



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in
Ingegneria Biomedica

**MISURAZIONI MULTIPARAMETRICHE DURANTE LA
CORSA CON SENSORISTICA INDOSSABILE**

*Multiparameter measurements during running with wearable
sensors*

Relatore:
Dott.ssa Agnese Sbrollini

Tesi di laurea di:
Luis Eduardo Villanueva Huatay

Correlatore:
Prof.ssa Laura Burattini

Anno Accademico 2023/2024

ABSTRACT

L'utilizzo di sensoristica indossabile per il monitoraggio cardiovascolare rappresenta un'innovazione fondamentale nell'analisi della performance sportiva e nella prevenzione degli infortuni. Grazie all'impiego del sensore Zephyr BioHarness 3.0, è stato possibile raccogliere dati multiparametrici durante sessioni di corsa, uno sport caratterizzato da intensi sforzi fisici e da elevati ritmi, acquisendo in modo continuo e non invasivo segnali elettrocardiografici, frequenza cardiaca (Heart Rate, HR) e frequenza respiratoria (Breathing Rate, BR). Nello studio è stato coinvolto un atleta monitorato durante due sessioni di allenamento, seguendo un protocollo sperimentale strutturato in tre fasi principali: riscaldamento, sessione centrale di corsa e defaticamento. Questo approccio ha permesso di analizzare le variazioni fisiologiche nel corso dell'allenamento, evidenziando l'adattamento del sistema cardiovascolare e respiratorio a differenti livelli di sforzo. Per fornire un quadro più completo dell'attività svolta e comprendere meglio i meccanismi fisiologici coinvolti, è stato necessario approfondire il ruolo dei principali apparati interessati nella corsa. In particolare, sono stati esaminati l'apparato muscolo-scheletrico, che fornisce la struttura e la forza necessarie per il movimento, il sistema cardiovascolare, che assicura il trasporto di ossigeno e nutrienti ai muscoli attivi, e l'apparato respiratorio, responsabile dello scambio gassoso essenziale per il mantenimento della performance. Inoltre, è stata considerata l'importanza del sistema nervoso nella regolazione della coordinazione motoria e nella gestione dello stress fisiologico indotto dallo sforzo. L'utilizzo di dispositivi indossabili come il BioHarness 3.0 rappresenta un valido strumento non solo per l'ottimizzazione della performance sportiva, ma anche per la sicurezza degli atleti, permettendo di individuare eventuali anomalie nella frequenza cardiaca o nel ritmo cardiaco che, in alcuni casi, possono essere correlate al rischio di morte cardiaca improvvisa.

I risultati ottenuti confermano l'efficacia del sensore Zephyr BioHarness 3.0, offrendo un supporto essenziale per il monitoraggio continuo degli atleti e per la loro sicurezza. Al tempo stesso, i dati raccolti si rivelano preziosi per l'ottimizzazione della performance sportiva e la personalizzazione degli allenamenti, consentendo una gestione più mirata delle intensità di esercizio e una migliore comprensione degli adattamenti fisiologici dell'organismo durante la corsa.

INDICE

<u>INTRODUZIONE</u>	I
1. <u>BIOINGEGNERIA DELLA CORSA</u>	1
1.1. Definizione e ambito della bioingegneria applicata alla corsa	1
1.2. Biomeccanica della corsa: biomeccanica del movimento	1
1.2.1. Fasi della corsa	2
1.3. Tecnologie e strumenti per l'analisi della corsa	3
1.4. Prevenzione degli infortuni	5
1.5. Caratteristiche del cuore d'atleta	7
1.6. Patologie correlate al cuore d'atleta	9
2. <u>APPARATI COINVOLTI NELLA CORSA</u>	12
2.1. Apparato muscolo-scheletrico	12
2.1.1. Le ossa	12
2.1.2. Le articolazioni	13
2.1.3. I muscoli	14
2.2. Apparato cardiovascolare	15
2.2.1. Struttura del sistema cardiovascolare	15
2.2.2. Funzionamento del sistema cardiovascolare	16
2.3. Apparato respiratorio	17
2.4. Sistema nervoso	19
2.4.1. Struttura e funzione generale	19
2.4.2. Funzionamento del sistema nervoso durante la corsa	20
3. <u>SEGNALI FISIOLÓGICI DURANTE LA CORSA</u>	22
3.1. Analisi dei principali segnali fisiologici	22
3.1.1. Frequenza cardiaca e Elettrocardiografia	22
3.1.2. VO_2 max	28
3.1.3. Lattato nel sangue	29
3.2. Monitoraggio dei segnali muscolari	29
3.2.1. Elettromiografia nella corsa	29
3.2.2. Monitoraggio della fatica muscolare e implicazioni sulle prestazioni	31
3.3. Variabili respiratorie	32
4. <u>ACQUISIZIONE DI SEGNALI FISIOLÓGICI DURANTE LA CORSA</u>	33
4.1. Set up sperimentale	35

4.2. Protocollo di acquisizione.....	36
4.2.1. Dati soggetto.....	38
5. <u>RISULTATI</u>	40
5.1. Elettrocardiografia.....	40
5.2. Frequenza cardiaca.....	47
5.3. Frequenza respiratoria.....	48
6. <u>DISCUSSIONE</u>	49
<u>CONCLUSIONE</u>	II
<u>BIBLIOGRAFIA</u>	III
<u>RINGRAZIAMENTI</u>	

INTRODUZIONE

Il monitoraggio cardiovascolare degli atleti attraverso l'utilizzo di sensori indossabili rappresenta uno dei settori di maggiore interesse e importanza nell'ambito della bioingegneria. Infatti, tramite l'impiego di questi dispositivi medici, è possibile valutare con elevata precisione gli sforzi a cui è sottoposto un atleta durante l'attività fisica, monitorando in tempo reale parametri fisiologici essenziali per la sicurezza e il miglioramento della performance. L'evoluzione della tecnologia ha permesso di sviluppare strumenti sempre più avanzati, capaci di fornire dati dettagliati in modo continuo e non invasivo, rivoluzionando l'approccio alla preparazione atletica e alla prevenzione degli infortuni.

Tra gli sport più praticati al giorno d'oggi, la corsa rappresenta una delle attività fisiche più diffuse e accessibili, adattabile a diversi livelli di intensità e condizioni atletiche. La sua semplicità, dovuta al fatto che richiede poco equipaggiamento e può essere svolta ovunque, la rende un'attività ideale sia per il miglioramento del benessere fisico e mentale, sia per l'allenamento agonistico di alto livello. Inoltre, grazie alla sua versatilità, la corsa è ampiamente studiata in ambito scientifico per comprendere le risposte fisiologiche dell'organismo agli sforzi prolungati e alle variazioni di intensità. Tuttavia, nonostante i benefici associati alla pratica regolare, è fondamentale considerare i potenziali rischi connessi all'attività, soprattutto per gli atleti sottoposti ad allenamenti intensi e prolungati. Il monitoraggio continuo dei parametri cardiaci e respiratori consente di individuare eventuali anomalie che potrebbero aumentare il rischio di infortuni o, nei casi più gravi, di complicanze cardiovascolari come la morte cardiaca improvvisa.

Accanto al suo impatto sulla salute e sulle prestazioni atletiche, la corsa è stata profondamente influenzata dai progressi nella bioingegneria applicata allo sport. L'introduzione di strumenti biomeccanici avanzati per la misurazione delle forze generate durante il movimento ha permesso di analizzare con precisione la cinematica e la dinamica della corsa, identificando i fattori critici che influenzano l'efficienza e la sicurezza del gesto atletico. Con l'avvento delle tecnologie digitali, la bioingegneria si è ulteriormente evoluta integrando sensori indossabili, intelligenza artificiale e software di analisi, in grado di raccogliere, elaborare e interpretare grandi quantità di dati in tempo reale. Questi strumenti permettono di monitorare parametri come la frequenza cardiaca, la variabilità del battito, il consumo di ossigeno, l'attività muscolare e la biomeccanica del passo, fornendo una visione dettagliata delle risposte fisiologiche dell'atleta in diverse condizioni di sforzo.

L'obiettivo principale di questo elaborato è quello di effettuare misurazioni multiparametriche in un atleta durante due sessioni di allenamento, al fine di acquisire una quantità significativa di dati

relativi alle risposte fisiologiche dell'organismo in differenti fasi dello sforzo, consentendo di valutare come il corpo reagisce progressivamente all'aumento e alla diminuzione dell'intensità. Tale approccio fornisce indicazioni utili sia per l'ottimizzazione dell'allenamento che per la prevenzione di eventuali sovraccarichi. L'analisi dei parametri rilevati non risulta quindi fondamentale solo per comprendere la risposta immediata dell'atleta all'esercizio fisico, ma anche per studiare gli adattamenti fisiologici nel tempo. Monitorando con continuità parametri cardiovascolari e respiratori, è possibile valutare come il corpo dell'atleta si adatta agli allenamenti, e, allo stesso tempo, migliorare l'efficienza della programmazione sportiva. Grazie alla tecnologia indossabile e ai moderni strumenti di analisi, si apre la possibilità di una personalizzazione sempre più accurata degli allenamenti, basata su dati oggettivi e su un controllo costante delle condizioni fisiologiche dell'atleta.

1. BIOINGEGNERIA DELLA CORSA

1.1 Definizione e ambito della bioingegneria applicata alla corsa

La bioingegneria applicata alla corsa è una disciplina che combina ingegneria, biomeccanica e scienze dello sport per analizzare e migliorare il movimento umano. Questo settore mira non solo a migliorare le prestazioni atletiche, ma anche a prevenire gli infortuni e a rendere l'attività sportiva accessibile a un pubblico più vasto, includendo persone con disabilità e condizioni patologiche.

L'ambito di applicazione è ampio e comprende:

- Analisi biomeccanica: studio delle interazioni tra muscoli, articolazioni e forze durante la corsa, per identificare eventuali inefficienze e ottimizzare la tecnica.
- Monitoraggio fisiologico: valutazione delle risposte cardiovascolari, muscolari e metaboliche all'attività fisica, utilizzando tecnologie avanzate.
- Sviluppo di tecnologie innovative: progettazione di sensori, software per l'analisi in tempo reale, protesi e esoscheletri avanzati per migliorare la performance e la sicurezza.

Grazie a questi progressi, la bioingegneria applicata non solo contribuisce a migliorare la sicurezza e le prestazioni degli atleti, ma si afferma anche come un pilastro fondamentale nell'evoluzione dello sport moderno, permettendo un approccio più scientifico e personalizzato alla pratica sportiva.

1.2 Biomeccanica della corsa

Bisogna spiegare il concetto di corsa e le sue particolarità, infatti è importante distinguerla dalla camminata. La differenza principale tra queste due forme di locomozione risiede nell'assenza, nella corsa, della fase di doppio appoggio, caratteristica distintiva della camminata. Durante la corsa, infatti, si verifica una fase di volo, ovvero un momento in cui nessuno dei piedi è a contatto con il suolo.

Oltre a questa caratteristica distintiva, la corsa si differenzia per una velocità molto più elevata rispetto alla camminata. Questo incremento di velocità comporta una fase di appoggio più breve e una fase di volo più prolungata, permettendo di percorrere una distanza maggiore per unità di tempo. Tali differenze, sia dal punto di vista biomeccanico che fisiologico, rendono la corsa un movimento unico, con implicazioni significative in termini di efficienza e impatto sul corpo umano.

La corsa si articola in due fasi principali che costituiscono il ciclo del passo: l'appoggio e la sospensione. La fase di appoggio avviene quando l'arto a contatto con il terreno sostiene il corpo e, attraverso la spinta esercitata con il piede, permette la proiezione del corpo in avanti. La fase di sospensione, invece, si verifica quando l'atleta si muove nello spazio senza alcun contatto con il terreno. Questo alternarsi di fasi consente il movimento fluido e ritmico che caratterizza la corsa e ne determina le specifiche biomeccaniche.[2]

Grazie allo studio di questi movimenti, è possibile comprendere come le forze e le interazioni muscoloscheletriche contribuiscano a rendere la corsa efficiente, ottimizzando il gesto atletico e riducendo il rischio di infortuni.

1.2.1 Fasi della corsa

Considerando il passaggio di un arto da un appoggio sul terreno al successivo contatto con lo stesso, avremo (Figura 1):

1. contatto con il terreno;
2. ammortizzazione e caricamento dell'arto;
3. avanzamento del baricentro;
4. azione avanzante dell'arto libero;
5. spinta dell'arto portante;
6. fase aerea. [2]

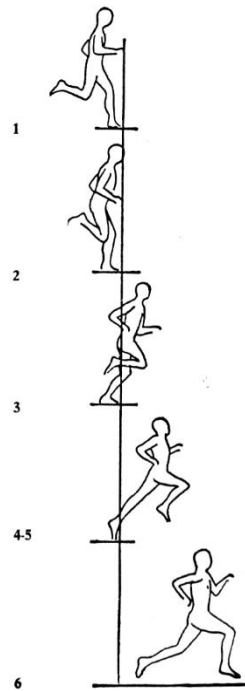


Figura 1: Fasi della corsa [2]

1.3 Tecnologie e strumenti per l'analisi della corsa

L'analisi della corsa si basa sul monitoraggio di variabili biomeccaniche fondamentali e sull'utilizzo di tecnologie avanzate. Tra le principali variabili monitorate troviamo:

- **Cadenza:** corrisponde al numero totale di passi compiuti in un minuto, un valore ottimale è generalmente compreso tra 170 e 180 passi al minuto. Si ritiene che una cadenza elevata riduca il rischio di infortuni poiché si distribuiscono meglio le forze sul corpo e si va a impattare in modo minore sulle articolazioni.
- **Lunghezza del passo:** Influisce sulla velocità e sul dispendio energetico. Un passo troppo lungo può aumentare le forze di impatto e il rischio di lesioni da sovraccarico, soprattutto a livello delle articolazioni inferiori. Al contrario, una lunghezza equilibrata del passo contribuisce a mantenere un'andatura fluida e costante, fattore determinante quando si affrontano distanze elevate.
- **Angoli articolari:** Gli angoli formati dalle articolazioni (come ginocchio, anca e caviglia) durante la corsa influenzano sia l'efficienza del movimento sia la capacità del corpo di assorbire le forze generate. Un corretto allineamento articolare è fondamentale per evitare stress meccanici dannosi (Figura 2).

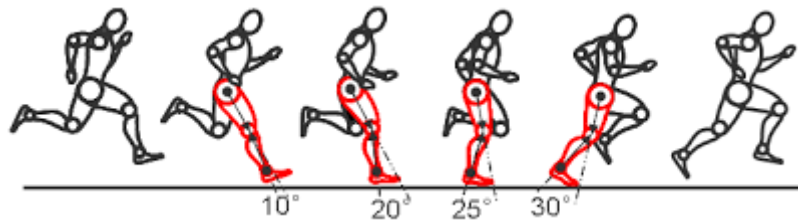


Figura 2: Angoli articolari durante la corsa

L'analisi di queste variabili richiede l'utilizzo di strumenti avanzati che permettono di raccogliere e interpretare dati con elevata precisione. Tra le tecnologie più innovative per l'analisi della corsa abbiamo:

- Piattaforme di forza: Questi dispositivi misurano le forze generate durante l'appoggio del piede al suolo, analizzando l'intensità e la direzione delle forze stesse. Sono strumenti essenziali per comprendere come le forze vengono distribuite sul corpo e per individuare eventuali inefficienze o sovraccarichi sulle articolazioni inferiori.[3]
- Sensori indossabili: Accelerometri, giroscopi e sensori di pressione, integrati in scarpe o indumenti, monitorano parametri come velocità, accelerazione, cadenza e frequenza cardiaca. Questi strumenti offrono la possibilità di raccogliere dati in tempo reale durante, ad esempio, una sessione di allenamento, rendendoli fondamentali sia per atleti professionisti che per amatori.[4]
- Sistemi di motion capture: Grazie a telecamere ad alta velocità e marcatori applicati sul corpo, questi sistemi creano modelli tridimensionali del movimento umano. Permettono di analizzare la biomeccanica della corsa con estrema precisione, individuando errori o anomalie nella tecnica di corsa dell'atleta. (Figura 3).

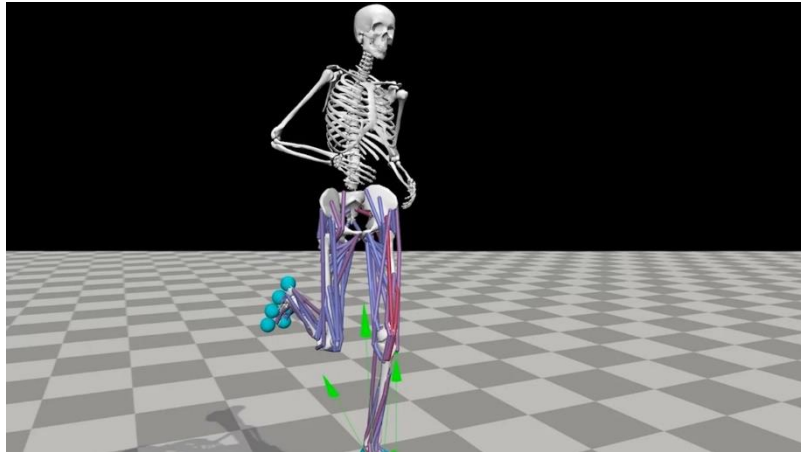


Figura 3: Simulazione muscolo-scheletrica in atto di moto

Questi strumenti non sono esclusivamente riservati agli atleti, ma trovano largo impiego anche in ambito clinico e riabilitativo. Ad esempio, possono essere utilizzati per aiutare pazienti con lesioni muscoloscheletriche a recuperare la funzionalità motoria o per valutare l'efficacia di interventi terapeutici.

