



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in
Ingegneria Biomedica

**MONITORAGGIO CARDIOVASCOLARE CON
SENSORI INDOSSABILI DURANTE LA CORSA**

**CARDIOVASCULAR MONITORING THROUGH
WEARABLE SENSORS WHILE RUNNING**

Relatore:
Prof.ssa Laura Burattini

Candidato:
Lorenzo Giacomozzi

Anno Accademico 2020/2021

ABSTRACT

Lo svolgimento di un'attività fisica sottopone il cuore a sforzi maggiori rispetto a quelli richiesti durante la vita quotidiana. Poter valutare il comportamento del muscolo cardiaco in queste situazioni offre ai medici una visione più completa dello stato di salute. Normalmente infatti gli esami svolti in ambulatorio potrebbero non mostrare delle patologie cardiache silenti, che si manifestano solo quando i carichi di lavoro sono sufficientemente elevati, e permettono l'osservazione del cuore per un arco di tempo limitato. Attraverso l'utilizzo di sensori indossabili è invece possibile valutare l'attività cardiaca in condizioni di stress fisico e per tempi più lunghi attuando un monitoraggio cardiovascolare continuo durante l'allenamento.

Analisi di questo tipo permettono di adattare gli allenamenti a seconda delle condizioni patofisiologiche individuali, di massimizzare le prestazioni e di evidenziare il possibile rischio di eventi cardiaci critici che potrebbero portare a morte cardiaca improvvisa.

Il seguente lavoro è finalizzato ad illustrare i principali dispositivi indossabili in commercio e ad effettuare un monitoraggio cardiovascolare su 10 corridori, indicando ad ognuno il carico limite da non superare durante l'allenamento. Gli atleti hanno indossato il sensore Bioharness 3.0 Zephyr e ad ognuno è stato chiesto di correre tenendo la propria andatura lungo il percorso "Running Around Ancona". I dati acquisiti sono stati poi processati con CaRISMA 1.0, un'applicazione pensata principalmente per atleti amatoriali che in quanto tali non sono sottoposti a rigidi controlli cardiaci. CaRiSMA 1.0 effettua un'analisi relativa alla lunghezza dell'intervallo QT ed una relativa all'HR: l'output principale è costituito infatti da due semafori. Le luci verdi, gialle e rosse del primo indicano rispettivamente che il QT ha una lunghezza normale, che è suggerita una consulenza medica e che la stessa è necessaria. Le luci verde, gialle e rosse del secondo invece indicano che l'intensità di allenamento è corretta, che si suggerisce una diminuzione dell'attività e che la stessa è obbligatoria. I risultati ottenuti hanno evidenziato 1 semaforo giallo e 9 verdi per il QT, e 5 semafori rossi e 5 gialli per l'HR. Si conclude quindi che il percorso "Running Around Ancona" è piuttosto intenso per il livello di allenamento dei corridori coinvolti nello studio, nonostante nessuno di loro abbia mostrato difficoltà durante lo svolgimento della prova. Inoltre, ad un corridore è stato suggerito di indagare ulteriormente circa il proprio stato cardiaco dal momento che la lunghezza del suo intervallo QT è risultata maggiore rispetto a quella massima impostata dall'applicazione utilizzata per l'analisi.

INDICE

INTRODUZIONE	I
1. SISTEMA CARDIOVASCOLARE: ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL CUORE.....	1
1.1 STRUTTURA DEL CUORE E DEL MUSCOLO CARDIACO.....	1
1.2 SISTEMA CORONARICO	5
1.3 INNERVAZIONE CARDIACA.....	6
1.4 SISTEMA DI CONDUZIONE	6
1.5 CICLO CARDIACO	7
2. LA CORSA	9
2.1 LA BIOMECCANICA DELLA CORSA	9
2.2 ADATTAMENTO FISIOLOGICO DEL CUORE DURANTE LA CORSA.....	12
2.3 MORTE CARDIACA IMPROVVISA LEGATA ALLO SPORT	14
3. SENSORI INDOSSABILI.....	17
3.1 SENSORI DI MOVIMENTO	18
3.2 SENSORI FISIOLOGICI.....	19
3.3 SENSORI BIOCHIMICI.....	22
4. MONITORAGGIO DELL'ATLETA CON SENSORI INDOSSABILI.....	28
4.1 POSIZIONE E MOVIMENTO.....	28
4.2 ANALISI DI ELETTROCARDIOGRAMMA E FREQUENZA CARDIACA.....	30
4.3 STRESS E RECUPERO	32
4.4 SATURAZIONE DELL'OSSIGENO NEL MUSCOLO	33
4.5 INFLUENZA DELLA QUALITÀ DEL SONNO	35
5. MONITORAGGIO CARDIOVASCOLARE DURANTE LA CORSA	37
5.1 METODI	37
5.1.1 BIOHARNESS 3.0 ZEPHYR.....	37
5.1.2 RACCOLTA DATI	38
5.1.3 ANALISI DATI	40
5.2 RISULTATI	42
6. DISCUSSIONE	72
CONCLUSIONE	II
BIBLIOGRAFIA	III
RINGRAZIAMENTI	V

INTRODUZIONE

Il monitoraggio cardiovascolare attraverso l'utilizzo di sensori indossabili è lo strumento principale che consente la valutazione dell'intensità degli sforzi a cui il cuore di un atleta è sottoposto durante l'attività fisica.

Tra le varie attività fisiche la corsa è quella più comunemente svolta poiché non richiede l'utilizzo di attrezzature specializzate e poiché ciascuno può adattare le modalità in base al proprio stato di forma. Tuttavia, lo stress a cui è sottoposto il cuore può rappresentare un fattore scatenante per eventi cardiaci critici che, nei casi peggiori, possono portare ad una morte cardiaca improvvisa.

Il progresso tecnologico ha messo a disposizione di medici sportivi ed allenatori dispositivi sempre più performanti e portabili che hanno permesso l'osservazione del comportamento del cuore in situazioni diverse da quelle riprodotte in ambulatorio durante una visita di controllo e per intervalli di tempo maggiori. Questi combinano sensori fisiologici, come cardiofrequenzimetri, ai più semplici sensori meccanici, come accelerometri e GPS, consentendo analisi più dettagliate. Inoltre, la comprensione di come eventuali malattie cardiache variano la concentrazione di alcuni composti organici, come glucosio ed acido urico, nei fluidi corporei ha portato allo sviluppo di sensori biochimici.

I sensori indossabili sono quindi in grado di effettuare sia un monitoraggio diretto del cuore, visualizzando elettrocardiogramma e frequenza cardiaca, sia uno indiretto, andando a valutare come tempi di recupero insufficienti, una scarsa qualità del sonno ed un'insufficiente quantità di ossigeno nei muscoli impongano al cuore sforzi sempre maggiori. I segnali acquisiti sono solitamente analizzati con delle applicazioni che effettuano il monitoraggio vero e proprio presentando in uscita gli indici clinici calcolati dai dati e dai segnali in ingresso.

Il presente lavoro ha lo scopo di illustrare i principali dispositivi in commercio che possono essere utilizzati da allenatori e medici sportivi, e di eseguire, utilizzando alcuni di questi, un monitoraggio cardiovascolare durante la corsa, con lo scopo di valutare lo stato di salute dei corridori ed indicare ad ognuno un allenamento più corretto per ridurre il più possibile il rischio di problemi cardiaci.

1. SISTEMA CARDIOVASCOLARE: ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL CUORE

Il sistema cardiovascolare è costituito dal cuore e dai vasi sanguigni: il cuore funziona come una pompa muscolare che sostiene il flusso sanguigno lungo l'albero vascolare, mentre i vasi hanno il compito di distribuire il sangue a tutti gli organi del corpo, per poi riportarlo al cuore stesso.

Il sistema cardiovascolare si suddivide in circolo polmonare, che si occupa del trasporto di sangue ai polmoni per lo scambio dei gas (ossigenazione del sangue), e in circolo sistemico, responsabile del trasporto di sostanze nutritive verso e di metaboliti via da tutti gli organi del corpo (comprese le pareti del cuore stesso tramite la circolazione coronarica).

Il primo parte dal ventricolo destro, che convoglia il sangue che ha circolato in tutto il corpo e lo pompa nell'arteria polmonare, da cui viene distribuito ai polmoni, dove si libera di anidride carbonica e si carica di ossigeno, per poi tornare attraverso le vene polmonari alla parte sinistra del cuore (atrio sinistro). Il circolo sistemico inizia dal ventricolo sinistro, che pompa il sangue nell'aorta, la più grande arteria del nostro corpo, e tramite le sue diramazioni ogni organo viene ossigenato. Una volta che si ricarica di anidride carbonica e scorie, il sangue torna al cuore attraverso le due più grandi vene dell'organismo, la vena cava inferiore, che riceve il sangue dalla parte del corpo sotto il diaframma, e la vena cava superiore, responsabile del drenaggio della parte superiore.

1.1 STRUTTURA DEL CUORE E DEL MUSCOLO CARDIACO

Il cuore si trova all'interno della cavità toracica, nel mediastino inferiore anteriore, spazio compreso tra i polmoni. Il suo asse maggiore è inclinato verso sinistra, in modo che quasi due terzi si localizzano alla sinistra del piano mediano. Il cuore è caratterizzato da una porzione superiore, detta base, da cui prendono attacco i grandi vasi citati sopra, e da un'estremità inferiore che si restringe nell'apice situata immediatamente sopra al diaframma. Un cuore adulto ha grossolanamente le dimensioni di un pugno.

Il cuore è racchiuso in un sacco fibrosiero detto pericardio. Questo è costituito da due foglietti: uno esterno chiamato pericardio parietale (sacco pericardico), e da un sottile strato più profondo detto pericardio viscerale (epicardio), che riveste la superficie del cuore. Tra il foglietto viscerale e quello parietale c'è uno spazio chiamato cavità pericardica, che avvolge il cuore e contiene una quantità pari a circa da 5 a 30 mL di liquido pericardico [1], prodotto dal pericardio sieroso. Questo liquido svolge la funzione di lubrificare i foglietti, permettendo al cuore di battere col minimo attrito e consentendo alle camere di espandersi, isolandolo dagli altri organi toracici.

La parete cardiaca è costituita da tre strati: l'epicardio, disposto sulla superficie del cuore, costituito principalmente da un epitelio squamoso semplice situato sopra uno strato sottile di tessuto areolare, il miocardio, formato dal muscolo cardiaco che costituisce la maggior parte della massa del cuore, e l'endocardio, che riveste la superficie interna delle camere e copre le valvole.

Le cellule elementari del muscolo cardiaco sono dette cardiociti o miociti e sono raggruppate in fasci che si attorcigliano attorno al cuore formando una spirale detta vortice del miocardio.

Il cuore è anche costituito da una struttura di sostegno chiamato scheletro fibroso. È formato da collagene e fibre elastiche ed è concentrato principalmente tra le cavità cardiache a livello della parete, a livello degli anelli fibrosi su cui poggiano le valvole e in lamine di tessuto che li connettono.

Lo scheletro fibroso fornisce il supporto strutturale al cuore, funge da isolante tra gli atri e i ventricoli, non essendo conduttore di elettricità, in modo che gli uni non possano stimolare gli altri, e tiene ancorati i cardiociti fornendo loro un 'punto d'appoggio' per esercitare la forza tensiva.

Come si può vedere in figura 1, il cuore ha quattro cavità, due superiori e due inferiori. Quelle situate sulla base superiore sono gli atri destro e sinistro: sono costituiti da pareti sottili che ricevono il sangue di ritorno attraverso le grandi vene e anteriormente presentano un'estensione chiamata auricola, che aumenta leggermente il loro volume. Le cavità inferiori, invece, sono i ventricoli destro e sinistro e rappresentano le pompe che convogliano il sangue nelle arterie, consentendo la circolazione in tutto il corpo.

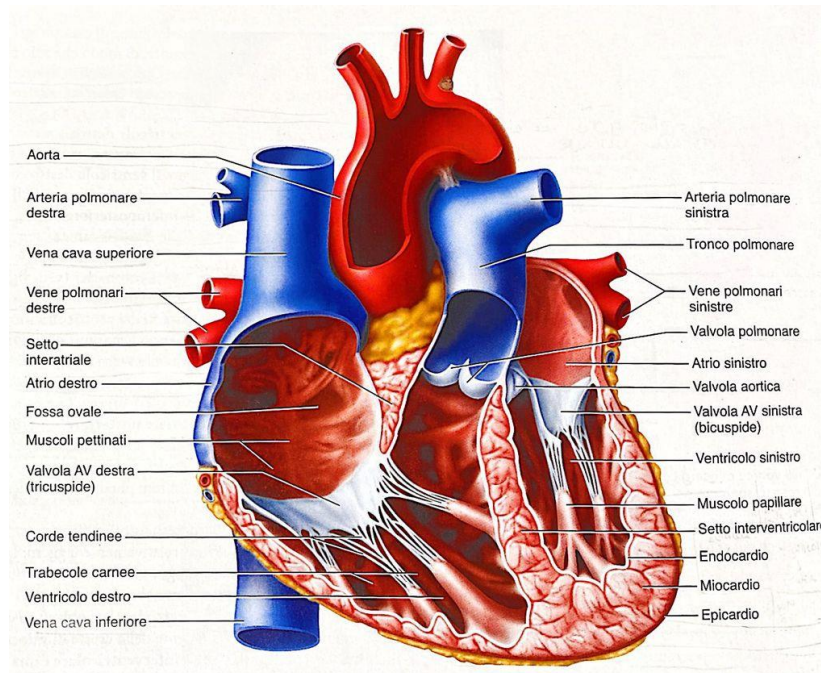


Figura 1. Conformazione interna del cuore, visione anteriore [1]

Gli atri sono caratterizzati da pareti più sottili perché hanno un carico di lavoro relativamente leggero, dovendo solo spingere il sangue nei ventricoli sottostanti e sono separati da una parete chiamata setto interatriale. Il ventricolo destro, invece, ha una parete moderatamente muscolare, poiché deve rifornire i polmoni, mentre in quello sinistro questa è più spessa da due a quattro volte, dal momento che esegue la maggior parte del carico di lavoro rispetto alle altre cavità pompando il sangue in tutto il corpo. Ad impedire la comunicazione tra questi c'è una parete verticale costituita da una prevalente componente muscolare detta setto interventricolare.

Sulla superficie i confini delle quattro camere sono delimitati da tre solchi all'interno dei quali passano i vasi coronarici: il solco coronario, che separa gli atri dai ventricoli, ed i solchi interventricolari anteriore e posteriore, che si estendono obliquamente dal solco coronario fino all'apice, rispettivamente uno sulla faccia anteriore e l'altro su quella posteriore.

Per garantire il corretto pompaggio di sangue, il cuore ha bisogno di valvole che assicurino l'unidirezionalità del flusso. Ne troviamo infatti una tra ogni atrio e il suo ventricolo, e un'altra nel punto in cui dai ventricoli prende origine l'arteria di competenza.

Ogni valvola è costituita di due o tre lamine fibrose di tessuto dette cuspidi o lembi, rivestite di endotelio. Tra atrio e ventricolo destri troviamo la valvola atrioventricolare (AV) destra che, essendo caratterizzata da tre cuspidi, è anche chiamata valvola tricuspide. Tra atrio e ventricolo sinistro, invece, c'è la valvola AV sinistra, chiamata anche bicuspidi per la presenza di soli due cuspidi o mitrale per la somiglianza al copricapo episcopale. Le cuspidi valvolari sono connesse a muscoli papillari di forma conica localizzati sul pavimento del ventricolo dalla presenza di corde tendinee filiformi.

Il flusso di sangue dai ventricoli alle arterie è regolato dalle valvole semilunari: quella che controlla l'uscita dal ventricolo destro nel tronco polmonare è detta polmonare, mentre quella che segue il convoglio nell'aorta dal ventricolo sinistro è nota come aortica. Essendo le cuspidi di queste attaccate alla parete arteriosa, non necessitano di corde tendinee.

L'apertura e la chiusura di tutte le valvole non sono causate dall'azione di un muscolo, bensì da cambiamenti nella pressione sanguigna. Il sangue fluisce dagli atri ai ventricoli e questi, una volta riempiti, iniziano a contrarsi spingendolo verso l'alto contro la superficie inferiore delle valvole stesse. Questa pressione fa sì che le valvole AV vengano chiuse e il sangue non può essere rispedito indietro. Nell'istante successivo si aprono le valvole semilunari consentendo l'espulsione del sangue dal cuore.

È importante sottolineare che la cavità destra e quella sinistra sono completamente separate: il sangue che è passato attraverso la circolazione sistemica fa rientro al cuore tramite la vena cava superiore e quella inferiore nell'atrio destro. Da qui passa nel ventricolo destro attraverso la valvola tricuspide e viene poi convogliato, tramite la valvola polmonare, nel tronco polmonare e nei polmoni per scambiare l'anidride carbonica con l'ossigeno. Il sangue torna poi nell'atrio sinistro da quattro vene polmonari, passa nel ventricolo sinistro attraverso la valvola mitrale e, in seguito alla contrazione, viene riversato nell'aorta passando per la valvola aortica ed inizia un altro viaggio nella circolazione sistemica.

Il muscolo cardiaco, raffigurato in figura 2, come quello scheletrico, è striato ma presenta diverse differenze fisiologiche e strutturali. I cardiociti sono cellule lunghe da 50 a 100 μm e larghe da 10 a 20 μm [1]. Sono caratterizzati da un nucleo centrale spesso circondato da una massa di glicogeno, che funge da deposito di energia. Il reticolo endoplasmatico manca di cisterne terminali e ha tubuli a T piuttosto grandi. Sono uniti alle loro estremità da dischi intercalari, strutture complesse scalariformi caratterizzate da: pieghe interdigitanti, giunzioni meccaniche (fascia adherens e desmosomi) che tengono uniti i cardiociti durante la contrazione, e giunzioni elettriche (gap junctions) che consentono agli ioni di fluire dal citoplasma di un cardiocita direttamente nel successivo.

È importante sottolineare, infine, che nel muscolo cardiaco sono assenti le cellule satelliti in grado di dividersi e rimpiazzare in parte le fibre muscolari morte. Questo comporta una minore capacità di riparazione del cuore danneggiato.

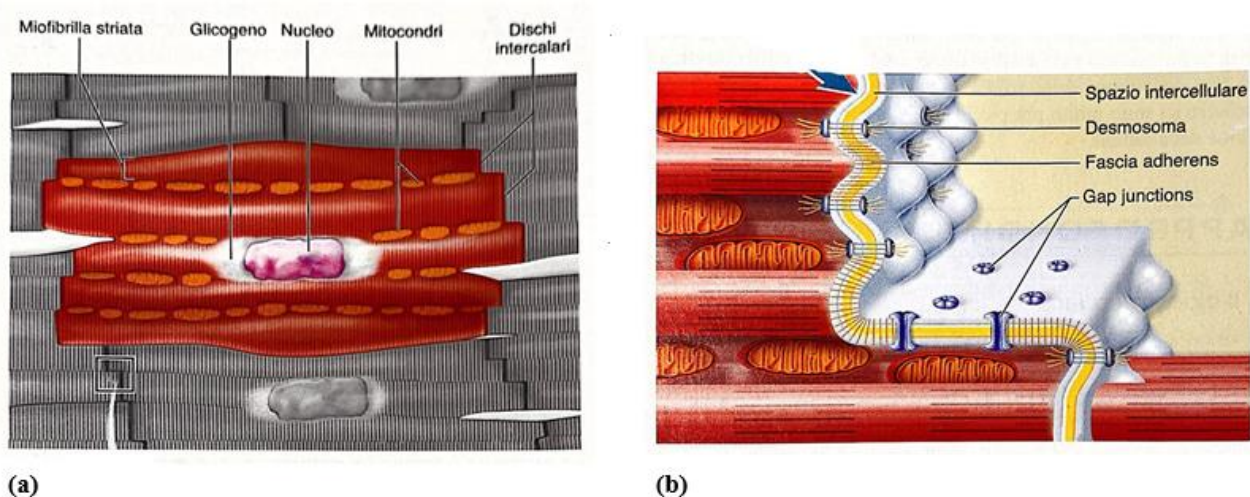


Figura 2. Muscolo cardiaco. (a) Struttura di un cardiocita e rapporti con cardiociti adiacenti. (b) Struttura di un disco intercalare [1].

1.2 SISTEMA CORONARICO

La circolazione coronarica è costituita dai vasi sanguigni della parete cardiaca e si compone di irrorazione arteriosa e drenaggio venoso, come si può notare in figura 3. Per quanto riguarda la prima, subito dopo che l'aorta lascia il ventricolo sinistro dà origine alle arterie coronarie: l'arteria coronaria sinistra (ACS) percorre il solco coronario sotto l'auricola sinistra e si divide in ramo interventricolare anteriore, che percorre il solco interventricolare anteriore verso l'apice, e in ramo circonflesso, che continua dando origine al ramo marginale sinistro e termina sulla faccia posteriore. L'arteria coronaria destra (ACD) irrorata atrio destro e nodo senoatriale, si sviluppa lungo il solco coronario sotto l'auricola destra e dà origine al ramo marginale destro. Questo prosegue fino al margine laterale di atrio e ventricolo destri, e al ramo interventricolare posteriore, che irrorata le pareti posteriori di entrambi i ventricoli e termina unendosi al ramo interventricolare anteriore dell'AC sinistra.

Il drenaggio venoso, invece, costituisce la via attraverso la quale il sangue lascia il cuore; circa il 20% del sangue coronario è rilasciato direttamente nelle camere cardiache attraverso le vene di Tebesio raggiungendo il ventricolo destro. Il restante 80% fa ritorno all'atrio destro passando per la vena cardiaca magna, che drena il sangue dalla faccia anteriore del cuore decorrendo in prossimità dell'arteria interventricolare anteriore, la vena interventricolare posteriore, che raccoglie il sangue dalla faccia posteriore, la vena marginale sinistra, che si sviluppa dall'apice verso l'alto in prossimità del margine sinistro, e il seno coronario.

Questo è una vena grande a decorso trasversale che si trova nel solco coronario sulla faccia posteriore del cuore e ha la funzione di raccogliere il sangue da tutte e tre le vene citate sopra per poi svuotarlo nell'atrio destro.

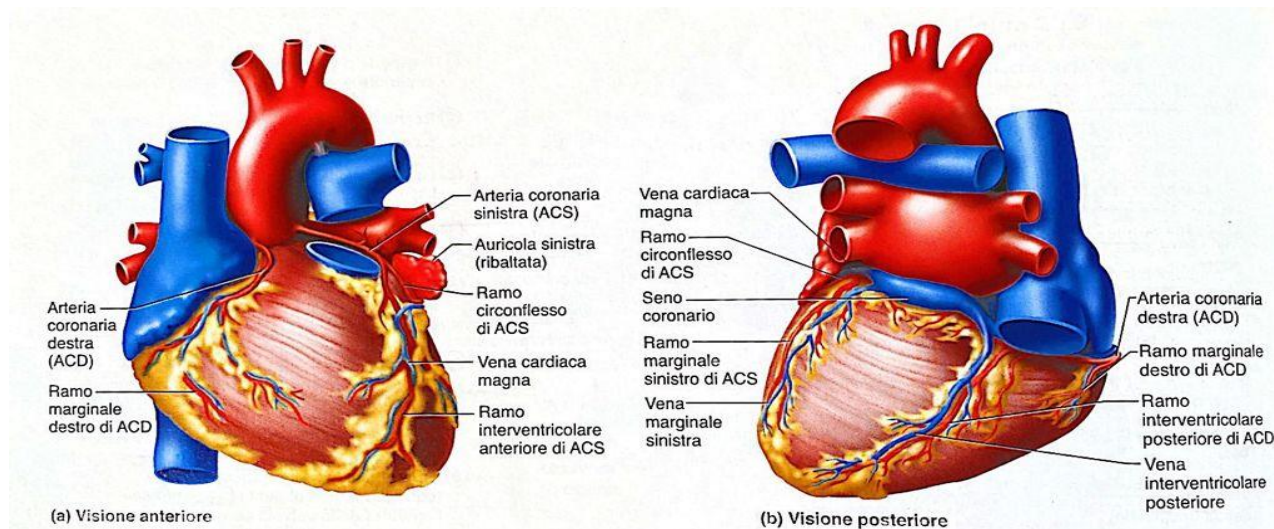


Figura 3. Principali vene e arterie coronariche [1].

1.3 INNERVAZIONE CARDIACA

Il cuore, sebbene sia dotato di un proprio pacemaker (vedi capitolo 1.4 SISTEMA DI CONDUZIONE), è innervato dal sistema nervoso autonomo, sia simpatico che parasimpatico. Ciò consente una modifica della forza di contrazione e del ritmo cardiaco. La stimolazione simpatica, infatti, è in grado di innalzare il battito cardiaco fino a 230 bpm e quella parasimpatica di abbassarlo fino a 20 bpm [1].

L'innervazione simpatica ha origine tra i segmenti toracici superiori del midollo spinale e quelli cervicali inferiori. I nervi cardiaci si sviluppano dai gangli cervicali e arrivano al miocardio ventricolare passando per il plesso cardiaco. Questa stimolazione tende ad aumentare la forza della contrazione ventricolare, sebbene anche gli atri siano innervati da alcune fibre.

Il parasimpatico innerva il muscolo cardiaco attraverso il nervo vago: quello di destra si dirama fino al nodo senoatriale (SA), mentre quello di sinistra arriva prevalentemente fino al nodo atrioventricolare (AV). I ventricoli sono caratterizzati da una scarsa stimolazione vagale perché i nervi vaghi rallentano la frequenza cardiaca. Questi influenzano principalmente il nodo SA mantenendo una frequenza a riposo di 70-80 bpm [1].

1.4 SISTEMA DI CONDUZIONE

Il sistema di conduzione cardiaco è costituito da cardiociti che hanno perso la loro capacità contrattile e si sono specializzati nella generazione e conduzione di segnali.

Come si evince dalla figura 2, gli impulsi elettrici vengono generati automaticamente dalle cellule nodali, presenti nel nodo SA, ad una frequenza compresa tra 60 e 100 bpm e si propagano

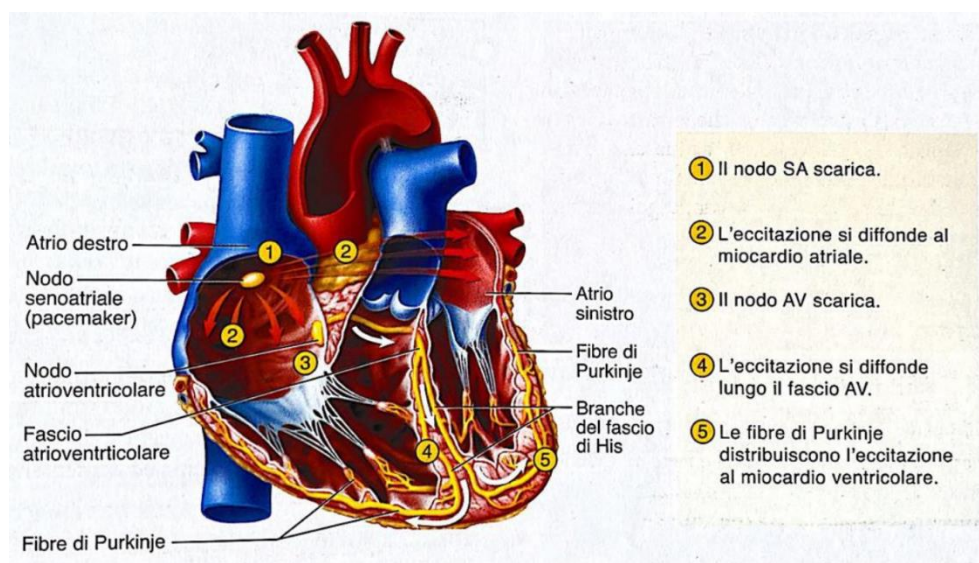


Figura 4. Sistema di conduzione cardiaco [1].

velocemente grazie alla presenza di giunzioni comunicanti alle cellule contrattili adiacenti. Il nodo SA è il pacemaker biologico che dà inizio a ogni battito e scandisce il ritmo cardiaco.

Tramite quindi le vie internodali l'impulso di depolarizzazione raggiunge il nodo AV, localizzato in prossimità della valvola AV destra all'estremità inferiore del setto interatriale, e si origina la contrazione ventricolare.

La contrazione si sposta in direzione dell'apice cardiaco attraverso il fascio di His, un cordone di miociti modificati attraverso il quale i segnali lasciano il nodo AV, che presto si biforca nelle branche sinistra e destra per poi entrare nel setto interventricolare e raggiungere l'apice. Qui l'onda di depolarizzazione viene trasmessa al miocardio ventricolare dando origine alla contrazione ventricolare tramite le fibre del Purkinje, processi simili alle fibre nervose, che formano una rete più elaborata nel ventricolo sinistro piuttosto che in quello destro.

