è sempre spento il Bluetooth non è attivo. Il LED arancione indica il livello della batteria, nel caso in cui è superiore al 30% la luce è accesa, se la carica diventa inferiore inizia a lampeggiare fino a spegnersi quando il livello è inferiore al 10%. Il LED rosso indica lo stato della rilevazione cardiaca, quando lampeggia il dispositivo sta acquisendo e trasmettendo correttamente il dato, invece quando è fisso il device non è correttamente indossato o non sta trasmettendo correttamente. Il LED verde e l'indicatore del Logging dei file, quando lampeggia il BH3 sta creando i file loggati correttamente, quando invece è fisso il log dei file ha un errore è fondamentale controllare che la memoria del dispositivo non sia esaurita. [28]

Quando il dispositivo è attivo e indossato dal soggetto il tempo necessario affinché i dati in uscita siano stabili varia in base al parametro che si vuole misurare (Tabella 4).

Parametro	Tempo di uscita dei dati stabili
Frequenza cardiaca	15s
Frequenza respiratoria	45s
Temperatura	Immediato
Attività	5s
Postura	5s
Indicazione dello stato del soggetto (rosso/arancione/verde)	45s

Tabella 4: tempo di uscita di dati stabili



a)



Figura 28: a) trasmissione dei dati in modalità di monitoraggio; b) comportamento dei LED per definire lo stato del sistema durante il monitoraggio

4.4 Modalità di ricarica e configurazione

Nella modalità di ricarica e configurazione (Figura 29a) il modulo elettrico è inserito in una cella di ricarica attraverso la quale riceve un ingresso USB dal PC. In questa modalità non può essere montato sulla fascia toracica indossata dal soggetto. Durante la carica si accenderà ad intermittenza il LED arancione che resterà illuminato una volta che la carica è stata completata (tempo di carica: 80% 1 ora, 100% 3 ore). L'unico LED che in questa modalità resterà sempre spento è quello rosso (Figura 29b). [27]

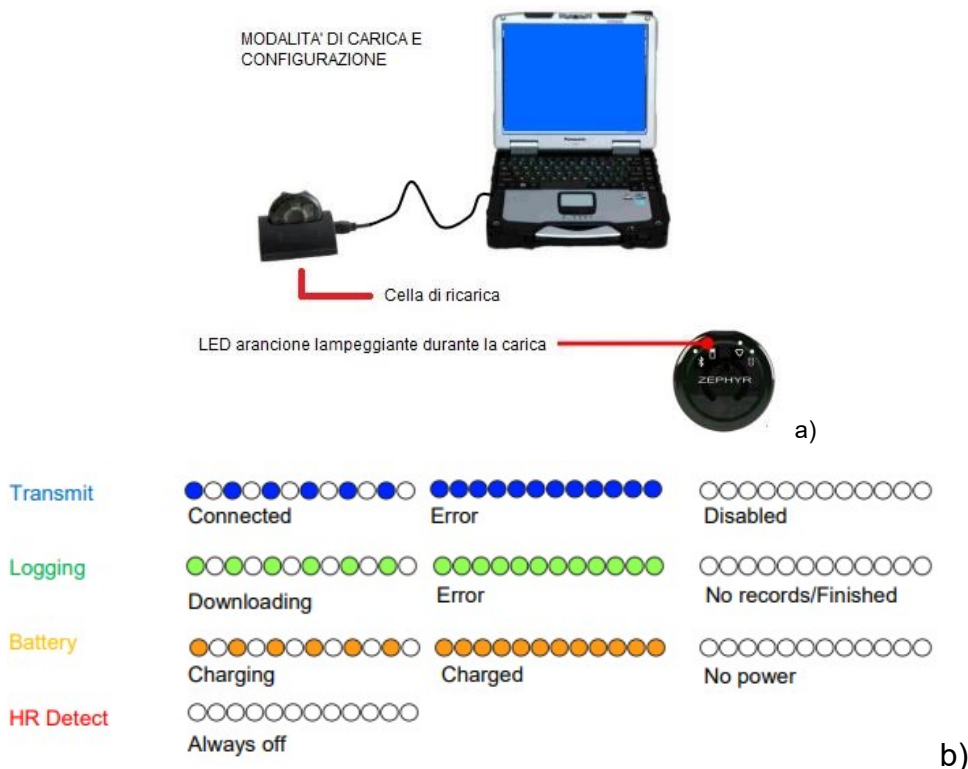


Figura 29: a) modalità di ricarica e configurazione; b) comportamento dei LED per definire lo stato del sistema durante la carica o la configurazione

4.4.1 Configurazione del dispositivo

Il sensore prima di essere utilizzato deve essere configurato in uno dei tre possibili modi:

1. Trasmissione tramite Bluetooth o frequenze 802.15.4;
2. Registrazione dei dati in una memoria interna, in questo caso non si ha trasmissione;
3. Trasmissione e registrazione simultanea dei dati;

Per iniziare la configurazione si collega il dispositivo al PC, si apre lo Zephyr Config Too e si seleziona il dispositivo che si desidera. Una volta scelto il dispositivo da configurare si seleziona la modalità di utilizzo necessaria al nostro scopo.

Attraverso questa applicazione possono essere impostate ulteriori preferenze. Si può, per esempio, abilitare o disabilitare ogni messaggio in uscita dal dispositivo, inoltre è possibile scegliere la modalità di registrazione tra:

- Dati generali (impostazione predefinita)
- Generale + ECG
- Generale + Accelerometro
- Dati di riepilogo
- Riepilogo + Forma d'onda

Quando la memoria del dispositivo è piena, i registri più vecchi vengono sovrascritti automaticamente. In alternativa, è possibile eliminare tutti i registri utilizzando lo strumento di configurazione di Zephyr.[27]

4.5 Soglie per la valutazione dello stato fisico del soggetto

I parametri fisiologici del soggetto devono essere attentamente monitorati e confermati cercando, se esiste, un'indicazione di stress, affaticamento o trauma.

Il Bioharness 3.0 fornisce in uscita un'indicazione sullo stato del soggetto ottenuta analizzando i valori in ingresso che sono determinati per essere alti o bassi in base alle soglie configurate (Figura 30).

Le soglie per la valutazione dello stato fisico del soggetto possono essere configurate e memorizzate all'interno del dispositivo, in modo che possa trasmettere un'indicazione dello stato del soggetto seguendo la logica che vedremo in seguito.

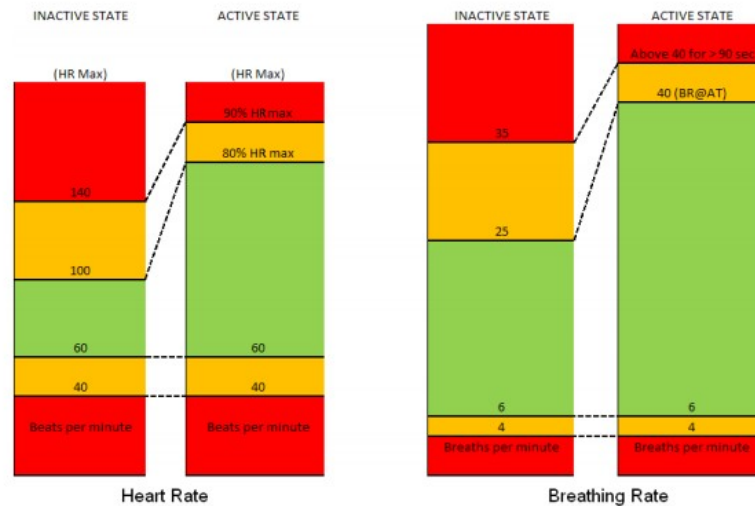


Figura 30: soglie configurate

Nelle zone verdi i parametri fisiologici del soggetto rientrano nelle soglie configurate, nelle zone arancioni uno o più parametri del soggetto hanno attraversato i valori di soglia configurati (i dati del soggetto dovrebbero essere monitorati più da vicino). Nelle zone rosse uno o più parametri del soggetto hanno superato i valori di soglia per un periodo prolungato.

Lo stato del soggetto viene determinato analizzando i valori di frequenza cardiaca, frequenza respiratoria e livello di attività, calcolati su a media mobile a 5 secondi.

Se dei parametri fisiologici del soggetto si spostano dalla zona normale (verde) ai valori “Basso” o “Alto” (arancione o rosso), lo stato del soggetto passa da “Normale” ad “Avviso”, secondo la tabella logica a seguire (Tabella 5).

I valori numerici predefiniti per le soglie vengono impostati automaticamente e non è necessario modificarli per una normale operazione. [27]

Frequenza cardiaca	Frequenza respiratoria	Attività	Stato
Normale	Normale	Normale	No avviso
Basso			Avviso
	Basso		Avviso
Alto		No alto	Avviso
	Alto	No alto	Avviso

Tabella 5: ogni riga nella tabella rappresenta una permutazione dei parametri che generano uno stato di allerta.

Di conseguenza viene applicata la seguente logica (Figura 31):

- Stato verde + avviso per 5 secondi = Stato arancione
- Stato arancione + avviso per 55 secondi = Stato rosso
- Stato rosso + nessun avviso per 5 secondi = Stato arancione
- Stato arancione + nessun avviso per 5 secondi = Stato verde

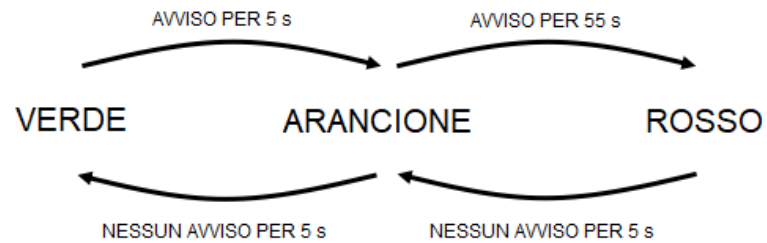


Figura 31: logica seguita nel caso in cui alcuni parametri variano e passano "normale" a "basso" o "alto"

CAPITOLO 5

RITMO CARDIACO NELLO SPORT

5.1 Dati

I dati utilizzati sono stati collezionati nel database Sport Database del Cardiovascular Bioengineering Lab dell'Università Politecnica delle Marche. [29] Il database include 126 set di dati relativi all'attività cardiorespiratoria acquisiti attraverso un sensore indossabile da 81 soggetti mentre praticavano 10 diversi sport (tessuti =AER, basket =BAS, CrossFit =CRO, fitness =FIT, jogging =JOG, corsa a media distanza =MID, corsa =RUN, calcio =SOC, tennis =TEN e Zumba =ZUM).