L'integrazione di tecnologie avanzate nell'analisi della corsa sta trasformando il modo in cui questa attività viene studiata e praticata, offrendo sempre nuove opportunità per migliorare le proprie prestazioni, promuovendo quindi la sicurezza e la prevenzione degli infortuni, anche in altri ambiti oltre all'attività sportiva.

1.4 Prevenzione degli infortuni

La prevenzione degli infortuni rappresenta uno degli obiettivi principali della bioingegneria applicata alla corsa. Le lesioni più comuni, come la fascite plantare e le fratture da stress, sono spesso il risultato di un sovraccarico meccanico o di una tecnica di corsa scorretta. Attraverso le analisi biomeccaniche effettuate in molti centri sportivi e alla base di molti studi, è possibile identificare questi problemi e proporre soluzioni personalizzate per prevenire danni a lungo termine.

Una delle innovazioni più significative nell'ambito della prevenzione è rappresentata dai plantari personalizzati realizzati tramite tecnologie di stampa 3D. Questi dispositivi sono progettati per migliorare la distribuzione delle forze durante la corsa, contribuendo a ridurre l'impatto sulle articolazioni inferiori. La stampa 3D consente una personalizzazione accurata, adattando il plantare alla morfologia specifica del piede. Questo tipo di supporto oltre a migliorare la postura, aumenta anche il comfort del piede all'interno della calzatura che in alcuni casi potrebbe risultare troppo rigida, come nell'utilizzo delle scarpe da corsa con piastra di carbonio.[5]

Oltre ai plantari, la bioingegneria ha reso possibili progressi straordinari nel campo delle protesi e degli esoscheletri per la corsa. Le protesi moderne, utilizzate spesso da atleti paralimpici, sono progettate per imitare il comportamento elastico del piede umano. Grazie a materiali avanzati come la fibra di carbonio, queste protesi offrono prestazioni altamente efficienti, permettendo agli atleti di competere a livelli comparabili a quelli dei normodotati.

Gli esoscheletri, invece, rappresentano una frontiera emergente nella prevenzione degli infortuni e nell'ottimizzazione delle prestazioni. Dotati di sensori e motori integrati, questi dispositivi supportano il movimento umano migliorando forza e resistenza. Studi recenti hanno dimostrato che l'uso di esoscheletri durante la corsa può ridurre del 30% il carico muscolare percepito. Inoltre, gli esoscheletri sono sempre più utilizzati in ambito clinico e riabilitativo per aiutare le persone con disabilità motorie a recuperare la propria funzionalità e autonomia (Figura 4).[6]

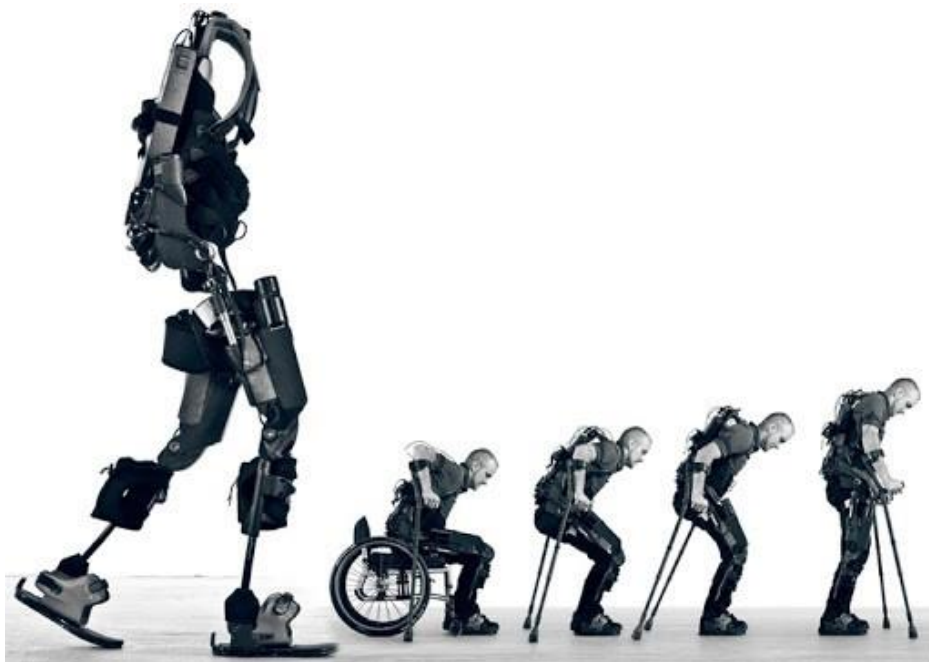


Figura 4: Esoscheletro utilizzato in ambito riabilitativo

1.5 Caratteristiche del cuore dell'atleta

L'attività fisica regolare e intensa induce una serie di modifiche strutturali e funzionali al cuore, note come EICR (Exercise-Induced Cardiac Remodeling) o "cuore dell'atleta". Questo fenomeno si manifesta attraverso il rimodellamento cardiaco, una risposta naturale alle richieste imposte dall'esercizio fisico prolungato nel tempo. Le modifiche osservate dipendono dalla durata e dall'intensità dell'allenamento, dalla natura dell'attività praticata e da caratteristiche individuali, come il sesso, l'età e i fattori genetici.[7]

Il cuore dell'atleta si sviluppa progressivamente con un'esposizione ripetuta e costante all'esercizio fisico. Gli studi dimostrano che un minimo di tre o quattro ore di attività fisica a settimana per almeno tre mesi è sufficiente per osservare i primi cambiamenti fisiologici, come l'aumento della massa ventricolare e la riduzione della frequenza cardiaca a riposo. Con il prolungarsi dell'allenamento, questi adattamenti diventano più marcati, dimostrando la capacità del sistema cardiovascolare di rispondere in modo dinamico a stimoli ripetuti (Figura 13).

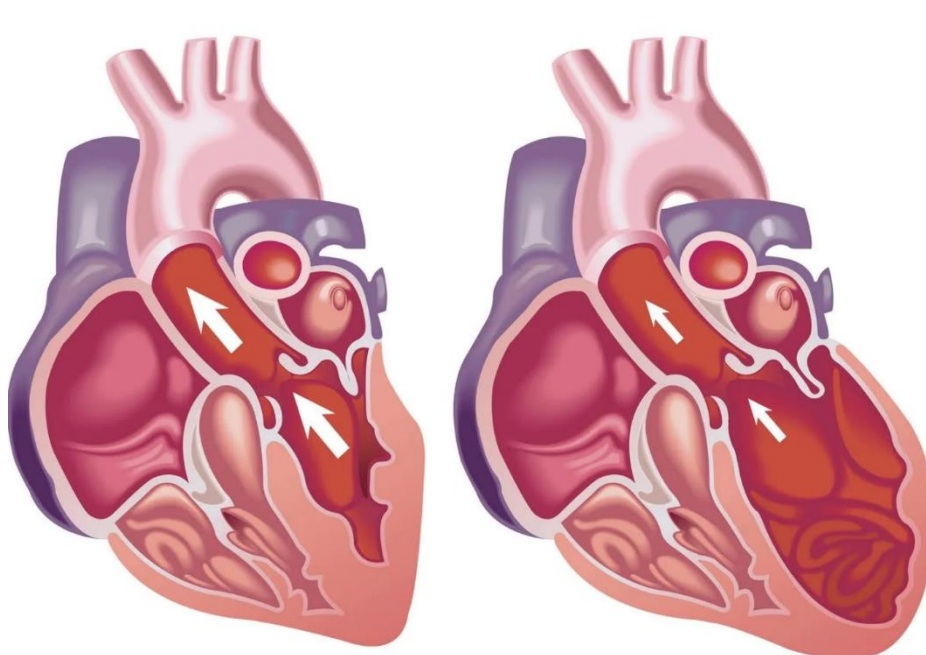


Figura 5: Modifiche cardiologiche del cuore in un atleta

Il tipo di sport praticato influenza in modo significativo gli adattamenti cardiaci. Gli sport di resistenza, come la corsa o il ciclismo, caratterizzati da un carico emodinamico prolungato, favoriscono un'ipertrofia eccentrica del ventricolo sinistro, con un aumento del volume delle cavità cardiache. Gli sport di forza, come il sollevamento pesi, che generano un carico pressorio elevato ma breve, tendono invece a produrre un'ipertrofia concentrica, con un ispessimento delle pareti ventricolari. Tuttavia, molte discipline sportive, come il calcio o il basket, combinano caratteristiche di forza e resistenza, creando scenari di adattamento misti che sfuggono a una classificazione rigida.

Oltre alla natura dello sport, anche le caratteristiche personali influenzano gli adattamenti cardiaci. Gli atleti giovani o femminili possono presentare modifiche diverse rispetto agli uomini adulti, inoltre anche l'etnia e i fattori genetici possono modulare il grado e il tipo di rimodellamento cardiaco. Questo rende il cuore dell'atleta un fenomeno altamente individualizzato, che deve essere valutato nel contesto specifico di ciascun individuo e della disciplina sportiva praticata.[8]

La diagnosi del cuore dell'atleta si basa su una combinazione di osservazioni cliniche e strumentali. Tecniche come l'elettrocardiogramma (ECG) e la risonanza magnetica cardiaca (CMR) permettono di identificare i cambiamenti strutturali e funzionali del cuore e distinguere tra adattamenti fisiologici e condizioni patologiche. Studi longitudinali hanno dimostrato che l'EICR è un processo continuo e reattivo, che evolve con la progressione dell'allenamento e può regredire parzialmente con la cessazione dell'attività sportiva.

Gli adattamenti cardiovascolari legati all'esercizio apportano numerosi benefici alle prestazioni atletiche. Migliorano la capacità aerobica, favoriscono un maggiore apporto di ossigeno ai muscoli e ottimizzano l'efficienza del cuore. Tuttavia, nonostante questi vantaggi, l'EICR presenta anche alcune criticità. La sovrapposizione tra adattamenti fisiologici e patologie cardiache, come la cardiomiopatia ipertrofica o aritmogenica, rappresenta una importante sfida diagnostica. Una valutazione errata potrebbe portare a esclusioni ingiustificate dallo sport o, al contrario, una mancata o errata potrebbe portare a situazioni potenzialmente pericolose.[7]

Il cuore dell'atleta rappresenta, quindi, un equilibrio delicato tra adattamenti fisiologici benefici e rischi potenziali. La comprensione di questi fenomeni è fondamentale per garantire la sicurezza degli atleti stessi.

1.6 Patologie correlate al cuore di atleta

Il cuore dell'atleta rappresenta un esempio straordinario di adattamento fisiologico agli stimoli dell'attività fisica regolare e intensa. Tuttavia, queste modifiche, pur essendo generalmente benefiche, possono talvolta sovrapporsi a condizioni patologiche, generando una "zona grigia" diagnostica che rende complessa la valutazione medica. La distinzione tra un adattamento fisiologico e una condizione patologica, come la cardiomiopatia ipertrofica (HCM) o aritmogenica (ACM), richiede un'analisi approfondita e integrata delle caratteristiche cliniche, strumentali e anamnestiche dell'atleta.[8]

Tra le condizioni più frequentemente associate a questa difficoltà diagnostica figura la cardiomiopatia ipertrofica, una delle principali cause di morte cardiaca improvvisa nei giovani atleti (Figura 14). Questa patologia ereditaria si manifesta con un ispessimento asimmetrico del ventricolo sinistro, spesso accompagnato da disfunzione diastolica e alterazioni elettrocardiografiche. A differenza del cuore dell'atleta, dove l'ipertrofia è simmetrica e reversibile con la cessazione dell'attività sportiva, nella cardiomiopatia ipertrofica l'ispessimento persiste e può compromettere la funzionalità del cuore, soprattutto in presenza di fattori di rischio come una storia familiare significativa o episodi di sincope.

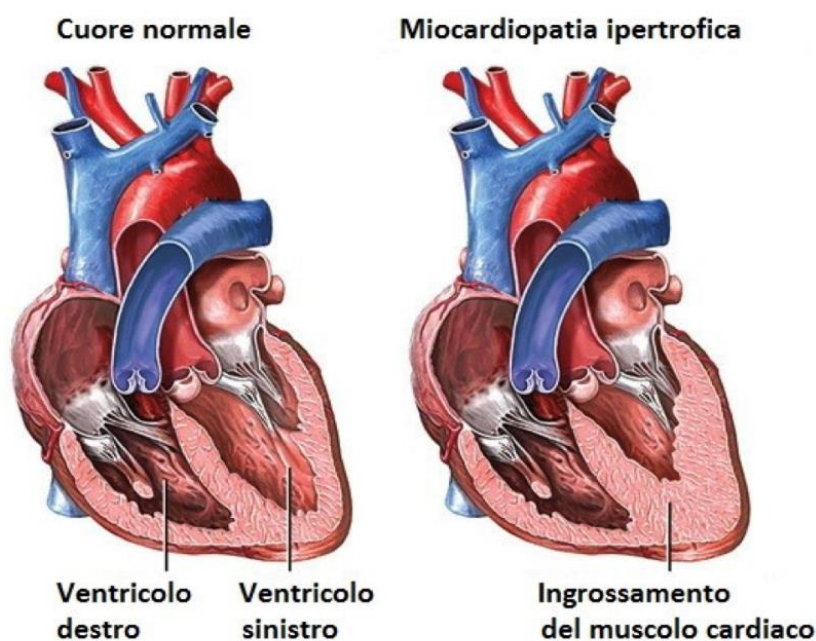


Figura 6: Patologia cardiaca

Un'altra patologia particolarmente insidiosa è la cardiomiopatia aritmogenica, che colpisce prevalentemente il ventricolo destro. Questa malattia ereditaria è caratterizzata da una sostituzione fibroadiposa del tessuto miocardico, che predispone a gravi aritmie ventricolari. Nel cuore dell'atleta, la dilatazione fisiologica del ventricolo destro potrebbe essere confusa con un quadro di cardiomiopatia aritmogenica, ma la presenza di anomalie morfologiche del movimento della parete ventricolare, aritmie complesse e fibrosi miocardica evidenziata dalla risonanza magnetica cardiaca permette di differenziare le due condizioni.

L'esercizio intenso e prolungato può inoltre aumentare il rischio di fibrillazione atriale, una condizione favorita dalla dilatazione atriale associata al carico di volume cronico (Figura 14). Questo fenomeno è particolarmente comune negli atleti di resistenza e riflette un adattamento fisiologico che, in alcuni casi, può evolvere in una disfunzione elettrica. Aritmie ventricolari possono anche emergere in atleti con fibrosi miocardica, una complicazione rara ma documentata in chi si sottopone ad allenamenti estremi.

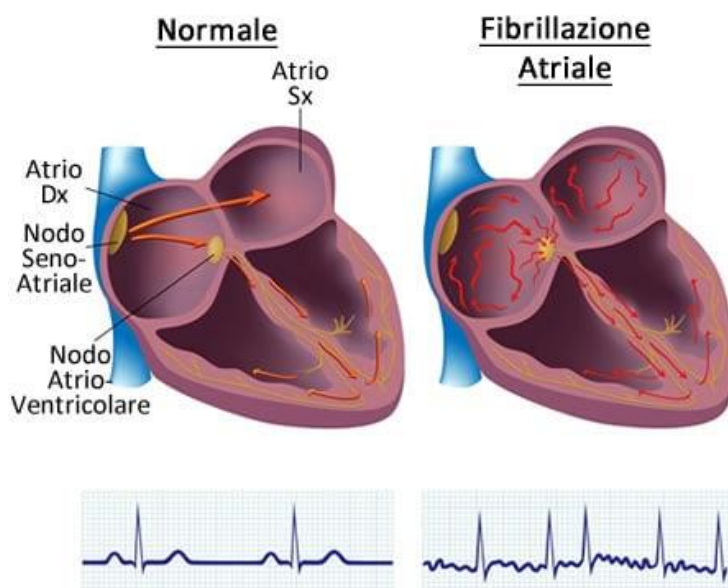


Figura 7: Alterazione del ritmo cardiaco tra un cuore sano e uno affetto da fibrillazione atriale

La non compattazione ventricolare sinistra rappresenta un'altra possibile patologia correlata al cuore dell'atleta. Caratterizzata da una trabecolatura anomala del miocardio, questa condizione può

sovrapporsi ai normali adattamenti fisiologici del cuore dell'atleta, ma è spesso accompagnata da disfunzioni sistoliche, sintomi clinici o una storia familiare di cardiopatie. Distinguere questa condizione dal cuore dell'atleta richiede una valutazione integrata delle immagini diagnostiche e della funzionalità cardiaca complessiva.