1.5 CICLO CARDIACO

Il ciclo cardiaco è il ciclo completo di contrazione e rilassamento del cuore. La prima è data dall'eccitazione elettrica di una cavità, con conseguente espulsione di sangue dalla stessa, e prende il nome di sistole. Il rilassamento prende il nome di diastole e consente alla cavità di riempirsi.

Gli eventi elettrici del ciclo cardiaco, rappresentati in figura 5, si possono registrare tramite l'elettrocardiogramma (ECG), per mezzo di elettrodi posizionati in posizioni standardizzate sulla cute.

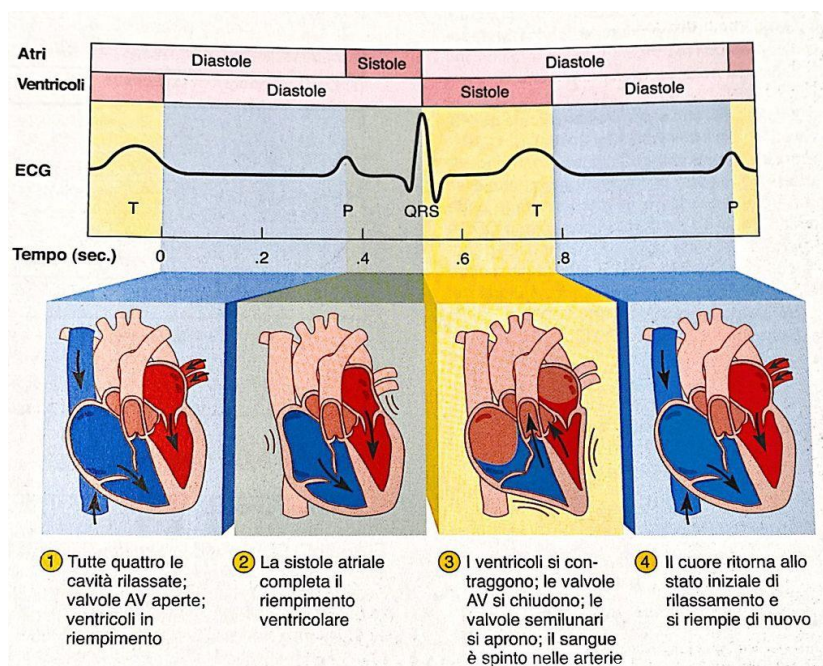


Figura 5. Ciclo cardiaco [1].

All'inizio tutte le cavità sono rilassate; le valvole AV sono aperte e ciò consente il riempimento parziale dei ventricoli. Si attiva poi il nodo SA a seguito della depolarizzazione delle cellule atriali, producendo l'onda P dell'ECG e dando inizio alla sistole atriale che termina con il riempimento dei ventricoli. Di conseguenza, si attiva anche il nodo AV e si depolarizzano anche le cellule ventricolari, generando il complesso QRS dell'ECG. In questa fase si possono osservare la sistole ventricolare e la diastole atriale: la prima poi, produce la chiusura delle valvole AV e l'apertura di quelle semilunari per consentire il passaggio del sangue nell'arteria polmonare e nell'aorta.

Infine, i ventricoli si ripolarizzano, fase corrispondente all'onda T nel tracciato elettrocardiografico. Il ciclo cardiaco appena descritto si ripete a intervalli regolati dal nodo SA, tipicamente ogni 0,8 s circa, in un cuore adulto a riposo.

2. LA CORSA

La corsa è una modalità essenziale di locomozione umana, durante la quale le fasi aeree balistiche, chiamate anche fasi di sospensione, nelle quali entrambi i piedi non sono a contatto col terreno, si alternano a fasi di appoggio [2]. Sono proprio le prime a differenziare la corsa dalla camminata.

L'acquisizione del movimento può registrare la cinematica della corsa in grande dettaglio. I modelli che si adattano quantitativamente a questi dati hanno un ampio significato per la prevenzione delle cadute, il miglioramento delle prestazioni atletiche e della locomozione umana, nonché per le protesi.

2.1 LA BIOMECCANICA DELLA CORSA

La fase di appoggio si compone di tre momenti come raffigurato in figura 6: l'ammortizzazione, nella quale il calcagno prende contatto con il suolo, il sostegno, dove il piede si trova in linea con il baricentro e produce una pronazione, ossia una torsione verso l'interno, o una supinazione, cioè una rotazione verso l'esterno, rullando in avanti, e la spinta, fase in cui l'arto inizia ad estendersi per fornire l'energia necessaria allo stacco dal terreno [3].

È importante notare come nella seconda fase il piede si trovi in asse col baricentro, mentre nella successiva questo si trovi più avanti per favorire la proiezione in avanti del corpo.

Il periodo di volo, invece, consiste nel recupero dell'arto inferiore di spinta, nel quale il ginocchio è flesso, nella propulsione del corpo in avanti e nella fase di discesa del piede, dove l'arto risulta quasi del tutto esteso e si prepara al contatto col suolo.

Durante la corsa si verifica un urto del piede a terra in un punto che si può considerare il perno del successivo moto di rotazione della gamba, indicato in figura 7 con O in corrispondenza del tallone.

Indicato con L la lunghezza dell'arto e supposto che tutta la massa (m) sia concentrata in H, punto relativo all'articolazione d'anca, si definisce $\mathbf{v}_1 = v_1 \hat{\mathbf{i}}$ la velocità di avanzamento nell'istante in cui inizia l'appoggio (t_1). Il modello in considerazione, quindi, prevede che questo avvenga in corrispondenza del tallone e che la gamba sia estesa in modo che si possa considerare come un segmento rigido [4].



Figura 6. Fasi della corsa.

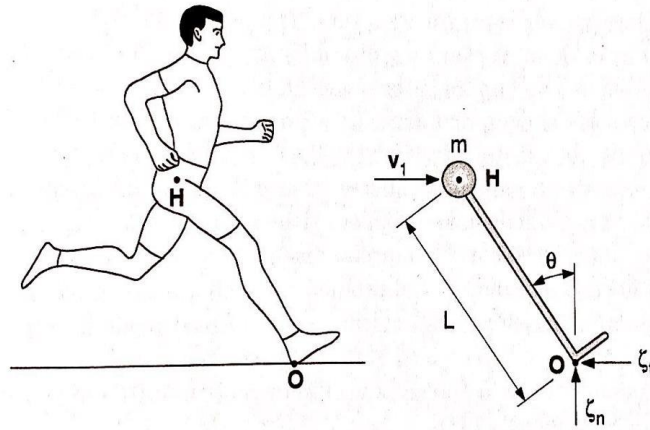


Figura 7. Urto del tallone a terra durante la corsa [4].

Si vogliono quindi a questo punto determinare l'impulso esercitato dal terreno sul piede e il moto risultante in seguito all'urto.

Nell'istante t_1 il punto di contatto col terreno è fisso e di conseguenza si può scrivere l'equazione dell'impulso angolare scegliendo come polo il punto O. Essendo però anche l'impulso della reazione vincolare dell'appoggio applicato in questo punto, il relativo impulso angolare risulta nullo ($\Delta O = 0$), e di conseguenza c'è conservazione del momento della quantità di moto:

$$K_{O1} = K_{O2} \Rightarrow -mv_1 L \cos(\theta) = mL^2 \omega_2 \quad (1)$$

Da ciò si ottiene la velocità angolare successiva all'urto:

$$\omega_2 = -\frac{v_1 \cos(\theta)}{L} \quad (2)$$

Il segno negativo della velocità angolare indica che la rotazione dell'arto avviene in senso orario per una velocità positiva. Sfruttando poi il teorema di Galileo, ricaviamo la velocità del punto H all'istante t_2 :

$$\mathbf{v}_2 = \boldsymbol{\omega}_2 \times (\mathbf{H} - \mathbf{O}) = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \omega_2 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} -L \sin(\theta) \\ L \cos(\theta) \\ 0 \end{bmatrix} = v_1 \cos(\theta) \begin{bmatrix} \cos(\theta) \\ \sin(\theta) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Si può quindi osservare che in seguito all'urto sia direzione che velocità del centro di massa variano. La variazione della quantità di moto è invece legata all'impulso delle reazioni vincolari secondo la seguente:

$$\boldsymbol{\zeta} = \mathbf{Q}_2 - \mathbf{Q}_1 = m\mathbf{v}_2 - m\mathbf{v}_1 \quad (4)$$

Scomponendo l'equazione 4 lungo gli assi cartesiani si ottiene:

$$\begin{aligned} mv_1 \cos^2(\theta) - mv_1 &= -\zeta_t \\ mv_1 \cos(\theta) \sin(\theta) &= \zeta_n \end{aligned} \quad (5)$$

Assumendo la massa pari a circa 70 Kg, la lunghezza 1 m, θ 35°, la velocità iniziale 4 m/s e la durata dell'urto pari a 0.1s, si osserva che il modulo dell'impulso vale circa 160 Ns e la reazione di contatto a terra assume un valore medio pari a circa 1600 N, un valore trenta volte maggiore il peso dello stesso atleta [4].

Durante l'impatto con il terreno il piede si comporta come un assorbitore d'urto deformandosi e riduce il carico trasmesso. A consentire questa deformazione sono la flessibilità dei tendini e dei legamenti tra le ossa del piede così come anche il tessuto sotto il tallone.

Risulta ovvio l'effetto benefico delle calzature sportive specifiche dal momento che la suola, costituita prevalentemente da materiale elastomerico, assorbe ulteriormente l'urto.

La corsa viene classificata in base alla velocità: quella appena descritta, nota anche come Jogging, è caratterizzata da un andamento che varia tra 8 e 16 km/h, mentre per valori superiori a quest'ultima si parla di sprint [3].

Le caratteristiche tecniche sopra illustrate cambiano all'aumentare della velocità; infatti i giunti degli arti inferiori aumentano la loro gamma di movimento per diminuire lo spostamento verticale del centro di massa. Pertanto i corridori più veloci richiedono più flessibilità e forza muscolare eccentrica rispetto ai corridori più lenti.

Velocità e lunghezza dell'andatura possono essere descritte analizzando: cadenza, cioè il numero di passi nell'unità di tempo (di solito passi/min), lunghezza della falcata, ossia la distanza tra i successivi contatti iniziali dello stesso piede, e lunghezza del passo, ovvero la distanza dal contatto iniziale di un piede al contatto iniziale del piede opposto [3].

Le variabili temporali e spaziali durante l'esecuzione sono generalmente correlate. L'aumento della velocità si ottiene aumentando le lunghezze del passo seguite dall'aumento della cadenza.

Con l'elevazione dell'andatura, c'è più tempo trascorso in fase di sospensione, ma la durata totale del ciclo di corsa diminuisce. Inoltre, il punto di contatto iniziale può cambiare: durante il Jogging è il calcagno il primo punto a toccare il terreno, mentre nello sprint è la parte anteriore del piede (mesopiede) a effettuare il contatto iniziale, come si può vedere in figura 8.

Tuttavia, anche l'efficienza e l'economia della corsa cambiano [3]. Tradizionalmente queste sono misurate valutando l'uso di ossigeno ad una data velocità, ma per analizzare il costo energetico non bisogna valutare anche la biomeccanica in esecuzione.

Per un particolare individuo, l'allenamento consente al corpo di adattarsi biomeccanicamente nel tempo per ottenere il modello di andatura di corsa che spende minor energia.

2.2 ADATTAMENTO FISILOGICO DEL CUORE DURANTE LA CORSA

L'ingrandimento cardiaco negli atleti era già riconosciuto entro la fine del XIX secolo attraverso le percussioni del torace negli sciatori di fondo, ed è stato successivamente confermato dall'uso della radiografia. L'avvento dell'ecocardiografia ha poi permesso di ottenere una migliore comprensione del cuore degli atleti, utilizzando anche varie tecniche come ad esempio la risonanza magnetica.

L'attività fisica è associata a cambiamenti emodinamici ed altera il carico del cuore. Nell'esercizio dinamico, le principali caratteristiche emodinamiche sono l'aumento della gittata cardiaca (prodotto fra frequenza cardiaca e volume sistolico), la diminuzione della resistenza vascolare sistemica e di conseguenza l'aumento moderato della pressione sanguigna [5]. La resistenza vascolare sistemica diminuisce e di conseguenza la pressione sanguigna aumenta moderatamente. Il carico sul cuore è prevalentemente quello del volume.



Figura 8. Contatto del mesopiede col terreno durante lo sprint.

Durante l'esercizio fisico, quindi, le condizioni di carico ventricolare possono portare, a lungo termine, a ipertrofia ventricolare sinistra (IVS). In particolare, ciò comporta due tipi di adattamenti che consentono di normalizzare lo stress delle pareti: IVS eccentrico, che consiste nell'ingrandimento del diametro interno del ventricolo sinistro e un aumento proporzionale dello spessore della parete, e IVS concentrico, ossia un ispessimento della parete ventricolare senza alterazione delle dimensioni dovuto al carico della pressione [5]. Tuttavia, per ottenere cambiamenti significativi nella frequenza cardiaca, nella massa ventricolare sinistra e nella potenza aerobica sono necessarie più di tre ore di allenamento alla settimana come mostrato in figura 9.

Mentre il ventricolo sinistro è stato esaminato in molti studi, i limiti della tecnica ecocardiografica non chiariscono il coinvolgimento di quello destro. Perciò è stata utilizzata anche la risonanza magnetica, che, oltre a confermare quanto detto in precedenza, ha mostrato un aumento del volume diastolico finale e della massa del ventricolo destro rispettivamente del 25% e del 37% [5]. Si può quindi concludere che un allenamento di resistenza regolare e intenso si traduce in un ingrandimento ventricolare equilibrato.

L'esempio ideale di esercizio dinamico è proprio la corsa: i corridori, infatti, presentano una frequenza cardiaca inferiore a riposo ed a parità di livelli di sforzo, un diametro interno ventricolare sinistro più grande, una parete più spessa e massa ventricolare sinistra maggiore rispetto a parametri cardiaci normali.

In particolare, nei corridori a lunga distanza come maratoneti e mezzofondisti l'aumento dello spessore della parete è leggermente più pronunciato e questo rende il cuore meno elastico, mentre i velocisti sono caratterizzati da una capacità di adattamento migliore in base alle esigenze. Queste caratteristiche sono spiegate dai diversi regimi di allenamento: i primi effettuano sedute prolungate tenendo sempre lo stesso ritmo, mentre i secondi svolgono un lavoro intermittente, alternando sforzi che spingono il cuore a lavorare e fasi di recupero.

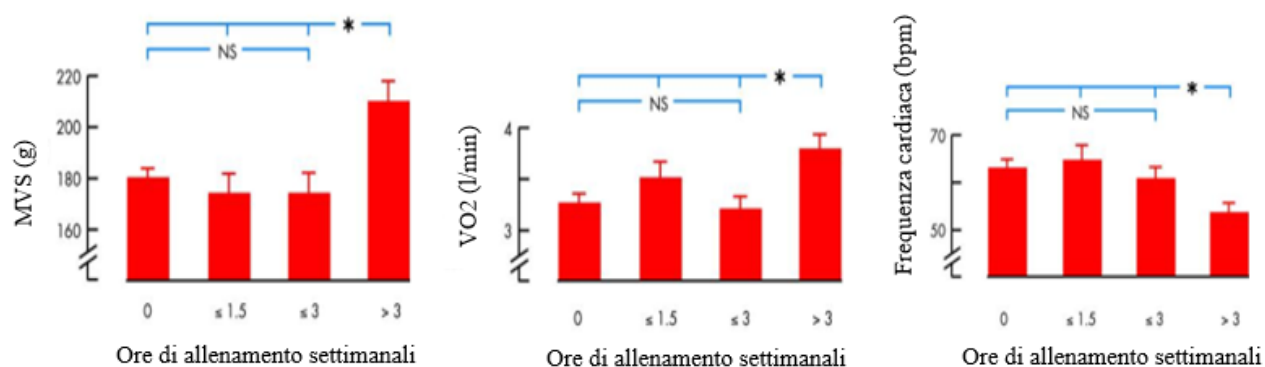


Figura 9. Effetto ore di allenamento su massa ventricolare sinistra (MVS), assorbimento massimo di ossigeno (VO₂) e frequenza cardiaca [5].

L'attività fisica è importante per la salute generale poiché previene malattie croniche e loro precursori. Per quanto riguarda la corsa, in particolare, è stato dimostrato che è associata ad una ridotta mortalità totale, cardiovascolare, tumorale, neurologica ed infettiva. Comporta inoltre un miglioramento della forma aerobica e delle funzioni cardiovascolari, sia a riposo che durante la prestazione [6].

Infine, la corsa ha importanti implicazioni positive per la salute mentale [7].

2.3 MORTE CARDIACA IMPROVVISA LEGATA ALLO SPORT

La morte cardiaca improvvisa (MCI) è una tragedia a qualsiasi età ed in qualsiasi circostanza, ma lo è forse ancora di più quando riguarda la vita di un atleta, l'individuo che incarna salute e stile di vita sano.

È definita come morte inaspettata che in una persona con una malattia cardiaca sconosciuta si verifica entro un'ora dall'insorgenza di sintomi (dolore toracico, affaticamento, difficoltà respiratorie), mentre in una persona che non ne mostra entro un lasso di tempo di ventiquattro ore. Queste tragedie generano una notevole attenzione nella comunità locale, che sta impegnando sempre più risorse nella speranza di prevenire nuovi casi. Tuttavia, affrontare questo problema risulta complesso dal momento che in uno sport sono richiesti diversi livelli di prestazione cardiaca, e quindi si dovrebbe effettuare uno studio individuale per ogni atleta.

La maggior parte delle anomalie cardiache che contribuiscono alla MCI sono ereditarie e predispongono l'atleta ad essa attraverso aritmie ventricolari, ma possono anche essere quiescenti [8].

Generalmente rientrano in tre categorie: elettriche, acquisite e strutturali. Le prime comprendono la sindrome di Wolf-Parkinson-White (WPW), caratterizzata dalla presenza di una branca anomala nel tessuto di conduzione che dal nodo SA si propaga fino alla base dei ventricoli, la sindrome del QT lungo, che comporta un ritardo della fase di ripolarizzazione ventricolare dovuto ad un allungamento dell'intervallo QT, la sindrome di Brugada, anomalia legata ai canali del sodio sensibili al potenziale, e la tachicardia ventricolare polimorfa catecolaminergica [9]; le anomalie acquisite possono essere causate da infezioni, che si traducono in miocarditi, traumi, che comportano commotio cordis, abuso di stupefacenti o dall'ambiente, che provocano ipertermia; fanno parte delle anomalie strutturali,

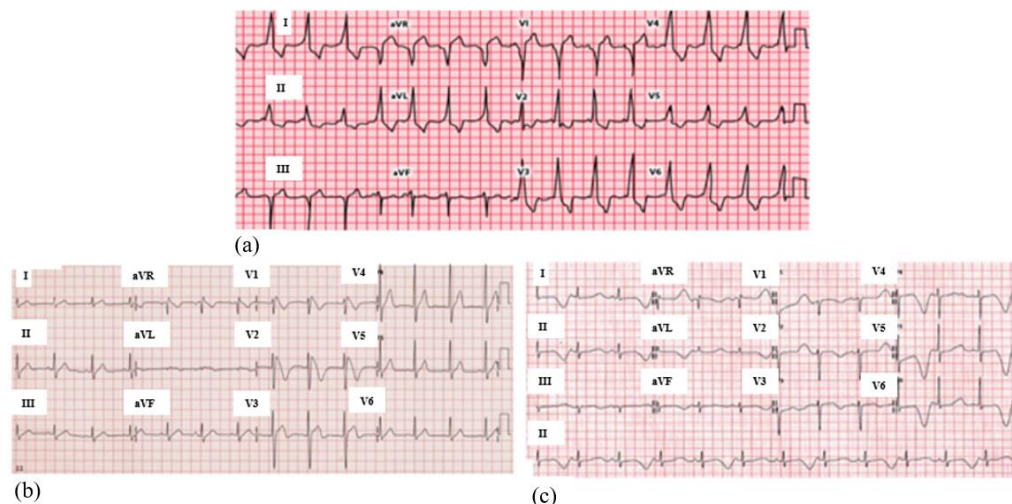


Figura 10. ECG di pazienti affetti da alcune anomalie cardiache. (a) Sindrome WPW. (b) Sindrome di Brugada. (c) Sindrome QT lungo.

invece, la cardiomiopatia ipertrofica, ossia un ispessimento del muscolo cardiaco, la sindrome di Marfan, la cardiomiopatia ventricolare destra aritmogena, la stenosi aortica, cioè un restringimento della valvola aortica che ostacola il passaggio di sangue dal ventricolo all'arteria, ed anomalie congenite delle arterie coronarie, dovute ad un'origine sbagliata del seno aortico [8].

Tra queste, uno studio mostrato in figura 11 ha evidenziato che le più comuni cause di MCI sono cardiomiopatie ipertrofiche (36% nei giovani atleti), anomalie alle arterie coronarie (dal 7% al 17% degli atleti) e cardiomiopatie ventricolari destre aritmogene (24% degli atleti nella regione Veneto) [8]. Inoltre, è molto alta la percentuale di morti non associate ad un'anomalia cardiaca e quindi inspiegabili.

Tuttavia, un atleta colpito da arresto cardiaco improvviso può essere rianimato in maniera efficiente grazie all'utilizzo di un defibrillatore esterno automatizzato, tramite il quale si depolarizzano tutte le miocellule cardiache in modo da eliminare gli impulsi generatori delle anomalie. Le possibilità di rianimazione, inoltre, aumentano in base a quanto è adeguata la preparazione di chi interviene, ma anche in base alla velocità con cui si ha accesso al dispositivo salvavita ed alla regolarità con cui si aggiornano i piani di emergenza.

È importante sottolineare come vari studi effettuati indicano che lo sforzo fisico effettuato da atleti professionisti pone un rischio di MCI maggiore da 2.4 a 4.5 volte rispetto a quello fatto dai non atleti [8].

Per quanto riguarda l'incidenza della MCI nella corsa, è stato dimostrato come queste sono associate ad un basso rischio: su 10.9 milioni di corridori, infatti, con età media di 42 ± 13 anni, solo 59 hanno

avuto un arresto cardiaco, per 42 dei quali fatale, con un tasso di incidenza di 0.54 ogni 100000 atleti, e la maggior parte di essi presentavano malattie cardiache [10].

Tuttavia, il tasso di incidenza aumenta in modo significativo durante le maratone, passando a 1.01 ogni 100000 [10]. Inoltre, hanno avuto maggiore incidenza di arresto cardiaco gli uomini, 0.90 ogni 100000, piuttosto che le donne, 0.16 ogni 100000 [10].

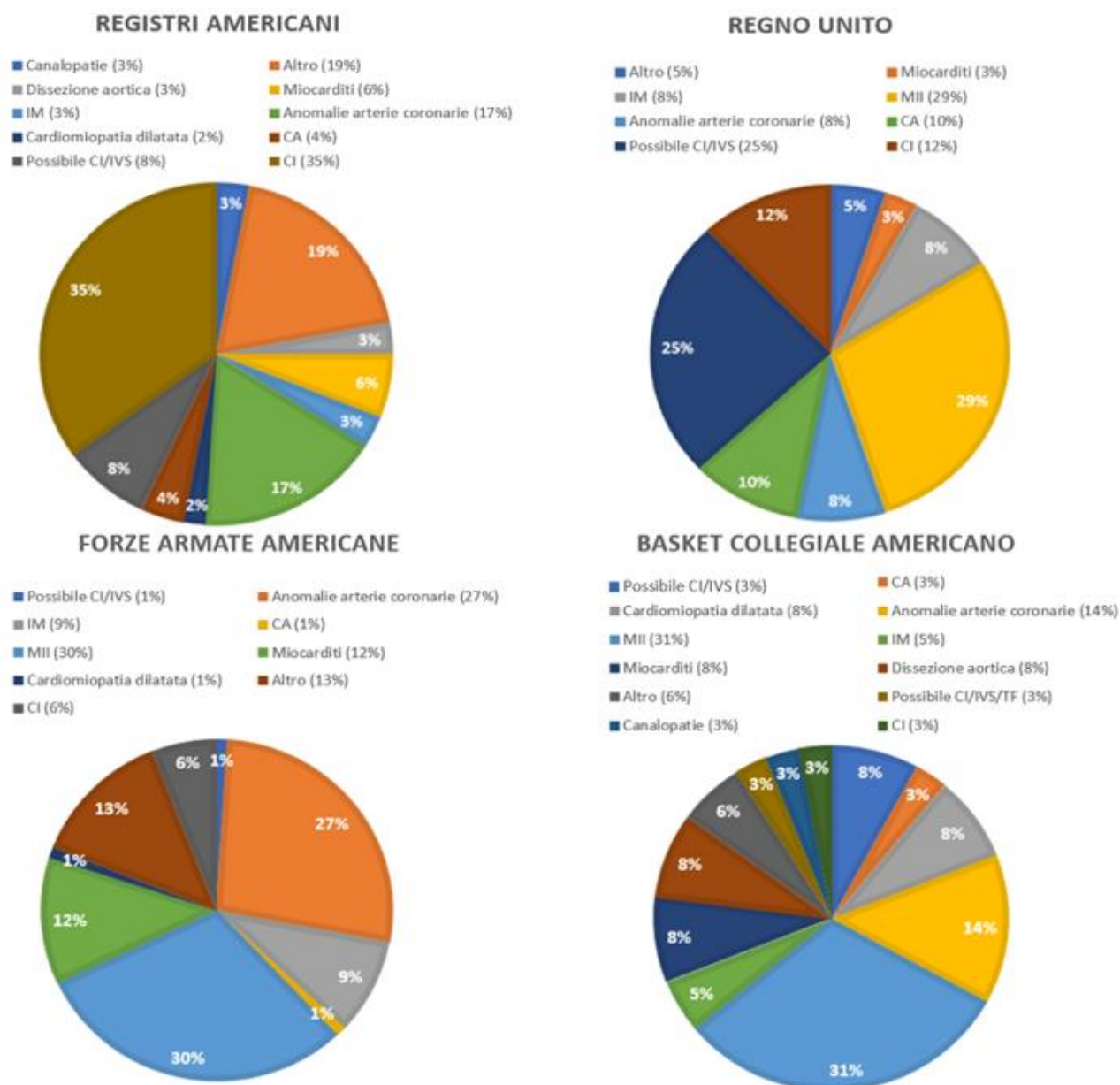


Figura 11. Confronto cause MCI in quattro diverse popolazioni atletiche: Registri americani, Regno Unito, Forze armate americane, Basket collegiale americano. [8]

CA = cardiomiopatia aritmogena; CI = cardiomiopatia ipertrofica; IM = infarto miocardico; IVS= ipertrofia ventricolare sinistra; MII = morte improvvisa inspiegabile; TF = tratto falciforme.

3. SENSORI INDOSSABILI

Un sensore indossabile è un dispositivo che converte una misura fisica in un segnale letto da un osservatore o da uno strumento. Ne esistono diverse tipologie e possono svolgere funzioni molto diverse tra loro.

Tuttavia, sono tutti caratterizzati da proprietà di base simili importanti ai fini del monitoraggio di parametri fisiologici: la sensibilità, che indica quanto cambia l'output del sensore quando varia una quantità misurata, la portata, che descrive la variazione di quantità da minima a massima che il sensore è in grado di misurare, l'accuratezza, che si riferisce al grado di vicinanza di una quantità misurata al suo valore effettivo o reale, e la precisione, che indica il grado in cui differiscono le misurazioni multiple di una quantità.

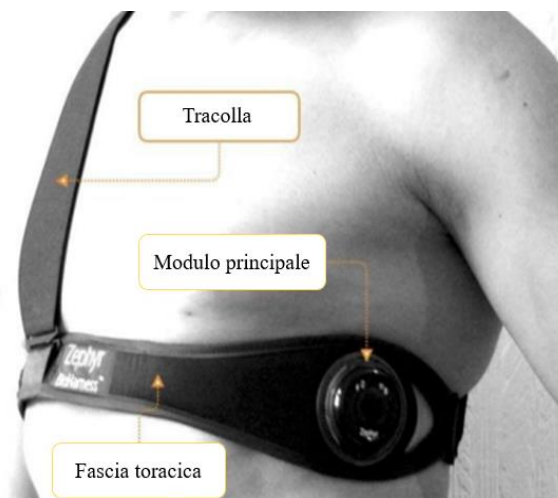
Inoltre, i sensori sono costituiti da due componenti principali: elementi di rilevamento, o trasduttori, che convertono un tipo di energia (ad esempio il movimento) o un attributo fisico (postura) in tensioni allo scopo di una misurazione più facile, e dispositivi di acquisizione dati per il campionamento digitale della forma di energia convertita, che viene trasformata in un segnale ed elaborata per mantenere parametri e quantità desiderate ed eliminare rumore ed artefatti [11].

I sensori e dispositivi indossabili (esempi mostrati in figura 12) hanno avuto un forte aumento delle vendite negli ultimi anni e si sono integrati nelle vite quotidiane dei consumatori, non sono solo quelli con malattie croniche ma anche soggetti clinicamente sani.