I dati sono organizzati in una struttura ad albero. La directory principale (SportDB) include una cartella per ogni sport. Tale cartella contiene una sottocartella per ogni soggetto che esegue quel determinato sport (S_n , con $n=1,2,\dots$). Eventualmente, questa sottocartella può contenere un'ulteriore sottocartella per ogni acquisizione eseguita per quel soggetto (CRD_m , con $m=1,2,\dots$). Ogni CRD_m include un file di dati demografici (Dem.txt), una struttura Matlab di dati cardiorespiratori (Data.mat) e un file di note di allenamento (TrNote.txt) che contiene informazioni sulla durata delle fasi dell'allenamento durante l'acquisizione e i dettagli del protocollo di acquisizione relativo allo sport che si sta considerando (le fasi di acquisizione annotate come "nessuna" indicano fasi di allenamento non praticate dal soggetto).

I dati demografici (Figura 32) sono: genere (maschio: 0; femmina: 1), età (anni), peso (kg), altezza (cm), abitudine al fumo (no: 0; sì: 1), consumo di alcol (no: 0; a volte: 1) e numero di allenamenti settimanali (da 1 a 7). I dati mancanti sono indicati con "NA". I segnali cardiorespiratori sono strutturati in 4 campi: Data.ECG, contenente l'elettrocardiogramma grezzo (ECG), Data.HR, contenente la frequenza cardiaca grezza (HR), Data.RR, contenente la serie degli intervalli RR e Data.BR, contenente la frequenza respiratoria grezza (BR).

I segnali cardiorespiratori sono stati acquisiti attraverso la fascia toracica BioHarness 3.0 di Zephyr.

	Number of Subjects	Number of CRD	Gender M/F	Age (years)	Weight (kg)	Height (cm)	Smoking NO/YES	Alcohol consumption NO/SOMETIMES	Weekly training rate
AER	3	3	0/3 (0)	25 ± 3 (0)	53 ± 4 (0)	159 ± 1 (0)	-/- (3)	-/- (3)	- ± - (3)
BAS	9	9	9/0 (0)	22 ± 4 (0)	74 ± 9 (0)	180 ± 5 (0)	1/8 (0)	0/9 (0)	4 ± 0 (0)
CRO	19	28	13/6 (0)	31 ± 7 (0)	71 ± 12 (0)	176 ± 7 (0)	9/10 (0)	4/15 (0)	4 ± 1 (0)
FIT	8	8	5/3 (0)	25 ± 5 (0)	71 ± 14 (0)	173 ± 7 (0)	4/4 (0)	4/4 (0)	4 ± 1 (0)
JOG	5	19	3/2 (0)	30 ± 14 (0)	63 ± 14 (3)	173 ± 8 (3)	3/- (2)	-/1 (4)	- ± - (5)
MID	10	10	10/0 (0)	37 ± 16 (0)	70 ± 8 (0)	177 ± 3 (0)	9/1 (0)	2/8 (0)	4 ± 1 (0)
RUN	10	10	9/1 (0)	22 ± 3 (0)	70 ± 6 (0)	179 ± 7 (0)	5/5 (0)	1/9 (0)	3 ± 1 (0)
SOC	2	14	2/0 (0)	24 ± 1 (0)	67 ± 2 (0)	176 ± 1 (0)	-/- (2)	-/- (2)	- ± - (2)
TEN	9	19	1/8 (0)	27 ± 11 (0)	60 ± 7 (1)	170 ± 6 (1)	8/1 (0)	0/9 (0)	3 ± 1 (1)
ZUM	6	6	1/5 (0)	35 ± 9 (1)	66 ± 17 (4)	174 ± 14 (4)	-/- (6)	-/- (6)	- ± - (6)
Overall	81	126	53/28 (0)	30 ± 13 (1)	71 ± 21 (8)	170 ± 30 (8)	39/29 (13)	11/55 (15)	4 ± 1 (17)

Figura 32: dati demografici

Per questo studio i dati analizzati sono relativi alla corsa. I soggetti sottoposti a tale analisi sono 10 e per questo sport il protocollo prende il nome di “Around Ancona”. Tale protocollo include un percorso chiuso di 6.1 Km attorno alla città di Ancona. Il punto di partenza e di arrivo del percorso si trova presso il Monumento dei Caduti. Il protocollo comprende quattro fasi con diverse pendenze: una fase piatta iniziale, una fase in salita, una fase in discesa e una fase piatta finale. La fase piatta iniziale (Figura 33-linea blu) è lunga 1,3 km con una pendenza dello 0%, la fase in salita (Figura 33-linea rossa) è lunga 1,2 km con una pendenza del + 6,8%, la fase in discesa (Figura 33-linea viola) è lunga 1 km con una pendenza del -7,2%, la fase finale piatta (Figura 33-linea verde) è lunga 2,6 km con una pendenza dello 0%.



Figura 33: Protocollo Around Ancona

5.2 Pre-processamento ed estrazione del tacogramma

Il segnale ECG, registrato attraverso il sensore indossabile BioHarness 3.0, è stato filtrato con un filtro Butterworth del terzo ordine con frequenze di taglio a 0,5 Hz e 35 Hz e ricampionato a 200 Hz al fine di ottenere un segnale più pulito da poter utilizzare per l'estrazione del tacogramma.

Per individuare i picchi R è stato utilizzato l'algoritmo di "Pan-Tompkin". [30]

Considerando il ritardo introdotto dall'algoritmo, è stato fondamentale aggiustare il massimo dei picchi R. In questo caso la correzione dei massimi è stata fatta in due modi: modificando la posizione dei picchi R e utilizzando un algoritmo di correzione sviluppato nel laboratorio di Bioingegneria dell'Università Politecnica delle Marche. Nel primo caso è stata considerata una finestra di 0.15 s intorno ad ogni picco R e il picco R è stato posizionato nel massimo.

Una volta individuati i picchi R è stato calcolato il vettore RR. Tale procedimento è stato iterato per ogni soggetto sottoposto all'analisi e nel caso in cui fossero stati rilevati dei valori fisiologicamente non accettabili, tali valori sono stati eliminati.

5.3 Diagramma di Poincaré

Per valutare gli indici SD1 (ms), SD2 (ms) relativi al diagramma di Poincaré e i loro rapporti SD1/SD2 (SD12) e SD21 (SD2/SD1), sono state utilizzate due implementazioni, la funzione PoincareMetrics (disponibile in Physionet) e l'algoritmo implementato dal software Kubios. In entrambi i casi sono stati presi in considerazione i dati relativi alla serie degli intervalli RR ottenuti come descritto nel capitolo precedente.

Per ogni soggetto sono stati calcolati i valori di SD1, SD2, e i loro rapporti per l'intero programma di allenamento (di durata variabile da soggetto a soggetto) e per ogni fase compresa nel protocollo (Fase piatta iniziale, Fase in salita, Fase in discesa, Fase piatta finale).

5.3.1 Metodo 1: Funzione PoincareMetrics

La prima implementazione prevede l'utilizzo di Matlab e della funzione "PoincareMetrics". Tale funzione permette all'utente di calcolare SD1 (ms), SD2 (ms) e il rapporto SD1/SD2 ricevendo in ingresso il vettore della serie degli intervalli RR in

secondi. Tale funzione è disponibile dal database open access Physionet (<https://physionet.org/>).

5.3.2 Metodo 2: Software Kubios

La seconda implementazione è quella fornita dal software Kubios HRV che permette di analizzare in maniera rapida la serie degli intervalli RR presa in ingresso. Kubios offre, attraverso un'interfaccia utente, la possibilità di visualizzare i risultati ottenuti dall'analisi nel dominio del tempo, della frequenza e con metodi non lineari della serie RR in esame.

Per questo studio i valori presi in considerazioni sono quelli ottenuti dal diagramma di Poincaré (metodo non lineare) che verranno in seguito confrontati, attraverso un'analisi statistica, con quelli ottenuti in Matlab.

5.3.3 Confronto statistico

La correlazione indica la tendenza che hanno due variabili (X, Y) a variare insieme, ovvero, a covariare.

In questo caso, le variabili prese in considerazione sono di volta in volta SD1 calcolato in Matlab e SD1 calcolato in Kubios, SD2 calcolato in Matlab e SD2 calcolato in Kubios e SD12 calcolato in Matlab e SD21 calcolato in Kubios.

Il coefficiente di correlazione serve a misurare la correlazione tra variabili a intervalli. Gli indici di correlazione sono stati calcolati sia considerando i valori di SD1, SD2 e i loro rapporti di tutti i soggetti, sia considerando i valori di SD1, SD2 e i loro rapporti di ogni soggetto.

5.4 Risultati

In questo capitolo vengono riportati i risultati ottenuti dall'analisi dei dati raccolti.

5.4.1 Estrazione del tacogramma

La Figura 34 rappresenta il tracciato elettrocardiografico del soggetto 1 nella prima fase del protocollo (fase piatta iniziale). In rosso sono rappresentati i picchi R individuati con l'algoritmo di Pan-Tompkin e in blu i picchi ottenuti dopo la correzione.

La figura che segue (Figura 35) rappresenta il tacogramma relativo al tracciato ECG del soggetto 1 nella fase piatta iniziale.

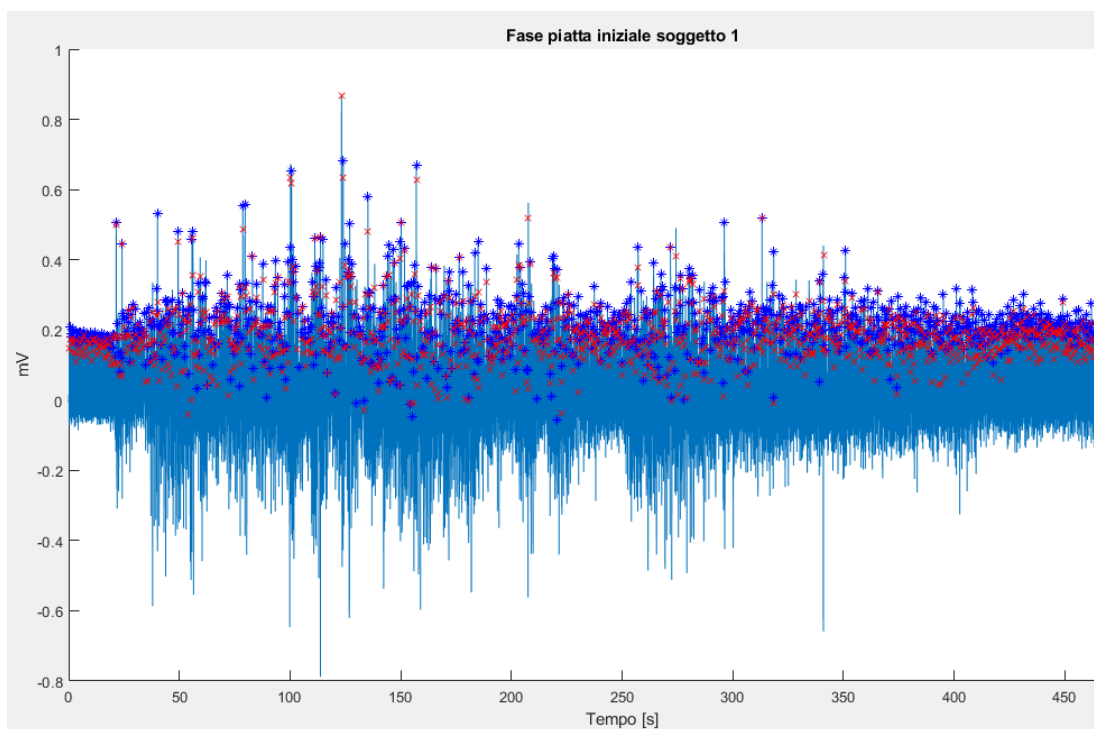


Figura 34: segnale ECG soggetto 1. In rosso sono rappresentati i massimi ottenuti con l'algoritmo di Pan-Tompkin e in blu i massimi ottenuti dopo la correzione dei picchi.