La morte cardiaca improvvisa, il rischio più grave associato a queste patologie, colpisce gli atleti con un'incidenza relativamente rara ma significativa. Nei giovani sotto i 35 anni, le cause principali includono malattie genetiche strutturali come la cardiomiopatia ipertrofica o aritmogenica, mentre negli atleti più anziani prevale la malattia coronarica aterosclerotica. Lo screening cardiovascolare pre-partecipazione rappresenta uno strumento fondamentale per identificare condizioni a rischio e prevenire eventi fatali. Tuttavia, non esistono criteri diagnostici universali e le strategie di screening variano tra paesi, con approcci che includono o escludono l'uso sistematico di elettrocardiogrammi e test da sforzo.[9][10]

Quando si parla di "cuore da atleta" e di patologie cardiovascolari, è importante adottare un approccio che coinvolga più professionisti, usando insieme strumenti come l'elettrocardiogramma, l'ecocardiografia e la risonanza magnetica cardiaca. Oltre agli esami, è fondamentale prendere in considerazione la storia clinica e sportiva dell'atleta per evitare diagnosi sbagliate che potrebbero compromettere la sua carriera, ma anche per non sottovalutare eventuali segnali di allarme. Solo con una valutazione accurata e personalizzata si può fare chiarezza su ciò che è un normale adattamento fisiologico o su quello che potrebbe essere una condizione patologica.[8]

2. APPARATI COINVOLTI NELLA CORSA

2.1 Apparato muscolo-scheletrico

L'apparato muscolo-scheletrico è il sistema che fornisce supporto strutturale al corpo umano, consentendo il movimento attraverso la combinazione di ossa, articolazioni e muscoli. Durante la corsa, questi elementi lavorano in armonia per sostenere il peso corporeo, generare forza e garantire una fluidità ottimale dei movimenti. Conoscere l'anatomia e la funzione di ciascun componente è essenziale per comprendere l'efficacia del sistema muscolo-scheletrico durante la corsa

2.1.1 Le ossa

Le ossa costituiscono l'architettura portante del corpo umano e fungono da leve biomeccaniche indispensabili per il movimento. Nella corsa, sono le ossa degli arti inferiori, come il femore, la tibia e il perone, a sopportare i carichi maggiori (Figura 8). Queste ossa lunghe, grazie alla loro robustezza e alla capacità di resistere a forze meccaniche, permettono di generare e trasferire energia lungo la catena cinematica. Allo stesso tempo, le ossa del piede, come il calcagno e i metatarsi, svolgono un ruolo cruciale nell'assorbimento delle forze di impatto e nella ridistribuzione del carico durante ogni passo.

Gli adattamenti ossei indotti dall'attività fisica regolare sono molteplici. Un esempio significativo è rappresentato dall'aumento della densità minerale ossea, un processo che riduce il rischio di fratture e migliora la resistenza del sistema scheletrico. Tuttavia, carichi ripetuti eccessivi o un'inadeguata tecnica di corsa possono portare a lesioni da stress, come microfratture, particolarmente comuni tra i podisti amatoriali. La prevenzione di tali problematiche passa attraverso una corretta valutazione della postura e l'uso di calzature adeguate, che distribuiscano uniformemente le forze di impatto.

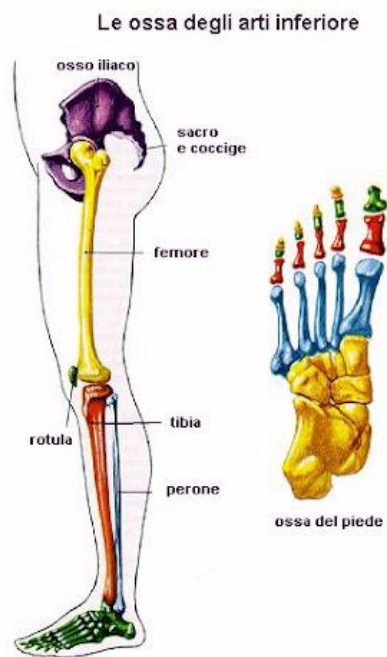


Figura 8: Le ossa degli arti inferiori

2.1.2 Le articolazioni

Le articolazioni sono i punti di connessione tra le ossa, sono progettate per consentire un movimento fluido e proteggere il sistema scheletrico dalla possibilità di traumi. Durante la corsa, le principali articolazioni coinvolte sono l'anca, il ginocchio e la caviglia, ognuna con un ruolo specifico nel garantire efficienza e stabilità. L'articolazione dell'anca, ad esempio, è fondamentale per la generazione della forza propulsiva, mentre il ginocchio è essenziale per assorbire l'impatto al suolo e facilitare il movimento di flessione-estensione. La caviglia, infine, agisce come punto di trasmissione della forza al piede, contribuendo alla spinta.

Un aspetto chiave della funzionalità articolare è la lubrificazione fornita dal liquido sinoviale, che riduce l'attrito tra le superfici ossee e protegge le cartilagini. L'esercizio regolare stimola la produzione di questo liquido, migliorando la mobilità e riducendo l'usura delle articolazioni. Tuttavia, in assenza di un'adeguata preparazione fisica, le articolazioni possono essere soggette a lesioni, come distorsioni alla caviglia o sindrome femoro-rotulea, che se non trattate adeguatamente possono dare origine a danni cronici o alterazioni della funzionalità articolare a lungo termine. In questi casi quindi

diventa fondamentale un programma di riabilitazione ben strutturato, che includa sia esercizi propriocettivi che di rinforzo muscolare.

2.1.3 I muscoli

I muscoli rappresentano il motore principale del movimento, convertendo l'energia chimica in forza meccanica attraverso il processo di contrazione. Durante la corsa, diversi gruppi muscolari collaborano per generare la forza necessaria a spingere il corpo in avanti, stabilizzare il tronco e assorbire gli impatti. Tra i muscoli più coinvolti, spiccano i glutei e i muscoli posteriori della coscia, responsabili della propulsione, i quadricipiti, che facilitano l'estensione del ginocchio, e i polpacci, che generano la spinta finale durante il distacco del piede dal terreno (Figura 9). Il core, formato dai muscoli addominali e lombari, svolge invece ruolo cruciale nella stabilizzazione del tronco e nella trasmissione efficiente della forza agli arti inferiori.

Gli adattamenti muscolari indotti dalla corsa includono un miglioramento della resistenza e della forza muscolare, nonché un incremento dell'efficienza neuromuscolare. Questi cambiamenti si traducono in una maggiore capacità di utilizzare l'ossigeno e di accumulare meno lattato durante sforzi prolungati, ritardando così l'insorgenza della fatica.



Figura 9: Muscoli principali degli arti inferiori

2.2 Apparato cardiovascolare

Il sistema cardiovascolare è un complesso insieme di organi e tessuti che garantisce il trasporto di ossigeno, nutrienti, ormoni e scarti metabolici in tutto il corpo. La sua funzione principale è mantenere l'equilibrio interno dell'organismo, noto come omeostasi, e supportare le attività vitali. Questo sistema è composto dal cuore, dai vasi sanguigni e dal sangue, che insieme assicurano la circolazione continua e regolata dei fluidi corporei.

2.2.1 Struttura del Sistema Cardiovascolare

Il cuore è l'elemento centrale di questo sistema, un organo muscolare cavo situato nella cavità toracica. È suddiviso in quattro camere: gli atri superiori e i ventricoli inferiori, che lavorano in sinergia per pompare il sangue attraverso il corpo. La parete del cuore è costituita da tre strati principali: l'epicardio, che protegge l'esterno dell'organo; il miocardio, che fornisce la forza contrattile; e l'endocardio, che riveste l'interno delle camere cardiache e le valvole (Figura 10). Queste ultime, come la valvola mitrale e la tricuspide, svolgono un ruolo cruciale nel garantire che il flusso sanguigno proceda in una sola direzione.[11]

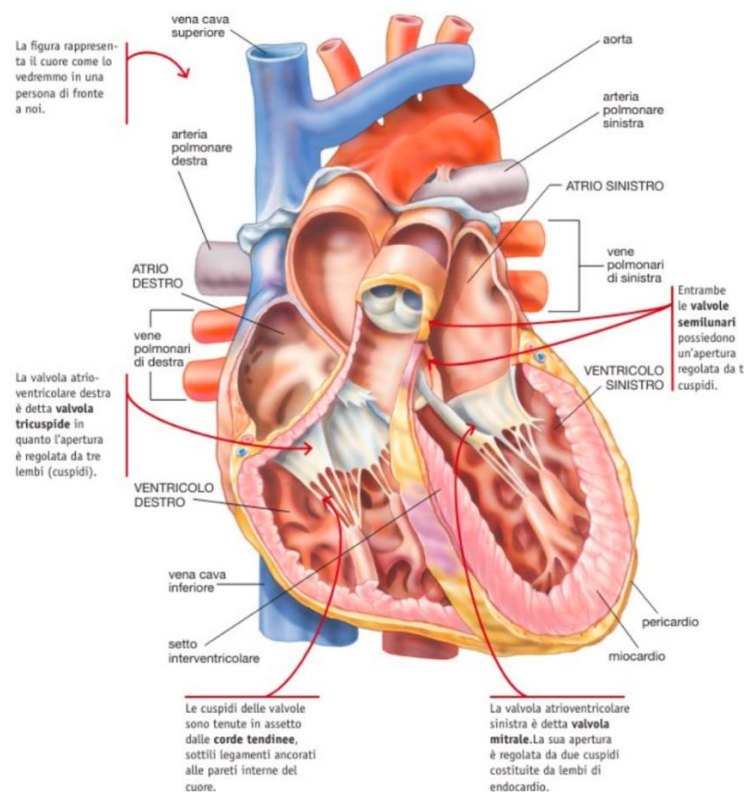


Figura 10: Struttura interna del cuore. Piano frontale

Intorno al cuore si estende un intricato sistema di vasi sanguigni. Le arterie trasportano il sangue ossigenato dal cuore ai tessuti, mentre le vene riportano il sangue deossigenato verso il cuore. I capillari, i vasi più piccoli e sottili, sono i luoghi in cui avviene lo scambio di ossigeno e nutrienti con i tessuti, insieme alla rimozione dei prodotti di scarto. Il sangue, composto da plasma, globuli rossi, globuli bianchi e piastrine, è il fluido che trasporta tutte queste sostanze vitali.

2.2.2 Funzionamento del Sistema Cardiovascolare

Il sistema cardiovascolare opera attraverso due circuiti principali: la circolazione sistemica e quella polmonare. La prima distribuisce il sangue ossigenato dal cuore sinistro a tutti i tessuti corporei, mentre la seconda trasporta il sangue deossigenato dal cuore destro ai polmoni, dove viene ossigenato e liberato dall'anidride carbonica. Questo doppio circuito assicura un costante rifornimento di ossigeno alle cellule e l'eliminazione dei prodotti di scarto (Figura 11).

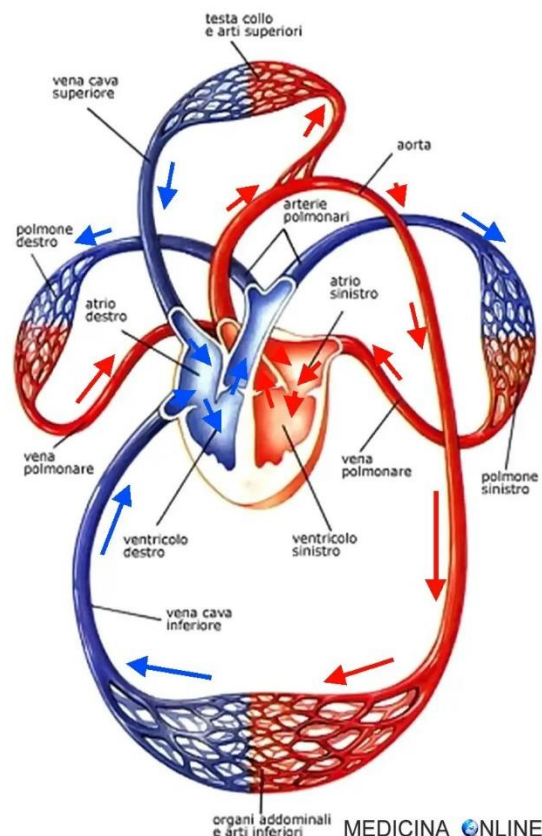


Figura 11: Rappresentazione circolazione sistemica e polmonare

Il cuore funziona come una pompa autonoma e instancabile. Attraverso il sistema di conduzione elettrica, impulsi ritmici generati dal nodo senoatriale provocano le contrazioni del muscolo cardiaco. Questi impulsi attraversano il nodo atrioventricolare e si diffondono nelle fibre di Purkinje, assicurando un'azione coordinata tra atri e ventricoli. La regolazione della frequenza e della forza contrattile del cuore avviene grazie al sistema nervoso autonomo e a ormoni come l'adrenalina, che aumenta la capacità del cuore di rispondere a situazioni di stress o esercizio.

Oltre al trasporto di ossigeno e nutrienti, il sistema cardiovascolare svolge funzioni fondamentali come la regolazione della pressione sanguigna e della temperatura corporea. La pressione arteriosa, generata dall'attività cardiaca, è mantenuta stabile attraverso un delicato equilibrio tra la contrazione e la dilatazione dei vasi sanguigni. In condizioni di calore, ad esempio, i vasi si dilatano per favorire la dispersione del calore, mentre in condizioni di freddo si restringono per preservare il calore corporeo.[11]

Anche il sistema immunitario beneficia della rete cardiovascolare, poiché globuli bianchi e altre sostanze difensive vengono trasportati rapidamente nei siti di infezione o lesione. In questo modo, il sistema cardiovascolare contribuisce non solo alla sopravvivenza, ma anche alla protezione dell'organismo.

2.3 Apparato respiratorio

L'apparato respiratorio è essenziale per il mantenimento delle funzioni vitali e svolge un ruolo cruciale durante la corsa. Garantisce l'apporto di ossigeno necessario ai tessuti e l'eliminazione dell'anidride carbonica prodotta dai muscoli in attività. Questo sistema è costituito principalmente dalle vie aeree e dai polmoni, che collaborano per assicurare un efficace scambio gassoso, indispensabile per sostenere le richieste metaboliche dell'organismo in movimento (Figura 12).

Le vie aeree, formate da cavità nasali, bocca, trachea, bronchi e bronchioli, conducono l'aria dall'ambiente esterno ai polmoni. Durante questo transito, l'aria viene riscaldata, filtrata e umidificata, ottimizzando le condizioni per gli scambi gassosi. Questi avvengono negli alveoli polmonari, dove l'ossigeno inspirato si lega all'emoglobina nei globuli rossi, mentre l'anidride carbonica, prodotto del metabolismo muscolare, viene rilasciata dal sangue e successivamente espulsa attraverso l'espiazione.

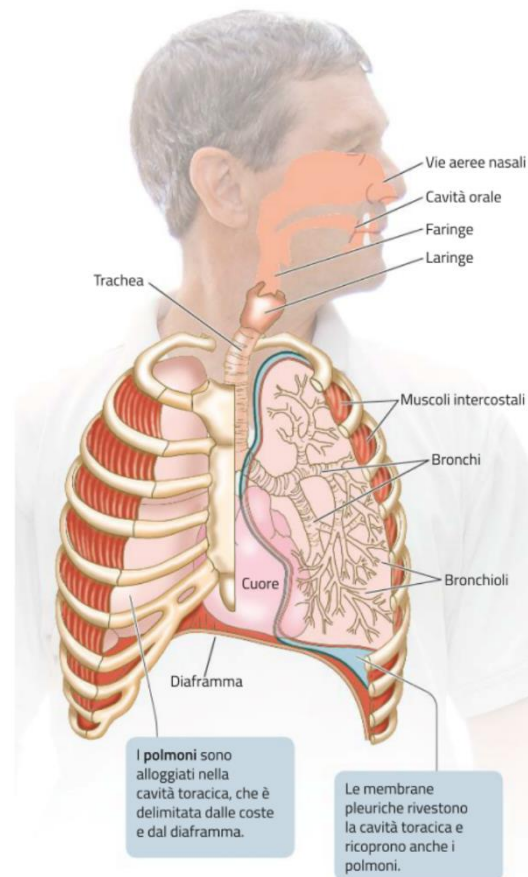


Figura 12: Componenti principali apparato respiratorio

Il processo di respirazione coinvolge due fasi principali: durante l'inspirazione, i muscoli respiratori, come il diaframma e gli intercostali, si contraggono, aumentando il volume della cavità toracica e consentendo all'aria di entrare nei polmoni. L'espirazione, invece, avviene passivamente a riposo, ma durante la corsa diventa un processo attivo grazie all'intervento dei muscoli espiratori, che facilitano l'eliminazione dell'anidride carbonica prodotta in eccesso.[12]

Durante la corsa, il diaframma e i muscoli intercostali lavorano intensamente per garantire uno scambio gassoso adeguato. Questo sforzo è regolato automaticamente dai centri nervosi, che modulano la frequenza e la profondità della respirazione in risposta alle crescenti esigenze energetiche del corpo. La ventilazione aumenta proporzionalmente all'intensità dell'attività fisica, raggiungendo livelli significativamente superiori rispetto alle condizioni di riposo.