Questa crescita della domanda è dovuta al fatto che consentono il monitoraggio di parametri fisiologici che indicano lo stato di salute a prezzi non troppo elevati ed in ogni momento della giornata. È un vantaggio molto importante per soggetti patologici se si pensa al fatto che possono



(a)



(b)

Figura 12. Esempi di sensori indossabili. (a) Apple Watch. (b) Fascia Bioharness Zephyr.

essere seguiti a distanza dal medico curante, che non dispone solo delle acquisizioni fatte durante una visita ma può valutare il comportamento del paziente su un arco di temporale molto più ampio.

3.1 SENSORI DI MOVIMENTO

I sensori di movimento consentono di studiare i parametri fisici dinamici del corpo umano come andatura, tremore e discinesia per realizzare un monitoraggio in tempo reale e a lungo termine.

La forma più semplice e più usata sono i pedometri (vedi figura 13(a)), dispositivi che registrano un “passo” ogni volta che l’accelerazione verticale del braccio di leva supera la soglia di sensibilità alla forza. Sono consigliati in vari programmi di salute aziendale e di fitness che prevedono il raggiungimento di un certo numero di passi giornalieri per mantenersi in forma. Inoltre, è importante sottolineare come si sono dimostrati molto più utili per promuovere uno stile di vita più attivo piuttosto che in sport agonistici, dal momento che sono incapaci di percepire cambiamenti di direzione e di indicare il dispendio energetico, parametro cruciale per valutare l'intensità di un regime di allenamento.

Per avere accesso a dati più avanzati sulle prestazioni si utilizzano sensori di movimento detti accelerometri o giroscopi. Questi, essendo provvisti di dispositivo meccanico per rilevare il movimento e di un microchip per l’interpretazione del segnale registrato, sono in grado anche di stimare il dispendio energetico integrando nel tempo l’accelerazione verticale.

Il processo tecnologico e lo sviluppo di dispositivi di sistemi microelettromeccanici (MEMS), mostrati in figura 13(b), consentendo il confezionamento di più trasduttori insieme, hanno concesso ad un singolo sensore la capacità di percepire il movimento in più dimensioni.

Gli accelerometri, quindi, generano analisi accurate dei movimenti atletici con tassi di campionamento più elevati e misurazioni più accurate. Inoltre, grazie ad un design a basso costo e ad una buona portabilità, negli ultimi anni si sono sviluppati dispositivi portatili come Fitbit, Nike Fuelband e Microsoft band, che hanno visto un significativo aumento della forma fisica personale rilevando parametri che sono poi inviati ad un account utente personale [12].

Un'altra tipologia di sensori di movimento sono i dispositivi satellitari di posizionamento globale (GPS). Questi costituiscono un’alternativa agli accelerometri nella misurazione dei dati nell’atletica e vengono spesso utilizzati negli sport di gruppo per modificare i regimi di allenamento ai fini di migliorare le prestazioni degli atleti. Sono, infatti, in grado di raccogliere dati come chilometraggio, passi, ritmo, dispendio calorico, altitudine e velocità in tempo reale, consentendo la loro tabulazione in programmi di software opportuni per tracciare le prestazioni dell’utente [12].

Per fare ciò, i GPS acquisiscono i segnali provenienti dai satelliti in orbita attorno al pianeta, provvisti di orologi atomici, e li sincronizzano per determinare velocità e posizione del ricevitore, triangolando la loro posizione. Questo processo richiede una chiara linea di vista verso quattro o più satelliti e le informazioni raccolte sono poi mappate su dal sistema di informazione geografica (SIG) per identificare strutture di interesse sul percorso [11].

Tuttavia, una delle principali limitazioni dei dispositivi GPS è che sono in grado di svolgere queste funzioni solo se l'attività è svolta all'aperto: in caso di attività in luoghi chiusi, di passaggi in un tunnel o di campo visivo ostruito da edifici alti ed alberi il segnale viene interrotto.

Questo tipo di tecnologia è stato incorporato in diversi dispositivi indossabili come Vivofit e Vivoactive (Garmin), Polar M400 (mostrato in figura 13(c)), Surge e GPSport [12].

3.2 SENSORI FISIOLOGICI

I sensori fisiologici o biofisici, posti in contatto con la pelle, permettono la misurazione in tempo reale di parametri che hanno grande valore nelle applicazioni mediche come pressione sanguigna, frequenza cardiaca e temperatura corporea. Sono caratterizzati da proprietà diverse a seconda delle applicazioni e dei laboratori di sviluppo che li producono ma consentono la misurazione accurata del dispendio energetico di chi li indossa. Inoltre, questi sensori, misurando le risposte fisiologiche alle attività, sono in grado offrire parametri clinicamente più rilevanti necessari per esaminare le relazioni tra esercizio fisico e salute.

Il monitoraggio fisiologico più comune è quello fatto dai cardiofrequenzimetri: questi consentono la valutazione della frequenza cardiaca, indicatore molto utile per intensità dello sforzo e adattamento fisiologico in quanto aumenta linearmente in proporzione all'intensità del movimento ed al volume di ossigeno consumato dal muscolo. I dispositivi standard per l'analisi di questa comprendono un

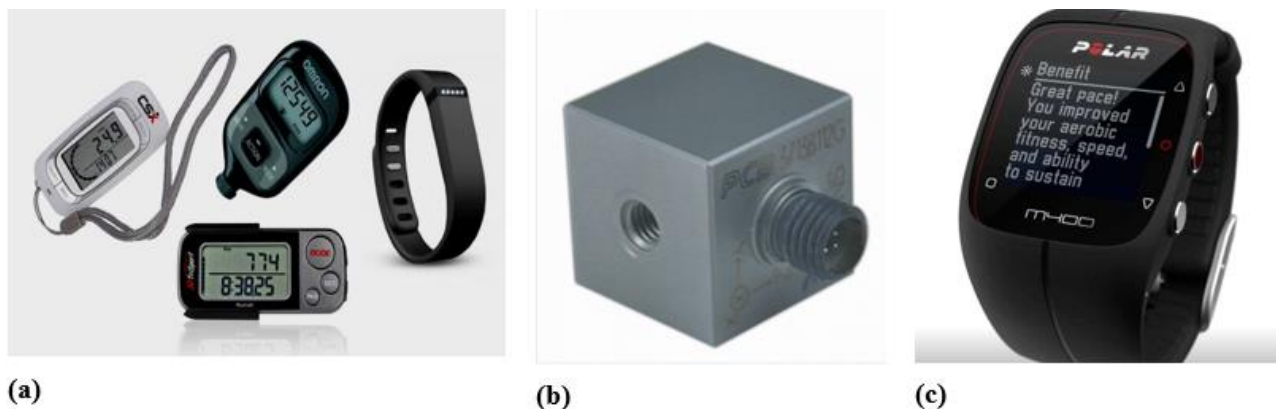


Figura 13. Alcuni sensori di movimento. (a) Pedometri. (b) Accelerometro MEMS. (c) Dispositivo indossabile Polar M400 con GPS integrato.

trasduttore posto sul torace che trasmette i dati a un display da polso wireless (esempio mostrato in figura 14(a)), mentre quelli più recenti sono dotati anche di sensori ottici (braccialetti o smartphones) in grado di rilevarla direttamente dal polso o dalla punta delle dita. Il sistema di acquisizione dati digitalizza e memorizza il segnale relativo alla frequenza cardiaca per intervalli di tempo programmati, che variano dai cinque ai quindici secondi per i primi fino a diverse ore per i secondi [11].

Sebbene più ingombranti, i dispositivi standard hanno una maggiore accuratezza a frequenze elevate e sono meno sensibili agli artefatti del movimento [12]. In generale, entrambi consentono di valutare l'intensità dell'esercizio fisico dal momento che dalla frequenza cardiaca si possono estrapolare l'assorbimento massimo di ossigeno (VO_2) e di conseguenza anche il dispendio energetico, essendo questi legati da una relazione lineare. Inoltre, possono anche essere combinati con analisi cinematiche per controllare atleti che praticano sport di gruppo come calcio, rugby e pallacanestro [12].

Monitorando la frequenza cardiaca è importante fare delle considerazioni riguardo la suscettibilità al rumore. Infatti, la presenza di altri dispositivi elettronici, nonché gli artefatti del movimento stessi, generano interferenze che possono essere minimizzate avvicinando trasduttore e sistema di acquisizione dati, oppure utilizzando un gel elettrolitico per aumentare la conduttività tra la pelle e il sensore stesso.

La principale limitazione all'uso di questo indice, però, è rappresentata dalla sua natura relativa: sia quella a riposo che le sue variazioni dipendono dal livello di forma fisica autonomo, dallo stato emotivo ed anche dall'eventuale utilizzo di farmaci cardioattivi.

Un'altra tipologia di sensori fisiologici rileva la temperatura corporea assoluta e flusso di calore. Svolgono queste funzioni, ad esempio, i cerotti dermici, che hanno il vantaggio di poter essere posizionati in ogni parte del corpo e cambiano colore in base alla temperatura misurata, e bracciali in cui sensore e sistema di acquisizione dati si trovano in un'unica unità. Riguardo a quest'ultimi i più diffusi sono SenseWear Armband, mostrato in figura 14(b), che sfrutta il flusso di calore convettivo in combinazione con accelerometria, temperatura e risposta galvanica della pelle, e LifeChek, una fascia da braccio in grado di percepire tutti e quattro i componenti del flusso di calore (conduttivo, evaporativo, radiativo e convettivo) [11].

Dispositivi di questo tipo comunicano con i sistemi di acquisizione attraverso le radiofrequenze e consentono la registrazione dei segnali fisiologici una volta al minuto, ma lasciano dei problemi

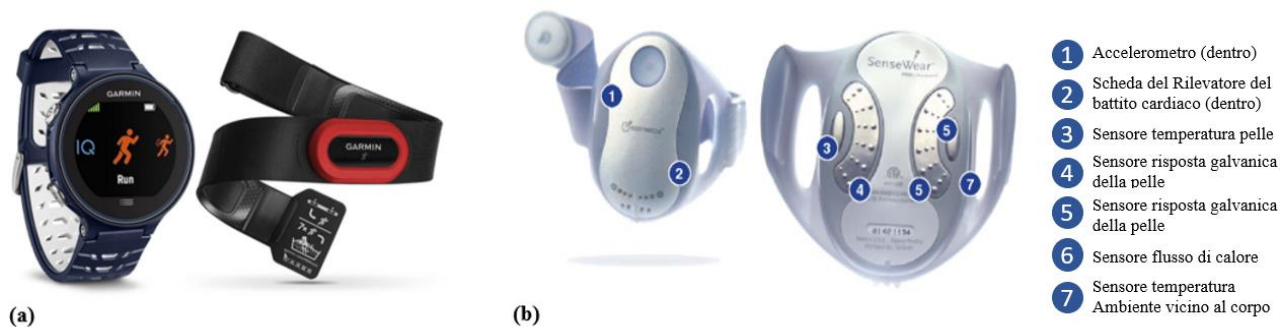


Figura 14. Alcuni tipi di sensori fisiologici. (a) Cardiofrequenzimetro standard. (b) Componenti di un sensore di temperatura e flusso SenseWear Armband.

irrisolti dal punto di vista della misurazione, come ad esempio il ritardo necessario per dissipare calore dopo aver svolto un esercizio dispendioso. Bisogna inoltre prestare attenzione nel caso di valutazione di attività fisica in quanto questi in molti casi misurano i cambiamenti significativi di temperatura e flusso in tutto il corpo non tenendo conto dell'abbigliamento utilizzato e dell'ambiente esterno [11]. Di conseguenza risulta impossibile effettuare controlli di routine ed una calibrazione dei dati forniti da ciascun componente.

Inoltre, poiché la frequenza cardiaca è un parametro nel dominio del tempo, si ha una maggiore comparabilità anche quando vengono utilizzati sensori diversi, a differenza degli studi di monitoraggio basati sugli accelerometri [11].

Durante l'elettrocardiografia, gli elettrodi vengono posizionati sulla pelle in posizioni standardizzate per registrare l'attività elettrica del muscolo cardiaco. I dispositivi indossabili in grado di rilevare l'ECG sono molto utilizzati in quanto forniscono diagnosi dinamiche rapide ed accurate, e sono caratterizzati da un numero più basso di elettrodi rispetto ai macchinari utilizzati in ambito clinico. Ovviamente, un adeguato posizionamento e un buon contatto tra pelle ed elettrodi risultano essenziali per ottenere un ECG più preciso e per ridurre i rumori esterni. Di conseguenza dispositivi applicati sull'area laterale del torace forniscono segnali di qualità superiore a quelli applicati sul polso.

Molti sensori indossabili, come ad esempio quello mostrato in figura 15 (a), sono dotati di una configurazione a tre elettrodi, di cui due attivi, che fungono da ingressi differenziali dell'amplificatore, ed uno di terra per ridurre il danno causato da eventuali perdite di corrente. Questi, inoltre, integrano software per l'elaborazione dei dati che includono filtri passa alto e passa basso per il filtraggio dei rumori ad alta e bassa frequenza, dovuti rispettivamente agli artefatti del movimento ed alla respirazione, e per lo studio del segnale, effettuato individuando i complessi caratteristici dell'ECG che permettono di stimare lo stato di salute analizzando la loro durata, la loro ampiezza e la loro morfologia.

Altri sensori fisiologici, infine, possono essere utilizzati per misurare componenti specifici dell'attività fisica, come l'elettromiogramma (EMG) superficiale, che richiede però un'accuratezza e una precisione particolari. L'elettromiografia è una tecnica che consente la valutazione dei segnali elettrici muscolari; quando le cellule muscolari sono attivate, infatti, si generano dei potenziali indicativi dello stato di salute, dei livelli di resistenza e di quelli di affaticamento che possono essere rilevati. Anche i sensori indossabili in grado di fornire l'EMG (esempio in figura 15 (b)) sono caratterizzati da tre elettrodi, di cui due attivi posti in corrispondenza dei muscoli ed uno di riferimento. I segnali EMG hanno un'ampiezza legata alla dimensione ed alla profondità dei muscoli che si contraggono (varia da μV a mV), e presentano inizialmente dati grezzi non adatti per l'analisi diretta. Tra i vari metodi di filtraggio quello più efficace prevede il calcolo del valore quadratico medio, indicativo del livello dell'attività fisiologica durante la contrazione, e la normalizzazione del segnale, ottenuta dividendo tutti i valori quadratici per quello massimo.

3.3 SENSORI BIOCHIMICI

I sensori biochimici consentono di rilevare vari composti organici quali glucosio, lattato, acido urico (AU), dopamina, acido ascorbico (AA) ed alcol generalmente presenti in vari fluidi corporei.

I sensori indossabili di glucosio consentono il suo monitoraggio in tempo reale per migliorare la salute fisica e la qualità della vita di chi li indossa; infatti, diabete, pancreatite, iperglicemia sono solo alcune complicazioni causate dal metabolismo anomalo del glucosio, che provoca ogni anno la morte di più di tre milioni di persone in tutto il mondo [13]. Questo perché, non sapendo se i livelli sono normali nella vita quotidiana, l'individuazione ed il trattamento di tali malattie avviene con molto ritardo.

I sensori indossabili di glucosio, mostrati in figura 16, possono essere distinti in enzimatici e non enzimatici. Nei primi, caratterizzati da un'elevata sensibilità e da un'eccellente selettività, l'elettrodo

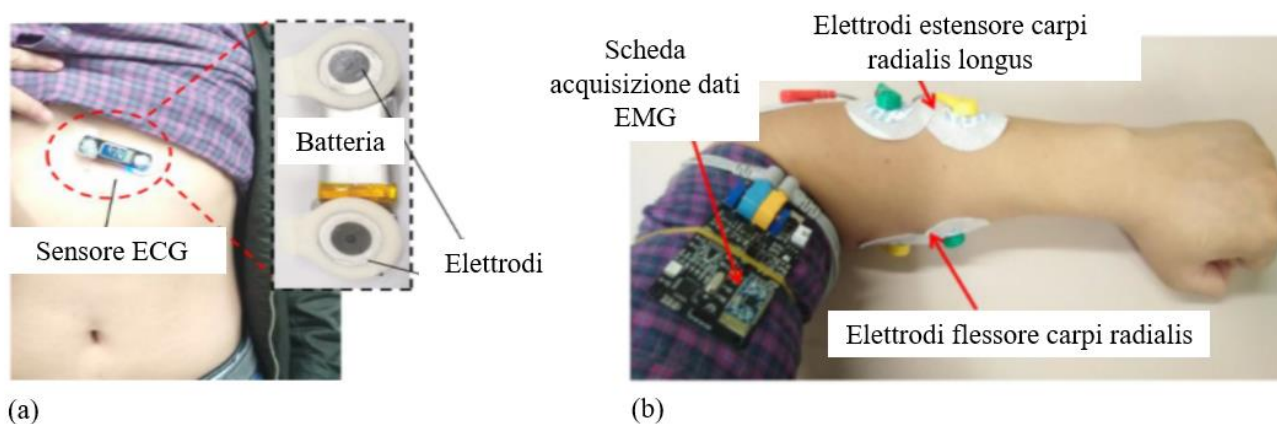


Figura 15. Sensori indossabili per l'acquisizione dei segnali ECG (a) e EMG (b).

enzimatico è costituito da inchiostro di grafite di carbonio, blu prussiano e glucosio ossidasi. Da questo si ottengono glucolettone e perossido di idrogeno, che determinano la quantità di glucosio nelle lacrime. Così facendo questo parametro viene rilevato in tempo reale e in maniera non invasiva [13]. Tuttavia, questa tipologia di sensori risulta instabile a lungo termine a causa della variabilità dell'attività enzimatica in diverse condizioni come temperatura, pH e forza ionica, che può portare anche al funzionamento anomalo del sensore stesso.

Perciò si sta concentrando particolare attenzione sui sensori di glucosio basati su elettrodi non enzimatici, che sfruttano principalmente materiali con caratteristiche elettrocatalitiche migliori come oro, platino, palladio ed ossidi metallici a base di rame e nichel [13]. A differenza delle controparti enzimatiche, questi utilizzano una membrana selettivamente permeabile oppure ottimizzano le dimensioni dei pori dei materiali per migliorarne la sensibilità stessa. Sono inoltre caratterizzati da una stabilità di lavoro superiore dal momento che si utilizzano elettrodi non soggetti a perdita di attività elettrochimica in relazione all'ambiente ed al tempo. Basati sullo stesso funzionamento sono stati sviluppati anche sensori per il controllo di AU, prodotto finale del metabolismo delle purine, che se presente in modo eccessivo porta al cambiamento del pH dei fluidi corporei ed influisce sul normale funzionamento delle cellule umane portando a malattie come ad esempio la gotta.

Il monitoraggio dei livelli di glucosio è fondamentale per il controllo dei livelli di affaticamento negli atleti e può anche essere valutato analizzando il sudore umano. In condizioni normali è compreso nell'intervallo 10-200 μM [14]. Oltre al glucosio, il sudore fornisce una misurazione continua

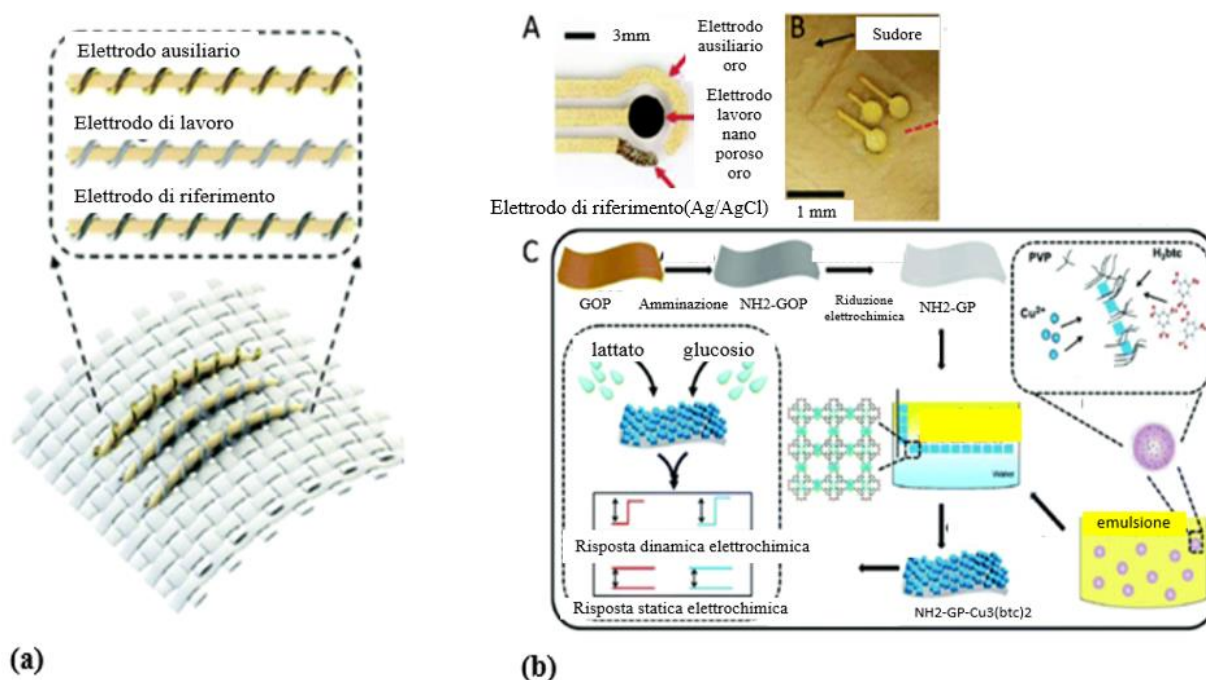


Figura 16. Sensori indossabili di glucosio. (a) Sensore enzimatico. (b) Esempi di sensore non enzimatico basati su: (A) oro nanoporoso, (B) nanofoglio d'oro, (C) carta di ossido di grafene modificata. [13]

facilmente accessibile e non invasiva di biomarcatori come sodio, cloro, potassio, lattato, calcio, ammoniaca, etanolo ed urea. Il rilevamento di questi da ghiandole eccrine offre enormi vantaggi che includono la loro abbondanza, la facilità di accesso, la possibilità di evitare contaminazioni esterne durante i test e l'incapacità di degradare gli analiti, ma anche alcuni svantaggi, come la contaminazione della pelle e la presenza di sudore essiccato sulla stessa.

I dispositivi indossabili per misurare i biomarcatori del sudore sono flessibili (figura 17) per garantire una migliore adesione con la pelle umana e devono rispettare alcuni requisiti: il tasso di sudorazione deve essere costante, l'analita deve essere correlato a quelli presenti nella circolazione sanguigna e, per ridurre al minimo il loro scambio con la pelle, il sudore deve essere trasportato ed accoppiato ai sensori in modo rapido; è poi necessario dimostrare dati grezzi continui per garantire che siano stati risolti fattori confondenti come il cambiamento di pH, la reversibilità del sensore o artefatti del movimento del corpo (fondamentale negli sport per prevenire false letture del sensore o far accelerare o addirittura invertire il flusso del sudore) [14]. In commercio sono anche disponibili sensori di sudore colorimetrici, mostrati in figura 18, che, sebbene non consentano un monitoraggio completo ed abbiano una precisione minore rispetto al rilevamento elettrochimico, non necessitano di contatti elettrici e quindi hanno una migliore portabilità [15].

In generale, il rilevamento del sudore consente di scoprire condizioni genetiche, come la fibrosi cistica, di effettuare un monitoraggio completo per il diabete, ma anche di rilevare l'ischemia misurando il lattato.

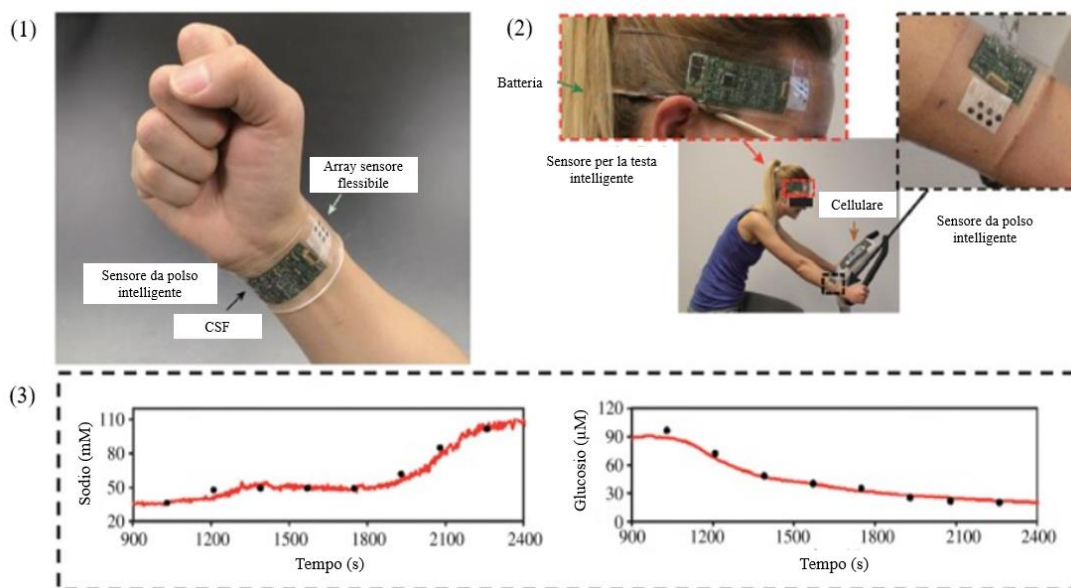


Figura 17. Sensore flessibile indossabile per il monitoraggio del sudore. Gli analiti sono misurati con un array di rilevamento integrato flessibile (ARIF) e sono analizzati e trasmessi utilizzando un circuito stampato flessibile (CSF) (1). L'array di sensori indossato sulla fronte, sul braccio e sul polso durante l'esercizio ciclistico e l'analisi sul corpo (2) ha dato risultati molto simili all'analisi per sodio e glucosio (3). [15]

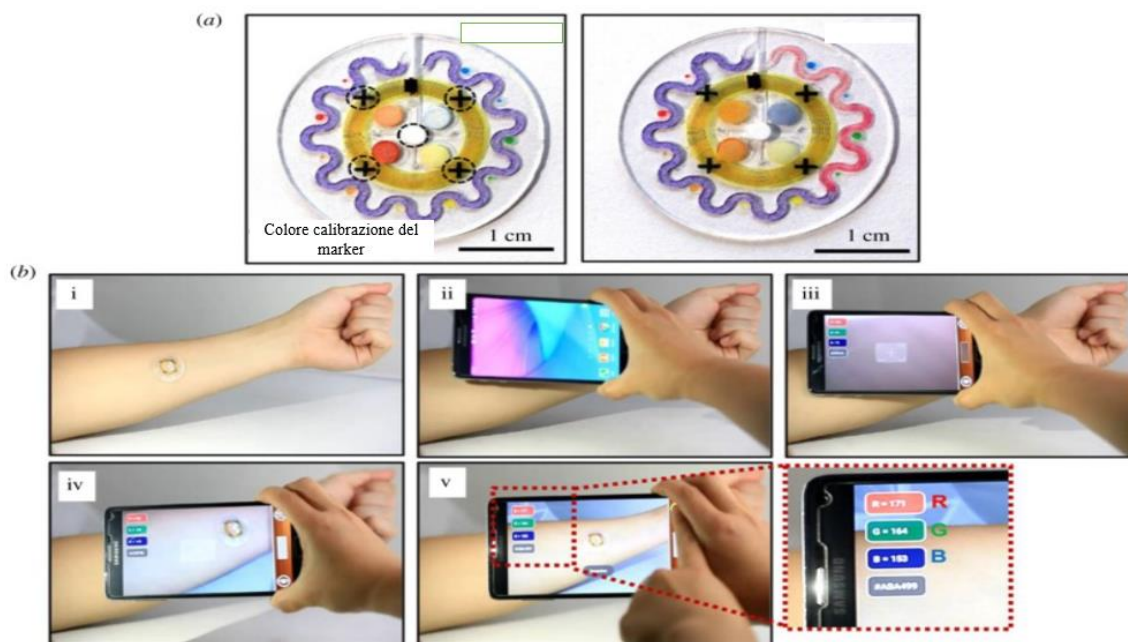


Figura 18. Sensore di sudore colorimetrico epidermico con e senza sudore artificiale applicato (a) e rilevamento utilizzando il software per smartphone per l'acquisizione delle immagini e l'analisi del sensore (b). [15]

Altri dispositivi in grado di tracciare il profilo biochimico sono quelli che analizzano la saliva, anche essa ricca di biomarcatori come alfa amilasi, lattato, glucosio e AU. Come mostrato in figura 19, è stato sviluppato un paradi di materiale polimerico in cui è stato inserito un biosensore enzimatico amperometrico per il monitoraggio di lattato e AU, composto di tre strati separati posti su uno più flessibile di polietilentereftalato (PET): il primo è costituito dall'elettrodo di riferimento (argento/cloruro di argento), il secondo dagli elettrodi di lavoro ed ausiliari, ed il terzo stampato con una pasta dielettrica usata come isolante [15].