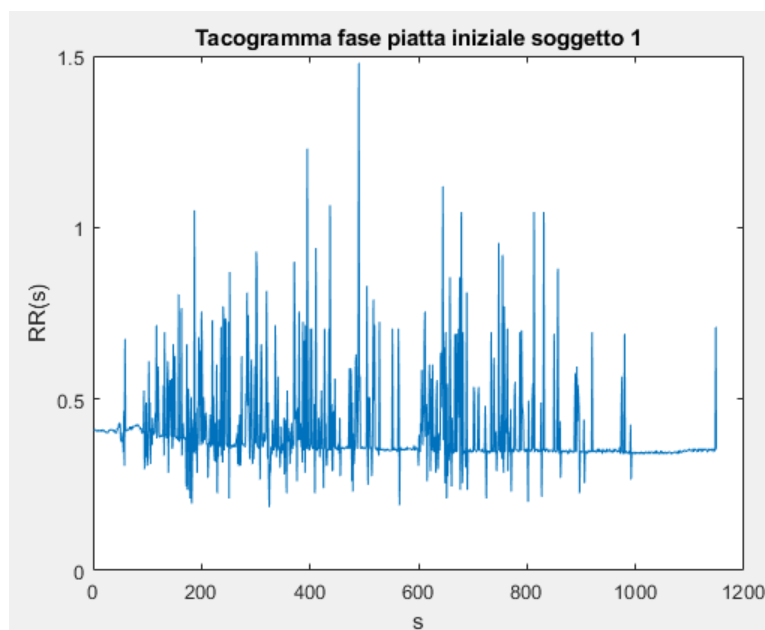


Figura 35: tacogramma soggetto 1

5.4.2 Estrazione dei Poincaré plot

Per ogni soggetto sono riportati i Poincaré plot, relativi alle diverse quattro fasi del protocollo, ottenuti con Matlab e con il software Kubios. La tabella 6 riporta i valori di

SD1, SD2, SD12, di ogni soggetto nelle diverse 4 fasi del protocollo, ottenuti con Matlab, mentre la tabella 7 riporta i valori di SD1, SD2, SD21 ottenuti con Kubios.

Metodo 1	Fase	SD1 (ms)	SD2 (ms)	SD12 (SD1/SD2)
S1	PIATTA INIZIALE	118,76	131,98	0,90
	IN SALITA	8,52	18,63	0,46
	IN DISCESA	23,79	53,89	0,44
	PIATTA FINALE	18,80	20,67	0,91
S2	PIATTA INIZIALE	115,80	128,68	0,90
	IN SALITA	139,22	155,78	0,89
	IN DISCESA	119,42	134,75	0,89
	PIATTA FINALE	126,60	141,40	0,90
S3	PIATTA INIZIALE	4,56	30,43	0,15
	IN SALITA	38,87	45,06	0,86
	IN DISCESA	80,61	93,01	0,87
	PIATTA FINALE	63,56	69,18	0,92
S4	PIATTA INIZIALE	140,31	166,31	0,84
	IN SALITA	114,45	138,23	0,83
	IN DISCESA	101,67	136,62	0,74
	PIATTA FINALE	784,27	1476,60	0,53
S5	PIATTA INIZIALE	104,29	136,79	0,76
	IN SALITA	114,38	146,75	0,78
	IN DISCESA	158,85	206,41	0,77
	PIATTA FINALE	147,29	183,50	0,80
S6	PIATTA INIZIALE	32,86	52,45	0,63
	IN SALITA	67,96	89,02	0,76
	IN DISCESA	41,86	56,22	0,74
	PIATTA FINALE	47,92	66,85	0,72
S7	PIATTA INIZIALE	20,92	42,50	0,49
	IN SALITA	10,86	16,44	0,66
	IN DISCESA	54,21	62,52	0,87
	PIATTA FINALE	21,55	34,51	0,62
S8	PIATTA INIZIALE	27,86	47,24	0,59
	IN SALITA	27,48	34,92	0,79
	IN DISCESA	15,57	24,98	0,62
	PIATTA FINALE	46,06	50,33	0,92
S9	PIATTA INIZIALE	466,73	670,00	0,70
	IN SALITA	1608,73	2112,68	0,76
	IN DISCESA	175,02	242,12	0,72
	PIATTA FINALE	432,08	875,84	0,49
S10	PIATTA INIZIALE	7,32	76,24	0,10
	IN SALITA	28,78	32,63	0,88
	IN DISCESA	19,45	21,87	0,89
	PIATTA FINALE	40,87	48,81	0,84

Tabella 6: risultati SD1-SD2-SD12 ottenuti con Matlab

Metodo 2	Fase	SD1 (ms)	SD2 (ms)	SD21 (SD2/SD1)
S1	PIATTA INIZIALE	115,78	121,03	1,05
	IN SALITA	8,19	16,62	2,03
	IN DISCESA	23,55	26,62	1,13
	PIATTA FINALE	18,16	18,32	1,01
S2	PIATTA INIZIALE	111,51	119,91	1,08
	IN SALITA	133,69	148,71	1,11
	IN DISCESA	115,62	129,99	1,12
	PIATTA FINALE	123,45	137,82	1,12
S3	PIATTA INIZIALE	4,45	8,06	1,81
	IN SALITA	37,27	42,51	1,14
	IN DISCESA	77,06	88,23	1,14
	PIATTA FINALE	61,31	69,09	1,13
S4	PIATTA INIZIALE	136,25	143,92	1,06
	IN SALITA	110,26	124,31	1,13
	IN DISCESA	99,07	122,35	1,24
	PIATTA FINALE	478,05	394,70	0,83
S5	PIATTA INIZIALE	101,02	128,57	1,27
	IN SALITA	111,00	134,79	1,21
	IN DISCESA	155,74	178,29	1,14
	PIATTA FINALE	143,42	171,99	1,20
S6	PIATTA INIZIALE	32,00	37,09	1,13
	IN SALITA	65,24	86,81	1,33
	IN DISCESA	40,77	53,79	1,32
	PIATTA FINALE	46,46	64,42	1,39
S7	PIATTA INIZIALE	20,57	20,26	0,98
	IN SALITA	10,70	14,76	1,38
	IN DISCESA	52,51	59,31	1,13
	PIATTA FINALE	20,44	31,89	1,56
S8	PIATTA INIZIALE	27,25	30,78	1,13
	IN SALITA	26,61	29,64	1,11
	IN DISCESA	15,17	19,04	1,26
	PIATTA FINALE	45,04	47,36	1,05
S9	PIATTA INIZIALE	442,72	506,94	1,15
	IN SALITA	1349,30	2237,70	1,66
	IN DISCESA	167,03	222,22	1,33
	PIATTA FINALE	394,97	473,27	1,20
S10	PIATTA INIZIALE	7,19	16,62	2,31
	IN SALITA	28,21	29,21	1,04
	IN DISCESA	18,91	18,65	0,99
	PIATTA FINALE	39,33	46,65	1,19

Tabella 7: risultati SD1-SD2-SD21 ottenuti con Kubios

Di seguito sono riportati i diagrammi di Poincaré di ciascun soggetto per ogni fase del protocollo. Nella colonna di sinistra è sempre riportato il diagramma di Poincaré

ottenuto con Matlab, mentre nella colonna destra è rappresentato il diagramma dei Poincaré ottenuto con Kubios.

5.4.2.1 Soggetto 1

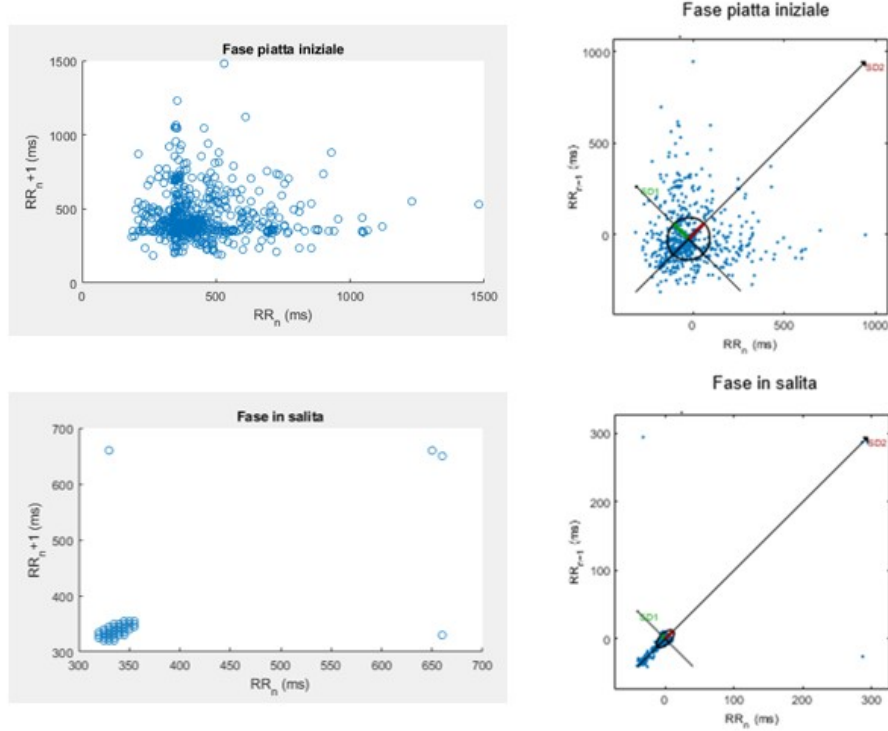


Figura 36: diagrammi di Poincaré fase iniziale e fase in salita ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