Gli adattamenti indotti dall'allenamento regolare sono particolarmente evidenti negli atleti di resistenza. La capacità polmonare si ottimizza, migliorando l'efficienza dello scambio gassoso e

consentendo un apporto di ossigeno più efficace ai muscoli in attività. Inoltre, il rafforzamento dei muscoli respiratori permette di sostenere intensità elevate senza incorrere in un affaticamento rapido. Questo non solo migliora le prestazioni atletiche, ma riduce anche il costo energetico della respirazione, lasciando maggiori risorse metaboliche disponibili per i muscoli scheletrici.

L'allenamento contribuisce anche a sviluppare una maggiore tolleranza all'ipossia, una condizione comune durante sforzi massimali, e a ottimizzare la ventilazione minuto, che rappresenta il volume totale d'aria movimentato al minuto. Questi adattamenti, combinati con un aumento della densità capillare nei muscoli scheletrici, rendono il sistema respiratorio degli atleti altamente efficiente. Ciò minimizza il rischio di limitazioni respiratorie durante attività fisiche intense e garantisce un apporto costante di ossigeno necessario per sostenere elevate prestazioni.

2.4 Sistema nervoso

2.4.1 Struttura e Funzione Generale

Il sistema nervoso è una rete complessa e specializzata che governa e coordina tutte le attività corporee, sia volontarie che involontarie. È responsabile della ricezione, elaborazione e trasmissione di segnali, consentendo al corpo di rispondere agli stimoli interni ed esterni e di mantenere l'omeostasi. Si compone di due sezioni principali: il sistema nervoso centrale (SNC) e il sistema nervoso periferico (SNP), strettamente interconnessi.

Il sistema nervoso centrale è costituito dal cervello e dal midollo spinale. Il cervello, protetto dalla cavità cranica, è l'organo principale per l'elaborazione delle informazioni sensoriali e motorie, oltre che il centro delle funzioni cognitive superiori, come il pensiero, la memoria e le emozioni. È organizzato in aree specifiche, ognuna con ruoli distinti: la corteccia cerebrale per la percezione e il controllo motorio, i gangli della base per la modulazione del movimento e il tronco encefalico per la regolazione delle funzioni vitali, come la respirazione e la frequenza cardiaca. Il cervelletto, situato nella parte posteriore, contribuisce al mantenimento dell'equilibrio, della postura e alla coordinazione motoria. Il midollo spinale, che si estende lungo la colonna vertebrale, serve da canale per la trasmissione bidirezionale dei segnali tra il cervello e il resto del corpo, oltre a fungere da centro per i riflessi spinali.

Il sistema nervoso periferico connette il SNC con il resto dell'organismo attraverso una rete di nervi e gangli. È essenziale per trasmettere impulsi sensoriali al cervello e per inviare comandi motori ai muscoli. Esso include una componente somatica, che controlla i movimenti volontari e raccoglie informazioni dai recettori sensoriali, e una componente autonoma, responsabile delle funzioni involontarie degli organi interni come il battito cardiaco, la digestione e la respirazione. Il sistema autonomo si divide ulteriormente in due rami: il sistema simpatico, che prepara il corpo a rispondere in situazioni di stress o emergenza, e il sistema parasimpatico, che favorisce il rilassamento e il recupero durante stati di riposo.

Il sistema nervoso opera attraverso una rete di neuroni, cellule specializzate nella conduzione di impulsi elettrici. I neuroni ricevono segnali attraverso le loro estensioni chiamate dendriti, li elaborano nel corpo cellulare e li trasmettono lungo l'assone verso altre cellule. La comunicazione tra i neuroni avviene a livello delle sinapsi, dove segnali elettrici vengono convertiti in messaggi chimici tramite neurotrasmettitori, che attraversano lo spazio sinaptico per attivare la cellula successiva. Questo processo garantisce la rapida trasmissione delle informazioni e consente al sistema nervoso di orchestrare risposte rapide e coordinate.[13]

Grazie alla sua complessità, il sistema nervoso regola una vasta gamma di attività, dal controllo delle funzioni vitali come la respirazione e la circolazione, fino ai movimenti volontari e alle funzioni cognitive superiori. È in grado di percepire e integrare stimoli esterni, come la temperatura o la pressione, e di generare risposte appropriate per proteggere e adattare l'organismo alle condizioni ambientali.

2.4.2 Funzionamento del Sistema Nervoso Durante la Corsa

Durante la corsa, il sistema nervoso si attiva per gestire le richieste fisiologiche e meccaniche in tempo reale. Attraverso il sistema simpatico, esso aumenta la frequenza cardiaca e stimola il rilascio di adrenalina, preparando il corpo per l'attività intensa. L'adrenalina non solo incrementa la contrattilità cardiaca, ma favorisce anche il rilascio di glucosio e acidi grassi dal fegato e dai depositi adiposi, fornendo energia immediata.

La coordinazione motoria è un altro elemento fondamentale. Il SNC integra informazioni provenienti dai recettori sensoriali situati nei muscoli, nelle articolazioni e nei tendini, elaborando risposte motorie che consentono un movimento fluido e armonioso. La proprioccezione, ovvero la percezione

della posizione e del movimento corporeo nello spazio, è cruciale per mantenere l'equilibrio, soprattutto su superfici irregolari o durante i cambi di velocità. Il sistema nervoso elabora continuamente questi segnali per ottimizzare la tecnica di corsa e prevenire lesioni.

Gli adattamenti del sistema nervoso all'allenamento includono un miglioramento dell'efficienza sinaptica e della trasmissione degli impulsi, che si traducono in una maggiore precisione e rapidità nei movimenti.

3. SEGNALI FISIOLÓGICI DURANTE LA CORSA

3.1 Analisi dei principali segnali fisiologici

Durante la corsa, il corpo umano si adatta a un incremento delle richieste energetiche e metaboliche. Questi adattamenti si manifestano attraverso segnali biologici che forniscono dati essenziali per monitorare la performance, ottimizzare gli allenamenti e prevenire condizioni di stress acuto. Tra i segnali più rilevanti troviamo la frequenza cardiaca, il VO_2 max e la concentrazione di lattato nel sangue, ognuno dei quali offre una visione unica della risposta fisiologica all'esercizio.

3.1.1 Frequenza cardiaca ed Elettrocardiografia

La frequenza cardiaca (FC) è un parametro centrale per valutare l'intensità dell'esercizio fisico. Durante la corsa, il cuore lavora per soddisfare la crescente domanda di ossigeno e nutrienti da parte dei muscoli attivi. L'aumento della FC riflette direttamente l'incremento delle richieste energetiche.

Fattori che influenzano la FC durante la corsa:

- Età: La FC massima tende a diminuire con l'età.
- Livello di allenamento: Gli atleti allenati presentano una frequenza cardiaca a riposo più bassa e una maggiore efficienza del cuore.
- Condizioni ambientali: Temperature elevate o altitudini elevate possono aumentare la FC a causa dello stress termico e della diminuita disponibilità di ossigeno, causando quindi un maggiore sforzo a parità di intensità.

L'allenamento basato sulla FC è suddiviso in zone che corrispondono a diverse percentuali della FC massima (FC max) (Figura 13):

- Zona di recupero (50-60% FC max): Utilizzata per favorire il recupero attivo, mantenendo un basso livello di stress fisiologico.
- Zona aerobica (60-70% FC max): Migliora la resistenza cardiovascolare, promuove il metabolismo lipidico e riduce il rischio di infortuni.
- Zona anaerobica (80-90% FC max): Incrementa la capacità di tollerare l'accumulo di lattato, migliorando le prestazioni in attività ad alta intensità.

FC SAN	170	ATLETA:		
ZONE DI ALLENAMENTO	DA	A	ZONA FISIOLÓGICA	MEZZI DI ALLENAMENTO
ZONA 1 MOLTO LEGGERA	134	143	ZONA LIPIDICA	RISCALDAMENTO - DEFATICAMENTO
ZONA 2 LEGGERA	143	153	ZONA LIPIDICA	LUNGA DURATA, BASE AEROBICA - CORSA LENTA SUPERIORE AI 40' - RITMO MARATONA
ZONA 3 MODERATA	153	165	ZONA AEROBICA GLUCIDICA	LIMITE RITMO MEZZA MARATONA - MEDIO - PROGRESSIVI- RIPETUTE LUNGHE
ZONA 4 INTENSO	165	173	ZONA AEROBICA	ALLENAMENTI MEDIA O BREVE DURATA - GARE 10-15 KM CORTO VELOCE O RIPETUTE MEDIE
ZONA 5 MASSIMO	> 174		ZONA ANAEROBICA	ALLENAMENTI BREVI - RIPETUTE CORTE GARE 5 - 10 KM

Figura 13: Tabella delle zone cardiache

Numerosi studi dimostrano che monitorare la FC durante l'allenamento permette di ottimizzare il carico di lavoro e di migliorare la capacità aerobica. Gli atleti che si affidano a dispositivi per il monitoraggio della FC registrano miglioramenti significativi rispetto a quelli che si basano solo sulla percezione soggettiva dello sforzo.[14]

Invece l'elettrocardiogramma è fondamentale per monitorare l'attività elettrica del cuore; infatti, fino ad oggi rimane la maniera più semplice per rilevare anomalie quindi per distinguere condizioni normali da quelle patologiche, come aritmie o blocchi di conduzione. Il segnale ECG presenta una morfologia precisa e pseudoperiodica, caratterizzata dalla ripetizione di specifici tratti che corrispondono alle diverse fasi del battito cardiaco. La sua struttura fondamentale è costituita da tre deflessioni principali – onde P, QRS e T – che rappresentano la generazione e la propagazione dell'impulso elettrico lungo le vie del sistema di conduzione cardiaco.

I tratti caratteristici dell'ECG sono quindi (Figura 14):

- Onda P: lo stimolo origina dal nodo seno-atriale generando la prima onda del ciclo, e corrisponde alla depolarizzazione degli atri. È di piccole dimensioni, poiché la contrazione degli atri non è così potente. La sua durata varia tra i 60 e i 120 ms, l'ampiezza (o altezza) è uguale o inferiore ai 2,5mm.
- Intervallo PR: successivamente lo stimolo si trasmette lungo le vie di conduzione al nodo atrio ventricolare dando vita a una linea isoelettrica che descrive il tempo di conduzione atrioventricolare. Tutte le alterazioni dell'ECG che coinvolgono le onde P e l'intervallo PR sono di origine sopra ventricolare, perciò, le aritmie sopra ventricolari modificano esclusivamente la porzione di tracciato che va dall'inizio dell'onda P fino all'onda Q, mentre il complesso QRS rimarrà normale.

- **Complesso QRS:** giunto al nodo AV, l'impulso arriva al setto attraverso il fascio di His, in cui si hanno due depolarizzazioni riguardanti rispettivamente la parte sinistra e la parte destra. Tuttavia, l'attività elettrica della parte sinistra è maggiore, perciò, le depolarizzazioni non si elidono ma prevale quella sinistra.

Qui si ottiene l'onda Q, un'onda negativa e di piccole dimensioni, che precede l'onda R, e corrisponde alla depolarizzazione del setto interventricolare. Successivamente lo stimolo, scendendo verso l'apice del cuore, origina l'onda R, un'ampia onda positiva che corrisponde alla depolarizzazione dell'apice del ventricolo sinistro.

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

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

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

- **Segmento ST:** non è rilevabile variazione dell'attività elettrica poiché in questo intervallo tutte le cellule ventricolari sono depolarizzate.
- **Onda T:** è un'onda positiva che riproduce la ripolarizzazione dei ventricoli. Le alterazioni della ripolarizzazione coinvolgono il tratto ST e l'onda T.
- **Intervallo QT:** rappresenta il tempo in cui avviene la depolarizzazione e la ripolarizzazione ventricolare, il quale varia al variare della frequenza cardiaca e che generalmente si mantiene tra i 350 ms e i 440 ms. Al termine della ripolarizzazione si ha un periodo di inattività elettrica e la traccia dell'ECG rimane isoelettrica fino all'inizio del ciclo successivo.
- **Intervallo RR:** è la distanza tra due onde RR successive la cui durata dipende dalla frequenza cardiaca e deve essere costante in un ritmo sinusoidale.[15]

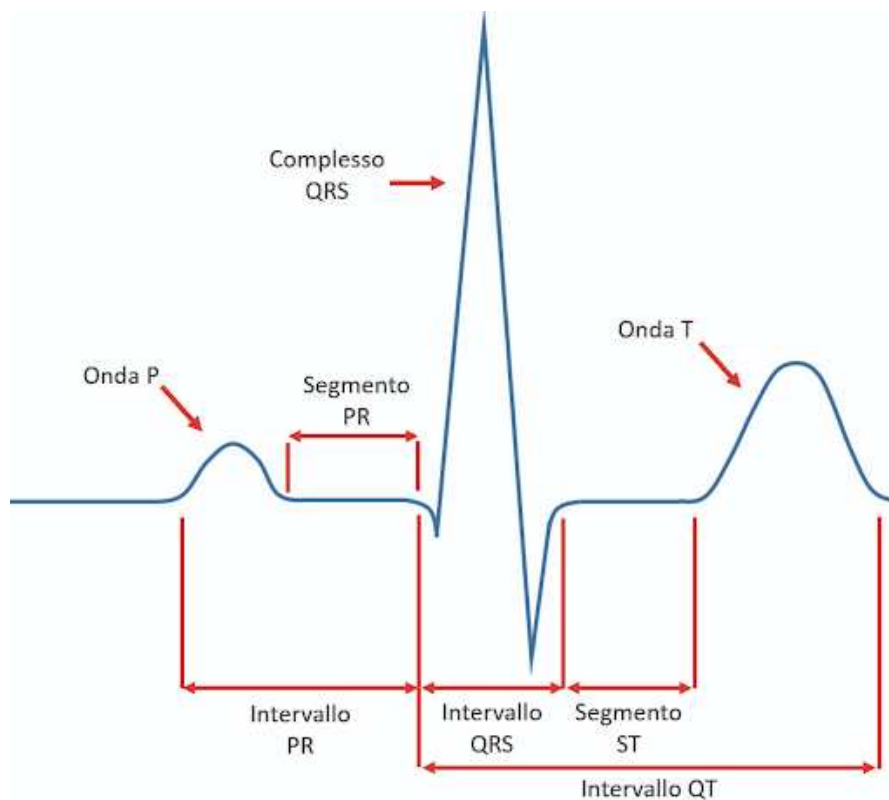


Figura 14: Tratti dell'elettrocardiogramma

Inoltre, l'elettrocardiogramma (ECG) si basa sulla relazione tra l'attività elettrica del cuore e i potenziali rilevabili sulla superficie corporea. La contrazione del muscolo cardiaco è indotta dalla propagazione della depolarizzazione lungo le vie di conduzione, generando correnti ioniche che determinano differenze di potenziale nel tessuto biologico. Se vengono posizionati due elettrodi su punti con potenziale differente, è possibile registrare una variazione di tensione, detta derivazione, che rappresenta l'andamento dell'ECG.

Per ottenere un tracciato elettrocardiografico, è necessario disporre almeno due elettrodi cutanei su regioni non equipotenziali del corpo. La scelta della loro posizione influisce direttamente sulle derivazioni registrabili, rendendo fondamentale l'adozione di uno standard per garantire la comparabilità tra ECG eseguiti in soggetti diversi o in momenti differenti sullo stesso individuo. La standardizzazione è essenziale per scopi diagnostici, poiché consente di identificare con precisione eventuali anomalie elettrofisiologiche del cuore.

Lo studio della disposizione ottimale degli elettrodi fu affrontato dal fisiologo olandese Willem Einthoven, premio Nobel per la Medicina nel 1924, che introdusse il Triangolo di Einthoven (Figura 15). Questo schema prevede il posizionamento degli elettrodi in tre punti chiave: braccio destro

(RA - Right Arm), braccio sinistro (LA - Left Arm) e gamba sinistra (LL- Left Leg). Da queste posizioni derivano le tre derivazioni bipolari di Einthoven (*I*, *II*, *III*), date dalle seguenti equazioni (1), (2), (3):

$$I = LA - RA \quad (1)$$

$$II = LL - RA \quad (2)$$

$$III = LL - LA \quad (3)$$

Queste derivazioni sono definite bipolari, in quanto misurano la differenza di potenziale tra due punti del corpo. Il triangolo di Einthoven costituisce un circuito chiuso e segue la prima legge di Kirchhoff (4), per cui la somma delle tre derivazioni è sempre nulla:

$$I + II + III = 0 \quad (4)$$

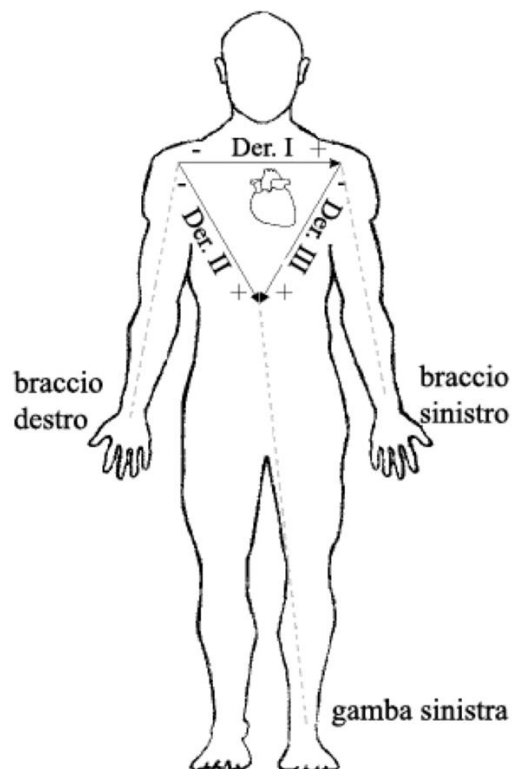


Figura 15: Triangolo di Einthoven[16]

Nella pratica clinica, gli elettrodi non vengono applicati esattamente nelle posizioni del triangolo teorico, ma piuttosto ai polsi e alla caviglia sinistra, facilitando la registrazione senza compromettere l'affidabilità del tracciato.