Il principale svantaggio legato all'uso di questo tipo di sensore è che non garantisce misurazioni continue. Inoltre il suo utilizzo è limitato ad attività che ne richiedano l'uso, e fornisce concentrazioni di analiti inferiori rispetto a quelli rilevati con il sudore.

Oltre ai composti organici, per monitorare la salute umana si possono analizzare gli ioni salini inorganici (K , Na , Ca^{2+} , Cl^- , NH_4^+) poiché svolgono funzioni importanti come la regolazione della permeabilità della membrana cellulare, il controllo del contenuto di acqua, il mantenimento della pressione osmotica, il trasporto di elementi e la partecipazione ad attività nervose ed alla contrazione muscolare [13].

I sensori indossabili in grado di rilevarli possono essere di due tipi: a base di elettrodi ionici selettivi (EIS), composti da una membrana ionica selettiva ed una di scambio ionico, oppure basati sul principio del transistor ad effetto di campo (TEC), fabbricati con materiali semiconduttori. I primi

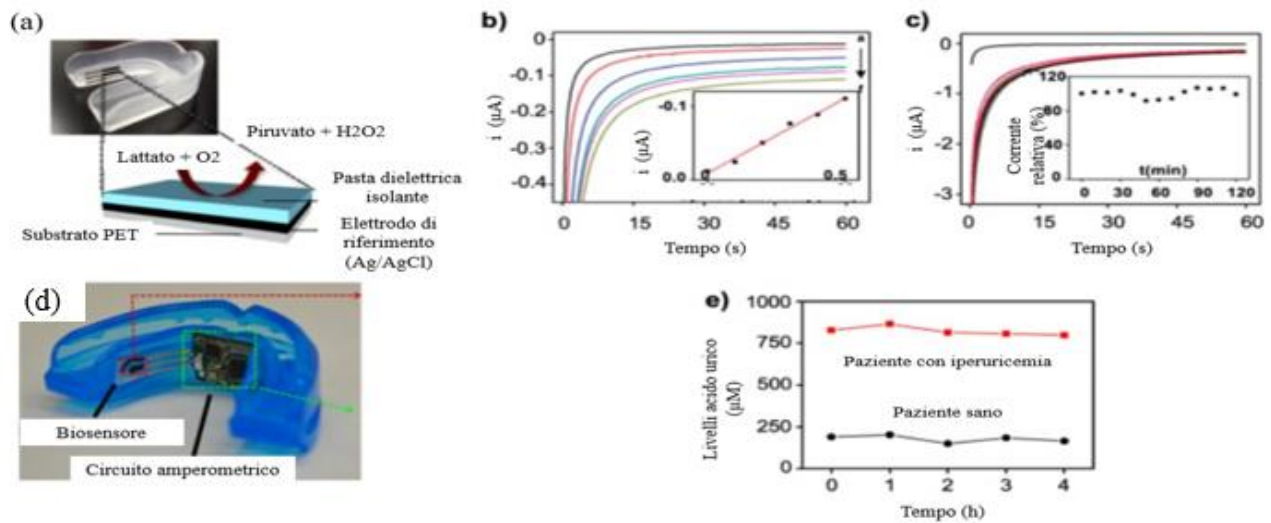


Figura 19. (a) Elementi costitutivi. (b) Risposta ai cambiamenti di livello di lattato con un coefficiente di correlazione di 0,988. (c) Andamento della risposta (stabile). (d) Biosensore di acido urico salivare con circuito stampato amperometrico wireless. (e) Capacità del dispositivo di misurare i livelli di acido urico. [13]

consentono la misurazione del potenziale di membrana quando l'EIS si trova a contatto con la soluzione contenente gli ioni da misurare, mentre i secondi valutano la concentrazione degli ioni misurando la variazione dei segnali elettrici in uscita del TEC dal momento che si trovano in contatto con materiali sensibili. Tuttavia questi ultimi hanno una migliore selettività e sensibilità rispetto ai primi, in quanto gli elettrodi reagiscono esclusivamente con gli ioni da misurare, ma hanno processi di produzione molto più complessi.

Inoltre per monitorare le condizioni di salute si può misurare la concentrazione di ioni idrogeno, che determinano il valore di pH dei fluidi corporei. Dal momento che molti materiali tra cui carbonio, metalli e loro ossidi reagiscono con i suddetti ioni idrogeno, i sensori indossabili per il loro monitoraggio possono presentare diversi materiali negli elettrodi di rilevamento. Tra questi distinguiamo inchiostro di carbonio miscelato con quello metallico o oro, argento, palladio che aumentano la sensibilità [13]. I sensori di pH costituiscono una parte importante del sensore biochimico indossabile perché ne migliora l'accuratezza, oltre a monitorare questo indicatore fisiologico in tempo reale.

Generalmente questa tipologia di sensori è utilizzata per rilevare biomarcatori presenti nel corpo; tuttavia alcuni consentono la valutazione di determinate sostanze chimiche che compaiono in caso di problemi di salute o malattie, e possono essere utilizzati per controllare il recupero. Rientrano in questa categoria gli antigeni, agenti distribuiti nei fluidi corporei e nelle cellule tissutali in caso di ferite, e sostanze a cui si può essere esposti attraverso aria o cibo come fosfati, solfuri tossici e gas nervino.

Gli elettrodi di riferimento dei primi sono fabbricati con materiali conduttivi tridimensionali modificati con anticorpi, mentre quelli dei secondi sono costituiti da polimeri e materiali di carbonio conduttivi da combinare con sostanze che possono reagire con i biomarcatori.

4. MONITORAGGIO DELL'ATLETA CON SENSORI INDOSSABILI

I sensori indossabili sopra descritti costituiscono degli strumenti preziosi negli sport agonistici, in quanto forniscono in tempo reale parametri fisiologici e di movimento durante l'allenamento.

Il monitoraggio dello stato fisico, di quello mentale e delle caratteristiche biochimiche consente agli atleti di massimizzare le prestazioni ed anche di ridurre al minimo il rischio di infortuni, programmando con allenatori carichi di lavoro specifici in base ai dati raccolti quotidianamente.

Inoltre, i sensori indossabili svolgono un ruolo rilevante nello sport, in quanto assistono gli atleti durante il recupero da eventuali infortuni: poter controllare i parametri fisiologici, infatti, permette ai medici di squadra di stabilire quale tipologia di allenamento rende più sicura ed efficace la guarigione con l'obiettivo di evitare il rischio di ricadute.

4.1 POSIZIONE E MOVIMENTO

L'accuratezza di dispositivi come pedometri, accelerometri e GPS, descritti nel capitolo 3.1 SENSORI DI MOVIMENTO, permette di tracciare la posizione ed i profili del movimento stesso, dati fondamentali per un atleta per poter sviluppare regimi di allenamento più idonei in base allo stato di forma.

Il conteggio dei passi viene utilizzato per valutare la distanza percorsa e le calorie spese, mentre analisi accurate del movimento a frequenze elevate, che permettono anche la valutazione del consumo di energia durante l'attività, sono generate dai GPS. Questi spesso sono utilizzati in combinazione con accelerometri. Tuttavia il loro utilizzo è stato messo in discussione quando devono essere analizzati i carichi degli arti inferiori, dal momento che la distanza percorsa e la velocità non rappresentano il carico meccanico a cui è sottoposto il tessuto muscolare. Questo è il caso di sport, come ad esempio il basket, in cui gli atleti sono sottoposti a sforzi esplosivi continui quali salti e scatti. Di conseguenza dispositivi Zebra GPS e Catapult OptimEye S5 (mostrato in figura 20) sono stati sviluppati per risolvere quasi completamente questo problema, in quanto calcolano il carico di lavoro (CL) settimanale incorporando il movimento triassiale nei loro modelli analitici, descritti dalle seguenti equazioni [16]:

$$CL = \sqrt{(ax_{t=i+1} - ax_{t=i})^2 + (ay_{t=i+1} - ay_{t=i})^2 + (az_{t=i+1} - az_{t=i})^2} \quad (6)$$

$$CL_{tot} = \sum_{t=0}^{t=n} \sqrt{(ax_{t=i+1} - ax_{t=i})^2 + (ay_{t=i+1} - ay_{t=i})^2 + (az_{t=i+1} - az_{t=i})^2} \quad (7)$$

$$CL_{acuto} = \sum_{D=1}^{D=7} CL_{tot} \quad (8)$$

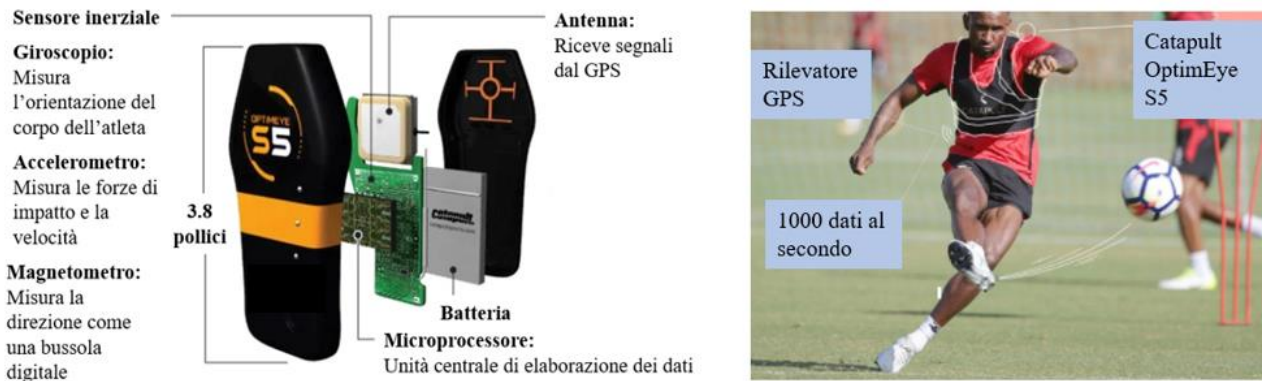


Figura 20. Componenti di un dispositivo Catapult OptimEye S5 per il monitoraggio di un atleta.

Con CL_{tot} si indica il carico di lavoro da inizio a fine allenamento, con CL_{acuto} il carico di lavoro settimanale, con t il tempo e con ax , ay ed az rispettivamente le accelerazioni in avanti, laterali ed in alto.

Rapide variazioni del CL in una settimana rispetto a quello medio misurato nell'arco di un mese sono associate ad un aumento significativo del rischio di lesioni ai tessuti molli. Questo monitoraggio consente quindi la modifica dei regimi di allenamento per evitare all'atleta lo stop dell'attività per lunghi periodi [16].

Un altro metodo per effettuale l'analisi del movimento consiste nel misurare la cinematica corporea. L'applicazione in corrispondenza delle articolazioni di sensori epidermici, caratterizzati da elevata elasticità, flessibilità, robustezza e durata, consente di controllare gli sforzi a cui sono sottoposte.

In sport come baseball e football americano, infatti, la valutazione della forza esercitata dai lanciatori è fondamentale per meglio comprendere le cause dei danni ai legamenti del gomito. Uno studio effettuato nel 2015 ha mostrato come il 25% dei lanciatori in attività dei massimi campionati americani di baseball e football avessero già subito la ricostruzione del legamento collaterale ulnare, infortunio che li ha tenuti fuori dal campo per un'intera stagione [16]. Il dispositivo più usato è il motusBaseball Sensor: questo contiene cinque sensori, uno dei quali è posto proprio in corrispondenza del legamento collaterale ulnare, ed un programma analitico per la visualizzazione dei dati biomeccanici.

Analogamente in sport come calcio, basket o rugby l'attenzione si focalizza sul ginocchio, dal momento che gli atleti sono soggetti a continui cambi di direzione ed a variazioni dell'intensità della corsa. Tuttavia poiché l'utilizzo dei dispositivi è legato anche alla loro portabilità, ne sono solo stati realizzati alcuni per analizzare gli sforzi a cui sono sottoposti i legamenti del ginocchio durante il salto: la loro accuratezza è stata confermata confrontando eventi temporali (contatto iniziale, stacco),

altezze raggiunte ed angoli del piano sagittale (ginocchio, tronco) con misurazioni simultanee ottenute con un sistema di riferimento optoelettronico [16].

4.2 ANALISI DI ELETTROCARDIOGRAMMA E FREQUENZA CARDIACA

La valutazione cardiovascolare di un atleta comprende l'analisi della frequenza cardiaca e dell'ECG. Questi sono strettamente correlati in quanto l'ECG consente di determinare la frequenza cardiaca come l'inverso del periodo cardiaco, cioè l'intervallo temporale tra due picchi R successivi. Di conseguenza permette la valutazione della variabilità del ritmo cardiaco (dall'inglese heart rate variability, HRV), intesa come il cambiamento di tempo tra intervalli RR successivi (figura 21).

Inoltre, le fasi che permettono la valutazione di quest'ultima comprendono la costruzione del tacogramma (la serie degli intervalli RR dell'ECG), grazie ad opportuni algoritmi software di filtraggio, e la valutazione del suo spettro di potenza, come mostrato in figura 22.

L'analisi della variabilità della frequenza cardiaca viene effettuata sia nel dominio del tempo che nel dominio della frequenza. In quest'ultimo consente la diagnosi di alcune alterazioni delle funzioni del sistema nervoso attraverso lo spettro di potenza del tacogramma. Questo, infatti, mostra la presenza di componenti in frequenza proprie dello stesso sistema nervoso, sia simpatico che parasimpatico, che è noto influenzare la variabilità del ritmo cardiaco.

In situazioni di stress ed emergenza il sistema simpatico si attiva provocando un aumento della pressione arteriosa, della forza di contrazione cardiaca e della frequenza cardiaca stessa, mentre l'attivazione sistema parasimpatico (o vagale) è finalizzata all'immagazzinamento delle risorse energetiche con operazioni opposte a quelle appena descritte. Questa azione di controllo garantisce contemporaneamente proprietà eterostatiche, che permettono al cuore di adattarsi alle varie

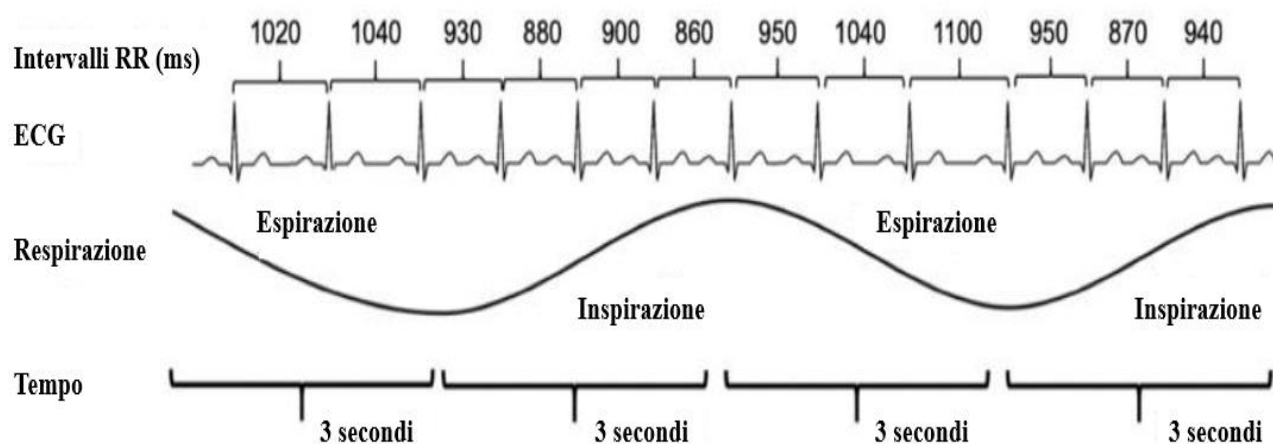


Figura 21. Derivazione schematica dell'HRV dall'ECG. Il periodo cardiaco (espresso in ms) permette di determinare la frequenza cardiaca e l'HRV dai suoi cambiamenti [14].

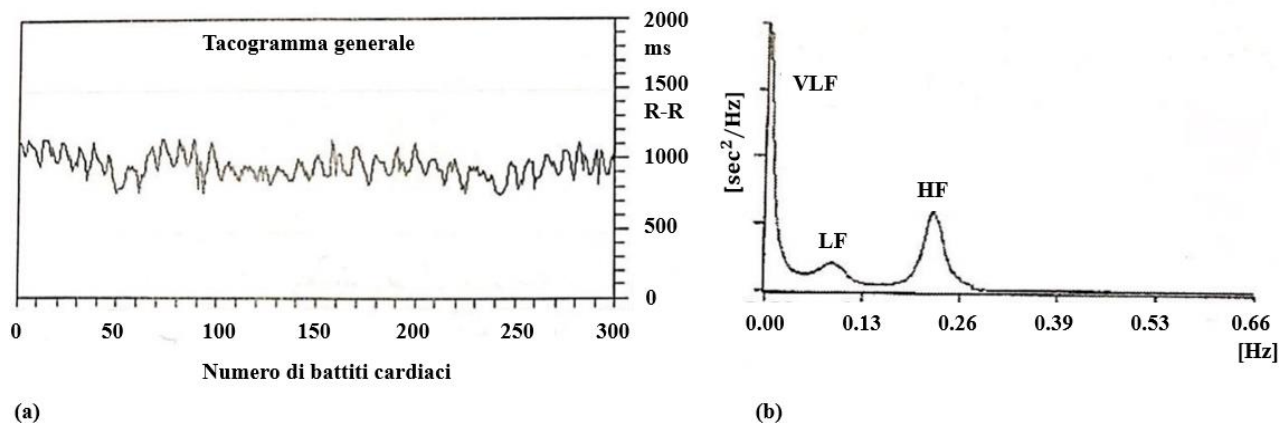


Figura 22. Esempio di analisi HRV. (a) Fase 1: costruzione del tacogramma. (b) Fase 2: spettro di potenza del tacogramma.

VLF = bassissima frequenza; LF = bassa frequenza; HF = alta frequenza.

circostanze, ed omeostatiche, che consentono il mantenimento un equilibrio interiore a dispetto dei fattori che cercano di alterarlo.

La serie di intervalli RR solitamente è espressa in funzione del numero successivo di battiti e nella sua potenza spettrale si possono distinguere tre bande o regioni: bassissima frequenza, legata a fenomeni di natura non lineare che estende fino a 0.04 Hz, bassa frequenza, che mostra l'attività del sistema simpatico nel range compreso tra 0.04 e 0.15 Hz, ed alta frequenza, associata al sistema parasimpatico ed al picco respiratorio con ampiezza da 0.15 a 0.4 Hz.

L'attività simpato-vagale è misurata dal rapporto tra bassa frequenza ed alta frequenza: in condizioni normali è circa uno, mentre in condizioni di stress (ad esempio durante un allenamento) è un valore molto superiore ed indica che l'attività simpatica è prevalente. Il sistema parasimpatico, invece, risulta dominante nel caso in cui il rapporto è un numero molto piccolo.

In generale, un valore ottimale di variabilità del ritmo cardiaco assicura capacità di adattamento dei sistemi di regolazione dell'organismo in situazioni diverse, che viene a mancare nel momento in cui è troppo bassa (indice di patologia). Un'elevata variabilità, invece, è dannosa perché comporta dispendi energetici maggiori di quelli richiesti.

Questi dati sono fondamentali per il monitoraggio degli atleti, in quanto consentono loro di valutare periodicamente lo stato di salute per massimizzare le prestazioni.

Tuttavia è importante sottolineare come la frequenza cardiaca monitorata dai cardiofrequenzimetri è influenzata da molti parametri esterni, che comprendono sia lo stato fisico ma anche, ad esempio, l'assunzione di caffeina. Di conseguenza i dati potrebbero risultare inaffidabili se le misure non vengono effettuate in ambienti controllati. Inoltre, la variabilità della frequenza cardiaca fornisce

informazioni su come il cuore si sta adattando all'attività fisica, ma non dà informazioni specifiche su come una parte specifica del corpo sta rispondendo al lavoro [16].

4.3 STRESS E RECUPERO

Il controllo dell'acuità mentale è determinante per massimizzare le prestazioni e può aiutare a gestire il livello di benessere degli atleti che fanno di allenamento, dieta equilibrata e recupero la base del loro successo.

Lo stress, sia esso fisico (inteso come fatica) che mentale, comporta un peggioramento delle prestazioni. Il suo monitoraggio può essere fatto attraverso tre metodi: l'auto-segnalazione, l'analisi fisiologica multimodale e l'analisi corpo-fluido [14]. Per quanto riguarda il primo, i dati vengono raccolti nella maggior parte dei casi tramite questionari personalizzati ("The Profile of Mood States", "Borg's Rating of Perceived Exertion" e "RESTQ-Sport") compilati prima e dopo gli allenamenti. Da vari studi effettuati è emerso che lo stato di un atleta dipende principalmente dal carico di lavoro giornaliero e dal livello di competizione del periodo che attraversa [17]. È importante sottolineare, però, che questo metodo risulta svantaggioso in quanto non fornisce dati in tempo reale.

Le analisi fisiologiche multimodali e corpo-fluido, invece, valutano due diversi tipi di stress: quello centrale e quello periferico. Il primo deriva dal sistema nervoso centrale e dalla trasmissione di segnali ai muscoli, ed è correlato all'interazione tra il midollo spinale ed il cervello. La capacità, inoltre, di ignorare questi neurotrasmettitori durante gli sforzi distingue un normale atleta da uno di livello superiore.

D'altra parte lo stress periferico (o affaticamento muscolare) è dovuto all'esaurimento di risorse energetiche (glicogeno, fosfati) nelle unità muscolari ed all'accumulo di metaboliti (lattato) che vengono rilasciati durante l'attività [16]. Questo, inoltre, è causato anche da tempi di recupero insufficienti, in cui l'attività simpatica domina su quella parasimpatica, che possono provocare un aumento nella forza di contrazione cardiaca attraverso il rilascio di ormoni come cortisolo ed adrenalina. Il cortisolo, in particolare, è un ormone steroideo secreto dalle ghiandole surrenali responsabile della regolazione di alcuni sistemi corporei e può essere monitorato attraverso i sensori di sudore.

Lo stress periferico quindi può indurre variazioni della frequenza cardiaca rilevabili tramite i dispositivi descritti nei capitoli precedenti, che inducono l'atleta ad impiegare molte più energie di quelle richieste rischiando infortuni o, nei casi peggiori, patologie cardiache.

Il recupero è specifico per ogni individuo e dipende dallo stato dell'atleta in un determinato momento. Può essere passivo, che coincide con un riposo totale, o attivo, cioè caratterizzato da sedute defaticanti di poca durata.

Un modello generale che descrive la relazione tra stress e recupero è detto "a forbice" ed è mostrato in figura 23 [18]. Questo si basa sul principio che un maggiore recupero deve coincidere con uno stress elevato se si vuole mantenere stabile lo stato di quest'ultimo. Infatti, livelli intermedi di stress accompagnati da un adeguato recupero rendono le prestazioni ottimali, mentre nel caso in cui sono molto intensificati è molto probabile che l'atleta accusi i sintomi del sovrallenamento. Tanto più l'atleta è sotto stress tanto più la distanza tra gli assi aumenta. Il recupero infatti funziona come un meccanismo di regolazione in ogni fase del modello.

Aziende come VivaLnk, Sentio Feel e Interaxon Muse hanno sviluppato sensori in grado di fornire i livelli di stress attraverso la misurazione dell'attività elettrodermica (mostrati in figura 24(a)), mentre Halo Neuroscience ha prodotto dispositivi (figura 24 (b)) che aumentano l'eccitabilità dei motoneuroni attraverso la stimolazione a basse intensità di correnti continue sul cranio per una certa durata, consentendo il raggiungimento delle massime prestazioni con un ritmo più veloce [18].

4.4 SATURAZIONE DELL'OSSIGENO NEL MUSCOLO

Come descritto in precedenza sono molti i dispositivi indossabili che consentono agli atleti il monitoraggio di parametri fisiologici come lattato ed assorbimento massimo di ossigeno (VO_2). Tuttavia queste misurazioni sono indicative di cambiamenti sistemici del corpo e non forniscono informazioni dettagliate sul lavoro specifico dei gruppi muscolari. Per avere questa tipologia di dati

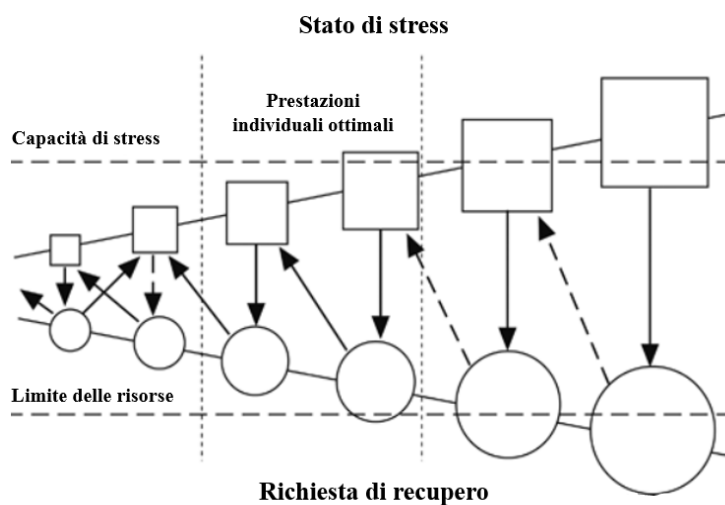


Figura 23. Modello a forbice. È mostrata l'interazione tra stato di stress (quadrati) e richieste di recupero (cerchi): le frecce piene indicano un recupero adeguato, mentre quelle tratteggiate indicano un recupero insufficiente [18].

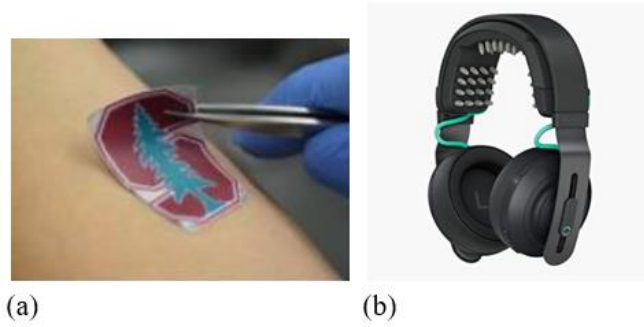


Figura 24. Dispositivi indossabili per il livello di stress. (a) Sensore elettrodermico per il monitoraggio di cortisolo [14]. (b) Dispositivo Halo Neuroscience.

è necessario valutare la saturazione dell'ossigeno nel muscolo (SMO_2), cioè il livello di ossigeno presente nel sangue del muscolo stesso.

Il monitoraggio di SMO_2 è effettuato da sensori indossabili come Humon Hex, Moxy Monitor e Portamon (mostrati in figura 25), che effettuano rilevazioni non invasive di sangue ossigenato e deossigenato nei muscoli utilizzando onde luminose [16]. I dispositivi Moxy Monitor e Portamon possono essere applicati su qualsiasi gruppo muscolare e sono utilizzati in molti sport come corsa, ciclismo e sollevamento pesi, mentre l'Humon Hex richiede l'applicazione sul quadricipite usando una cinghia. Tutti sono collegati con smartphone o computer tramite Bluetooth per poter visualizzare i dati in tempo reale.

Questi dispositivi emettono nel muscolo luci vicine all'infrarosso, con lunghezze d'onda comprese tra 0.7 e 1.4 μm , e rilevano quelle riflesse; lo SMO_2 segnalato all'atleta è dato dal rapporto tra la concentrazione di emoglobina ossigenata (HbO_2) e quella di emoglobina totale (HbT), data dalla somma di HbO_2 e della concentrazione di emoglobina deossigenata (Hb). Entrambe queste grandezze sono quantificate misurando la quantità di luce assorbita [16].

I fattori che influenzano lo SMO_2 durante l'esercizio fisico sono l'erogazione ed il consumo dell'ossigeno: più i muscoli sono sottoposti a sforzi e più richiedono ossigeno aumentando l'apporto



Figura 25. Sensori indossabili per la saturazione dell'ossigeno nei muscoli. (a) Componenti del sensore Moxy Monitor. (b) Caratteristiche del sensore Humon Hex.

di sangue. Tuttavia, c'è un livello oltre il quale l'aumento dell'approvvigionamento di sangue non corrisponde alla domanda di ossigeno nel muscolo, il che si traduce in una diminuzione del livello di SMO_2 .

Il monitoraggio di questo parametro comporta vantaggi, come la possibilità di effettuare misurazioni di prestazioni muscolari localizzate, la capacità di stabilire se l'atleta è in grado di sostenere lo sforzo che sta facendo e la valutazione dei tempi necessari per il recupero muscolare. Inoltre si può anche calcolare la velocità con cui l'ossigeno viene riportato nel muscolo.

D'altra parte le principali limitazioni associate a dispositivi di questo tipo, che sfruttano l'emissione di onde continue, sono dovute alla presenza di tessuto adiposo sottocutaneo. Infatti in atleti con strati adiposi sottili si osservano livelli di SMO_2 superiori a quelli misurati in atleti con strati adiposi più spessi [16].