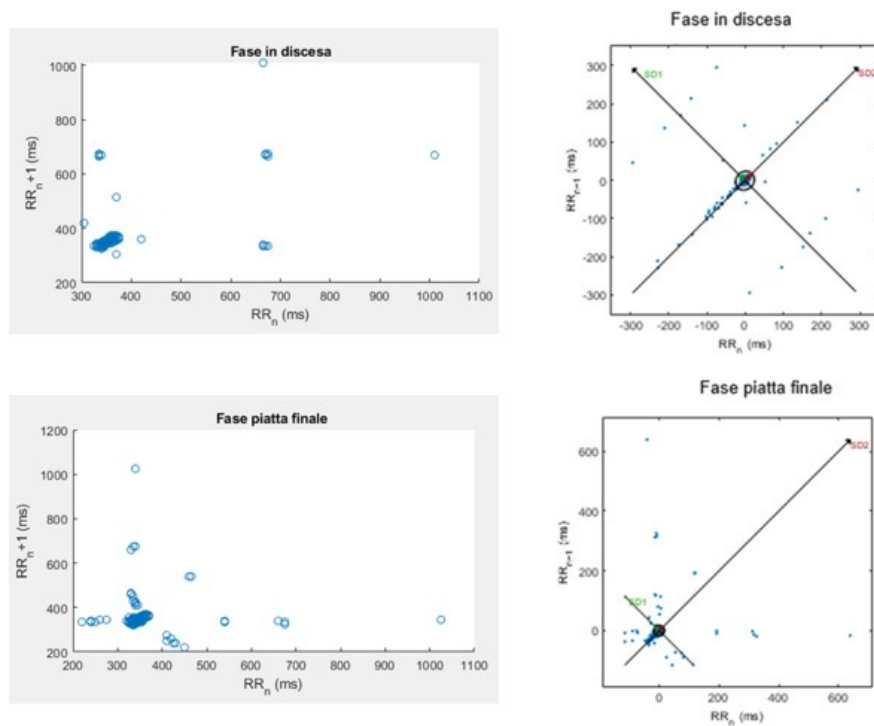


Figura 37: diagrammi di Poincaré fase in discesa e fase finale ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

5.4.2.2 Soggetto 2

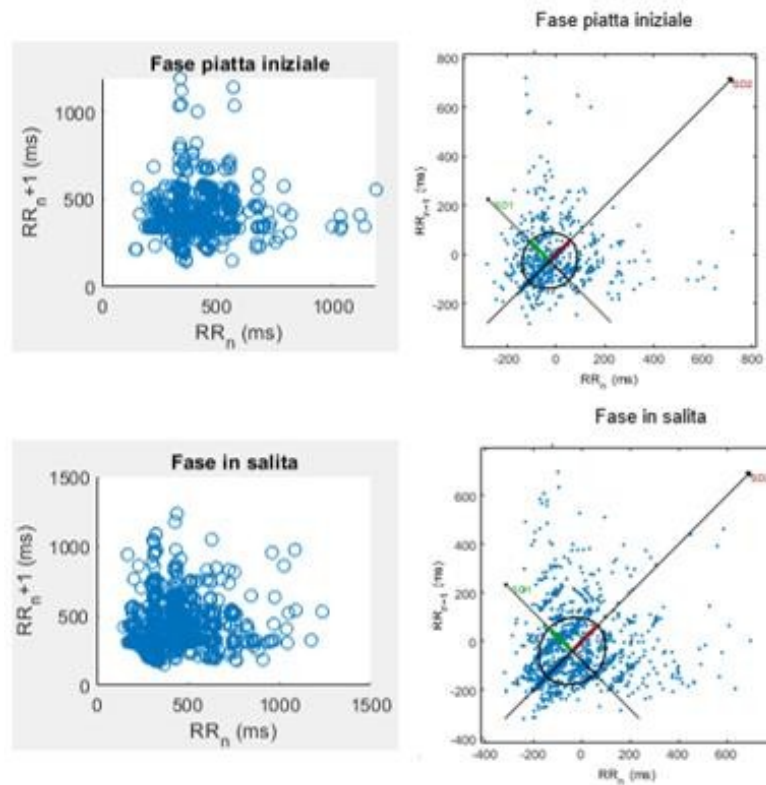


Figura 38: diagrammi di Poincaré fase iniziale e fase in salita ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra)

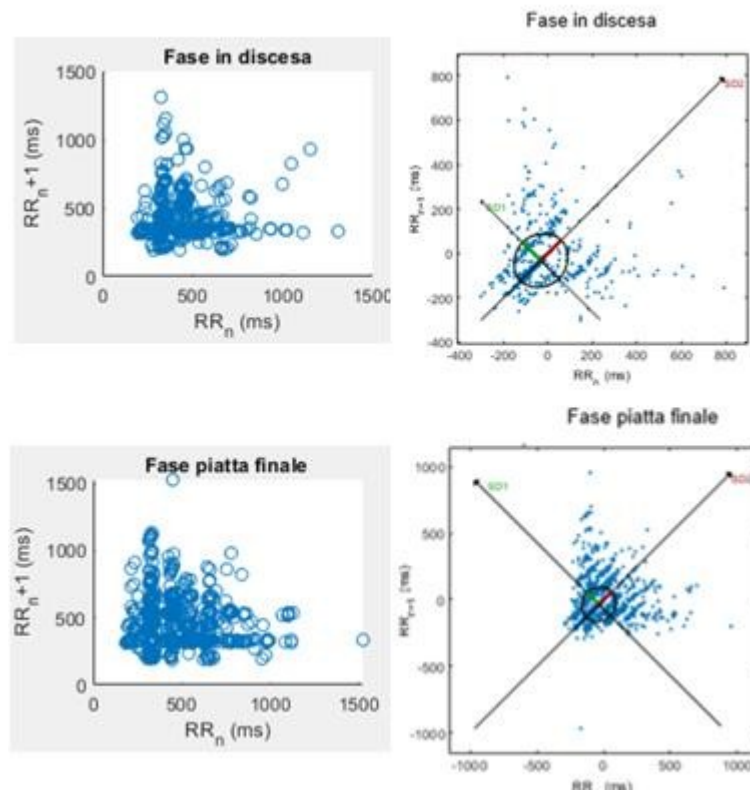


Figura 39: diagrammi di Poincaré fase in discesa e fase finale ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

5.4.2.3 Soggetto 3

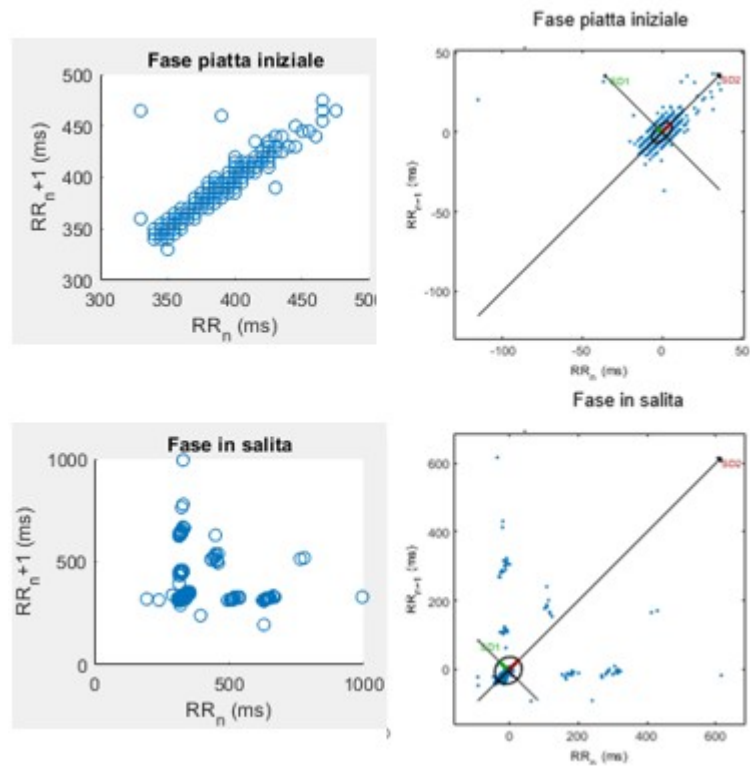


Figura 40: diagrammi di Poincaré fase iniziale e fase in salita ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

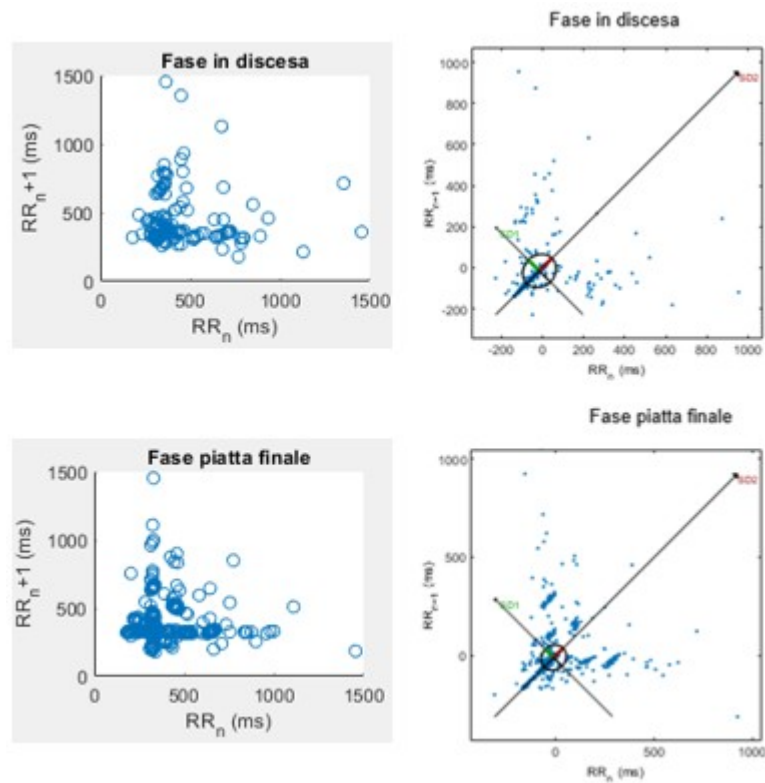


Figura 41: diagrammi di Poincaré fase in discesa e fase finale ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

5.4.2.4 Soggetto 4

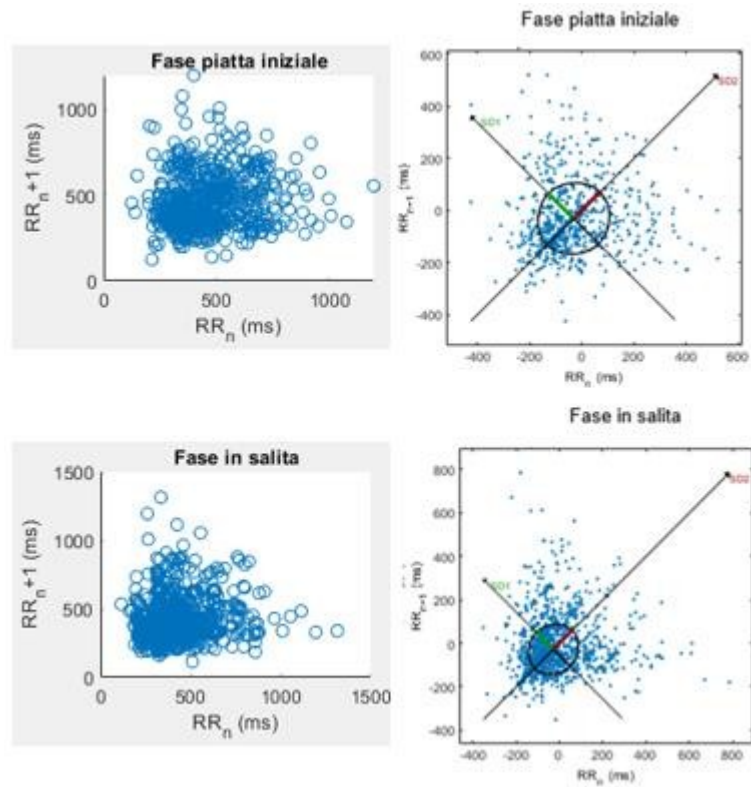


Figura 42: diagrammi di Poincaré fase iniziale e fase in salita ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