Oltre alle derivazioni bipolari, esistono anche le derivazioni unipolari, che misurano la differenza di potenziale rispetto a un riferimento comune. Tra queste, le derivazioni unipolari aumentate utilizzano un terminale centrale di riferimento che è connesso con due dei tre arti considerati nel triangolo di Einthoven, mentre il terzo elettrodo funge da punto di misura ed è posto sul terzo arto rimanente (Figura 16). Si distinguono le seguenti derivazioni (5), (6), (7):

$$aV_R = -\frac{I+II}{2} \quad (5)$$

$$aV_L = \frac{I-III}{3} \quad (6)$$

$$aV_F = \frac{II+III}{2} \quad (7)$$

Un ulteriore gruppo di derivazioni unipolari è rappresentato dalle derivazioni precordiali, che registrano il potenziale elettrico in sei punti specifici del torace rispetto al terminale centrale di Wilson, un punto di riferimento creato collegando tra loro gli elettrodi degli arti. Rispetto al terminale di Wilson si calcolano quindi le differenze di potenziale rispetto a sei diti posti negli spazi intercostali sinistri, ottenendo le sei derivazioni: $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$. (Figura 16)

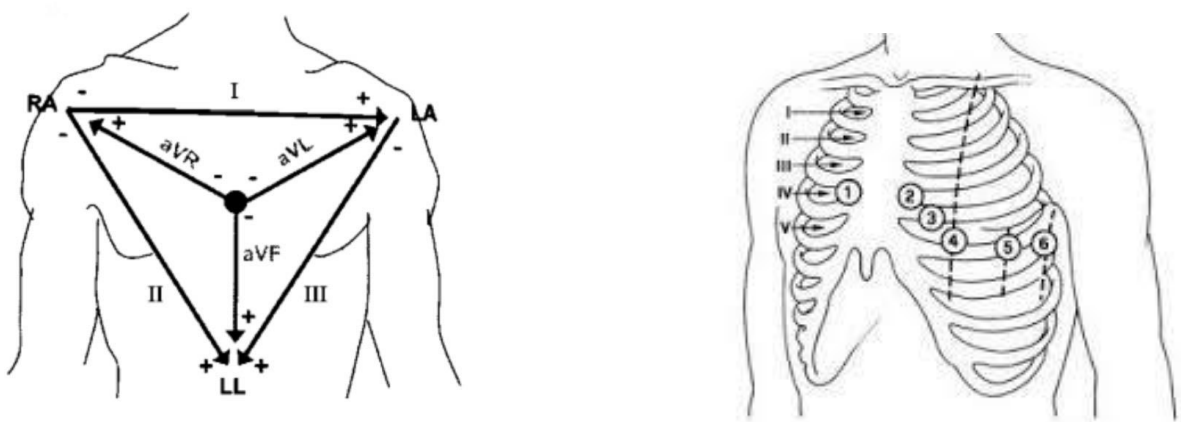


Figura 16: Derivazioni aumentate e Derivazioni precordiali

L'insieme di queste derivazioni fornisce una visione completa dell'attività elettrica del cuore, consentendo di identificare anomalie nella conduzione degli impulsi e diagnosticare condizioni patologiche come aritmie, ischemie e altre disfunzioni cardiache.

3.1.2 VO_2 max

Il VO_2 max, o consumo massimo di ossigeno, rappresenta la massima quantità di ossigeno che il corpo può utilizzare durante l'attività fisica intensa. È uno dei principali indicatori della resistenza cardiovascolare e della capacità di sostenere sforzi prolungati.

Fattori che influenzano il VO_2 max:

- Genetica: Determina circa il 50% della capacità aerobica individuale.
- Allenamento: L'esercizio regolare, soprattutto gli allenamenti intervallati ad alta intensità, può portare ad un aumento significativo del VO_2 max.
- Composizione corporea: Una maggiore percentuale di massa muscolare migliora il trasporto e l'utilizzo dell'ossigeno.

Metodi di valutazione del VO_2 max:

- Test incrementali in laboratorio: I soggetti corrono su un tapis roulant o pedalano su una cyclette con una maschera per l'analisi dei gas espirati. Questi test forniscono una misura precisa del VO_2 max.
- Test sul campo: Tecniche come il test di Cooper (12 minuti di corsa alla massima intensità) permettono di stimare il VO_2 max in modo pratico e meno invasivo, tuttavia non è sempre così affidabile.
- Dispositivi indossabili: La maggior parte degli smartwatch moderni offrono stime del VO_2 max basate sulla frequenza cardiaca e sui dati di movimento rilevati l'attività sportiva.

Atleti con un VO_2 max elevato riescono a mantenere intensità elevate senza accumulare quantità significative di lattato, migliorando la loro efficienza metabolica durante la corsa.[17]

3.1.3 Lattato nel sangue

Il lattato è un sottoprodotto del metabolismo anaerobico, prodotto durante esercizi ad alta intensità. Durante la corsa, il suo accumulo è un segnale che il corpo sta lavorando a un'intensità che supera la capacità aerobica, portando al rapido affaticamento muscolare.

La soglia del lattato è il punto in cui la produzione di lattato supera la capacità del corpo di smaltirlo. Migliorare questa soglia permette agli atleti di sostenere intensità più elevate senza affaticamento precoce.

Metodi di misurazione:

- Test di laboratorio: Misurazioni periodiche della concentrazione di lattato nel sangue durante esercizi incrementali.
- Monitoraggio sul campo: Dispositivi portatili permettono di stimare i livelli di lattato senza la necessità di campioni di sangue, rendendo possibile il monitoraggio continuo durante gli allenamenti.

L'allenamento mirato alla gestione del lattato è essenziale per gli atleti di endurance, poiché consente di migliorare sia la capacità di sostenere intensità elevate sia il tempo di recupero tra un allenamento e l'altro.

3.2 Monitoraggio dei segnali muscolari

3.2.1 Elettromiografia nella corsa

L'elettromiografia (EMG) è una tecnica diagnostica che registra l'attività elettrica dei muscoli, fornendo informazioni cruciali sull'attivazione muscolare durante la corsa (Figura 17). Attraverso l'EMG, è possibile analizzare i pattern di reclutamento muscolare, identificare eventuali squilibri e monitorare l'insorgenza della fatica muscolare, elementi fondamentali per la prevenzione.[18]

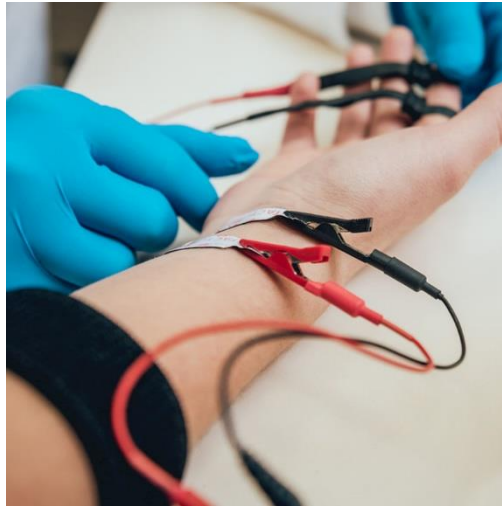


Figura 17: Elettromiografia

Durante la corsa, diversi gruppi muscolari lavorano in contemporanea per garantire un movimento efficiente (Figura 18): L'EMG consente di monitorare l'attività elettrica di specifici muscoli, come il gastrocnemio, il quadricipite e i muscoli ischiocrurali, permettendo di:

- Valutare il timing di attivazione: determinare quando un muscolo si attiva durante il ciclo del passo.
- Quantificare l'intensità dell'attivazione: misurare l'ampiezza del segnale EMG per valutare il livello di sforzo muscolare.
- Identificare squilibri muscolari: rilevare differenze nell'attivazione tra muscoli agonisti e antagonisti o tra arti opposti.

Ad esempio, un'attivazione asincrona o insufficiente dei muscoli stabilizzatori dell'anca potrebbe portare a diverse complicazioni sia a livello muscolare che articolare, poiché infatti non si riuscirebbe a mantenere una buona postura, fattore cruciale se considerato nell'ambito sportivo.

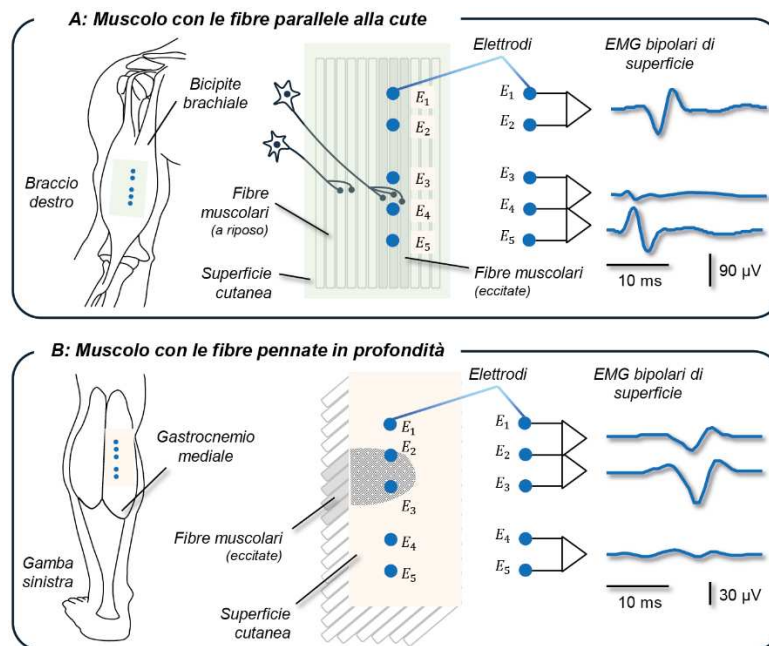


Figura 18: Attività elettrica di specifici muscoli

3.2.2 Monitoraggio della fatica muscolare e implicazioni sulle prestazioni

La fatica muscolare è definita come una diminuzione della capacità del muscolo di generare forza o potenza, spesso accompagnata da sensazioni di stanchezza e disagio. L'EMG è uno strumento efficace per monitorare la fatica muscolare durante la corsa attraverso l'analisi di specifici parametri del segnale:

- Ampiezza del segnale: un aumento dell'ampiezza EMG può indicare un maggiore reclutamento di unità motorie per compensare la diminuzione della forza muscolare.
- Frequenza del segnale: una riduzione della frequenza media o mediana del segnale EMG è associata all'insorgenza della fatica muscolare, riflettendo una diminuzione della velocità di conduzione delle fibre muscolari.

Questi cambiamenti nel segnale sono indicativi di adattamenti neuromuscolari in risposta alla fatica. Ad esempio, durante una corsa prolungata, l'aumento dell'ampiezza del segnale EMG nei muscoli del polpaccio può rappresentare un tentativo di mantenere la stessa potenza, nonostante l'affaticamento.

L'utilizzo dell'EMG nella pratica sportiva offre numerosi vantaggi:

- Ottimizzazione dell'allenamento: identificando i muscoli che si affaticano più rapidamente, è possibile personalizzare i programmi di allenamento per migliorare la resistenza muscolare specifica.

- Prevenzione degli infortuni: rilevando squilibri nell'attivazione muscolare, si possono implementare interventi correttivi per prevenire lesioni da sovraccarico.
- Valutazione dell'efficacia degli interventi: monitorando le modifiche nei pattern di attivazione muscolare dopo interventi come la fisioterapia o l'adozione di nuove tecniche di corsa.

3.3 Variabili respiratorie

Durante la corsa, l'apparato respiratorio svolge un ruolo fondamentale nel garantire lo scambio di gas necessario per il metabolismo aerobico. Le principali variabili respiratorie monitorate durante l'attività fisica includono:

- Frequenza respiratoria (FR): Indica il numero di atti respiratori effettuati al minuto. Durante la corsa, la FR aumenta proporzionalmente all'intensità dell'esercizio per soddisfare la crescente domanda di ossigeno da parte dei muscoli attivi e per eliminare l'anidride carbonica prodotta.
- Volume corrente (VC): Rappresenta la quantità di aria inspirata o espirata in un singolo atto respiratorio. Un volume corrente maggiore consente di aumentare l'apporto di ossigeno durante gli sforzi più intensi, ottimizzando il trasferimento di gas nei polmoni.[19]
- Ventilazione minuto (VE): Prodotto della frequenza respiratoria e del volume corrente, indica la quantità totale di aria ventilata in un minuto. La ventilazione minuto aumenta significativamente durante l'esercizio fisico per garantire un adeguato apporto di ossigeno e la rimozione dei prodotti metabolici, mantenendo l'omeostasi corporea.

Gli atleti ben allenati mostrano una maggiore efficienza respiratoria, caratterizzata da una migliore capacità di gestire la ventilazione con un costo energetico ridotto. Ciò permette loro di mantenere intensità elevate senza incorrere in un deficit respiratorio precoce, un vantaggio determinante nelle competizioni di lunga durata o ad alta intensità.

4. ACQUISIZIONE DI SEGNALI FISIologici DURANTE LA CORSA

In questo studio è stato adoperato il BioHarness 3.0 by Zephyr, un dispositivo portatile indossabile non invasivo, il quale è progettato per acquisire dati in tempo reale su parametri vitali come elettrocardiogramma (ECG), frequenza cardiaca, frequenza respiratoria e livello di attività fisica. Grazie alla sua tecnologia wireless e alla possibilità di registrare dati internamente, il BioHarness .0 rappresenta uno strumento essenziale per la ricerca sportiva e medica.

Il dispositivo è formato da tre componenti principali:

- **Modulo BioHarness:** un'unità elettronica contenente sensori, processori e trasmettitori per l'acquisizione e l'elaborazione dei dati. (Figura 19)
- **Fascia toracica:** dotata di elettrodi per il rilevamento dell'ECG e di un sensore di pressione per la misurazione della respirazione. (Figura 20)
- **Base di ricarica e configurazione:** consente la ricarica e la configurazione del dispositivo tramite connessione USB.[20]

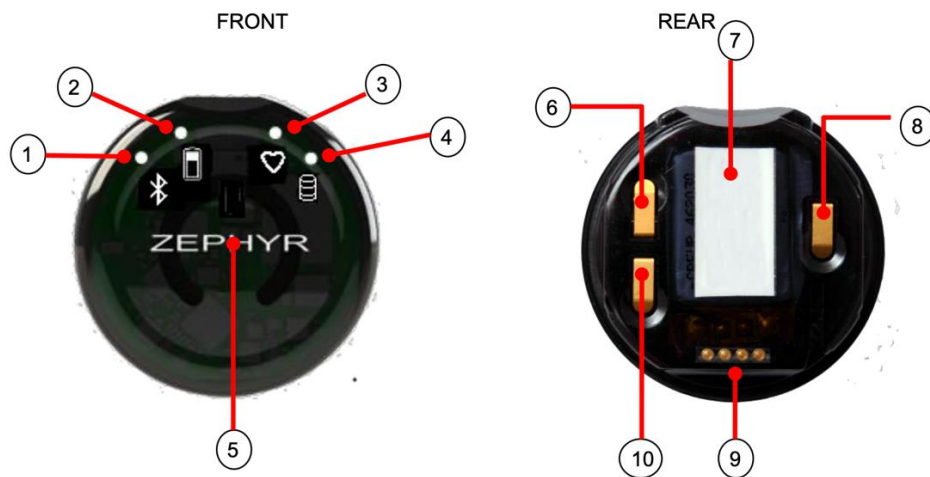


Figura 19: Modulo con le sue componenti principali

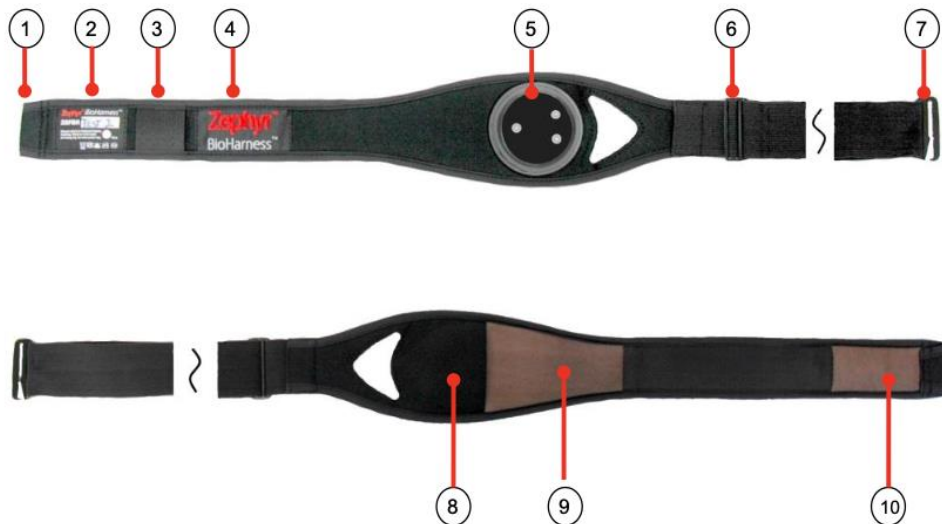


Figura 20: Fascia toracica

Questo strumento opera in due principali modalità:

- In modalità di monitoraggio, il dispositivo viene indossato sulla fascia toracica e raccoglie dati fisiologici in tempo reale, trasmettendoli tramite Bluetooth o 802.15.4 a un dispositivo ricevente, come un computer o uno smartphone. Questa modalità consente un'analisi istantanea delle condizioni fisiche del soggetto, il che, è molto utile in ambito sportivo e medico.
- In modalità di registrazione, invece, memorizza i dati nella sua memoria interna, permettendo un'analisi dettagliata in un secondo momento. Questa funzionalità è vantaggiosa nei casi in cui non si riesce a mantenere una connessione continua con un dispositivo di ricezione, ad esempio durante lunghe sessioni di allenamento o di corsa.