4.5 INFLUENZA DELLA QUALITÀ DEL SONNO

La qualità e la durata del sonno sono misure significative per lo stato della salute ed è noto che influenzano direttamente le prestazioni ed il recupero degli atleti. Il sonno, infatti, ha ripercussioni sui sistemi immunitario ed endocrino, aiuta nel recupero delle risorse nervose e metaboliche, e svolge un ruolo chiave nell'apprendimento e nella memoria.

Queste funzioni vengono eseguite in cicli di novanta minuti circa caratterizzati da due diverse fasi, REM e non REM (NREM), che differiscono per durata, frequenza, intensità, tono muscolare e nell'attivazione di aree cerebrali. La prima è associata ai sogni, mentre il recupero delle risorse energetiche e nervose avviene nella seconda. La fase NREM è ulteriormente divisa in altri quattro stadi classificati in base ad attività elettrica cerebrale, pressione sanguigna e movimento degli occhi. In questa infatti vengono rilasciati l'ormone della crescita, fondamentale per la rigenerazione tissutale, ed altri ormoni per favorire la sintesi delle proteine e per prevenire il catabolismo degli amminoacidi [19].

Di conseguenza, se ad un adulto normale si consiglia di dormire tra le sette e le otto ore, ad un atleta si consiglia di dormire tra le nove e le dieci ore, in modo tale da favorire il recupero dall'allenamento svolto durante il giorno e farsi trovare nella migliore condizione per quello successivo.

Tuttavia sondaggi effettuati hanno mostrato che la maggior parte degli atleti riporta un sonno scarso prima di una competizione importante, a testimonianza del fatto che ansia, umore e stress, sia fisico che mentale, giocano un ruolo chiave. Vari studi inoltre hanno provato che la mancanza di sonno

influisce in modo negativo nelle prestazioni, poiché peggiora le funzioni polmonari e aumenta affaticamento e rischio di lesioni producendo acido lattico [16].

Alcuni dispositivi indossabili sviluppati per il monitoraggio del sonno, tra cui Fitbit, Jawbone UP, Misfit Shine, Komodo AIO Smart Sleeve (mostrato in figura 26) ed orologi Polar, si concentrano sulla valutazione degli sforzi come misura del riposo. Questi, infatti, rilevano parametri fisiologici come la frequenza cardiaca e le sue variazioni, per quantificare lo stato di salute dell'atleta durante gli allenamenti e consentono la stima delle ore di sonno necessarie per un recupero completo. Altri invece, come Actigraph GT3X+, GENEactiv, LUMOback, BioPatch ZephyrLife, Nike Fuelband e Actiwatch-L sfruttano algoritmi basati su accelerometri per analizzare le alternanze di sonno e veglia. In particolare forniscono dati dettagliati sul tempo necessario per addormentarsi, sul confronto tra le fasi di sonno profondo e quelle di sonno leggero, e sul conteggio dei risvegli notturni [16].

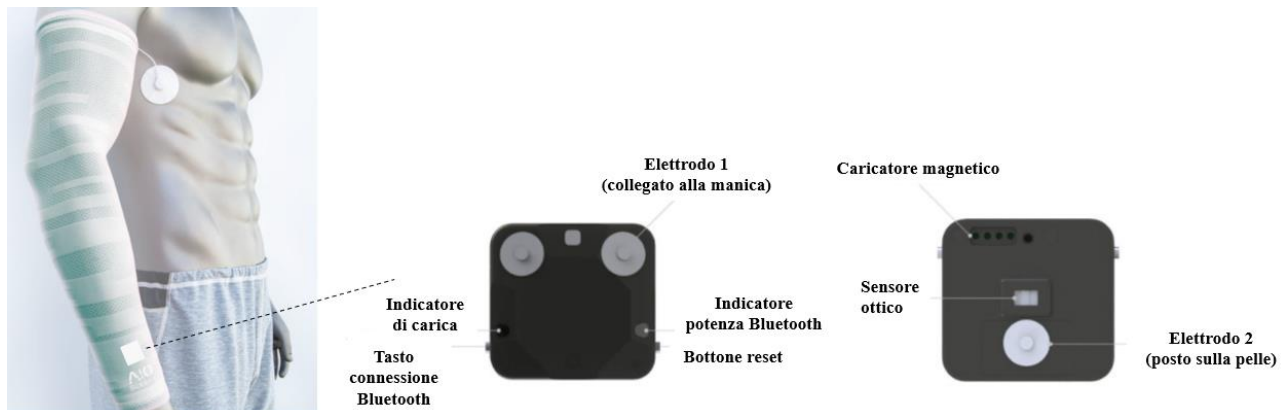


Figura 26. Dispositivo indossabile Komodo AIO Smart Sleeve.

5. MONITORAGGIO CARDIOVASCOLARE DURANTE LA CORSA

La corsa è una delle attività fisiche più comunemente svolte poiché non richiede l'utilizzo di attrezzature specializzate e poiché ciascuno può adattare le modalità in base al proprio stato di forma. Tuttavia, essendo un'attività aerobica, può rappresentare un fattore scatenante per eventi cardiaci critici che, nei casi peggiori, possono degenerare nella morte cardiaca improvvisa, descritta nel capitolo 2.3 MORTE CARDIACA IMPROVVISA LEGATA ALLO SPORT.

Di conseguenza la prevenzione rappresenta l'unica arma per cercare di combatterla. Ad ogni atleta, infatti, che sia esso un dilettante o un professionista, sono raccomandati specifici screening cardiovascolari che includono il monitoraggio costante durante l'attività [20].

5.1 METODI

I dati sono stati acquisiti in 10 corridori (R1-R10) di cui 9 maschi e 1 femmina di età pari a 21 ± 1 anni. Il presente studio è stato intrapreso nel rispetto dei principi etici della dichiarazione di Helsinki e approvato dal comitato di esperti istituzionali. Tutti i partecipanti hanno firmato un consenso informato. Il monitoraggio cardiovascolare durante la corsa è stato effettuato tramite il sensore indossabile Bioharness 3.0 Zephyr.

5.1.1 BIOHARNESS 3.0 ZEPHYR

Bioharness 3.0 Zephyr è un dispositivo indossabile che si compone di un Modulo Bioharness e di una Fascia Toracica Bioharness (componenti in figura 27) in grado di acquisire più segnali biomedici.

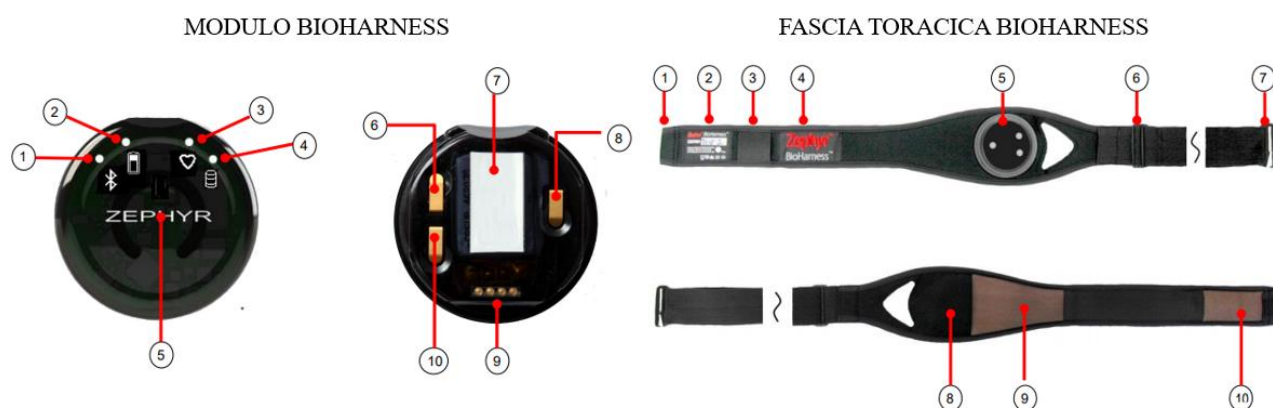


Figura 27. Componenti dispositivo Bioharness 3.0 Zephyr.

MODULO BIOHARNESS: 1) Indicatore LED Bluetooth blu; 2) Indicatore LED batteria arancione; 3) Indicatore stato di rilevamento HR rosso; 4) Indicatore LED di registrazione verde; 5) Tasto ON/OFF.

FASCIA TORACICA BIOHARNESS: 1) Fascia di fissaggio principale; 2) Lavaggio, taglia e numero di serie; 3) Passante per tracolla opzionale; 4) Etichetta marchio Zephyr; 5) Presa del Modulo Bioharness e contatti del sensore; 6) Fibbia di regolazione per la taglia; 7) Gancio di fissaggio principale; 8) Posizione sensore di respirazione interno; 9) Pad conduttivo sensore ECG; 10) Pad conduttivo sensore ECG

Tra questi vengono registrati i segnali cardiaci standard, ECG e frequenza cardiaca, con frequenze di campionamento rispettivamente di 250 Hz e 1 Hz e, di conseguenza, è possibile effettuare la valutazione dell'HRV [20]. Inoltre il dispositivo monitora la frequenza respiratoria, la pressione sanguigna tramite sensori periferici e fornisce una stima della quantità di ossigeno nel sangue (SpO_2), intesa come percentuale di HbO_2 rispetto all' HbT nel sangue.

Bioharness 3.0 Zephyr, oltre ad essere un sensore fisiologico, è anche un sensore di movimento e, in quanto tale, permette la valutazione dell'accelerometria (postura, accelerazione, velocità ed elevazione GPS, forza esercitata sul corpo) e la stima di altezza di salto, tempo di volo ed esplosività, cioè la forza esercitata per compiere un determinato movimento nel minor tempo possibile.

Con l'acquisizione di questi segnali il dispositivo è in grado di fornire il recupero del soggetto dopo la cessazione dell'attività, oltreché carico ed intensità sia fisiologici che meccanici. La combinazione di questi ultimi permette la stima del carico e dell'intensità dell'allenamento.

Bioharness 3.0 Zephyr è dotato di un sensore Bluetooth per il trasferimento dei dati ECG e della frequenza cardiaca, raccolti sul dispositivo utilizzato per la loro analisi.

5.1.2 RACCOLTA DATI

Prima di svolgere l'allenamento, tutti i corridori hanno compilato un questionario mirato a comprendere lo stato fisico, tenendo conto delle diverse abitudini di ognuno.

Oltre ad indicare età, sesso, peso, professione ed altezza, gli atleti hanno dovuto specificare se fossero fumatori, se fossero soggetti a malattie famigliari respiratorie o cardiache e se avessero mai avvertito dolori al petto, nausea o svenimento durante un allenamento. Inoltre ogni corridore ha fornito informazioni riguardo agli sport principali praticati attualmente ed in passato (frequenza, durata e motivo di allenamento), riguardo agli infortuni subiti, al tipo di alimentazione ed all'assunzione o meno di integratori. Infine sono state richieste le preferenze relative all'orario della giornata ed alle temperature con cui allenarsi.

In seguito è stato applicato il sensore Bioharness 3.0 Zephyr sul torace di ogni soggetto; per favorire il corretto funzionamento del Modulo Bioharness e per aumentare la conduttività, la fascia è stata bagnata con l'acqua e successivamente è stata posizionata sotto il braccio sinistro, come mostrato in figura 28, seguendo le linee guide Zephyr con un adeguato livello di tensione attorno al busto del soggetto.



Figura 28. Posizionamento sensore Bioharness 3.0 Zephyr.

Ad ogni corridore è stato chiesto di correre tenendo la propria andatura e seguendo il percorso “Running Around Ancona” mostrato in figura 29, un circuito chiuso che parte e termina presso la località passetto di Ancona, precisamente al Monumento dei Caduti. Prima e dopo l’allenamento ogni corridore ha eseguito una fase di 10 minuti in cui sono stati misurati i parametri a riposo.

La lunghezza totale del percorso è 6.1 km ed è composto da quattro fasi con pendenze diverse: una fase pianeggiante iniziale (pendenza 0%) di lunghezza 1.3 km, una in salita (pendenza +6.8%) di 1.2 km, una di discesa (pendenza -7.2%) di 1 km, ed una pianeggiante finale (pendenza 0%) di 2.6 km [20]. Le altitudini minime e massime raggiunte sono rispettivamente 32 m e 110 m.

Ogni soggetto ha indossato anche un cronometro per registrare gli istanti di tempo in cui si sono verificati i cambiamenti di fase.

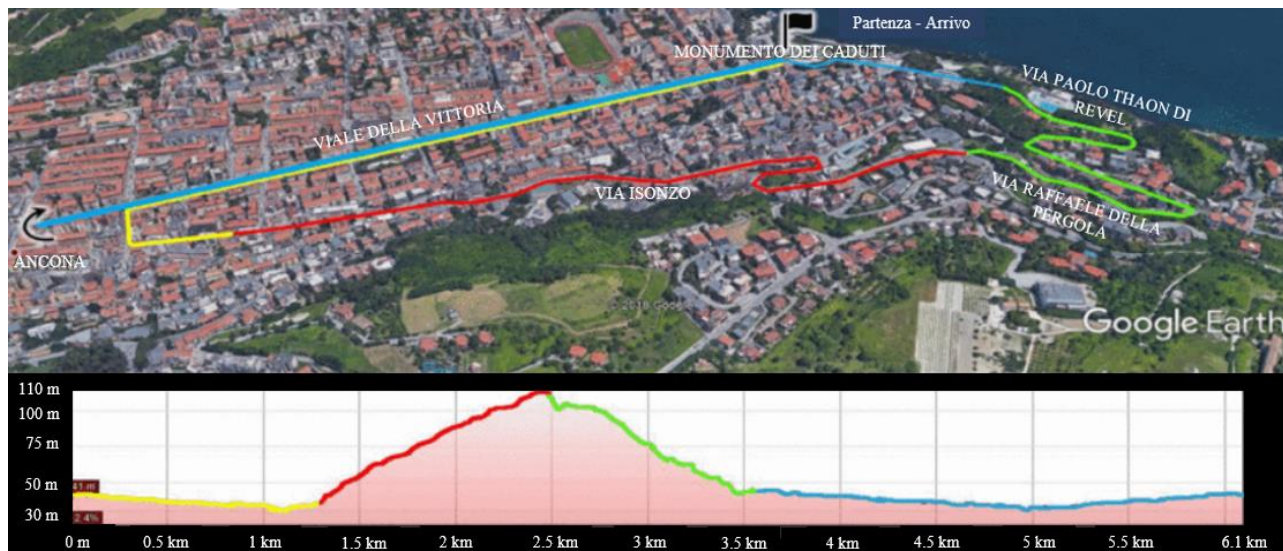


Figura 29. Percorso “Running Around Ancona”. Il percorso inizia dal Monumento dei Caduti (in corrispondenza della bandiera nera), passando lungo tutto il Viale della Vittoria, si prosegue in via Isonzo fino ad arrivare in Via Raffaele Della Pergola; a questo punto, scendendo per Via Paolo Thaon di Revel, si ritorna al Monumento dei caduti, e per concludere il percorso si ripercorre il Viale della Vittoria in entrambi i sensi, tornando così al punto di partenza. Prima, seconda, terza e quarta fase sono rappresentate rispettivamente in giallo, rosso, verde e celeste [20].

5.1.3 ANALISI DATI

I dati relativi ai segnali ECG e HR registrati con il sensore Bioharness 3.0 Zhepyr sono stati trasferiti su un computer e sono stati analizzati con CaRiSMA 1.0, un'applicazione pensata principalmente per atleti amatoriali e persone che praticano attività sportive occasionalmente di qualsiasi età. Questa infatti consente agli atleti non professionisti, solitamente non sottoposti a controlli cardiaci periodici, di valutare autonomamente la propria salute cardiaca con l'obiettivo di aiutare a contrastare la MCI e di consigliare un corretto allenamento.

CaRiSMA 1.0 richiede come input alcuni dati personali (età, sesso, trascorsi da fumatore e livello atletico, amatoriale o agonistico) e i segnali trasferiti (segnale ECG obbligatorio mentre quello HR opzionale dal momento che l'applicazione lo può derivare automaticamente dal primo).

L'uscita è costituita da tre output grafici: in quello principale ci sono due semafori, uno relativo alla lunghezza dell'intervallo QT corretto a riposo (QTc) e l'altro al segnale HR, nel secondo è mostrato il battito mediano ricavato dall'ECG, e nel terzo il segnale HR in cui sono state evidenziate tre diverse zone (verde, gialla, rossa).

Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo al QTc indicano rispettivamente un intervallo QT normale, sospettoso o patologico e quindi un basso, possibile o alto rischio cardiaco [20]. Dal momento che l'intervallo QT quantifica la durata della contrazione ventricolare e del successivo rilassamento, eventuali valori anomali possono essere dovuti sia a cause genetiche che acquisite, quali ad esempio assunzione di farmaci o condizioni patologiche. Sia l'intervallo QT corto che l'intervallo QT lungo sono associati al rischio di sviluppare fibrillazioni ventricolari fatali e aritmie ventricolari, nonostante la struttura rimanga normale [21].

Essendo la lunghezza degli intervalli QT dipendente dalla frequenza cardiaca, il valore calcolato viene corretto tenendo conto di tutti i battiti nella fase di riposo iniziale (formula di Bazett [21]):

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}} [ms] \quad (9)$$

In clinica, il rischio cardiaco è valutato confrontando questo valore con quelli riportati nelle scale QTc mostrati in tabella 1 proposte dai Criteri di Seattle per gli atleti e dalla Food & Drug Administration (FDA) per i non atleti.

Tabella 1. Scale QTc (ms) proposte dai Criteri di Seattle per gli atleti e dalla FDA per i non atleti [21].

		QTc (ms)	
		Maschi	Femmine
FDA (per i non atleti)	QT lungo	>450	>460
	Possibile QT lungo	431-450	451-460
	Normale	390-430	390-450
	QT corto	<390	<390
Criteri di Seattle (per gli atleti)	QT lungo	>499	>499
	Possibile QT lungo	470-499	480-499
	Normale	321-469	321-479
	QT corto	<321	<321

CaRisMA 1.0 si basa su queste scale per calcolare tre diverse soglie:

$$\text{minThrQTc} = \begin{cases} 390 \text{ ms} & \text{per non atleti maschi} \\ 390 \text{ ms} & \text{per non atlete femmine} \\ 321 \text{ ms} & \text{per atleti maschi} \\ 321 \text{ ms} & \text{per atlete femmine} \end{cases} \quad (10)$$

$$\text{maxThrQTc} = \begin{cases} 430 \text{ ms} & \text{per non atleti maschi} \\ 450 \text{ ms} & \text{per non atlete femmine} \\ 469 \text{ ms} & \text{per atleti maschi} \\ 479 \text{ ms} & \text{per atlete femmine} \end{cases} \quad (11)$$

$$\text{maxThr2QTc} = \begin{cases} 450 \text{ ms} & \text{per non atleti maschi} \\ 460 \text{ ms} & \text{per non atlete femmine} \\ 499 \text{ ms} & \text{per atleti maschi} \\ 499 \text{ ms} & \text{per atlete femmine} \end{cases} \quad (12)$$

Se il QTc ottenuto dall'equazione 9 è minore di minThrQTc (QT corto) o è maggiore di maxThr2QTc (QT lungo) il semaforo è rosso ed è necessaria una consulenza medica, se è compreso tra maxThrQTc e maxThr2QTc la consulenza medica è suggerita, mentre se è compreso tra minThrQTc e maxThrQTc il valore è normale.

Le luci del semaforo relativo al segnale HR fanno riferimento al terzo grafico che CaRisMA 1.0 fornisce in uscita. In questo è mostrato l'andamento dell'HR e sono evidenziate tre zone di colore verde, giallo e rosso separate da due soglie calcolate tenendo conto dei dati anamnestici forniti in ingresso.

La terza e la seconda zona sono separate da quella che indica il valore di HR massimo consigliato oltre il quale è necessario diminuire l'intensità della prestazione (MaxHR), mentre la seconda e la prima sono divise dal valore di HR che suggerisce una diminuzione dell'intensità della prestazione

stessa (ThrHR) [20]. Per gli atleti non fumatori il MaxHR viene calcolato con l'equazione 13, mentre per i fumatori con l'equazione 14, ed infine la ThrHR è legata alla soglia precedente come mostrato nell'equazione 15.

$$\text{MaxHR} = 208 - 0.7 \cdot \text{età} \quad (13)$$

$$\text{MaxHR} = 208 - 0.7 \cdot \text{età} - 7 \quad (14)$$

$$\text{ThrHR} = 0.85 \cdot \text{MaxHR} \quad (15)$$

Se l'HR supera la ThrHR per meno del 10% della durata dell'esercizio la luce del semaforo HR è verde e l'intensità di allenamento è sicura, se la supera per più del 10% ma non arriva mai oltre la MaxHR è gialla ed è consigliata la riduzione dell'intensità di allenamento, mentre se supera per più del 10% la MaxHR la luce è rossa ed è necessaria la riduzione dell'intensità dell'allenamento [20].

5.2 RISULTATI

I risultati del questionario dell'atleta compilato dai corridori sono riportati nella tabella 2.

Tabella 2. Questionario atleta compilato dai corridori prima di svolgere l'allenamento.

	R1	R2	R3	R4	R5	R6	R7	R8	R9	R10
Età (anni)	21	21	22	21	21	20	22	20	21	22
Sesso	M	F	M	M	M	M	M	M	M	M
Professione										
<i>Studente</i>	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X
Peso (kg)	70	57	69	76	69	64	75	70	63	73
Altezza (cm)	180	168	182	180	170	179	180	178	170	189
Fumatore	NO	NO	SI	SI	SI	NO	NO	NO	NO	SI
Uso di bevande alcoliche										
<i>Cronicamente</i>										
<i>Occasionalmente</i>	X	X	X	X	X	X	X		X	X
<i>Astemio</i>								X		
Uso di farmaci	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO
Malattie famigliari respiratorie	NO	NO	SI	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO
Malattie famigliari cardiache	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO	NO
Nausea, svenimento o dolori al petto durante o dopo l'allenamento	NO	NO	NO	NO	NO	SI	NO	NO	NO	NO
Condizione fisica attuale										
<i>Infortunato</i>										

Continuo tabella 2

<i>Recupero da infortunio</i>										
<i>Affaticato</i>						X				
<i>Normale</i>	X	X	X	X	X		X		X	X
<i>Eccellente</i>								X		
Infortunati passati	NO	NO	NO	SI*	NO	NO	NO	SI**	NO	NO
Sport principale praticato (numero anni)										
<i>Palestra</i>	3	5	2				6 mesi			2
<i>Arbitro basket</i>				8						
<i>Corsa</i>					1					
<i>Atletica leggera (mezzofondo)</i>						6				
<i>Atletica leggera (Velocista)</i>								7 mesi		
<i>Calcio</i>									10	
Frequenza allenamento (n volte a settimana)	3	3	3	3	5/7	6	2	4	4	3
Durata media allenamento (ore)	1	1.5	1	2	1	1.5	1	2	2	2
Motivo allenamento										
<i>Migliorare le prestazioni fisiche per poter competere</i>				X	X	X		X	X	
<i>Ottenere buone prestazioni senza fare competizioni</i>										
<i>Attività affiancata ad un altro sport per migliorare le prestazioni fisiche</i>										
<i>Fitness personale</i>	X	X	X				X			X
<i>Bassa attività fisica sotto il livello raccomandato</i>										
Intento a competere	NO	NO	NO	SI	SI	SI	NO	SI	SI	NO
Livello competizione										

*Lieve lesione tendine del ginocchio sinistro

**Lieve lesione crociato anteriore

Continuo tabella 2

<i>Squadra regionale o nazionale, olimpionica, professionale</i>								X		
<i>Competizioni ufficiali</i>				X	X	X			X	
<i>Competizioni amatoriali ed eventi aperti</i>										
Altri sport praticati (numero anni)										
<i>Corsa</i>				5						
<i>Palestra</i>				5						
Frequenza allenamento (n volte a settimana)				3						
Durata media allenamento (ore)				1						
Motivo allenamento										
<i>Migliorare le prestazioni fisiche per poter competere</i>										
<i>Ottenere buone prestazioni senza fare competizioni</i>										
<i>Attività affiancata ad un altro sport per migliorare le prestazioni fisiche</i>										
<i>Fitness personale</i>				X						
<i>Bassa attività fisica sotto il livello raccomandato</i>										
Intento a competere				NO						
Sport praticati in passato (numero anni (età))										
<i>Calcio</i>	10 (9-19)			10 (7-17)				13 (7-20)		
<i>Pallavolo</i>		1 (14)						6 mesi (19)		
<i>Basket</i>			1 (19)	10 (7-17)					1 (10)	4 (11-15)

Continuo tabella 2

<i>Nuoto</i>					5 (10-15)					1 (16)
<i>Ciclismo</i>					5 (10-15)					
<i>Canottaggio</i>						2 (12-14)				
<i>Pesistica</i>								8 (10-18)		
<i>Thai boxe</i>								1 (15)		
Frequenza allenamento <i>(n volte a settimana)</i>	4	3	3	3	45	5	3	3	2	3
Durata media allenamento (ore)	2	2	2	2	2	2.5	2	2	2	2 - 1
Motivo allenamento										
<i>Migliorare le prestazioni fisiche per poter competere</i>	X		X	X	X	X	X		X	X
<i>Ottenere buone prestazioni senza fare competizioni</i>										
<i>Attività affiancata ad un altro sport per migliorare le prestazioni fisiche</i>										
<i>Fitness personale</i>		X						X		
<i>Bassa attività fisica sotto il livello raccomandato</i>										
Intento a competere	SI	NO	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI	SI
Livello competizione										
<i>Squadra regionale o nazionale, olimpionica, professionale</i>					X			X		
<i>Competizioni ufficiali</i>	X		X	X			X		X	X

Continuo tabella 2

<i>Competizioni amatoriali ed eventi aperti</i>						X				
Temperature allenamento preferite										
<i>Basse</i>	X	X	X	X	X	X	X	X	X	
<i>Alte</i>					X					X
Orario allenamento preferito										
<i>Mattina</i>					X				X	X
<i>Pomeriggio</i>		X	X					X		
<i>Sera</i>	X			X	X	X	X			
Tipo di allenamento preferito										
<i>Breve e intenso</i>	X	X	X	X				X	X	
<i>Lungo e resistivo</i>					X	X	X			X
Alimentazione										
<i>Dieta</i>										
<i>Alimentazione attenta</i>				X	X	X				
<i>Nessuna dieta</i>	X	X	X				X	X	X	X
Uso di integratori	NO	NO	NO	NO	SI*	NO	NO	NO	NO	NO

*Creatina, Vitamina D3

- **R1:**

Di seguito sono riportati i dati relativi all'allenamento nella tabella 3 ed i plot relativi ai segnali ECG e HR, rispettivamente nelle figure 30 e 31, ottenuti dopo aver importato in Matlab il segnale acquisito.

Tabella 3. Dati allenamento di R1.

Data	Orario	Durata	Tempi fasi allenamento ed esercizio	Caffeina 6 h prima SI/NO	Alcol 24 h prima SI/NO	Integratori pre-allenamento SI/NO	Integratori post-allenamento SI/NO
16/04/2021	11:00	32 min e 56 s	I FASE: 5 min e 10 s II FASE: 8 min e 57 s III FASE: 6 min e 11 s IV FASE: 12 min e 38 s	SI	NO	NO	NO

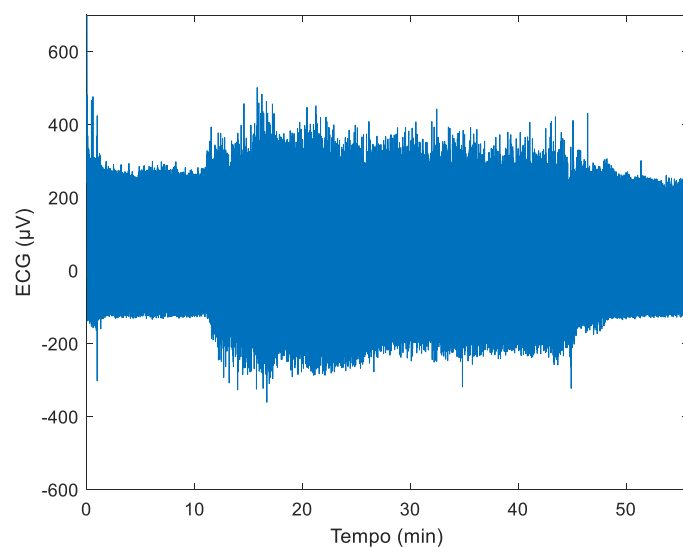


Figura 30. Plot segnale ECG di R1.