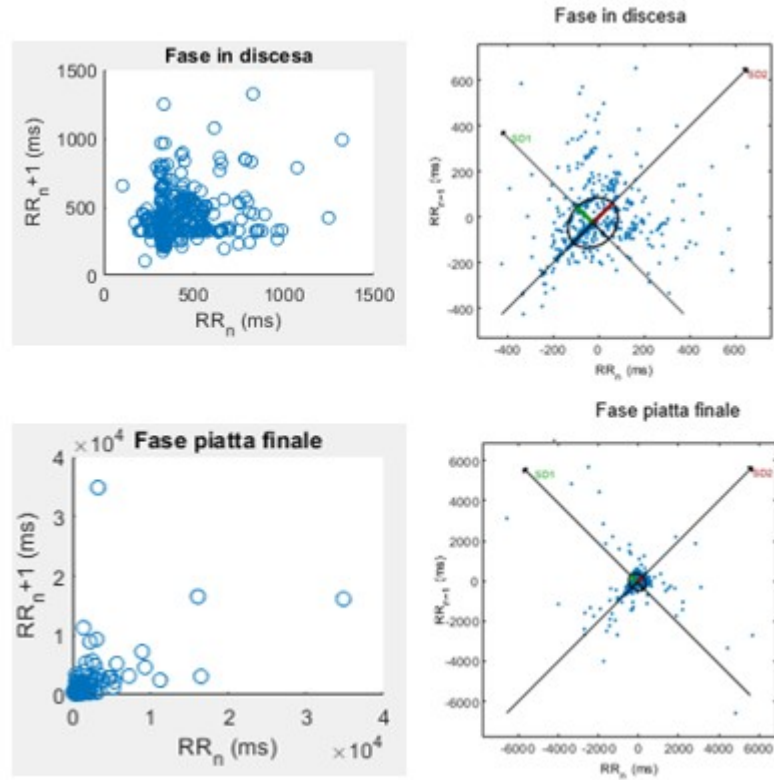


Figura 43: diagrammi di Poincaré fase in discesa e fase finale ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

5.4.2.5 Soggetto 5

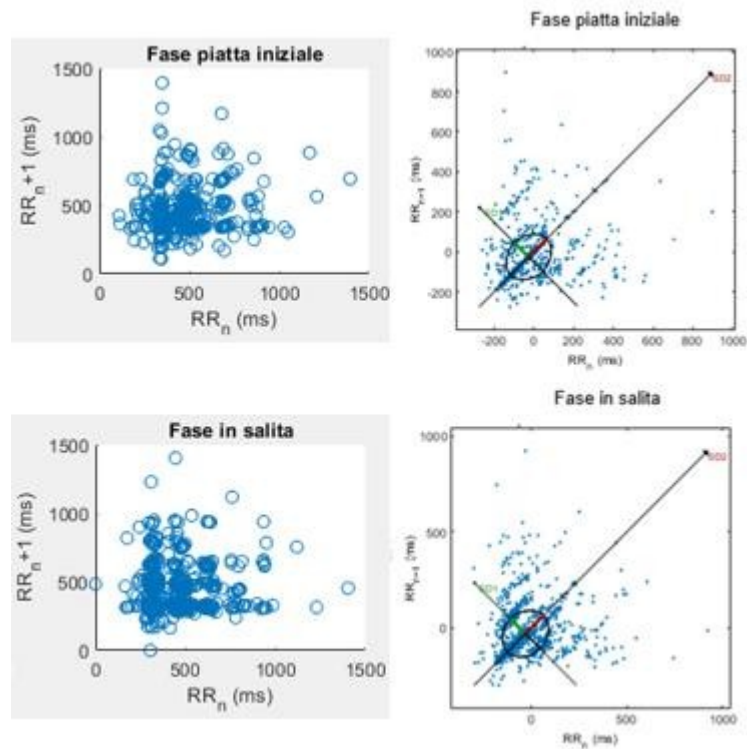


Figura 44: diagrammi di Poincaré fase iniziale e fase in salita ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

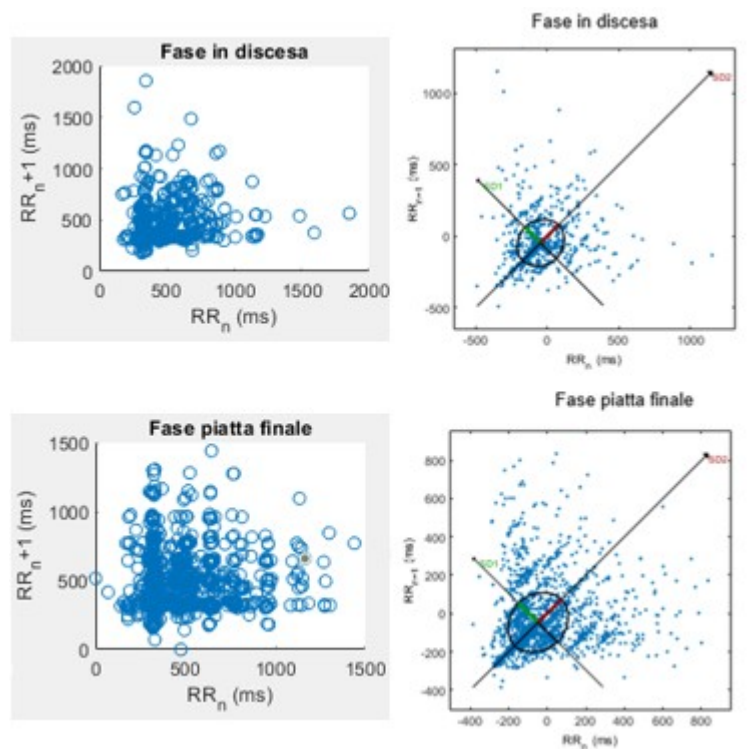


Figura 45: diagrammi di Poincaré fase in discesa e fase finale ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

5.4.2.6 Soggetto 6

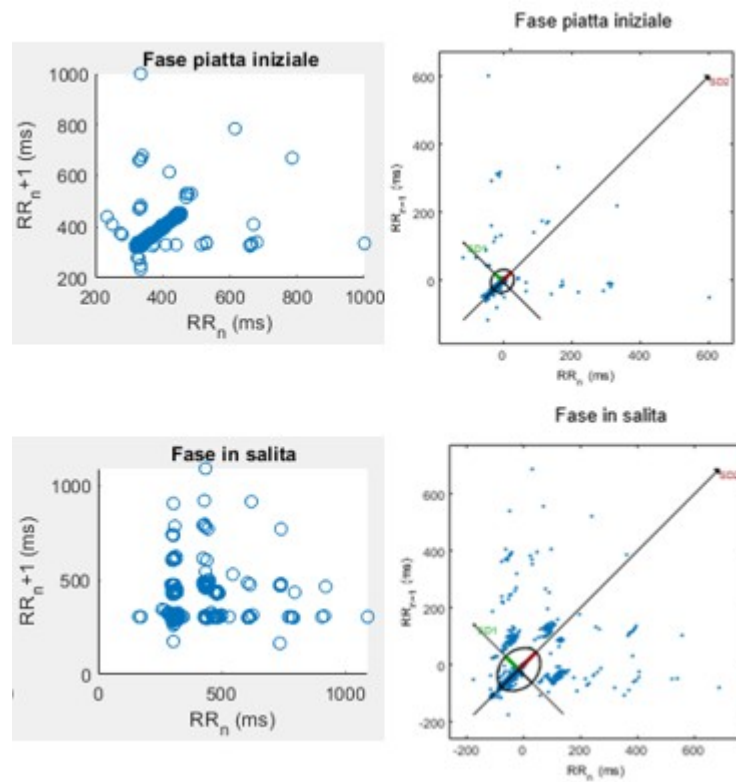


Figura 46: diagrammi di Poincaré fase iniziale e fase in salita ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

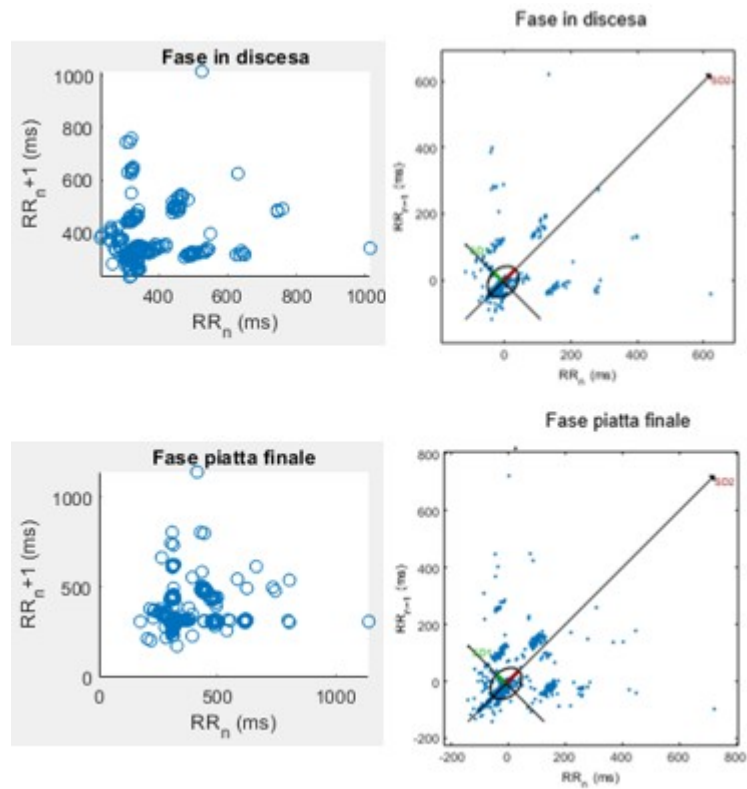


Figura 47: diagrammi di Poincaré fase in discesa e fase finale ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