Per garantire un'acquisizione accurata dei vari parametri, il dispositivo BioHarness integra una serie di sensori avanzati. Il sensore ECG misura l'attività elettrica del cuore con una frequenza di campionamento di 250 Hz, la frequenza cardiaca, compresa tra 25 e 240 battiti per minuto, viene monitorata con un'accuratezza di ± 1 bpm, permettendo di individuare variazioni possibilmente critiche. Il sensore di pressione toracica misura la frequenza respiratoria, con un range di 3-70 atti respiratori al minuto, fornendo indicazioni sullo stato metabolico e sulla fatica dell'individuo. Infine, è presente un accelerometro a 3 assi che rileva il livello di attività e la

postura del soggetto, determinando ad esempio se il soggetto è in piedi, sdraiato o in movimento.[20]

4.1 Set up sperimentale

L'obiettivo principale di questo elaborato è quello di monitorare ed analizzare i vari segnali fisiologici di un'atleta di Atletica Leggera durante la corsa al fine di poter individuare possibili anomalie. La corsa (Figura 21), infatti, anche se rimane uno sport in cui la maggior parte del tempo si svolge un'attività aerobica, può degenerare nella morte cardiaca improvvisa di cui abbiamo parlato nel capitolo 1.6.



Figura 21: Atleti d'élite durante una competizione

L'attività di monitoraggio si è svolta con l'uso di strumentazione indossabile, nello specifico del sensore portatile BioHarness 3.0, trattato nel paragrafo precedente. Lo studio di ricerca ha lo scopo quindi di prevenire possibili patologie cardiovascolari che potrebbero emergere nel corso dell'allenamento causando la morte cardiaca improvvisa e anche per migliorare la performance dell'attività sportiva analizzata.

4.2 Protocollo di acquisizione

Prima di iniziare con le acquisizioni si è compilato un modulo in cui si indica età, sesso, peso, professione ed altezza, in questo modo si riesce a comprendere lo stato fisico dell'atleta in questione, inoltre si è dovuto specificare se fosse fumatore, se fosse soggetto a malattie famigliari respiratorie o cardiache e se avesse mai avvertito dolori al petto, nausea o svenimento durante un allenamento. Inoltre, si sono fornite informazioni sul background sportivo dell'atleta, riguardo agli sport principali praticati, riguardo agli infortuni subiti e alle preferenze di orario in cui si svolgono solitamente le sedute di allenamento.

Le acquisizioni dei segnali fisiologici sono state effettuate durante due sessioni di allenamento, ripetute a distanza di due giorni una dall'altra, allo stesso orario e nelle stesse condizioni atmosferiche, dato che sono state svolte all'aperto. Durante ciascuna sessione di allenamento, della durata di circa trenta minuti, le registrazioni sono state effettuate in modo continuo sull'soggetto, in tre fasi distinte dell'allenamento.

La strumentazione utilizzata è il sensore BioHarness 3.0 Zephyr applicato sul torace del soggetto, per il corretto funzionamento come indicato nelle istruzioni, la fascia deve essere umidificata in zone specifiche e successivamente dopo aver inserito il modulo Bioharness, va posizionata sotto il braccio sinistro (Figura 22) in modo da garantire un'adeguata aderenza intorno al busto.



Figura 22: Posizionamento del sensore

Il protocollo di acquisizione prevede le seguenti fasi di acquisizione (Figura 23):

- **FASE 1:** durante questa prima fase il soggetto ha iniziato l'allenamento eseguendo un riscaldamento di circa cinque minuti, in cui si svolte svolte delle andature basilari e si è tenuto un ritmo molto blando.
- **FASE 2:** il soggetto è entrato nella fase centrale dell'allenamento, che prevedeva la percorrenza di un circuito ad anello di 400 metri per circa 12 volte ad un ritmo sostenibile, che quindi non comportasse condizioni di affanno. Nel primo allenamento il passo medio è stato di circa 120 secondi ogni 400 metri, mentre nel secondo allenamento è stato di circa 132 secondi ogni 400 metri.
- **FASE 3:** al termine del blocco centrale dell'allenamento, il soggetto ha effettuato una fase di defaticamento, uscendo dal circuito ad anello e progressivamente riducendo il ritmo sostenuto nella fase precedente.

Il sensore BioHarness 3.0 è stato indossato fin dall'inizio del riscaldamento e mantenuto per l'intera durata degli allenamenti, acquisendo quindi i dati in modo continuo tramite la modalità di registrazione. Una volta conclusi gli allenamenti, i dati registrati sono stati trasferiti su un computer per il download e l'analisi.



Figura 23: Fasi di allenamento

4.2.1 Dati soggetto

Durante il monitoraggio sono state registrate le variabili fisiologiche di un soggetto, sano (non ha mai presentato malattie cardiorespiratorie e non assumeva alcun farmaco) al momento delle acquisizioni.

Le generalità del soggetto sono state raccolte in una tabella, contenente le seguenti informazioni:

- l'età indicata in anni
- il sesso espresso come M (maschio) o F (femmina)
- la professione
- il peso indicato in kg
- l'altezza espressa in cm
- la presenza di eventuali malattie familiari di natura cardiaca o respiratoria
- gli anni di allenamento rappresenta da quanti anni si pratica lo sport in questione
- la frequenza di allenamento in una settimana
- la condizione fisica attuale

In seguito al download dei dati acquisiti, i tracciati dei diversi segnali fisiologici registrati sul soggetto durante le sessioni di acquisizione sono stati plottati tramite Matlab, permettendo una visualizzazione più chiara e facilitandone l'analisi e il commento.

Nella tabella 1 sono inserite le generalità dell'atleta monitorato:

	SOGGETTO 1
Età (anni)	22
Sesso	M
Professione	Studente
Peso (kg)	62
Altezza (cm)	169
Malattie famigliari respiratorie	NO
Malattie famigliari cardiache	NO
Anni di allenamento	4
Frequenza settimanale di allenamento	5
Condizione fisica attuale	NORMALE

Tabella 1: Generalità del soggetto

5. RISULTATI

Di seguito verranno rappresentati i diversi parametri acquisiti attraverso il sensore BioHarness 3.0, suddivisi nelle tre diverse fasi della prima sessione di allenamento. Successivamente, questi dati verranno messi a confronto con quelli ottenuti nelle tre fasi corrispondenti della seconda sessione di allenamento. Per garantire un confronto il più possibile accurato e significativo, è stata scelta la stessa finestra temporale per entrambe le sessioni di allenamento

5.1 Elettrocardiografia

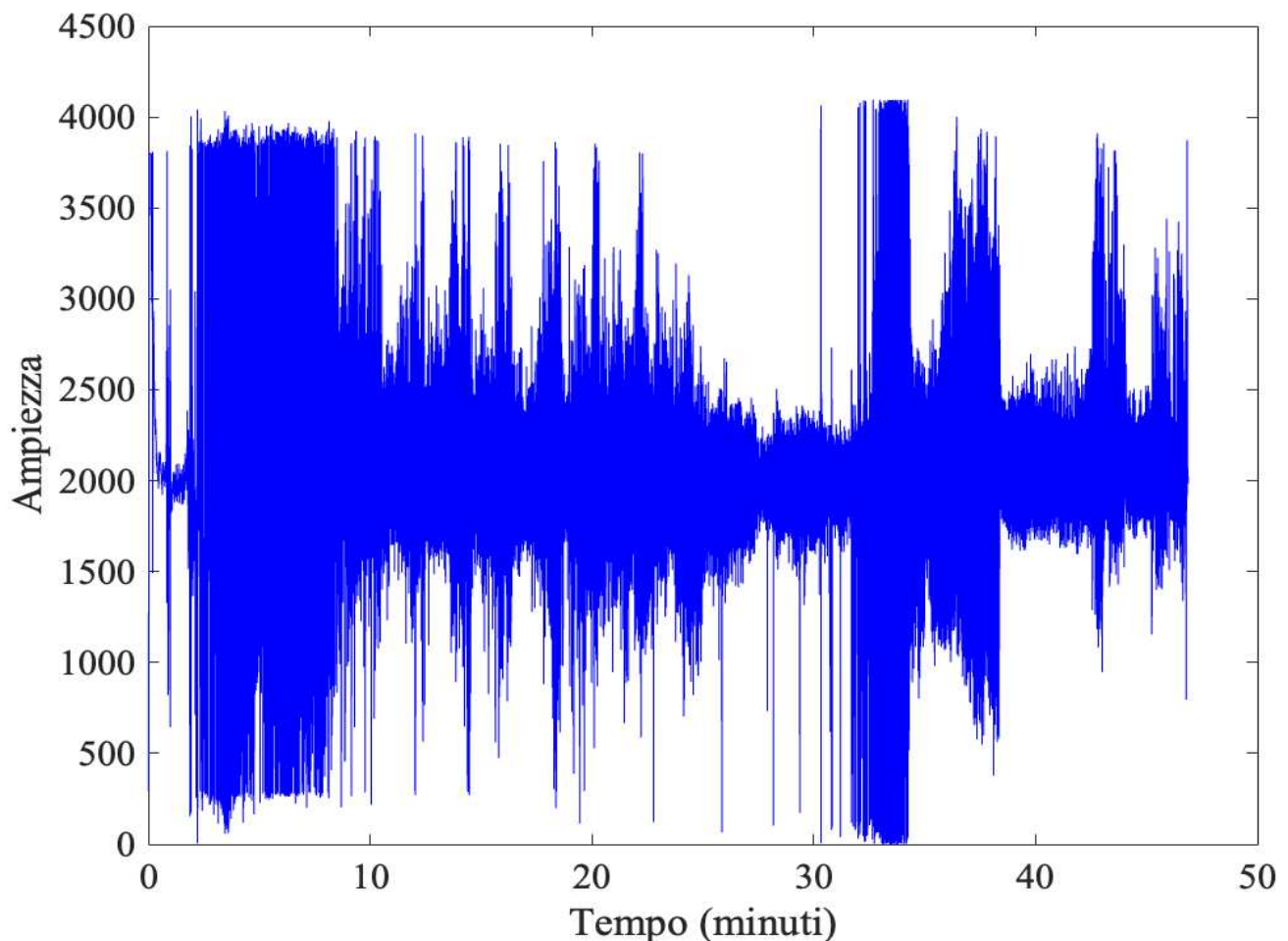


Figura 24: rappresentazione del segnale ECG non filtrato del soggetto registrato durante il primo allenamento.

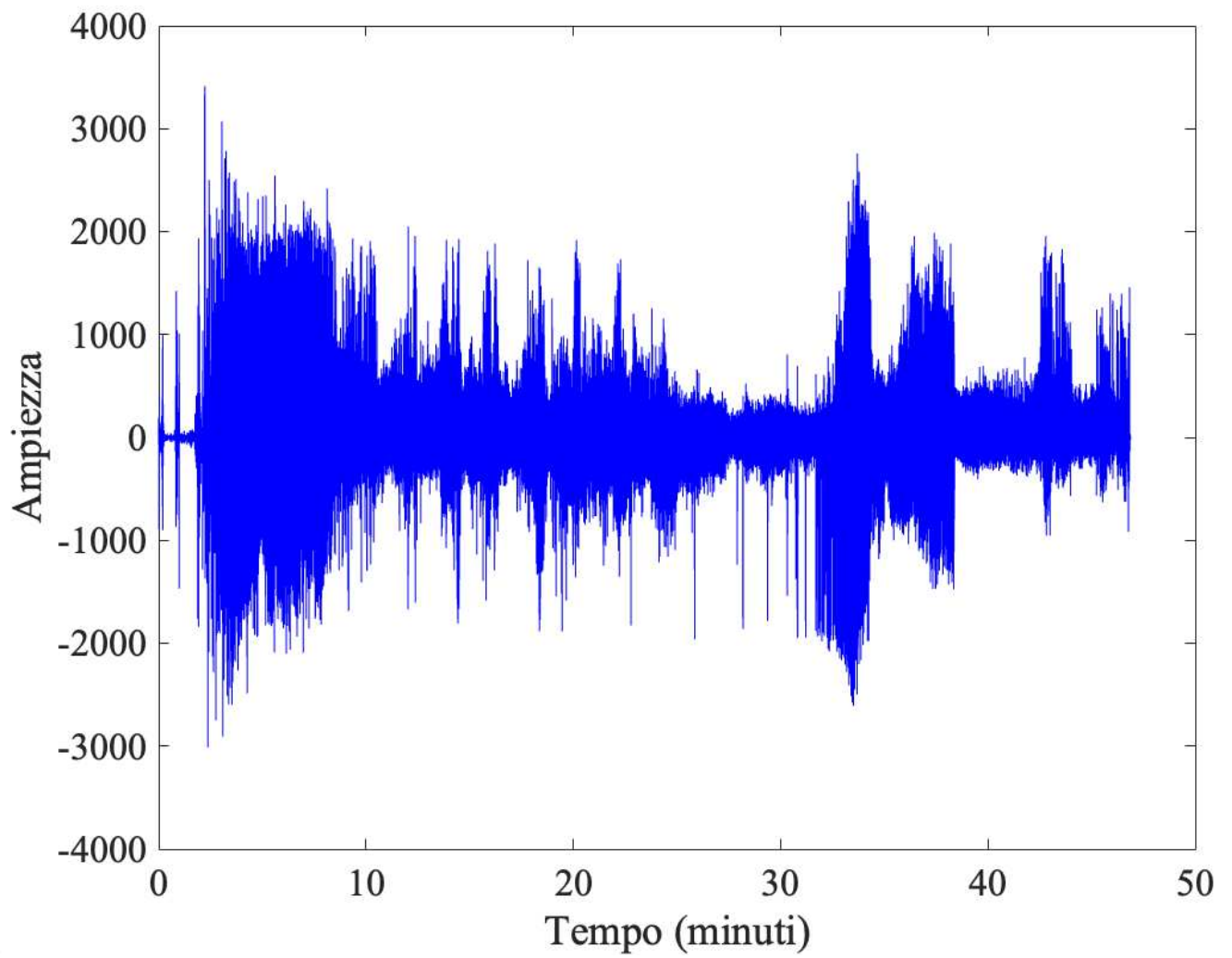


Figura 25: rappresentazione del segnale ECG filtrato registrato durante il primo allenamento