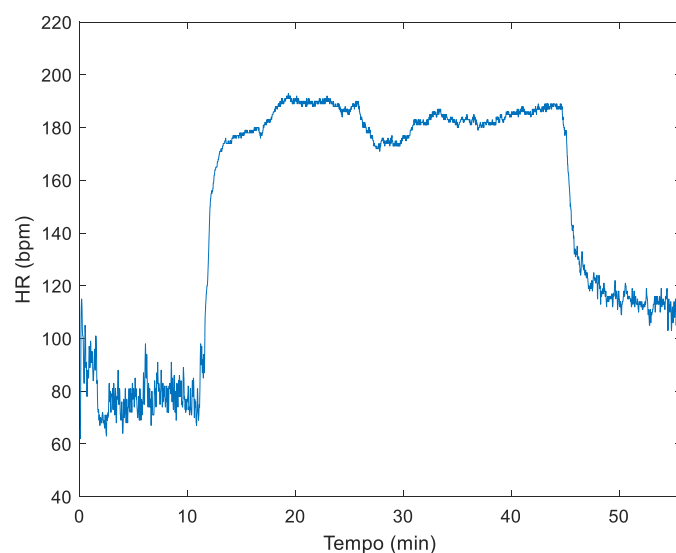


Figura 31. Plot segnale HR di R1.

Sono riportati anche i grafici di uscita dell'applicazione CaRiSMA 1.0 nelle figure 32, 33 e 34 ed i seguenti parametri dell'atleta calcolati con CaRiSMA 1.0 in tabella 4: HR medio durante la corsa, HR medio durante la fase di riposo, le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

Tabella 4. Parametri calcolati con CaRiSMA 1.0: HR medio durante la corsa (HR corsa), HR medio durante il riposo (HR riposo), le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

HR corsa (bpm)	181
HR riposo (bpm)	79
MaxHR (bpm)	193.3
ThrHR (bpm)	164
QTc (ms)	441

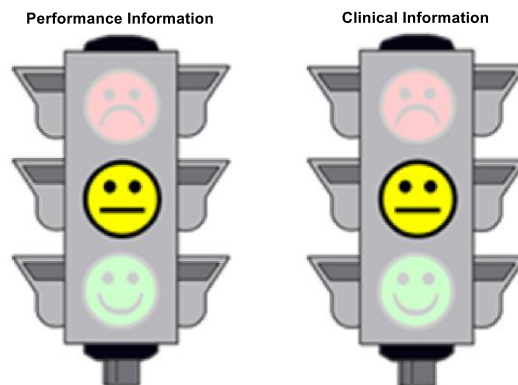


Figura 32. Semafori HR (sinistra) e QTc (destra) di R1. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo all'HR indicano rispettivamente che l'intensità dell'allenamento è buona, che è consigliata una diminuzione o che è questa è necessaria. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo al QTc indicano rispettivamente un intervallo QT normale, sospettoso o patologico e quindi un basso, possibile o alto rischio cardiaco.

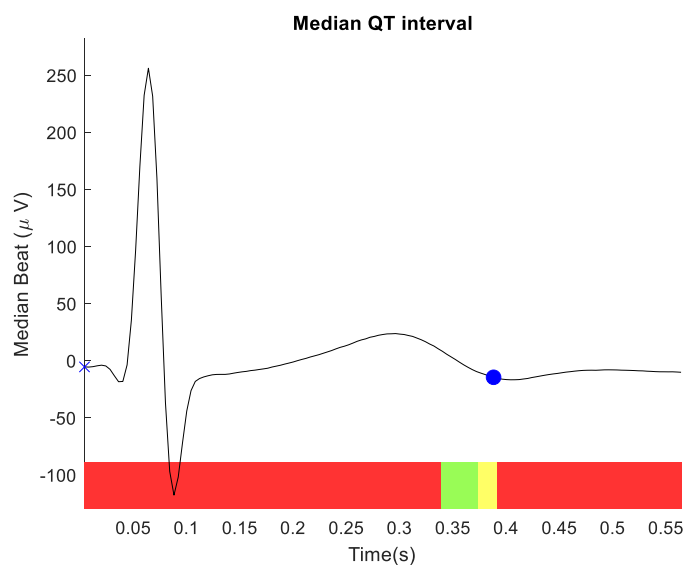


Figura 33. Battito mediano di R1. Il pallino blu indica la fine dell'onda T. Se questo si trova nella zona verde il QT è normale, se si trova in quella gialla è consigliata una consulenza medica, mentre se si trova in quella rossa la consulenza è necessaria.

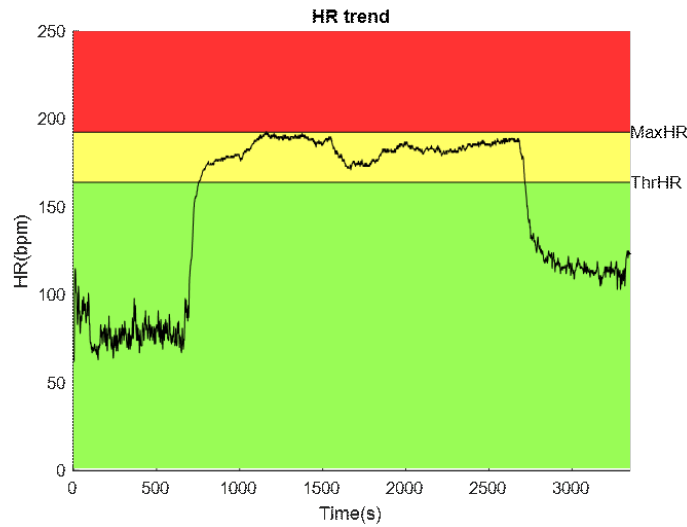


Figura 34. Segnale HR di R1 in cui sono state evidenziate le zone verde, gialla e rossa separate dalle soglie MaxHR e ThrHR. La prima zona indica i valori di HR ottimali, la seconda quelli per cui è consigliata una diminuzione dell'intensità dell'allenamento e la terza quelli per cui la diminuzione è necessaria.

- **R2:**

Di seguito sono riportati i dati relativi all'allenamento nella tabella 5 ed i plot relativi ai segnali ECG e HR, rispettivamente nelle figure 35 e 36, ottenuti dopo aver importato in Matlab il segnale acquisito.

Tabella 5. Dati allenamento di R2.

Data	Orario	Durata	Tempi fasi allenamento ed esercizio	Caffeina 6 h prima SI/NO	Alcol 24 h prima SI/NO	Integratori pre-allenamento SI/NO	Integratori post-allenamento SI/NO
21/04/2021	16:15	33 min e 46 s	I FASE: 5 min e 23 s II FASE: 10 min e 0 s III FASE: 5 min e 58 s IV FASE: 12 min e 25 s	SI	NO	NO	NO

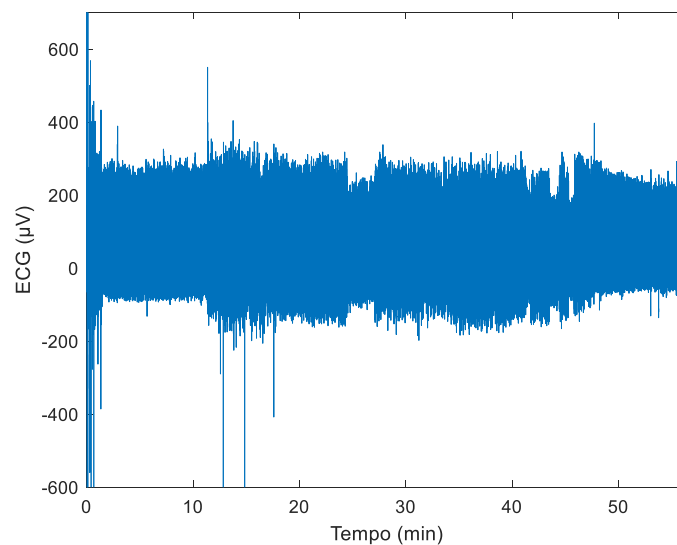


Figura 35. Plot segnale ECG di R2.

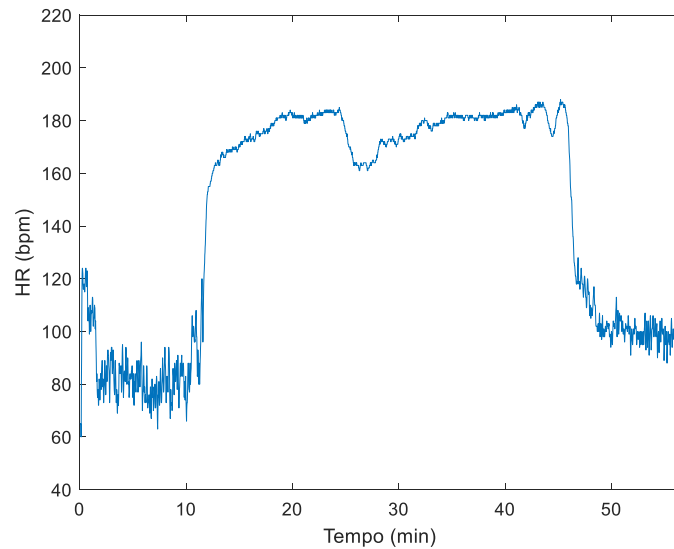


Figura 36. Plot segnale HR di R2.

Sono riportati anche i grafici di uscita dell'applicazione CaRiSMA 1.0 nelle figure 37, 38 e 39 ed i seguenti parametri dell'atleta calcolati con CaRiSMA 1.0 in tabella 6: HR medio durante la corsa, HR medio durante la fase di riposo, le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

Tabella 6. Parametri calcolati con CaRiSMA 1.0: Parametri calcolati con CaRiSMA 1.0: HR medio durante la corsa (HR corsa), HR medio durante il riposo (HR riposo), le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

HR corsa (bpm)	174
HR riposo (bpm)	84
MaxHR (bpm)	193.3
ThrHR (bpm)	164
QTc (ms)	445

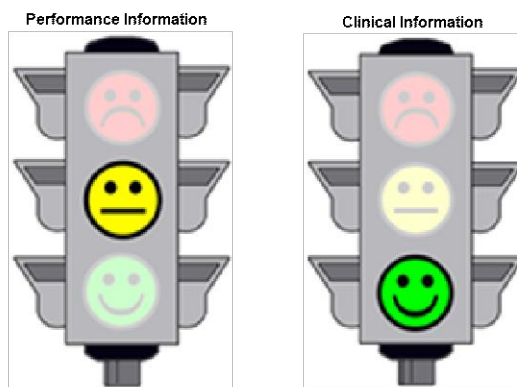


Figura 37. Semafori HR (sinistra) e QTc (destra) di R2. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo all'HR indicano rispettivamente che l'intensità dell'allenamento è buona, che è consigliata una diminuzione o che è questa è necessaria. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo al QTc indicano rispettivamente un intervallo QT normale, sospettoso o patologico e quindi un basso, possibile o alto rischio cardiaco.

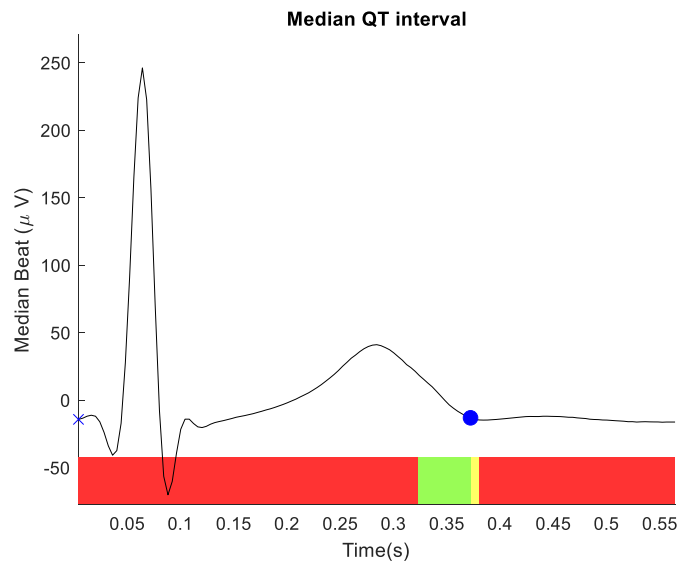


Figura 38. Battito mediano di R2. Il pallino blu indica la fine dell'onda T. Se questo si trova nella zona verde il QT è normale, se si trova in quella gialla è consigliata una consulenza medica, mentre se si trova in quella rossa la consulenza è necessaria.

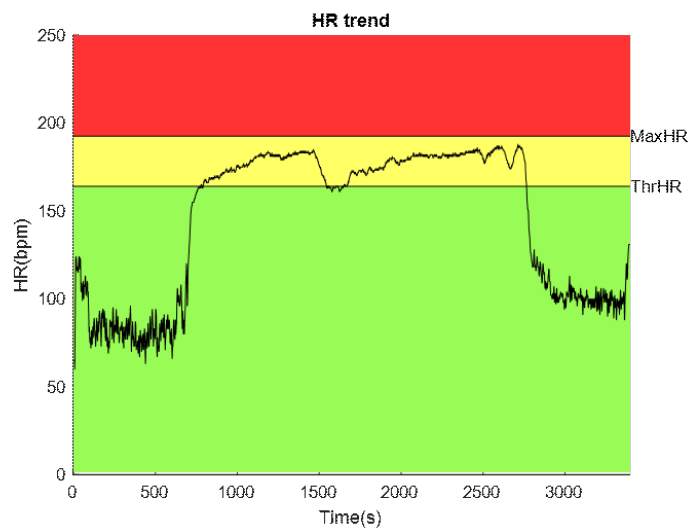


Figura 39. Segnale HR di R2 in cui sono state evidenziate le zone verde, gialla e rossa separate dalle soglie MaxHR e ThrHR. La prima zona indica i valori di HR ottimali, la seconda quelli per cui è consigliata una diminuzione dell'intensità dell'allenamento e la terza quelli per cui la diminuzione è necessaria.

- **R3:**

Di seguito sono riportati i dati relativi all'allenamento nella tabella 7 ed i plot relativi ai segnali ECG e HR, rispettivamente nelle figure 40 e 41, ottenuti dopo aver importato in Matlab il segnale acquisito.

Tabella 7. Dati allenamento di R3.

Data	Orario	Durata	Tempi fasi allenamento ed esercizio	Caffeina 6 h prima SI/NO	Alcol 24 h prima SI/NO	Integratori pre-allenamento SI/NO	Integratori post allenamento SI/NO
19/04/2021	15:00	36 min e 11 s	I FASE: 5 min e 42 s II FASE: 9 min e 15 s III FASE: 7 min e 5 s IV FASE: 14 min e 9 s	SI	NO	NO	NO

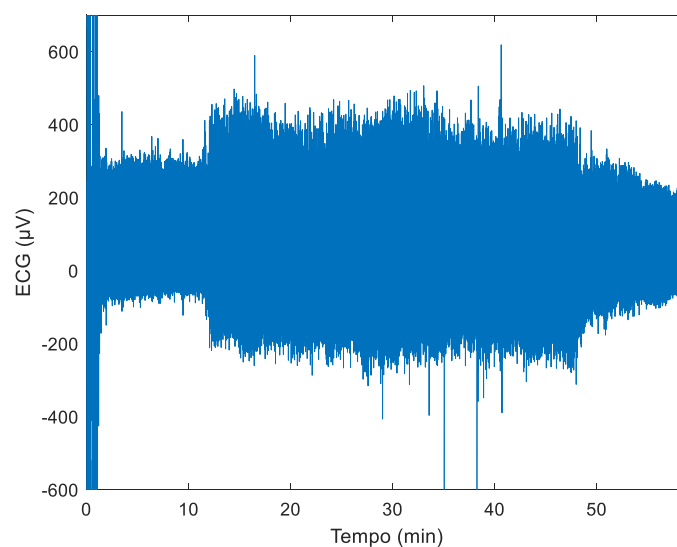


Figura 40. Plot segnale ECG di R3.

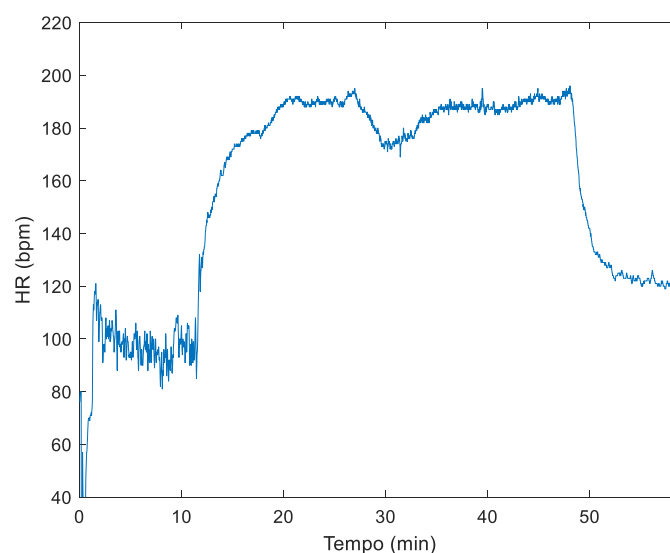


Figura 41. Plot segnale HR di R3.

Sono riportati anche i grafici di uscita dell'applicazione CaRiSMA 1.0 nelle figure 42, 43 e 44 ed i seguenti parametri dell'atleta calcolati con CaRiSMA 1.0 in tabella 8: HR medio durante la corsa, HR medio durante la fase di riposo, le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

Tabella 8. Parametri calcolati con CaRiSMA 1.0: HR medio durante la corsa (HR corsa), HR medio durante il riposo (HR riposo), le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

HR corsa (bpm)	179
HR riposo (bpm)	93
MaxHR (bpm)	185.6
ThrHR (bpm)	158
QTc (ms)	418

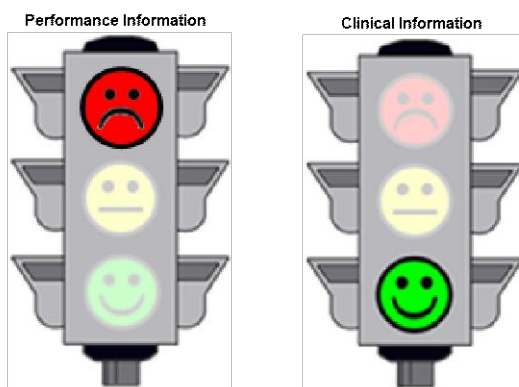


Figura 42. Semafori HR (sinistra) e QTc (destra) di R3. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo all'HR indicano rispettivamente che l'intensità dell'allenamento è buona, che è consigliata una diminuzione o che è questa è necessaria. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo al QTc indicano rispettivamente un intervallo QT normale, sospettoso o patologico e quindi un basso, possibile o alto rischio cardiaco.

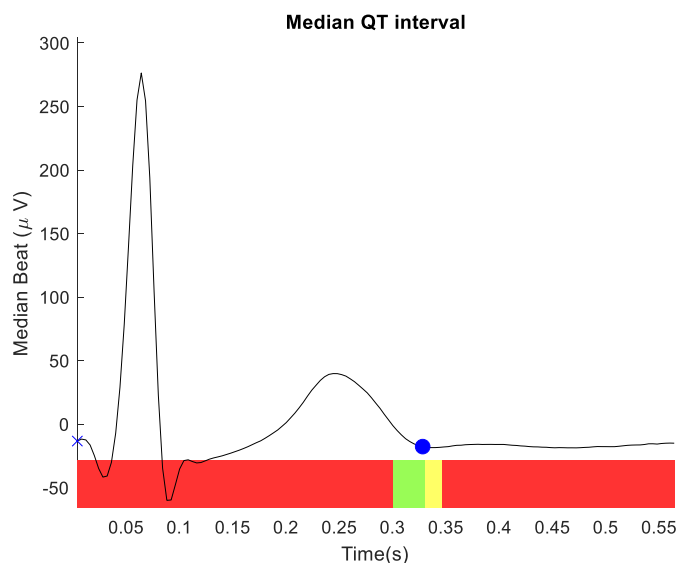


Figura 43. Battito mediano di R3. Il pallino blu indica la fine dell'onda T. Se questo si trova nella zona verde il QT è normale, se si trova in quella gialla è consigliata una consulenza medica, mentre se si trova in quella rossa la consulenza è necessaria.

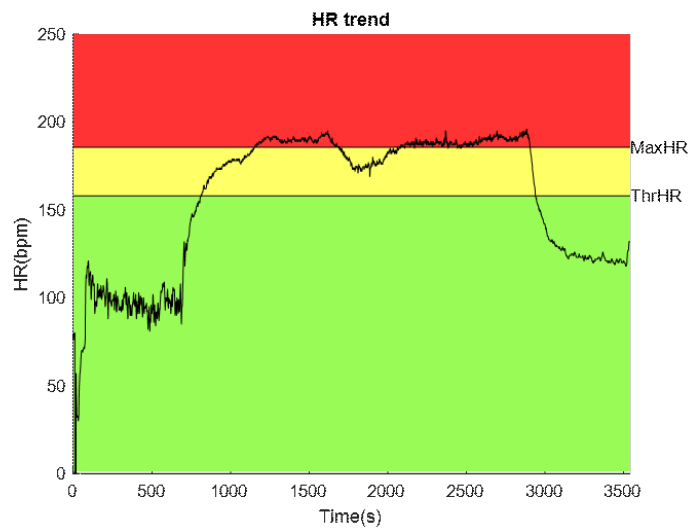


Figura 44. Segnale HR di R3 in cui sono state evidenziate le zone verde, gialla e rossa separate dalle soglie MaxHR e ThrHR. La prima zona indica i valori di HR ottimali, la seconda quelli per cui è consigliata una diminuzione dell'intensità dell'allenamento e la terza quelli per cui la diminuzione è necessaria.

- **R4:**

Di seguito sono riportati i dati relativi all'allenamento nella tabella 9 ed i plot relativi ai segnali ECG e HR, rispettivamente nelle figure 45 e 46, ottenuti dopo aver importato in Matlab il segnale acquisito.

Tabella 9. Dati allenamento di R4.

Data	Orario	Durata	Tempi fasi allenamento ed esercizio	Caffeina 6 h prima SI/NO	Alcol 24 h prima SI/NO	Integratori pre-allenamento SI/NO	Integratori post-allenamento SI/NO
19/04/2021	17:20	29 min e 8 s	I FASE: 5 min e 9 s II FASE: 7 min e 35 s III FASE: 5 min e 26 s IV FASE: 10 min e 58 s	SI	NO	NO	NO

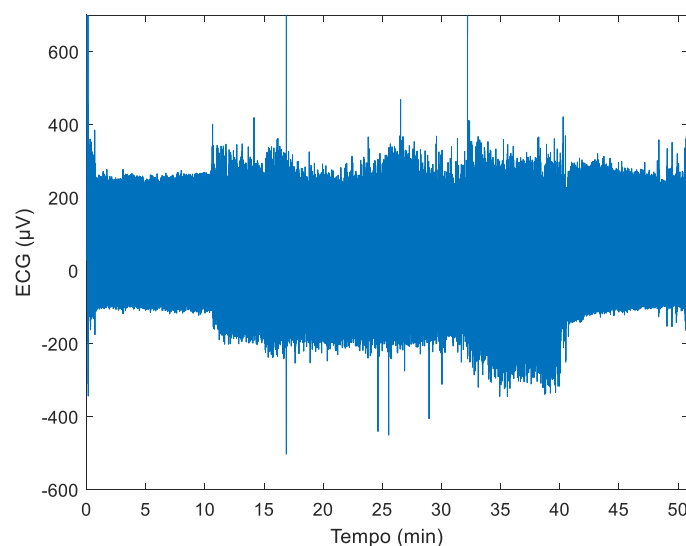


Figura 45. Plot segnale ECG di R4.

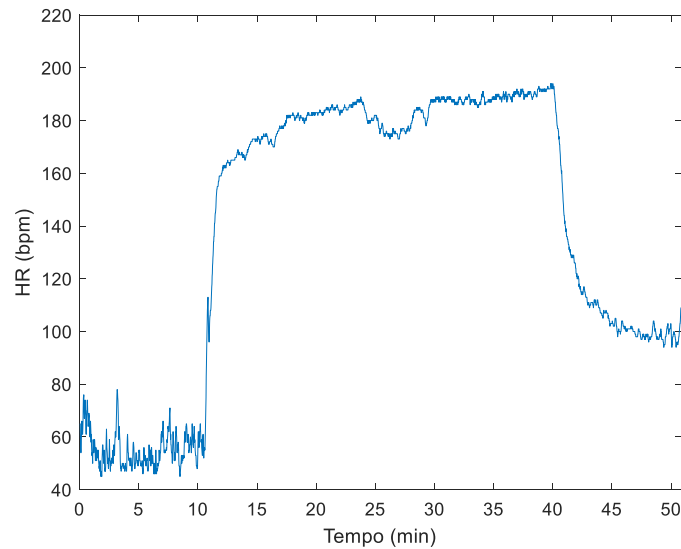


Figura 46. Plot segnale HR di R4.

Sono riportati anche i grafici di uscita dell'applicazione CaRiSMA 1.0 nelle figure 47, 48 e 49 ed i seguenti parametri dell'atleta calcolati con CaRiSMA 1.0 in tabella 10: HR medio durante la corsa, HR medio durante la fase di riposo, le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

Tabella 10. Parametri calcolati con CaRiSMA 1.0: HR medio durante la corsa (HR corsa), HR medio durante il riposo (HR riposo), le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

HR corsa (bpm)	179
HR riposo (bpm)	55
TMHR (bpm)	186.3
thrHR (bpm)	158
QTc (ms)	393

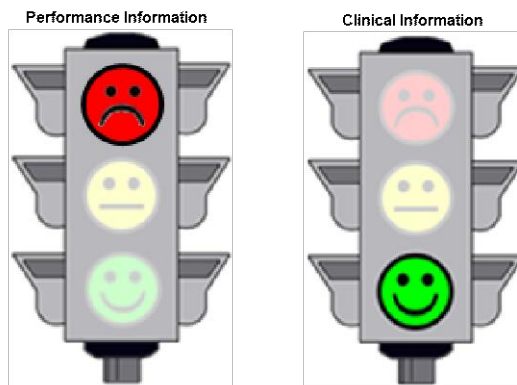


Figura 47. Semafori HR (sinistra) e QTc (destra) di R4. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo all'HR indicano rispettivamente che l'intensità dell'allenamento è buona, che è consigliata una diminuzione o che è questa è necessaria. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo al QTc indicano rispettivamente un intervallo QT normale, sospettoso o patologico e quindi un basso, possibile o alto rischio cardiaco.

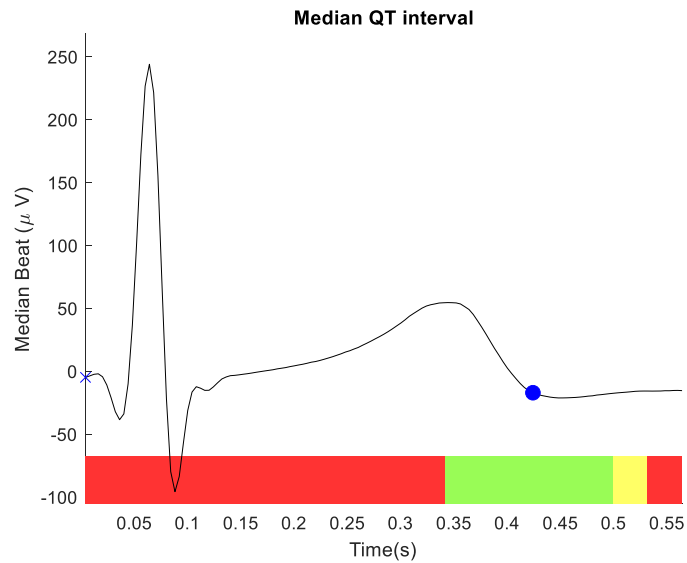


Figura 48. Battito mediano di R4. Il pallino blu indica la fine dell'onda T. Se questo si trova nella zona verde il QT è normale, se si trova in quella gialla è consigliata una consulenza medica, mentre se si trova in quella rossa la consulenza è necessaria.

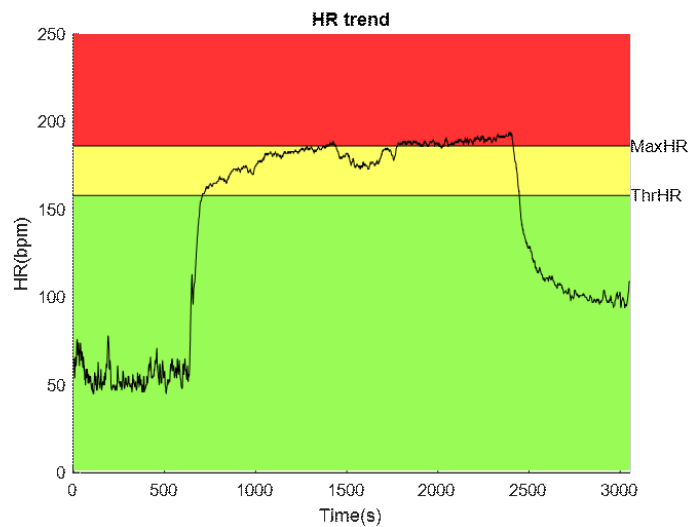


Figura 49. Segnale HR di R4 in cui sono state evidenziate le zone verde, gialla e rossa separate dalle soglie MaxHR e ThrHR. La prima zona indica i valori di HR ottimali, la seconda quelli per cui è consigliata una diminuzione dell'intensità dell'allenamento e la terza quelli per cui la diminuzione è necessaria.