5.4.2.7 Soggetto 7

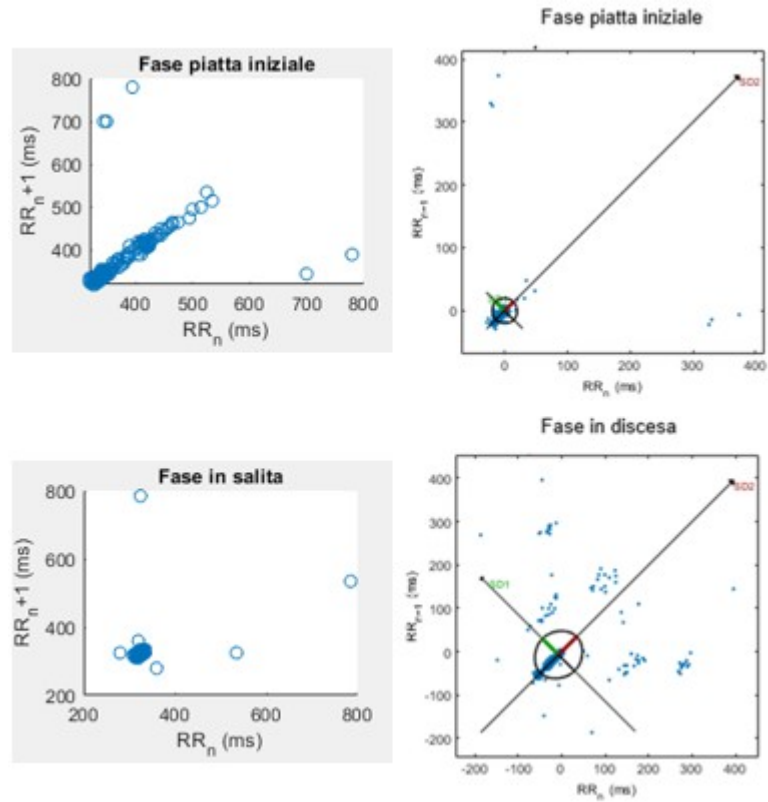


Figura 48: diagrammi di Poincaré fase iniziale e fase in salita ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

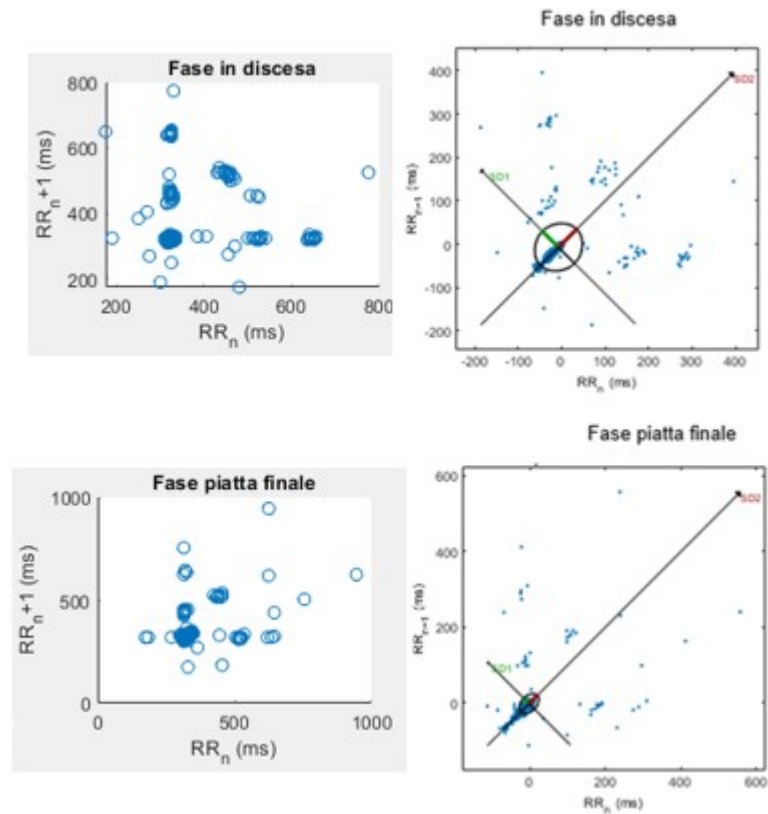


Figura 49: diagrammi di Poincaré fase in discesa e fase finale ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

5.4.2.8 Soggetto 8

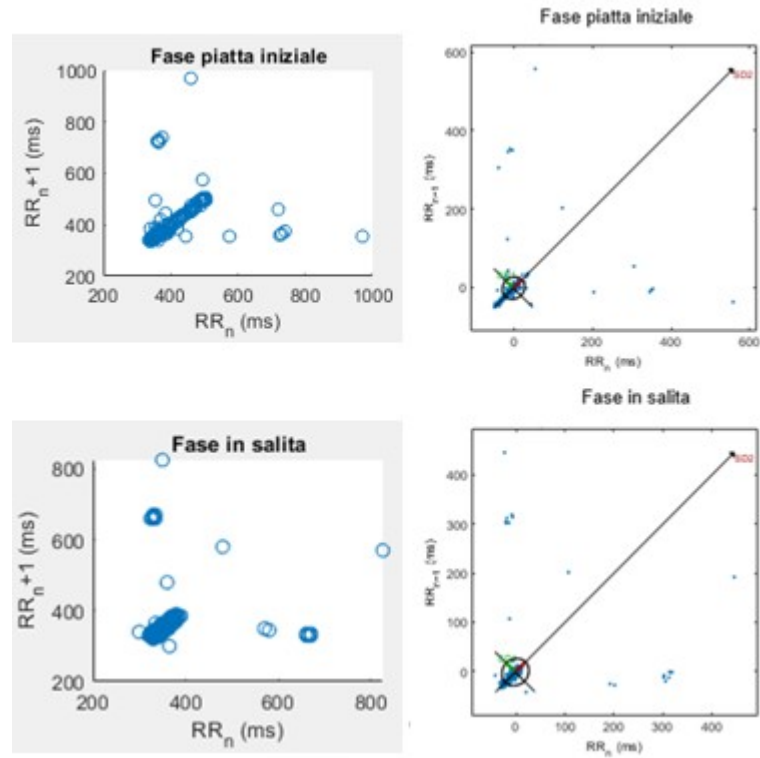


Figura 50: diagrammi di Poincaré fase iniziale e fase in salita ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

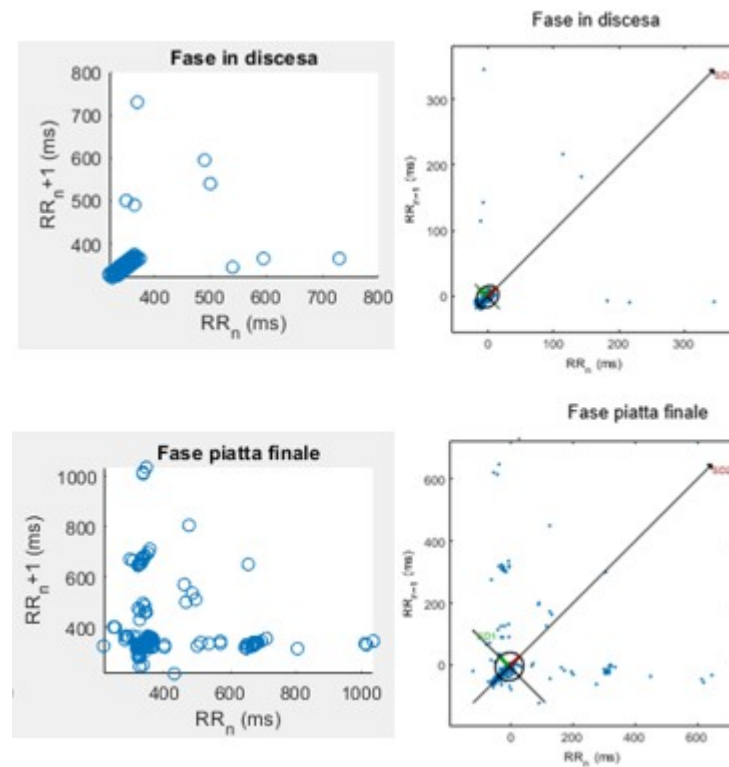


Figura 51: diagrammi di Poincaré fase in discesa e fase finale ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

5.4.2.9 Soggetto 9

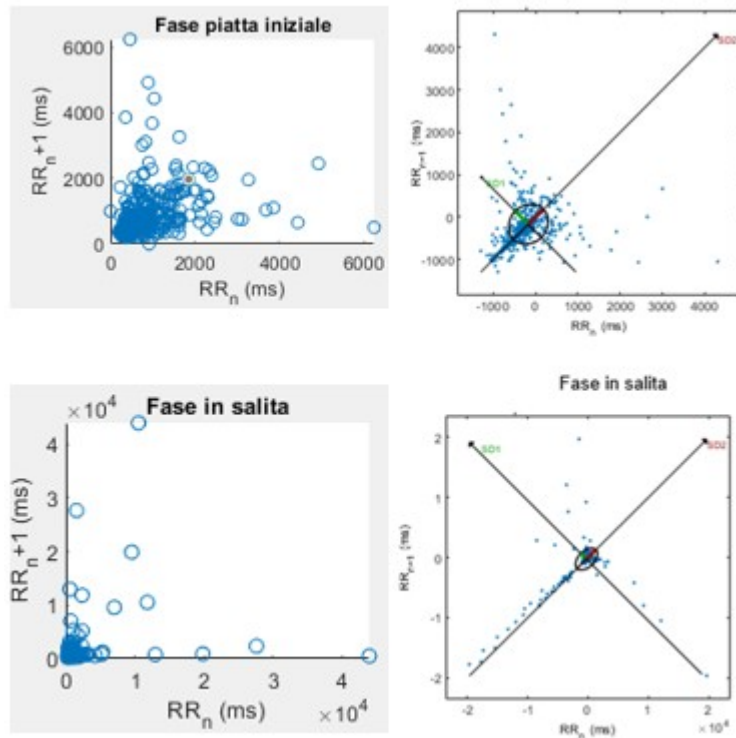


Figura 52: diagrammi di Poincaré fase iniziale e fase in salita ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

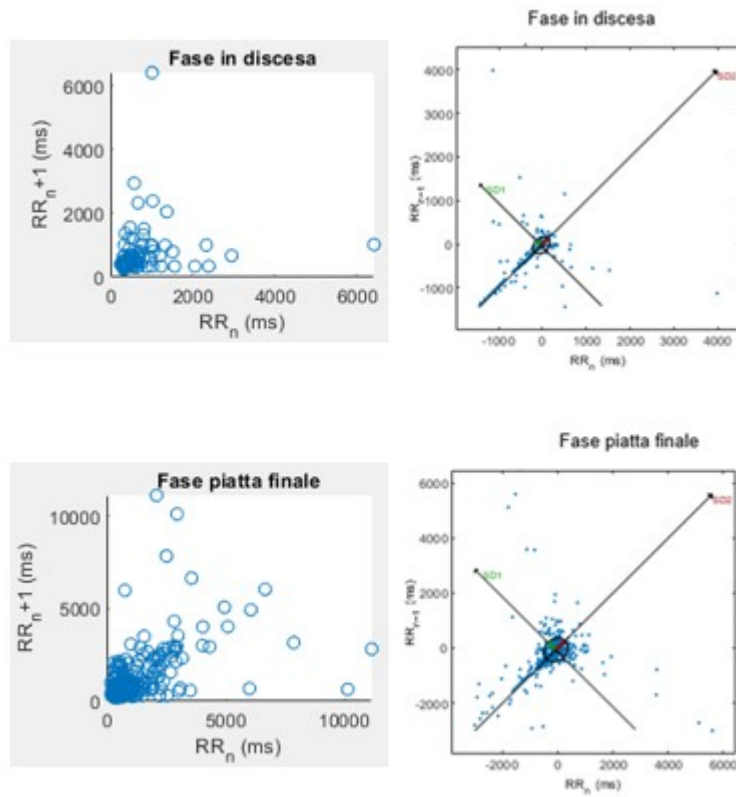


Figura 53: diagrammi di Poincaré fase in discesa e fase finale ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