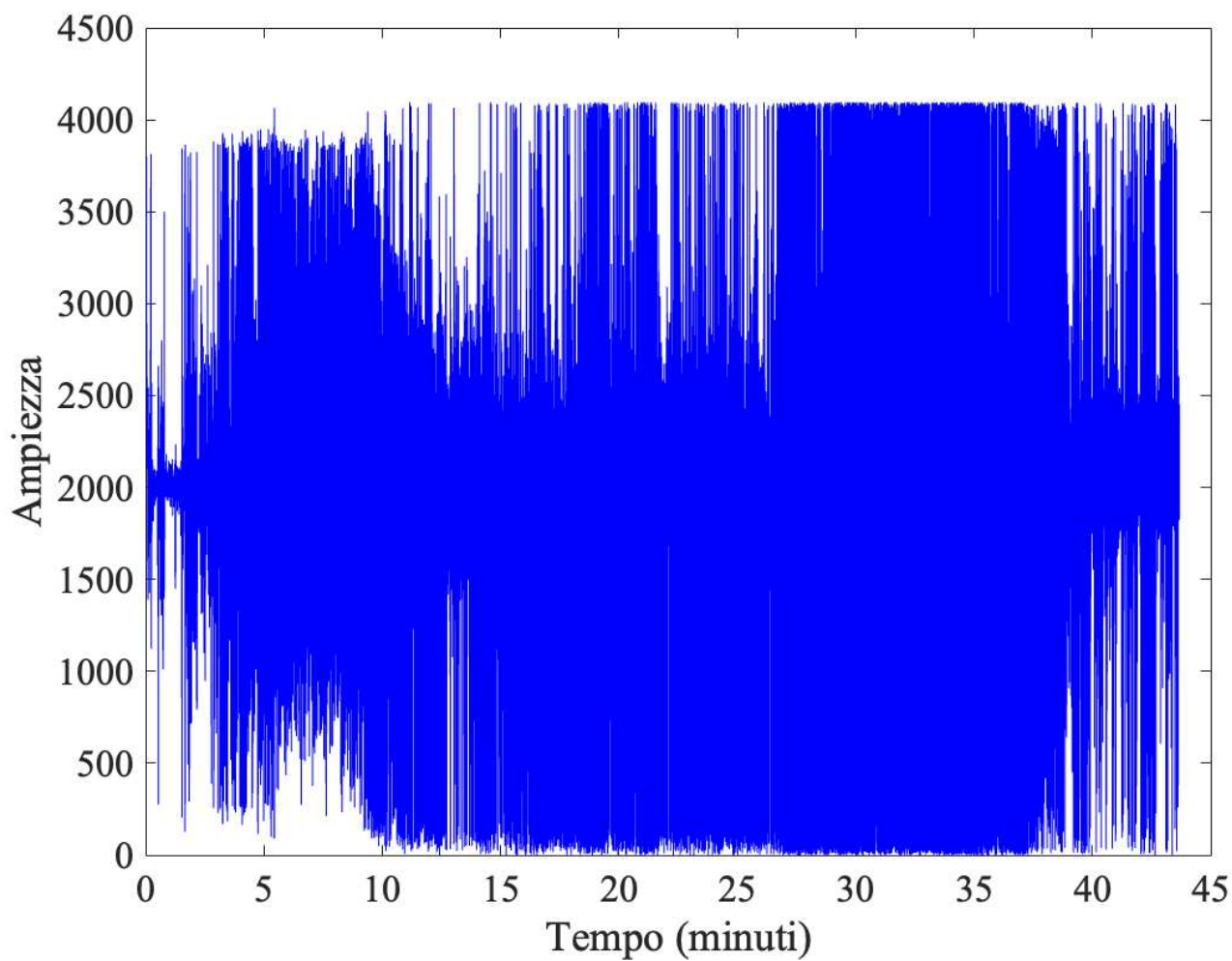


Figura 26: rappresentazione del segnale ECG non filtrato registrato durante il secondo allenamento

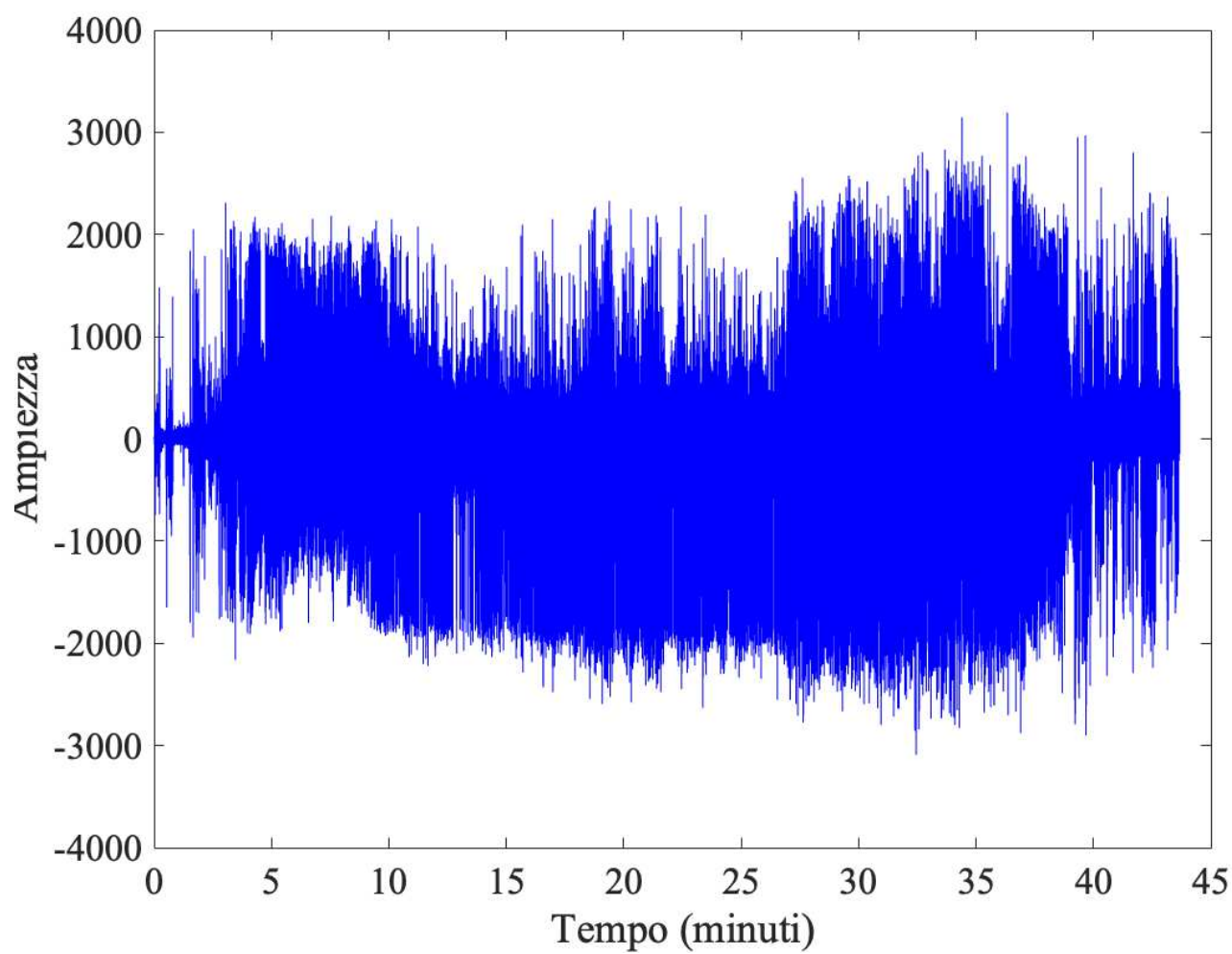


Figura 27: rappresentazione del segnale ECG filtrato registrato durante il secondo allenamento