- **R5:**

Di seguito sono riportati i dati relativi all'allenamento nella tabella 11 ed i plot relativi ai segnali ECG e HR, rispettivamente nelle figure 50 e 51, ottenuti dopo aver importato in Matlab il segnale acquisito.

Tabella 11. Dati allenamento di R5.

Data	Orario	Durata	Tempi fasi allenamento ed esercizio	Caffeina 6 h prima SI/NO	Alcol 24 h prima SI/NO	Integratori pre-allenamento SI/NO	Integratori post-allenamento SI/NO
20/04/2021	11:50	28 min e 8 s	I FASE: 5 min e 40 s II FASE: 9 min e 6 s III FASE: 4 min e 54 s IV FASE: 8 min e 28 s	SI	NO	SI	NO

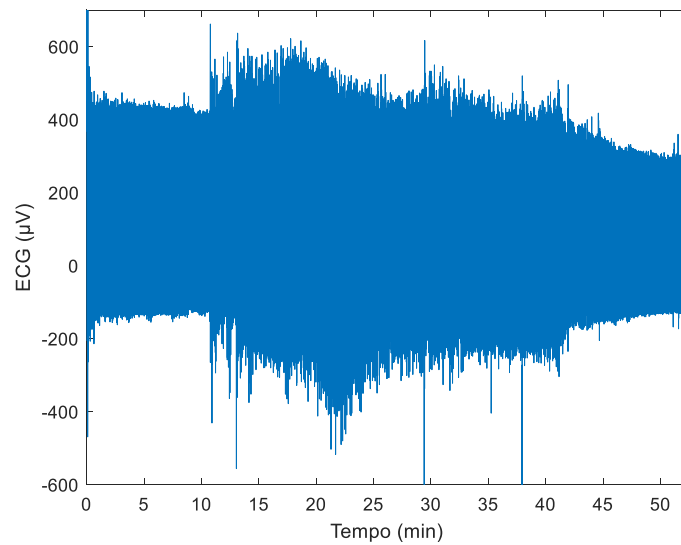


Figura 50. Plot segnale ECG di R5.

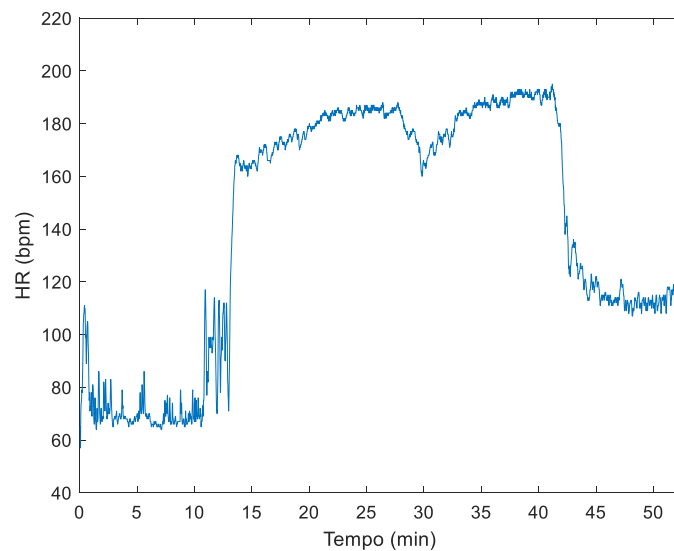


Figura 51. Plot segnale HR di R5.

Sono riportati anche i grafici di uscita dell'applicazione CaRiSMA 1.0 nelle figure 52, 53 e 54 ed i seguenti parametri dell'atleta calcolati con CaRiSMA 1.0 in tabella 12: HR medio durante la corsa, HR medio durante la fase di riposo, le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

Tabella 12. Parametri calcolati con CaRiSMA 1.0: HR medio durante la corsa (HR corsa), HR medio durante il riposo (HR riposo), le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

HR corsa (bpm)	173
HR riposo (bpm)	71
MaxHR (bpm)	186.3
ThrHR (bpm)	158
QTc (ms)	390

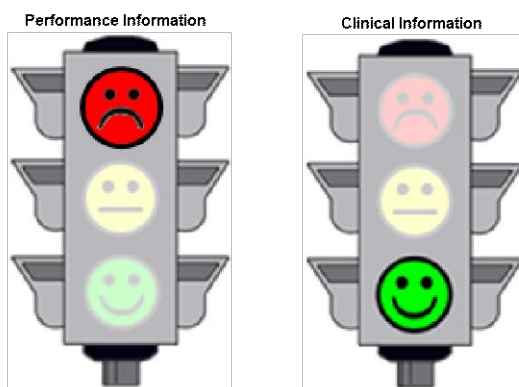


Figura 52. Semafori HR (sinistra) e QTc (destra) di R5. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo all'HR indicano rispettivamente che l'intensità dell'allenamento è buona, che è consigliata una diminuzione o che è questa è necessaria. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo al QTc indicano rispettivamente un intervallo QT normale, sospettoso o patologico e quindi un basso, possibile o alto rischio cardiaco.

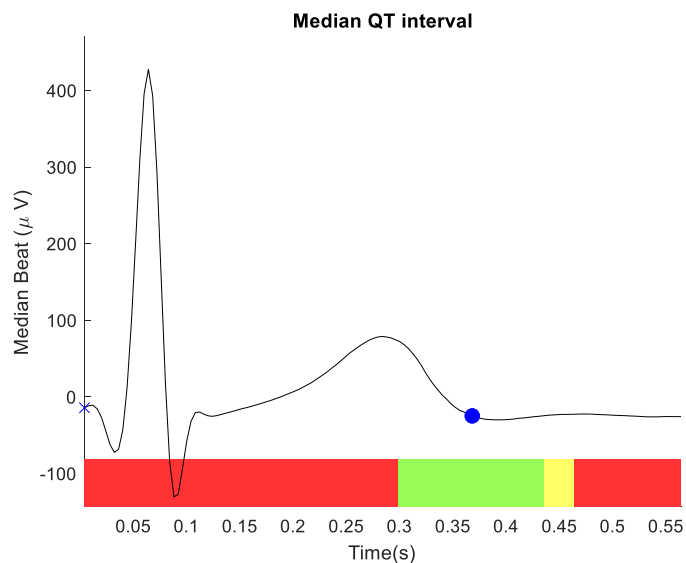


Figura 53. Battito mediano di R5. Il pallino blu indica la fine dell'onda T. Se questo si trova nella zona verde il QT è normale, se si trova in quella gialla è consigliata una consulenza medica, mentre se si trova in quella rossa la consulenza è necessaria.

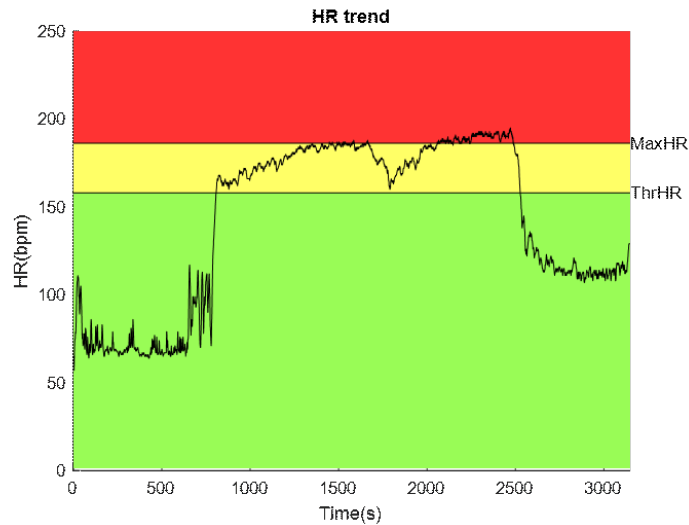


Figura 54. Segnale HR di R5 in cui sono state evidenziate le zone verde, gialla e rossa separate dalle soglie MaxHR e ThrHR. La prima zona indica i valori di HR ottimali, la seconda quelli per cui è consigliata una diminuzione dell'intensità dell'allenamento e la terza quelli per cui la diminuzione è necessaria.

- **R6:**

Di seguito sono riportati i dati relativi all'allenamento nella tabella 13 ed i plot relativi ai segnali ECG e HR, rispettivamente nelle figure 55 e 56, ottenuti dopo aver importato in Matlab il segnale acquisito.

Tabella 13. Dati allenamento di R6.

Data	Orario	Durata	Tempi fasi allenamento ed esercizio	Caffeina 6 h prima SI/NO	Alcol 24 h prima SI/NO	Integratori pre-allenamento SI/NO	Integratori post-allenamento SI/NO
24/04/2021	11:10	24 min e 48 s	I FASE: 4 min e 29 s II FASE: 6 min e 36 s III FASE: 5 min e 17 s IV FASE: 8 min e 26 s	NO	SI	NO	NO

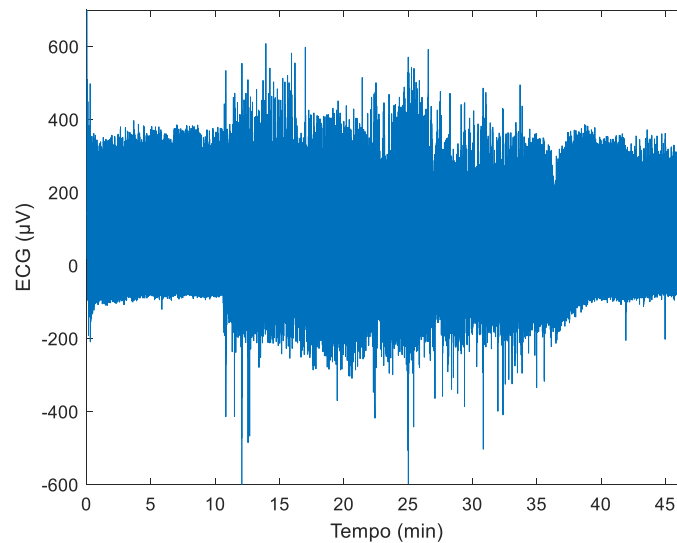


Figura 55. Plot segnale ECG di R6.

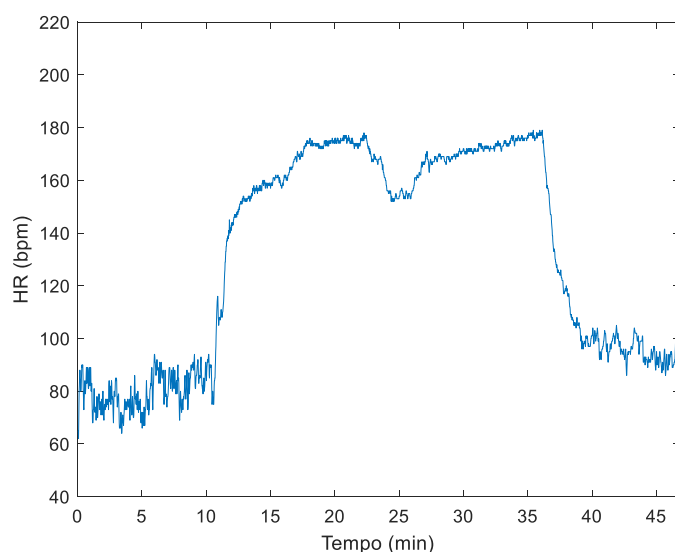


Figura 56. Plot segnale HR di R6.

Sono riportati anche i grafici di uscita dell'applicazione CaRiSMA 1.0 nelle figure 57, 58 e 59 ed i seguenti parametri dell'atleta calcolati con CaRiSMA 1.0 in tabella 14: HR medio durante la corsa, HR medio durante la fase di riposo, le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

Tabella 14. Parametri calcolati con CaRiSMA 1.0: HR medio durante la corsa (HR corsa), HR medio durante il riposo (HR riposo), le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

HR corsa (bpm)	164
HR riposo (bpm)	80
MaxHR (bpm)	194
ThrHR (bpm)	165
QTc (ms)	406

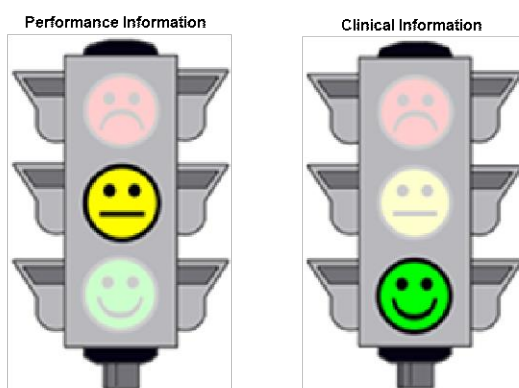


Figura 57. Semafori HR (sinistra) e QTc (destra) di R6. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo all'HR indicano rispettivamente che l'intensità dell'allenamento è buona, che è consigliata una diminuzione o che è questa è necessaria. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo al QTc indicano rispettivamente un intervallo QT normale, sospettoso o patologico e quindi un basso, possibile o alto rischio cardiaco.

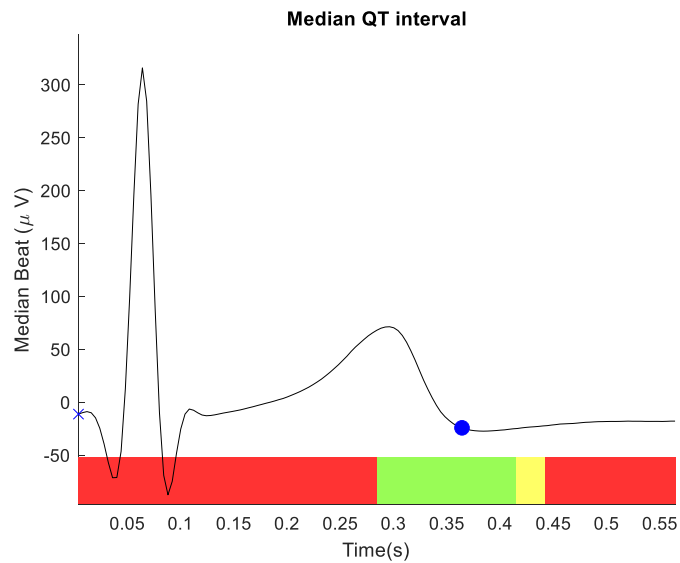


Figura 58. Battito mediano di R6. Il pallino blu indica la fine dell'onda T. Se questo si trova nella zona verde il QT è normale, se si trova in quella gialla è consigliata una consulenza medica, mentre se si trova in quella rossa la consulenza è necessaria.

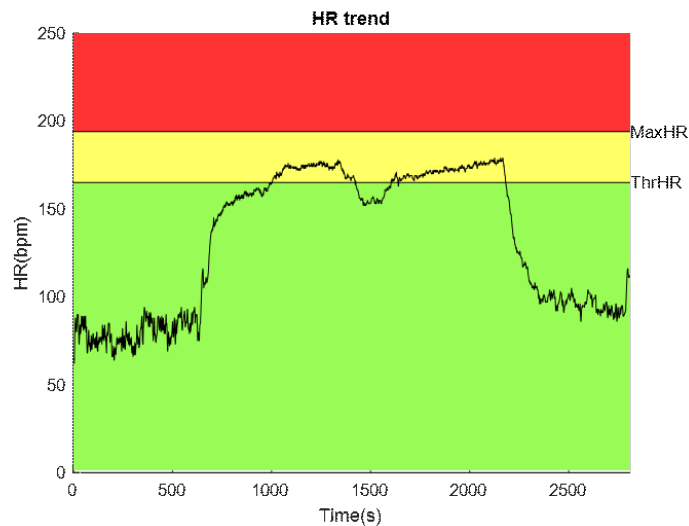


Figura 59. Segnale HR di R6 in cui sono state evidenziate le zone verde, gialla e rossa separate dalle soglie MaxHR e ThrHR. La prima zona indica i valori di HR ottimali, la seconda quelli per cui è consigliata una diminuzione dell'intensità dell'allenamento e la terza quelli per cui la diminuzione è necessaria.

- **R7:**

Di seguito sono riportati i dati relativi all'allenamento nella tabella 15 ed i plot relativi ai segnali ECG e HR, rispettivamente nelle figure 60 e 61, ottenuti dopo aver importato in Matlab il segnale acquisito.

Tabella 15. Dati allenamento di R7.

Data	Orario	Durata	Tempo fasi allenamento ed esercizio	Caffeina 6 h prima SI/NO	Alcol 24 h prima SI/NO	Integratori pre-allenamento SI/NO	Integratori post-allenamento SI/NO
23/04/2021	11:00	34 min e 40 s	I FASE: 4 min e 47 s II FASE: 9 min e 18 s III FASE: 6 min e 33 s IV FASE: 14 min e 2 s	NO	NO	NO	NO

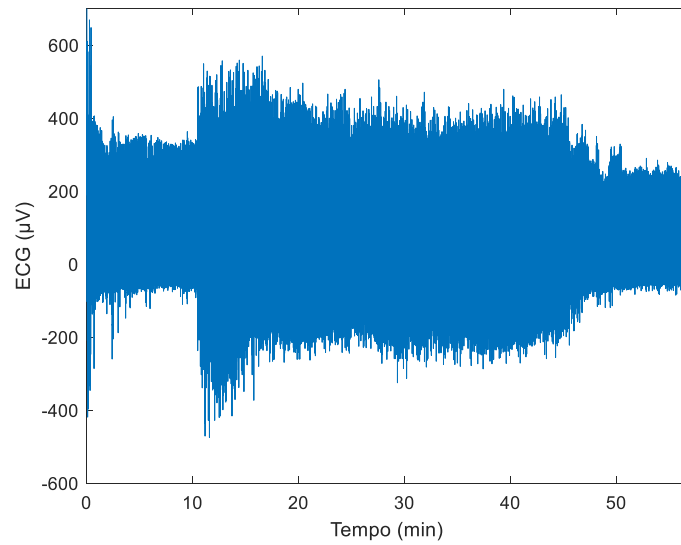


Figura 60. Plot segnale ECG di R7.

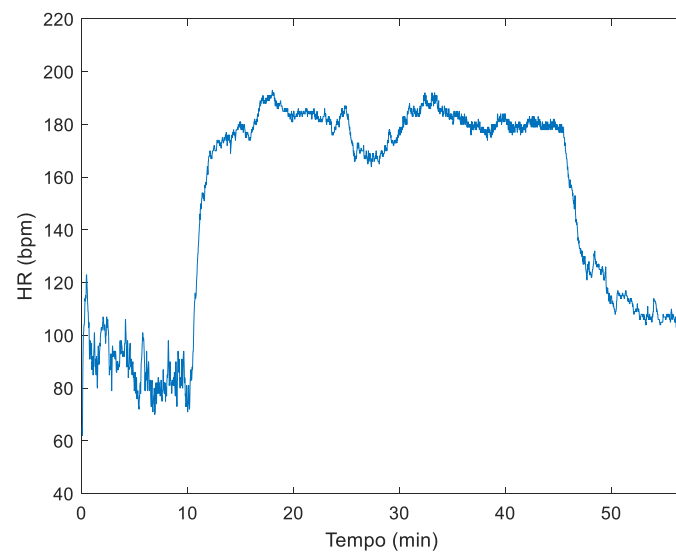


Figura 61. Plot segnale HR di R7.

Sono riportati anche i grafici di uscita dell'applicazione CaRiSMA 1.0 nelle figure 62, 63 e 64 ed i seguenti parametri dell'atleta calcolati con CaRiSMA 1.0 in tabella 16: HR medio durante la corsa, HR medio durante la fase di riposo, le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

Tabella 16. Parametri calcolati con CaRiSMA 1.0: HR medio durante la corsa (HR corsa), HR medio durante il riposo (HR riposo), le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

HR corsa (bpm)	178
HR riposo (bpm)	88
MaxHR (bpm)	192
ThrHR (bpm)	164
QTc (ms)	412

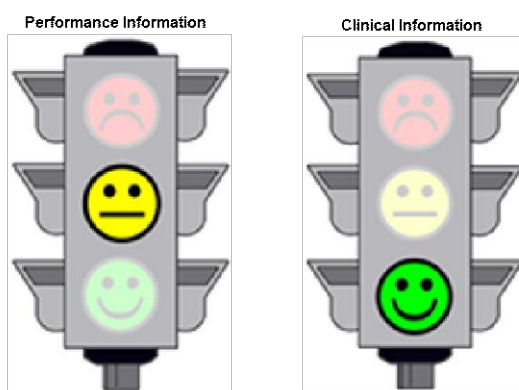


Figura 62. Semafori HR (sinistra) e QTc (destra) di R7. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo all'HR indicano rispettivamente che l'intensità dell'allenamento è buona, che è consigliata una diminuzione o che è questa è necessaria. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo al QTc indicano rispettivamente un intervallo QT normale, sospettoso o patologico e quindi un basso, possibile o alto rischio cardiaco.

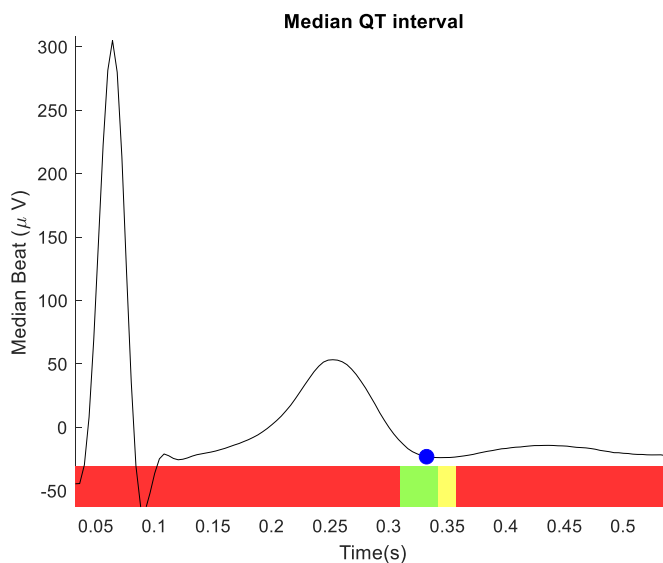


Figura 63. Battito mediano di R7. Il pallino blu indica la fine dell'onda T. Se questo si trova nella zona verde il QT è normale, se si trova in quella gialla è consigliata una consulenza medica, mentre se si trova in quella rossa la consulenza è necessaria.

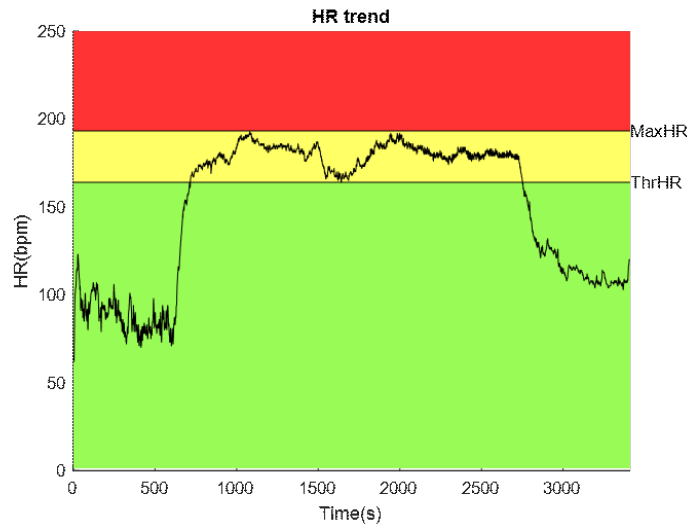


Figura 64. Segnale HR di R7 in cui sono state evidenziate le zone verde, gialla e rossa separate dalle soglie MaxHR e ThrHR. La prima zona indica i valori di HR ottimali, la seconda quelli per cui è consigliata una diminuzione dell'intensità dell'allenamento e la terza quelli per cui la diminuzione è necessaria.

- **R8:**

Di seguito sono riportati i dati relativi all'allenamento nella tabella 17 ed i plot relativi ai segnali ECG e HR, rispettivamente nelle figure 65 e 66, ottenuti dopo aver importato in Matlab il segnale acquisito.

Tabella 17. Dati allenamento di R8.

Data	Orario	Durata	Tempi fasi allenamento ed esercizio	Caffeina 6 h prima SI/NO	Alcol 24 h prima SI/NO	Integratori pre-allenamento SI/NO	Integratori post-allenamento SI/NO
17/04/2021	15:00	33 min e 30 s	I FASE: 6 min 43 s II FASE: 7 min e 57 s III FASE: 7 min e 9 s IV FASE: 11 min e 41 s	SI	NO	NO	NO

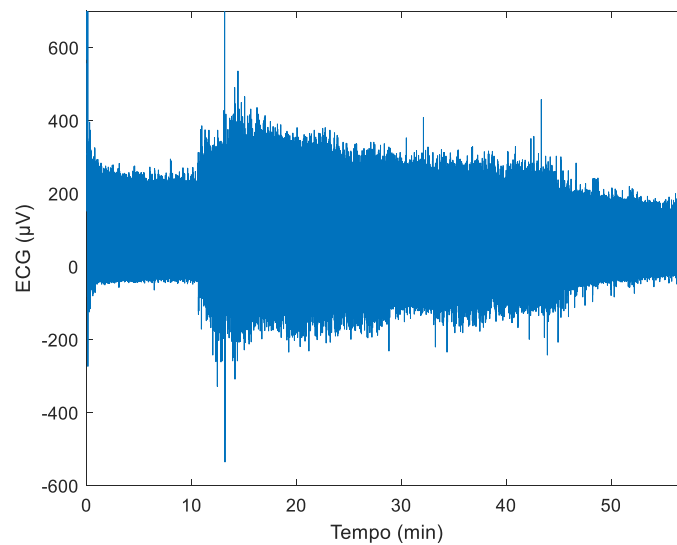


Figura 65. Plot segnale ECG di R8.

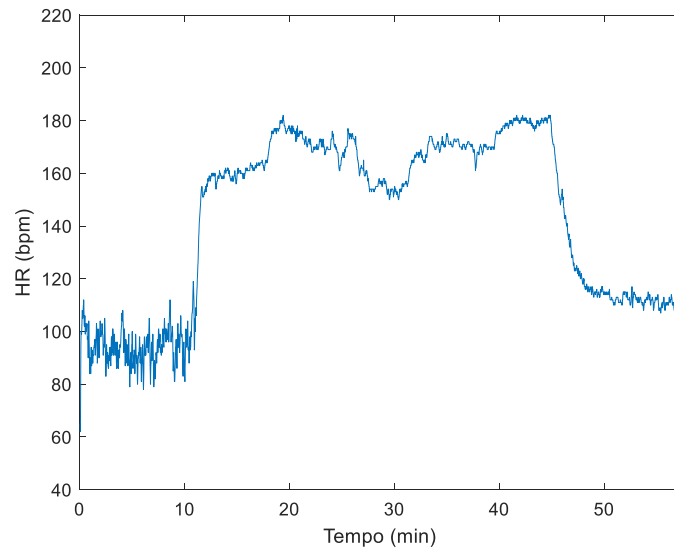


Figura 66. Plot segnale HR di R8.

Sono riportati anche i grafici di uscita dell'applicazione CaRiSMA 1.0 nelle figure 67, 68 e 69 ed i seguenti parametri dell'atleta calcolati con CaRiSMA 1.0 in tabella 18: HR medio durante la corsa, HR medio durante la fase di riposo, le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

Tabella 18. Parametri calcolati con CaRiSMA 1.0: HR medio durante la corsa (HR corsa), HR medio durante il riposo (HR riposo), le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

HR corsa (bpm)	166
HR riposo (bpm)	94
MaxHR (bpm)	194
ThrHR (bpm)	165
QTc (ms)	430

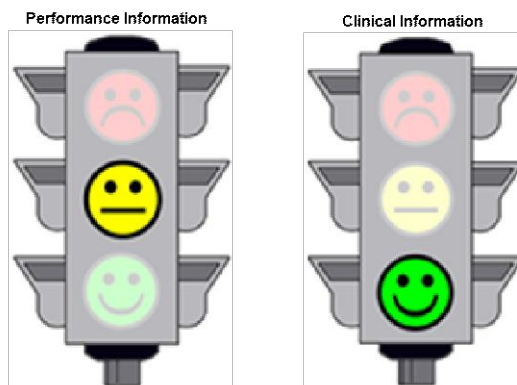


Figura 67. Semafori HR (sinistra) e QTc (destra) di R8. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo all'HR indicano rispettivamente che l'intensità dell'allenamento è buona, che è consigliata una diminuzione o che è questa è necessaria. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo al QTc indicano rispettivamente un intervallo QT normale, sospettoso o patologico e quindi un basso, possibile o alto rischio cardiaco.