5.4.2.10 Soggetto 10

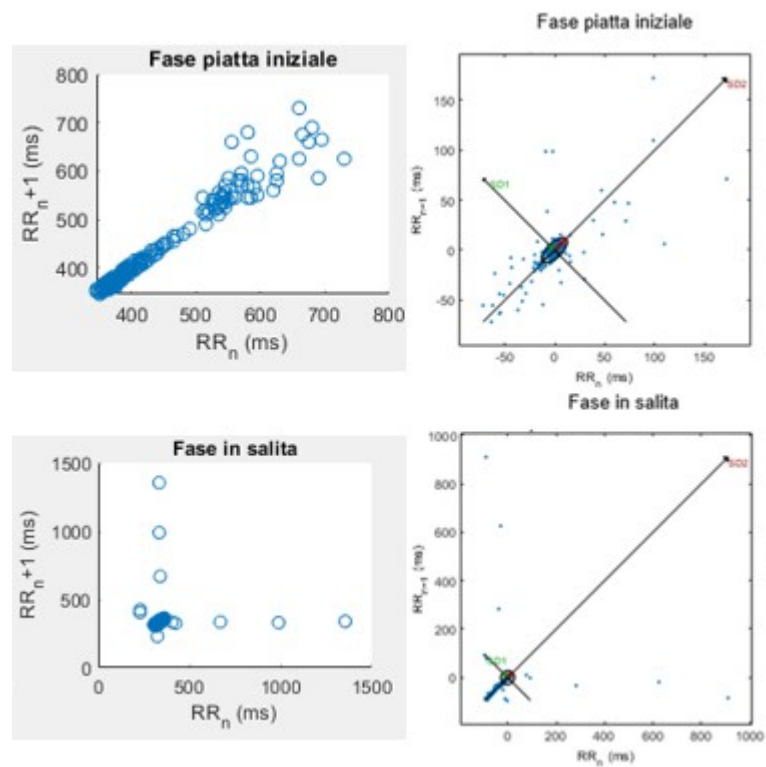


Figura 54: diagrammi di Poincaré fase iniziale e fase in salita ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

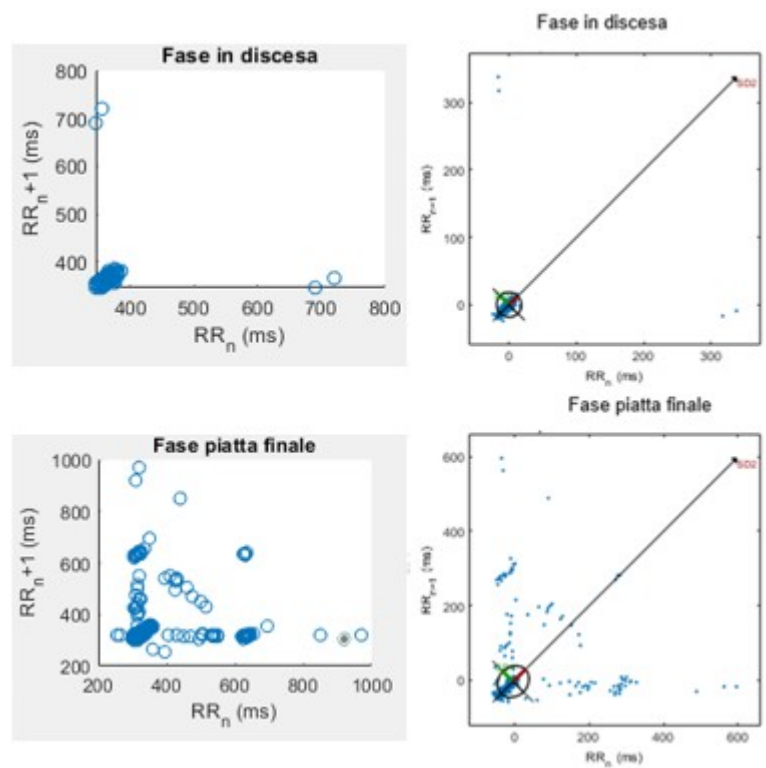


Figura 55: diagrammi di Poincaré fase in discesa e fase finale ottenuti con Matlab (sinistra) e con Kubios (destra);

5.4.3 Analisi statistica

Nella tabella 8 sono riportati i coefficienti di correlazione ottenuti con Matlab.

Confronto statistico	Coeff. Corr. SD1m-SD1k	Coeff. Corr. SD2m-SD2k	Coeff. Corr. SD12m-SD21k	P-value SD1m-SD1k	P-value SD2m-SD2k	P-value SD12m-SD21k
TOT	0,991	0,896	-0,656	$<10^{-3}$	$<10^{-3}$	$<10^{-3}$
S1	1,000	0,975	-0,637	$<10^{-3}$	0,025	0,363
S2	0,997	0,982	-0,836	0,003	0,018	0,164
S3	1,000	0,974	-0,999	$<10^{-3}$	0,026	0,001
S4	0,999	0,999	0,738	10^{-3}	10^{-3}	0,262
S5	1,000	0,981	-0,246	$<10^{-3}$	0,019	0,754
S6	1,000	0,966	0,846	$<10^{-3}$	0,034	0,154
S7	1,000	0,872	0,071	$<10^{-3}$	0,128	0,929
S8	1,000	0,868	-0,741	$<10^{-3}$	0,132	0,259
S9	1,000	0,976	0,584	$<10^{-3}$	0,024	0,416
S10	1,000	-0,085	-0,997	$<10^{-3}$	0,915	0,003

Tabella 8: coefficienti di correlazione e relativi p-value ottenuti con Matlab

Di seguito sono riportati i grafici della distribuzione dei valori di SD1 (Figura 56), di SD2 (Figura 57) e i loro rapporti (Figura 58), considerando contemporaneamente tutti i valori ottenuti con l'algoritmo implementato in Matlab (SD_1_tot_m; SD_2_tot_m; SD12_tot_m) e l'algoritmo Kubios (SD_1_tot_k; SD_2_tot_k; SD21_tot_k).

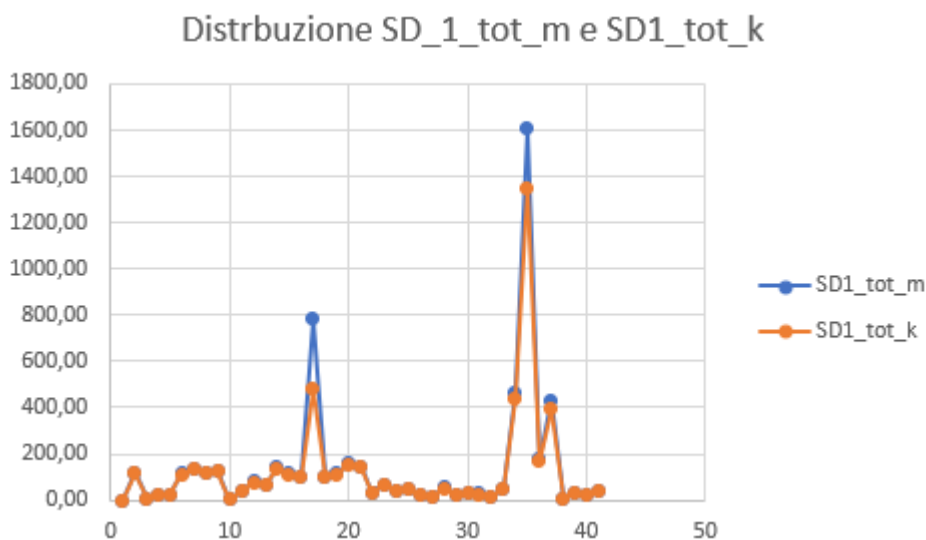


Figura 56: distribuzione dei valori SD1 calcolati in Matlab (blu) e distribuzione dei valori SD1 calcolati in Kubios (arancione). Le due variabili sono correlate: le due distribuzioni sono confrontabili.

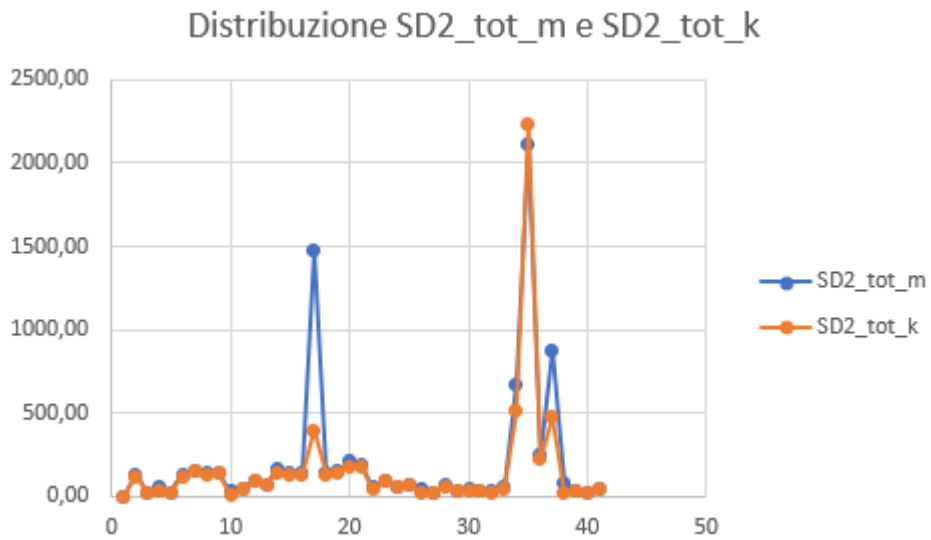


Figura 57: distribuzione dei valori SD2 calcolati in Matlab (blu) e distribuzione dei valori SD2 calcolati in Kubios (arancione). Le due variabili sono correlate: le due distribuzioni sono confrontabili.