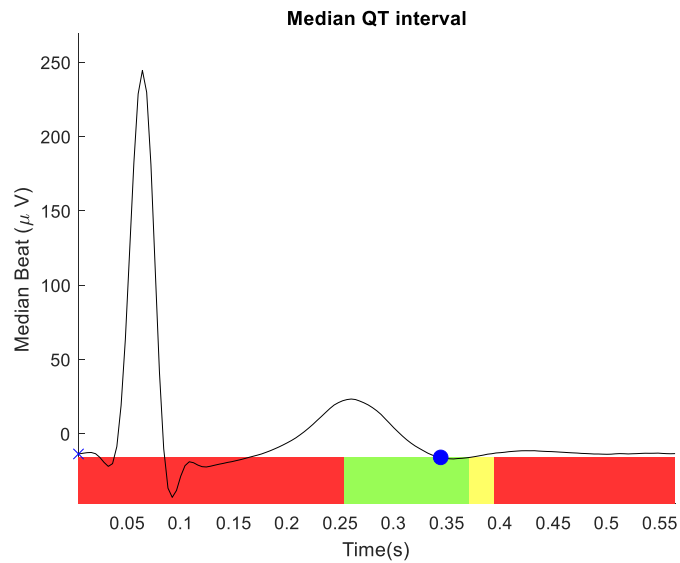


Figura 68. Battito mediano di R8. Il pallino blu indica la fine dell'onda T. Se questo si trova nella zona verde il QT è normale, se si trova in quella gialla è consigliata una consulenza medica, mentre se si trova in quella rossa la consulenza è necessaria.

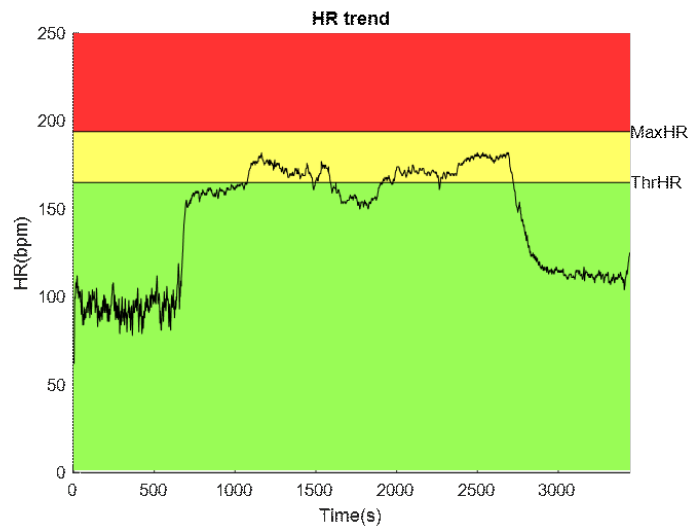


Figura 69. Segnale HR di R8 in cui sono state evidenziate le zone verde, gialla e rossa separate dalle soglie MaxHR e ThrHR. La prima zona indica i valori di HR ottimali, la seconda quelli per cui è consigliata una diminuzione dell'intensità dell'allenamento e la terza quelli per cui la diminuzione è necessaria.

- **R9:**

Di seguito sono riportati i dati relativi all'allenamento nella tabella 19 ed i plot relativi ai segnali ECG e HR, rispettivamente nelle figure 70 e 71, ottenuti dopo aver importato in Matlab il segnale acquisito.

Tabella 19. Dati allenamento di R9.

Data	Orario	Durata	Tempi fasi allenamento ed esercizio	Caffei na 6 h prima SI/NO	Alcol 24 h prima SI/NO	Integratori pre-allenament o SI/NO	Integratori post-allenament o SI/NO
26/04/2021	18:30	36 min e 16 s	I FASE: 5 min e 56 s II FASE: 9 min e 54 s III FASE: 6 min 58 s IV FASE: 13 min e 28 s	NO	NO	NO	NO

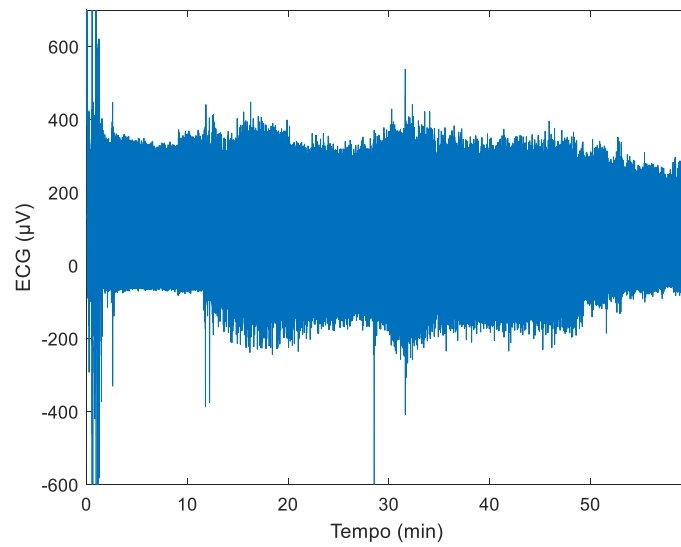


Figura 70. Plot segnale ECG di R9.

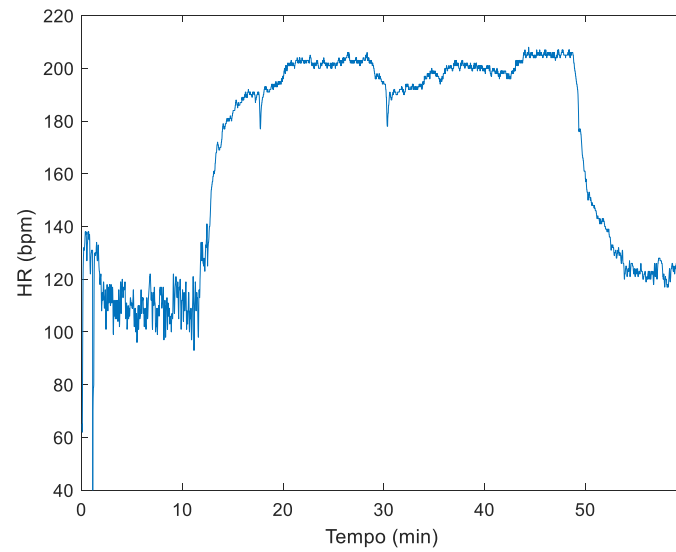


Figura 71. Plot segnale HR di R9.

Sono riportati anche i grafici di uscita dell'applicazione CaRiSMA 1.0 nelle figure 72, 73 e 74 ed i seguenti parametri dell'atleta calcolati con CaRiSMA 1.0 in tabella 20: HR medio durante la corsa, HR medio durante la fase di riposo, le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

Tabella 20. Parametri calcolati con CaRiSMA 1.0: HR medio durante la corsa (HR corsa), HR medio durante il riposo (HR riposo), le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

HR corsa (bpm)	192
HR riposo (bpm)	112
MaxHR (bpm)	193.3
ThrHR (bpm)	165
QTc (ms)	440

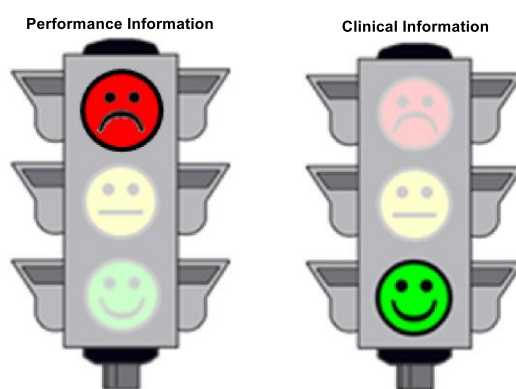


Figura 72. Semafori HR (sinistra) e QTc (destra) di R9. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo all'HR indicano rispettivamente che l'intensità dell'allenamento è buona, che è consigliata una diminuzione o che è questa è necessaria. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo al QTc indicano rispettivamente un intervallo QT normale, sospettoso o patologico e quindi un basso, possibile o alto rischio cardiaco.

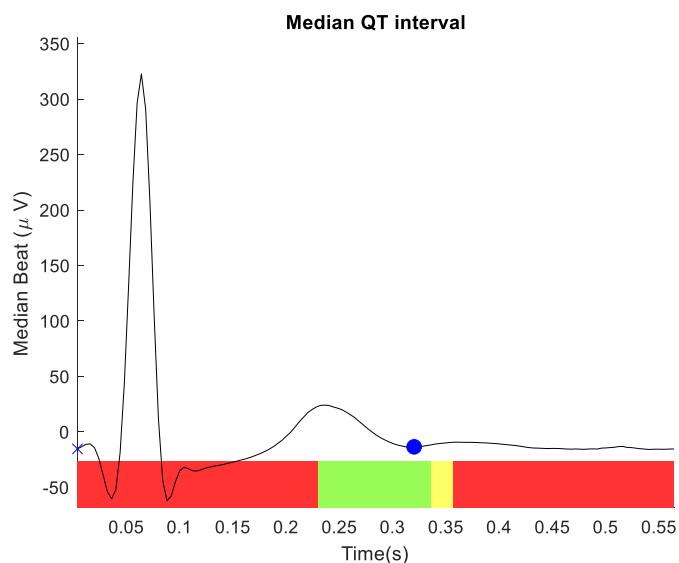


Figura 73. Battito mediano di R9. Il pallino blu indica la fine dell'onda T. Se questo si trova nella zona verde il QT è normale, se si trova in quella gialla è consigliata una consulenza medica, mentre se si trova in quella rossa la consulenza è necessaria.

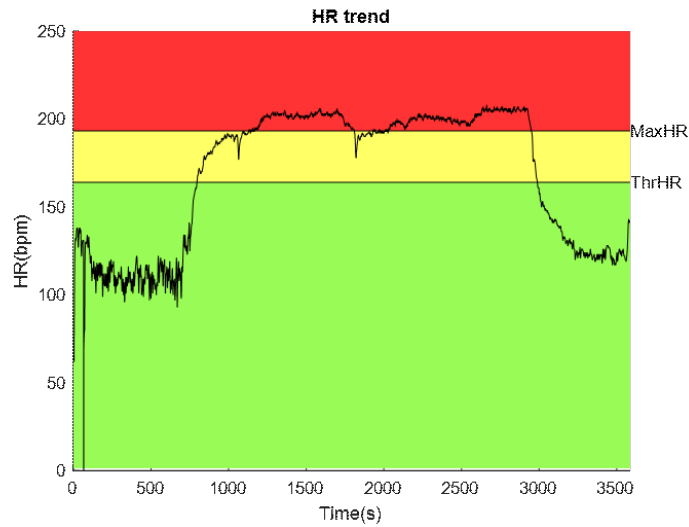


Figura 74. Segnale HR di R9 in cui sono state evidenziate le zone verde, gialla e rossa separate dalle soglie MaxHR e ThrHR. La prima zona indica i valori di HR ottimali, la seconda quelli per cui è consigliata una diminuzione dell'intensità dell'allenamento e la terza quelli per cui la diminuzione è necessaria.

- **R10:**

Di seguito sono riportati i dati relativi all'allenamento nella tabella 21 ed i plot relativi ai segnali ECG e HR, rispettivamente nelle figure 75 e 76, ottenuti dopo aver importato in Matlab il segnale acquisito.

Tabella 21. Dati allenamento di R10.

Data	Orario	Durata	Tempi fasi allenamento ed esercizio	Caffeina 6 h prima SI/NO	Alcol 24 h prima SI/NO	Integratori pre-allenamento SI/NO	Integratori post-allenamento SI/NO
27/04/2021	11:10	41 min e 58 s	I FASE: 6 min e 19 s II FASE: 11 min e 3 s III FASE: 8 min e 33 s IV FASE: 16 min e 3 s	NO	NO	NO	NO

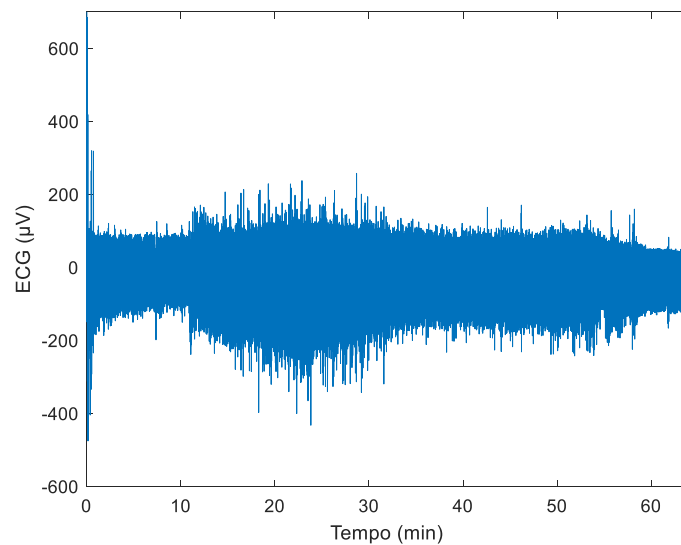


Figura 75. Plot segnale ECG di R10.

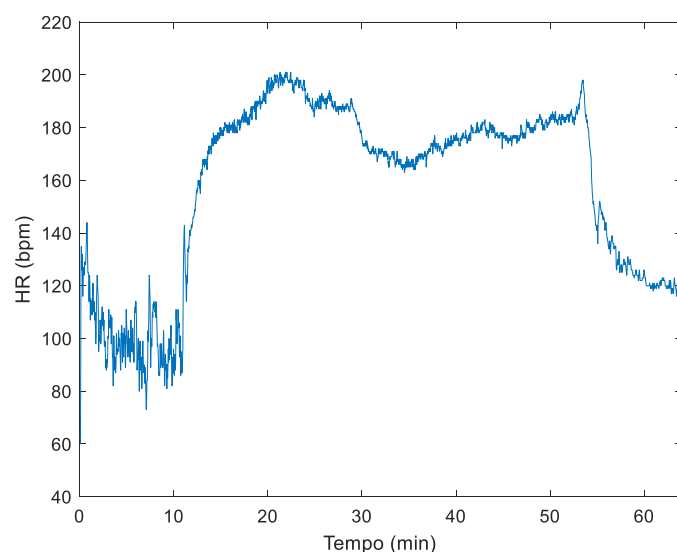


Figura 76. Plot segnale HR di R10.

Sono riportati anche i grafici di uscita dell'applicazione CaRiSMA 1.0 nelle figure 77, 78 e 79 ed i seguenti parametri dell'atleta calcolati con CaRiSMA 1.0 in tabella 22: HR medio durante la corsa, HR medio durante la fase di riposo, le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

Tabella 22. Parametri calcolati con CaRiSMA 1.0: HR medio durante la corsa (HR corsa), HR medio durante il riposo (HR riposo), le soglie MaxHR e ThrHR ed il QTc.

HR corsa (bpm)	180
HR riposo (bpm)	102
MaxHR (bpm)	185.6
ThrHR (bpm)	158
QTc (ms)	419

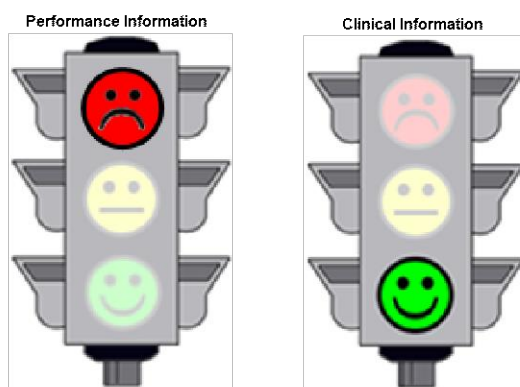


Figura 77. Semafori HR (sinistra) e QTc (destra) di R10. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo all'HR indicano rispettivamente che l'intensità dell'allenamento è buona, che è consigliata una diminuzione o che è questa è necessaria. Le luci verde, gialle o rosse del semaforo relativo al QTc indicano rispettivamente un intervallo QT normale, sospettoso o patologico e quindi un basso, possibile o alto rischio cardiaco.

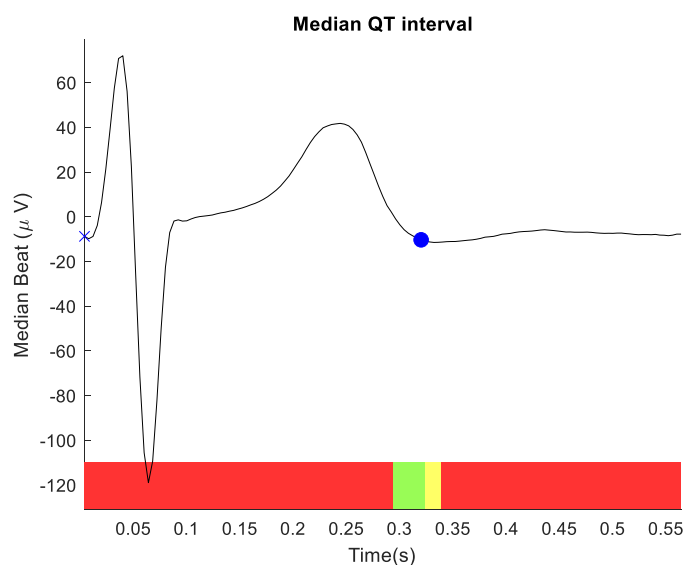


Figura 78. Battito mediano di R10. Il pallino blu indica la fine dell'onda T. Se questo si trova nella zona verde il QT è normale, se si trova in quella gialla è consigliata una consulenza medica, mentre se si trova in quella rossa la consulenza è necessaria.

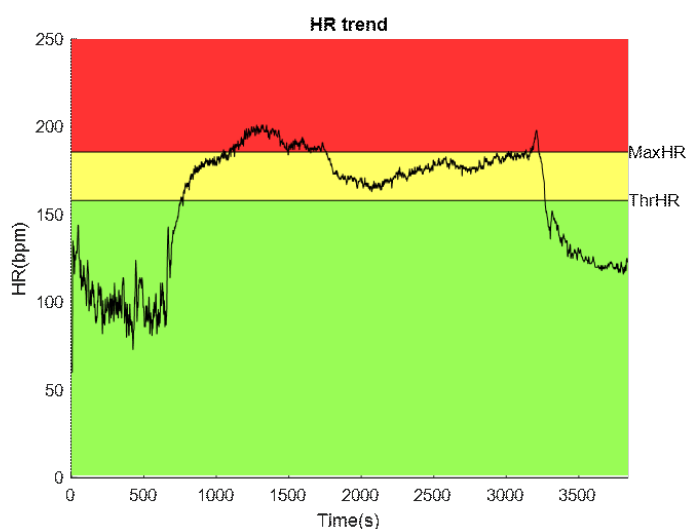


Figura 79. Segnale HR di R10 in cui sono state evidenziate le zone verde, gialla e rossa separate dalle soglie MaxHR e ThrHR. La prima zona indica i valori di HR ottimali, la seconda quelli per cui è consigliata una diminuzione dell'intensità dell'allenamento e la terza quelli per cui la diminuzione è necessaria.

6. DISCUSSIONE

Il monitoraggio cardiovascolare di un atleta durante l'allenamento è l'arma più importante a disposizione dei medici sportivi per valutare lo stato di salute. Così facendo infatti si può osservare il comportamento del cuore quando è sottoposto ad un elevato stress. È importante sottolineare che dai tracciati ECG sotto sforzo potrebbero emergere delle patologie che da esami standard, come l'ECG a riposo, non si evidenzerebbero. Analizzare l'HR durante un allenamento permette inoltre di stabilire i limiti oltre il quale l'atleta non dovrebbe mai spingersi.

Lo scopo di questo lavoro è di eseguire un monitoraggio cardiovascolare attraverso sensori indossabili durante la corsa per valutare lo stato di salute dell'atleta e le sue performance.

Lo strumento utilizzato è CaRiSMA 1.0: come descritto nel capitolo 5.1.2 ANALISI DATI, svolge analisi relative al QTc ed all'HR dell'atleta durante l'allenamento. L'applicazione è stata pensata in particolare per gli atleti amatoriali che praticano attività sportive periodicamente senza essere di solito sottoposti a controlli medici. Può però anche essere utilizzata da atleti agonistici.

I dati processati da CaRiSMA 1.0 sono stati registrati su 10 corridori con il sensore Bioharness 3.0 Zephyr durante un allenamento svolto lungo il percorso "Running Around Ancona" [20].

L'analisi effettuata ha fornito 1 semaforo giallo e 9 verdi per il QTc, e 5 semafori gialli e 5 rossi per l'HR. Il semaforo giallo per il QTc è dovuto alla lunghezza dell'intervallo QT di R1: 441 ms. Questo risultato dovrebbe essere interpretato come un suggerimento per il corridore ad indagare ulteriormente sul proprio stato cardiaco, ma potrebbe dipendere dagli input inseriti durante l'analisi: per R1 infatti è stata inserita la specifica atleta amatoriale e questo ha impostato la soglia $\max\text{ThrQTc}$ a 430 ms. Questo è stato fatto perché non pratica attività agonistica da tre anni. Tuttavia come si può vedere dal questionario compilato in tabella 2, R1 ha praticato calcio a livello agonistico per più di dieci anni e questo potrebbe aver comportato un adattamento fisiologico del cuore. La soglia relativa al $\max\text{ThrQTc}$ per gli atleti maschi infatti è di 469 ms, ed inserendo in input questa specifica il semaforo QTc sarebbe verde.

CaRiSMA 1.0 ha poi fornito 5 semafori gialli (R1, R2, R6, R7 e R8) e 5 rossi (R3, R4, R5, R9, R10) per l'HR. Questo suggerisce ai primi di ridurre l'intensità di allenamento e lo considera necessario per i secondi. Questi risultati indicano anche che il percorso "Running Around Ancona" è piuttosto intenso per il livello di allenamento dei corridori coinvolti nello studio, nonostante nessuno di loro ha mostrato difficoltà durante lo svolgimento della prova.

In modo particolare si può osservare come i semafori rossi relativi all'HR riguardano principalmente i soggetti che hanno espresso trascorsi da fumatore (80%), per i quali la soglia MaxHR è più bassa rispetto agli altri (185.6 bpm o 186.3 bpm).

CONCLUSIONE

L'analisi svolta con CaRiSMA 1.0 ha evidenziato 1 semaforo giallo e 9 verdi relativi al QTc, e 5 semafori gialli e 5 rossi per l'HR.

Relativamente ai primi risultati ottenuti si conclude che al corridore in questione (R1) è suggerito indagare ulteriormente sul proprio stato di salute attraverso controlli più approfonditi. Il suo intervallo QT è infatti leggermente più lungo (441 ms) rispetto alle soglie impostate dall'applicazione tenendo conto dei parametri dati in ingresso. Per gli altri nove invece l'analisi ha evidenziato lunghezze degli intervalli QT normali.

Per quanto riguarda l'analisi relativa all'HR, il colore giallo dei semafori suggerisce ai cinque corridori una diminuzione dell'intensità dell'allenamento. Il colore rosso indica invece che per gli altri cinque la diminuzione dell'intensità è obbligatoria. Si conclude che il percorso "Running Around Ancona" è piuttosto intenso per il livello di allenamento dei corridori coinvolti nello studio, nonostante nessuno di loro ha mostrato difficoltà durante lo svolgimento della prova.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Kenneth S. Saladin. “Anatomia umana”. Piccin (2017).
- [2] Horst-Moritz Maus, Shai Revzen, John Guckenheimer, Christian Ludwig, Johann Reger and Andre Seyfarth. “Constructing predictive models of human running”. *Journal of the Royal Society Interface*. (2015); 12(103).
- [3] Sheila A. Dugan, Krishna P. Bhat. “Biomechanics and Analysis of Running Gait”. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* (2005). Vol 16, Issue 3. DOI: 10.1016/j.pmr.2005.02.007
- [4] Giovanni Legnani, Giacomo Palmieri. “Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica del Movimento”. CittàStudi Edizioni (2016).
- [5] Robert Fagard. “Athlete’s heart”. *Circulation* (2001). Vol 103, Issue 6.
- [6] Oja, P, Titze, S, Kokko, S, Kujala, UM, Heinonen, A, Kelly, P, Koski, P & Foster, C 2015. “Health benefits of different sport disciplines for adults: systematic review of observational and intervention studies with meta-analysis”. *British Journal of Sports Medicine*. Vol. 49, no. 7. DOI: 10.1136/bjsports-2014-093885
- [7] Freya Oswald, Jennifer Campbell, Chloë Williamson, Justin Richards and Paul Kelly. “A Scoping Review of the Relationship between Running and Mental Health”. *Int J Environ Res Public Health*. 2020 Nov; 17(21): 8059. DOI: 10.3390/ijerph17218059
- [8] Michael S. Emery, Richard J. Kovacs. “Sudden Cardiac Death in Athletes”. *JACC: Heart Failure* (2018). Volume 6, Issue 1, Pages 30-40. DOI: 10.1016/j.jchf.2017.07.014
- [9] Vikas P. Kuriachan, Glen L. Sumner, L. Brent Mitchell. “Sudden Cardiac Death”. *Current Problems in Cardiology* (2015). Vol. 4, Issue 4.
- [10] Jonathan H. Kim, Rajeev Malhotra, George Chiampas, Pierre d'Hemecourt, Chris Troyanos, A.T.C., John Cianca, Rex N. Smith, Thomas J. Wang, William O. Roberts, Paul D. Thompson, e Aaron L. Baggish, M.D. per il Race Associated Cardiac Arrest Event Registry (RACER) Study Group. “Cardiac arrest during long-distance running races”. *The New England Journal of Medicine* (2012). DOI: 10.1056/NEJMoa1106468
- [11] Kong Y. Chen, Kathleen F. Janz, Weimo Zhu and Robert J. Brychta. “RE-DEFINING THE ROLES OF SENSORS IN OBJECTIVE PHYSICAL ACTIVITY MONITORING”. *Med Sci Sports Exerc* (2012). 44(1 Suppl 1): S13–S23. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3182399bc8

- [12] Ryan T. Li, Scott R. Kling, Michael J. Salata, Sean A. Cupp, Joseph Sheehan, ATC, CSCS, and James E. Voos. “Wearable Performance Devices in Sports Medicine”. *Sports Health* (2016), 8(1): 74–78. DOI: 10.1177/1941738115616917
- [13] Guanglei Li and Dan Wen. “Wearable biochemical sensors for human health monitoring: sensing materials and manufacturing technologies”. *J. Mater. Chem. B* (2020). DOI: 10.1039/C9TB02474C
- [14] Dhruv R. Seshadri, Ryan T. Li, James E. Voos, James R. Rowbottom, Celeste M. Alfes, Christian A. Zorman and Colin K. Drummond. “Wearable sensors for monitoring the physiological and biochemical profile of the athlete”. *NPJ Digit Med* (2019); 2: 72. DOI: 10.1038/s41746-019-0150-9
- [15] Michael Chung, Giuseppino Fortunato and Norbert Radacsi. “Wearable flexible sweat sensors for healthcare monitoring: a review”. *J R Soc Interface* (2019). DOI: 10.1098/rsif.2019.0217
- [16] Dhruv R. Seshadri, Ryan T. Li, James E. Voos, James R. Rowbottom, Celeste M. Alfes, Christian A. Zorman, and Colin K. Drummond. “Wearable sensors for monitoring the internal and external workload of the athlete”. *NPJ Digit Med*. (2019), 2: 71. DOI: 10.1038/s41746-019-0149-2
- [17] Robin T. Thorpe, Greg Atkinson, Barry Drust, and Warren Gregson. “Monitoring Fatigue Status in Elite Team-Sport Athletes: Implications for Practice”. *International Journal of Sports Physiology and Performance* (2017). DOI: 10.1123/ijsp.2016-0434
- [18] M. Kellmann. “Preventing overtraining in athletes in high-intensity sports and stress/recovery monitoring”. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* (2010) vol 20, Issue s2. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2010.01192
- [19] Hugh H. K. Fullagar, Sabrina Skorski, Rob Duffield, Daniel Hammes, Aaron J. Coutts, Tim Meyer. “Sleep and Athletic Performance: The Effects of Sleep Loss on Exercise Performance, and Physiological and Cognitive Responses to Exercise”. *Sports Med* (2015) 45:161-186. DOI: 10.1007/s40279-014-0260-0
- [20] Agnese Sbrollini, Giulia Caraceni, Amnah Nasim, Ilaria Marcantoni, Micaela Morettini, Alberto Belli, Paola Pierleoni, Laura Burattini. “Self-Monitoring of Cardiac Risk while Running Around Ancona”. *2019 IEEE 23rd International Symposium on Consumer Technologies (ISCT)* (2019). DOI: 10.1109/ISCT.2019.8901004
- [21] Angela Agostinelli, Micaela Morettini, Agnese Sbrollini, Elvira Maranesi, Lucia Migliorelli, Francesco Di Nardo, Sandro Fioretti, Laura Burattini. “CaRiSMA 1.0: Cardiac Risk Self-Monitoring Assessment”. 2017. DOI: 10.2174/1875399X01710010179

RINGRAZIAMENTI

A conclusione di questa tesi, desidero ringraziare tutte le persone che hanno contribuito alla sua stesura.

Ringrazio il mio relatore prof.ssa Burattini Laura che in questi mesi di lavoro è sempre stata disponibile e ha saputo guidarmi, con suggerimenti pratici, nelle ricerche e nella stesura dell'elaborato.

Ringrazio i ragazzi che si sono prestati per la raccolta dei dati necessari allo sviluppo di questo lavoro.

Ringrazio infine i miei genitori per essermi sempre stati vicini e per avermi sostenuto ed incoraggiato fino al raggiungimento di questo traguardo.