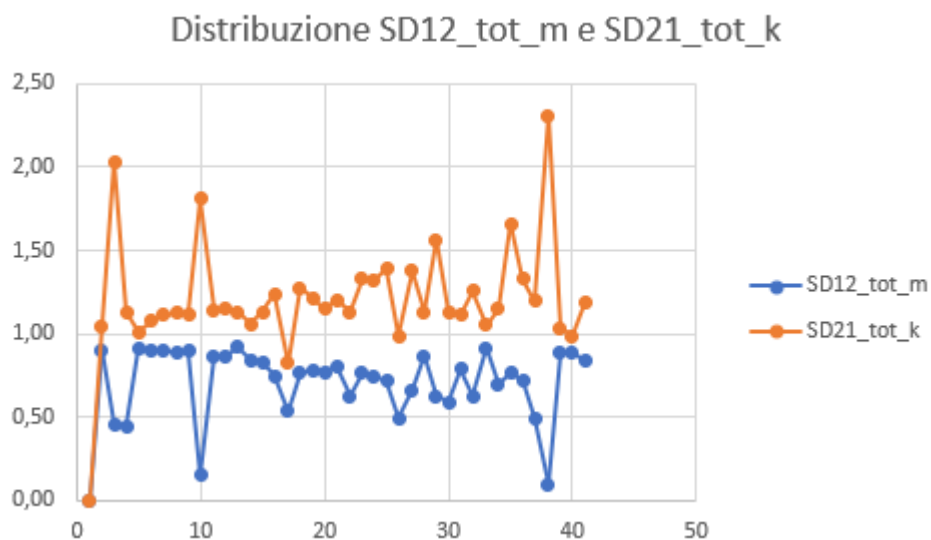


Figura 58: distribuzione dei valori SD12 (SD1/SD2) calcolati in Matlab (blu) e distribuzione dei valori SD21 (SD2/SD1) calcolati in Kubios (arancione). Le due variabili sono correlate: le due distribuzioni sono confrontabili.

DISCUSSIONI

L'obiettivo di questo elaborato è quello di valutare il Diagramma di Poincaré come metodo avanzato di analisi non lineare della variabilità del ritmo cardiaco. Il diagramma di Poincaré mette in evidenza, in maniera grafica, la correlazione esistente tra due RR consecutivi. L'ispezione visiva della forma del grafico può essere un valido strumento sia al fine di valutare la qualità del segnale a disposizione, permettendo di individuare la presenza di battiti prematuri o ectopici e di artefatti di vario tipo, che a fini clinici e diagnostici.

Nello specifico lo studio è stato fatto andando ad analizzare dati raccolti con la fascia BioHarness 3.0 della Zephyr. Tra i 10 monitoraggi eseguiti c'è stata una rilevazione (soggetto 10) i cui valori erano fisiologicamente non accettabili. Tra le possibili cause dell'anomala acquisizione, la più probabile è la mancata aderenza del sensore al corpo che ha comportato rumori interferenti nei dati registrati. In questo caso i valori anomali sono stati eliminati. Attraverso il sensore BioHarness sono stati acquisiti 4 segnali: l'ECG, la frequenza cardiaca, la serie degli intervalli RR e la frequenza respiratoria. Il segnale utilizzato per questa analisi è il tracciato ECG. Dal tracciato ECG, adeguatamente filtrato, sono stati estratti i picchi R per calcolare il vettore RR, poiché la serie degli intervalli RR acquisita con il sensore non poteva essere utilizzata nel software Kubios. Infatti, quest'ultimo è in grado di analizzare solamente la sequenza reale dei picchi R nel tempo e non una serie di intervalli campionata, come nel caso del sensore BioHarness in cui la serie acquisita è campionata a 1 Hz.

Una volta calcolato il vettore RR sono stati applicati due metodi per valutare il diagramma di Poincaré e calcolare i valori di SD1, SD2, e i loro rapporti di ogni soggetto nelle diverse quattro fasi del protocollo. Il primo prevede l'utilizzo di Matlab attraverso il quale l'utente è libero di effettuare modifiche al codice e accertarsi di eventuali errori. Mentre il secondo prevede l'utilizzo del software Kubios, il quale utilizza degli algoritmi molto più avanzati e precisi di Matlab dando la possibilità all'utente di analizzare contemporaneamente diversi dati, correlati all'analisi della variabilità del ritmo cardiaco, sia nel dominio della frequenza che nel dominio del tempo. Allo stesso tempo però questo secondo metodo è molto più rigido. Non possono essere apportate modifiche ai dati inseriti né al codice utilizzato dal programma, rendendo più difficile l'individuazione di eventuali errori in fase di elaborazione del segnale.

I risultati ottenuti con i due metodi sono differenti ma correlati come dimostra il confronto statistico effettuato. In particolar modo i valori di SD12 e SD21 sono opposti poiché Matlab restituisce il rapporto tra SD1 e SD2 mentre Kubios il rapporto tra SD2 e SD1.

Di conseguenza, anche se i valori risultano diversi, essendo correlati entrambi gli approcci sono validi.

CONCLUSIONI

Poiché si stima che da 1 a 3 giovani atleti su 10000, evidentemente sani, vanno in contro a un'inaspettata tachicardia o una fibrillazione ventricolare e muoia improvvisamente durante un esercizio fisico, risulta fondamentale poter valutare in maniera preventiva lo stato di salute dell'atleta in modo da ridurre la probabilità di eventi cardiovascolari avversi. Negli ultimi decenni oltre all'elettrocardiogramma anche l'analisi della variabilità del ritmo cardiaco ha preso piede in campo medico come metodo per prevenire la morte cardiaca improvvisa. Recenti osservazioni hanno suggerito la sua applicabilità all'allenamento fisico, come strumento utile per la gestione dell'affaticamento e dell'intensità dell'allenamento.

La variabilità del ritmo cardiaco può essere valutata in diversi modi, ma le tecniche convenzionali sono: l'analisi nel dominio del tempo (metodo statistico e metodo geometrico) e l'analisi nel dominio della frequenza

Il diagramma di Poincaré, metodo non lineare approfondito in questo elaborato, risulta essere uno strumento molto utile ed immediato per valutare l'influenza del sistema nervoso autonomo simpatico e parasimpatico durante l'allenamento. Attraverso i parametri caratteristici del grafico è possibile identificare battiti sopra ventricolari, battiti ventricolari prematuri e l'insorgenza di disturbi del ritmo sinusale.

In conclusione, questo elaborato può essere un punto di partenza per un'analisi molto più approfondita al fine di valutare il diagramma di Poincaré come metodo non lineare utile a prevenire la morte improvvisa da sport.

BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

- [1] Barbara De Mei, Chiara Cadeddu, Paola Luzi, Angela Spinelli, “*Movimento, sport e salute: l'importanza delle politiche di promozione dell'attività fisica e le ricadute sulla collettività*”, 2018, Istituto Superiore di Sanità;
- [2] World Health Organization, “*Global action plan on physical activity 2018–2030: more active people for a healthier world.*”, 2018;
- [3] Robert S. McKelvie, “*Morte cardiaca improvvisa negli atleti*”, Manuale MSD, 2019;
- [4] Jonathan C. Reeser, Roald Bahr, “*Handbook of Sports Medicine and Science: Volleyball*”, Blackwell Pub, 2003, 1;
- [5] Ministero della Salute, “*Linee di indirizzo sull'attività fisica per le differenti fasce d'età e con riferimento a situazioni fisiologiche e fisiopatologiche e a sottogruppi specifici di popolazione*”, 29 maggio 2017;
- [6] Enciclopedia Treccani, “*Sport*” (<https://www.treccani.it/enciclopedia/sport>);
- [7] Jere H. Mitchell, William Haskell, Peter Snell, and Steven P. Van Camp, “*Task Force 8: Classification of sports*”, J. Am. Coll. Cardiol. 2005;45;1364-1367
- [8] Enciclopedia Humanitas, “*Apparato cardiocircolatorio*”;
- [9] P. Castano, R. F. Donato, “*Anatomia dell'uomo*”, Edi-ermes, Seconda edizione;
- [10] Francesco Molinari, “*Cuore: sistema di propagazione dell'impulso elettrico*”, 2016;
- [11] OpenStax, “*Anatomy and Physiology*”; Chapter 19, The Cardiovascular System: The Heart (127 19.3 Cardiac Cycle);
- [12] Richard E. Klabunde, “*Cardiovascular Physiology Concepts: Cardiac Cycle*”, 2009;
- [13] Enciclopedia medica italiana, Volume XIV, seconda edizione, USES Edizioni Scientifiche, Firenze: 896-900;
- [14] Ylva Hellsten, Michael Nyberg, “*Cardiovascular adaptations to exercise training*”, Research Gate, 2016;
- [15] BTEC National, “*Sport and Exercise Science*”, 2016;
- [16] Triage, “*The Cardiovascular System Part 2/2 Cardiac Output, Stroke Volume, Blood Pressure & Exercise Adaptations*”, 2019;
- [17] Doctorlib, “*Physiology 5th Ed. Integrative functions of the cardiovascular system*”;
- [18] Davide Gorola, “*Capitolo 1: fisiologia del cuore e della circolazione*”, 23-29;

- [19] Sport&Medicina, “*Speciale: il cuore d’atleta*”, Amaranta, 2016;
- [20] M. Canadeo, F. Miele, “*Diagnostica cardiovascolare in Medicina dello Sport*”, Centro Medicina dello Sport, Potenza;
- [21] Ary L. Goldberger “*Goldberger’s Clinical Electrocardiography: A Simplified Approach*” Eighth edition, Saunders, 2012;
- [22] Yi Gang Malik, “*Heart Rate Variability Analysis in General Medicine*”, Indian Pacing Electrophysiol J, 2003, 34–40;
- [23] Fabian Cneazovici, “*Effetti di ambienti di realtà virtuale sulla variabilità della frequenza cardiaca*”, 2018;
- [24] Bio-t Tecnologie per la Vita, “*Heart Rate Variability, Tecnica di analisi e ambiti applicativi*”;
- [25] BTL CardioPoint, “*Poincaré Graph: Complete ECG record in one sight*”, 2014;
- [26] Advanced Digital Technologies, “*BIOHARNESS 3 ECHO: Training & Psychophysical status monitoring*”;
- [27] Zephyr Technology, “*BioHarness 3.0*”, 2012,
(<https://www.zephyranywhere.com/media/download/bioharness3-user-manual.pdf>);
- [28] Advanced Digital Technologies, “*Manuale operativo per l’utilizzo dell’applicativo per il monitoraggio remoto RECON*”, 2014;
- [29] Agnese Sbröllini, Micaela Morettini, Elvira Maranesi, Ilaria Marcantoni, Amnah Nasim, Roberta Bevilacqua, Giovanni R. Riccardi, Laura Burattini, “*Sport Database: Cardiorespiratory data acquired through wearable sensors while practicing sports*”, Data in Brief, Volume 27, 2019;
- [30] Pan.J, Tompkins. W.j, “*A Real-Time QRS Detection Algorithm*” IEEE %Transactions on biomedical engineering, vol. Bme-32, no. 3, March 1985.