FASE 1

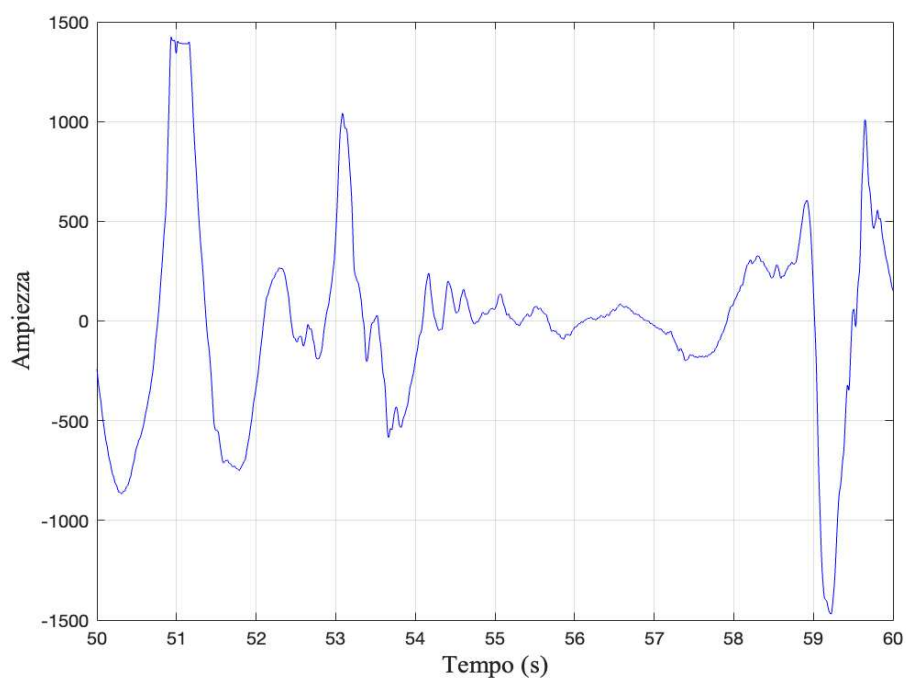


Figura 28: rappresentazione del segnale ECG durante il primo allenamento

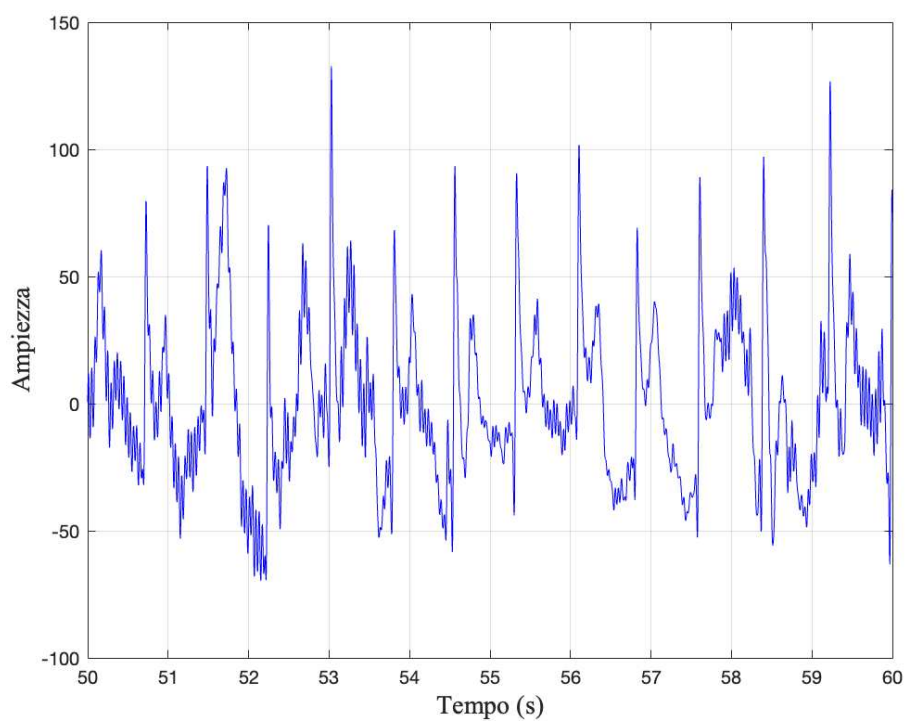


Figura 29: rappresentazione del segnale ECG durante il secondo allenamento

FASE 2

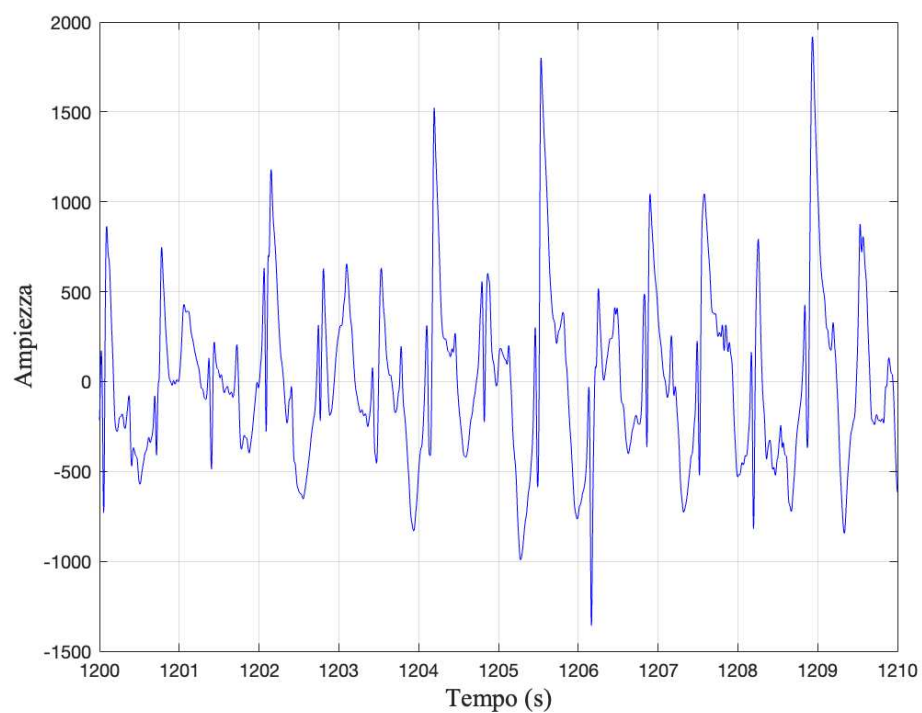


Figura 30: rappresentazione del segnale ECG durante il primo allenamento

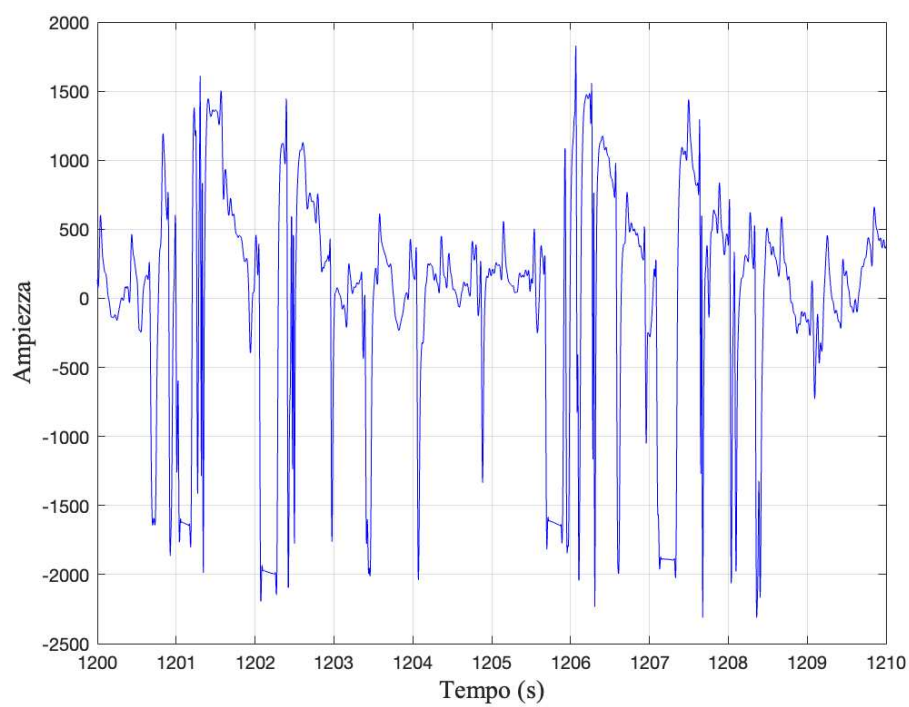


Figura 31: rappresentazione del segnale ECG durante il secondo allenamento

FASE 3

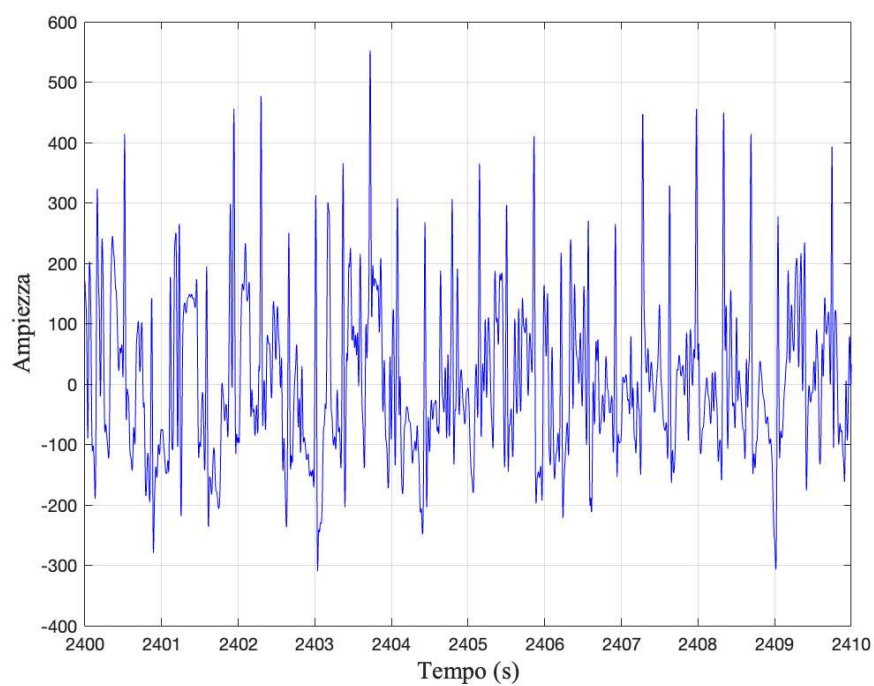


Figura 32: rappresentazione del segnale ECG durante il primo allenamento

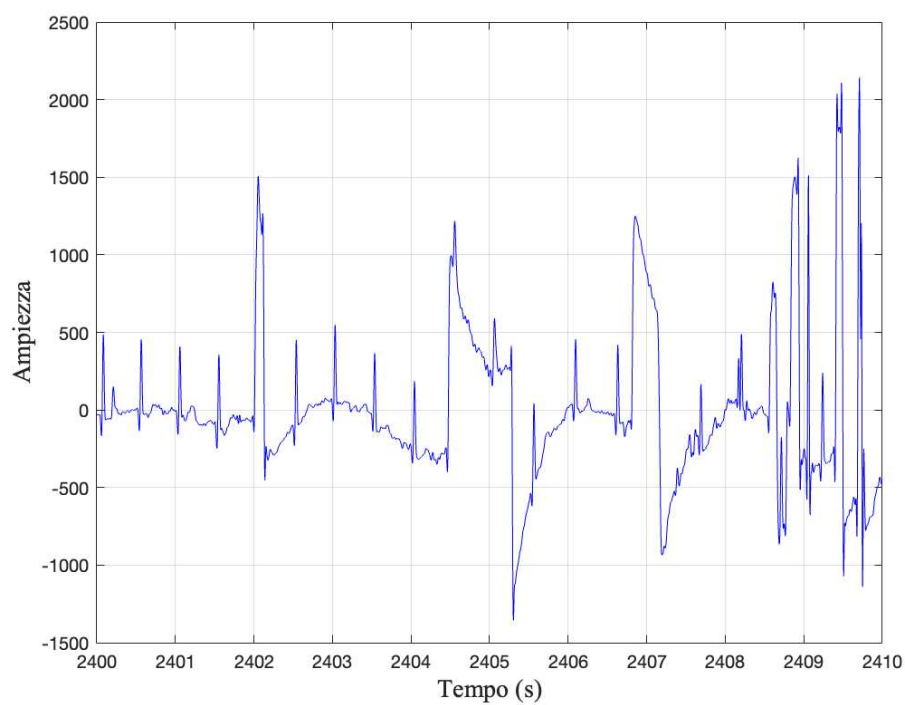


Figura 33: rappresentazione del segnale ECG durante il secondo allenamento

5.2 Frequenza cardiaca (HR)

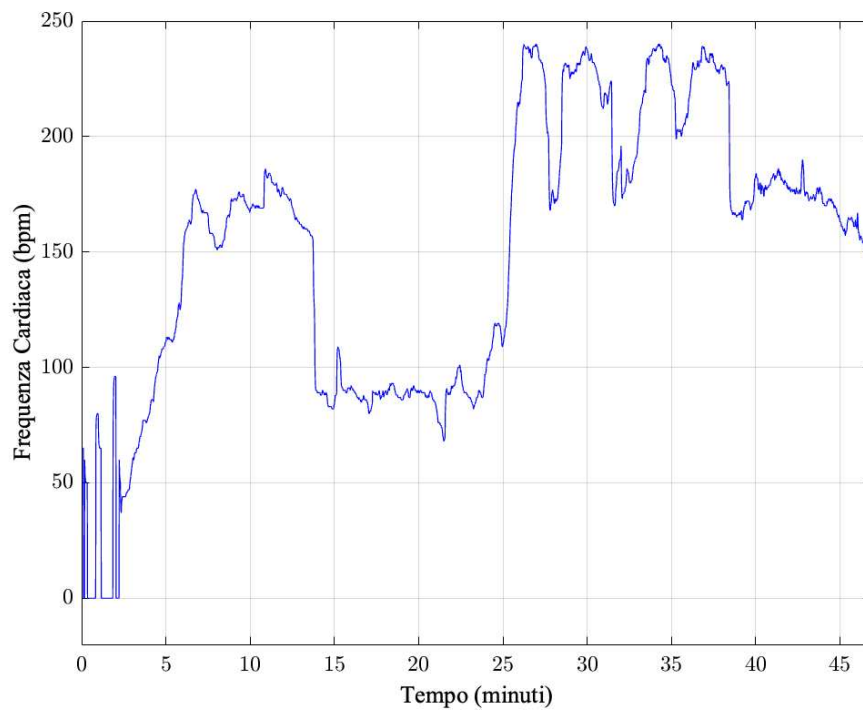


Figura 34: rappresentazione della frequenza cardiaca (HR) durante il primo allenamento

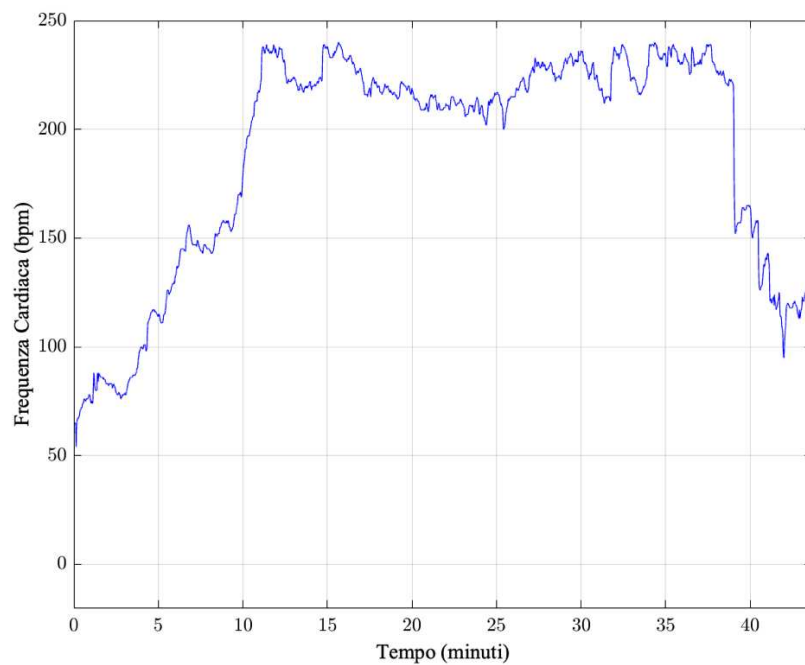


Figura 35: rappresentazione della frequenza cardiaca (HR) durante il secondo allenamento

5.3 Frequenza respiratoria (BR)

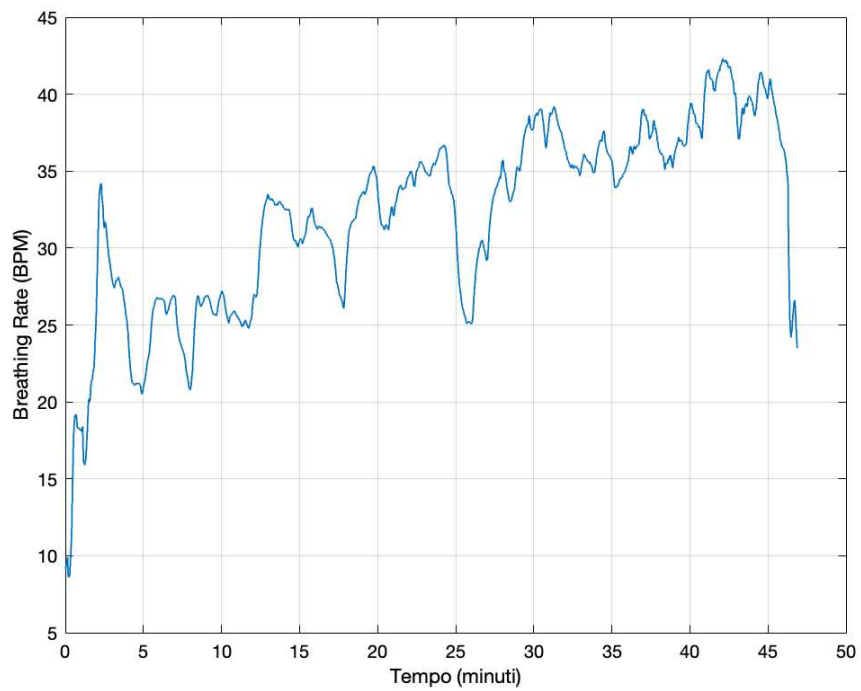


Figura 36: rappresentazione della frequenza respiratoria (BR) durante il primo allenamento

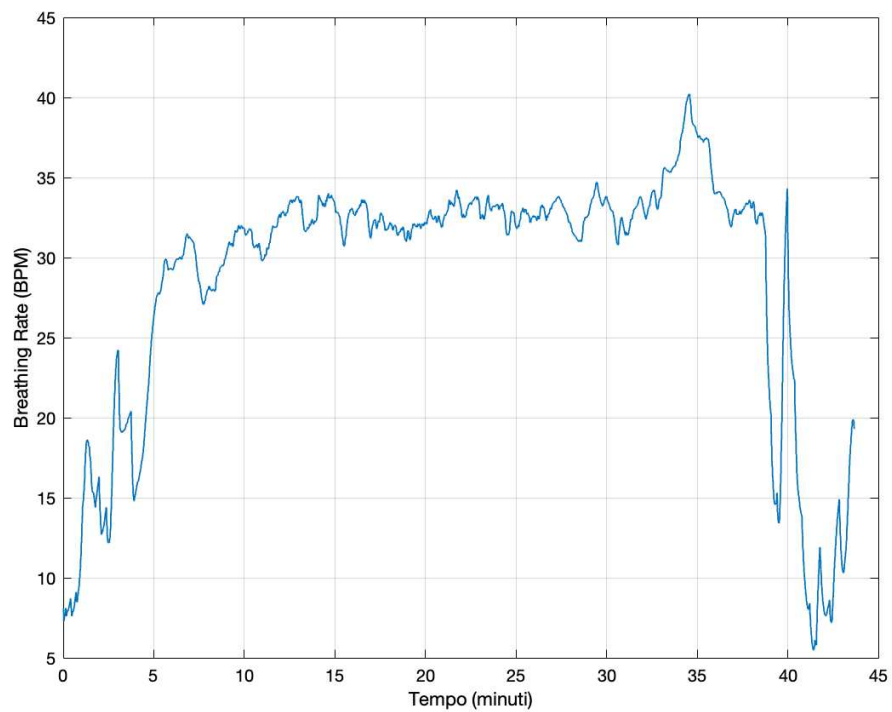


Figura 37: rappresentazione della frequenza respiratoria (BR) durante il secondo allenamento

5.4 Discussione

I dati raccolti mostrano che, in entrambi gli allenamenti, il segnale ECG non filtrato presenta un'ampiezza molto elevata e una forte presenza di rumore, probabilmente dovuto ai movimenti effettuati dal soggetto o ad altre interferenze esterne, come il contatto irregolare tra gli elettrodi e la pelle o possibili artefatti dovuti a fattori ambientali. Il problema del rumore è una delle sfide principali nell'acquisizione di segnali elettrocardiografici durante l'attività fisica, poiché il continuo movimento del torace e la sudorazione possono alterare la qualità del segnale.

Per migliorare la leggibilità e la qualità del tracciato ECG, si è deciso di applicare un filtro passa-banda (0.4-50 Hz), il quale ha permesso di eliminare gran parte delle interferenze indesiderate, rendendo il segnale più stabile e centrato intorno allo zero. L'uso di filtri di questo tipo è ampiamente diffuso in ambito bioingegneristico per migliorare l'accuratezza dell'analisi elettrocardiografica, soprattutto in condizioni dinamiche come la corsa. Grazie all'applicazione del filtro, è stato possibile identificare con maggiore precisione i complessi QRS e studiare le variazioni di ampiezza del segnale in modo più affidabile. Tuttavia, in alcuni tratti persistono quelle che potrebbero essere definite come distorsioni del segnale ECG, probabilmente legate ad accelerazioni improvvise e cambi di passo nel corso dell'allenamento.

Mettendo a confronto le tre diverse fasi di entrambi gli allenamenti, emergono alcune differenze significative. Nella prima acquisizione, a partire da un intervallo ben definito della fase 3, il segnale ECG mostra variazioni più marcate e una maggiore instabilità, che potrebbero riflettere un aumento della fatica muscolare o una riduzione della capacità di mantenere un ritmo costante. Nel secondo allenamento, invece, fatta eccezione per un intervallo della fase 2 in cui si notano alcune irregolarità, il segnale appare molto più stabile e regolare, suggerendo una migliore adattabilità cardiovascolare rispetto alla prima sessione. Un aspetto particolarmente interessante è rappresentato dalla fase 3 del secondo allenamento, in cui, nei primi secondi del grafico, il segnale ECG risulta particolarmente pulito, permettendo di osservare chiaramente il complesso QRS (Figura 38). Questo potrebbe indicare che, nonostante la fatica accumulata, il soggetto abbia raggiunto una maggiore efficienza nella regolazione cardiovascolare.

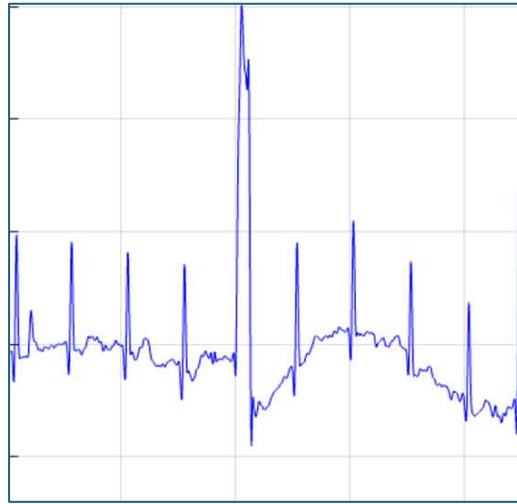


Figura 38

L'analisi della frequenza cardiaca (HR) evidenzia alcuni picchi anomali fino a 250 bpm, un valore eccessivamente alto dal punto di vista fisiologico. Tale fenomeno potrebbe essere dovuto alla perdita temporanea di contatto tra gli elettrodi e la pelle, con conseguente misurazione errata da parte del dispositivo. Un'altra possibile causa potrebbe essere rappresentata da improvvise oscillazioni del corpo che interferiscono con la rilevazione del segnale, generando artefatti nei dati. Non si può tuttavia escludere un errore nella rilevazione del sensore BioHarness 3.0, dato che gli strumenti indossabili, pur essendo molto avanzati, possono essere soggetti a imprecisioni in determinate condizioni.

Nonostante la presenza di queste anomalie, entrambi gli allenamenti mostrano un progressivo aumento della HR, coerente con la risposta fisiologica attesa nel passaggio dalla fase di riscaldamento alla fase centrale di sforzo intenso. Tuttavia, nel primo allenamento, la HR appare più instabile, con variazioni improvvise e discese rapide, mentre nel secondo allenamento il battito cardiaco mantiene una maggiore regolarità per gran parte del tempo. Questo comportamento potrebbe indicare che, nel primo allenamento, il sistema cardiovascolare dell'atleta ha impiegato più tempo per adattarsi allo sforzo, mentre nel secondo si è osservata una risposta più controllata e progressiva, compatibile con un miglioramento della condizione fisica o una migliore gestione dell'intensità dell'allenamento. Inoltre, si nota che la frequenza cardiaca cala bruscamente dopo il picco della fase 2 in entrambi i grafici, una transizione

improvvisa che potrebbe essere dovuta a una momentanea alterazione della misurazione del sensore o a una rapida attivazione del sistema di recupero autonomo.

L'andamento della frequenza respiratoria (BR) fornisce ulteriori informazioni riguardo all'adattamento fisiologico del soggetto. In entrambe le sessioni, il valore massimo di 40 bpm è stato raggiunto, sebbene nel secondo allenamento il picco risulti più marcato. Nel primo allenamento, la BR ha mostrato oscillazioni più evidenti nella fase iniziale e una crescita graduale nel tempo, suggerendo un adattamento più lento della ventilazione allo sforzo. Al contrario, nel secondo allenamento, la BR è aumentata molto più rapidamente, stabilizzandosi poi su un valore costante, il che indica un migliore controllo della ventilazione e una maggiore efficienza respiratoria nel supportare l'attività fisica. Questo aspetto è di particolare interesse, in quanto un'ottimizzazione della frequenza respiratoria è correlata a un miglior utilizzo dell'ossigeno e a una riduzione del costo energetico della corsa.

Infine, la relazione tra HR e BR mostra una coerenza generale, con incrementi paralleli di entrambi i parametri, suggerendo che il sistema cardiovascolare e il sistema respiratorio abbiano risposto in modo sinergico all'aumento e alla diminuzione dello sforzo. Questa sinergia è fondamentale per garantire un adeguato apporto di ossigeno ai muscoli attivi e per prevenire fenomeni di ipossia o accumulo eccessivo di lattato. Tuttavia, la maggiore stabilità osservata nel secondo allenamento potrebbe suggerire un miglior controllo dell'intensità da parte dell'atleta o un progressivo adattamento del sistema autonomo nel regolare lo sforzo in modo più efficace. In futuro, sarà utile approfondire queste osservazioni attraverso ulteriori acquisizioni, valutando l'evoluzione di questi parametri in un periodo di allenamento più esteso e controllato.

CONCLUSIONE

In conclusione, questo studio ha evidenziato l'efficacia dell'uso di dispositivi indossabili nella misurazione multiparametrica applicata alla corsa, fornendo dati preziosi per l'analisi della performance. Tuttavia, per garantire un maggiore affidabilità sarebbe opportuno effettuare una verifica preliminare della sensoristica, al fine di individuare eventuali anomalie nello stesso funzionamento del sensore.

L'analisi dei dati raccolti con il BioHarness 3.0 evidenzia come la seconda acquisizione nel complesso risulti molto più stabile e coerente rispetto alla prima, suggerendo un miglior adattamento cardiovascolare da parte del soggetto. Nonostante alcune anomalie ed errori riscontrati nelle misurazioni, gli andamenti fisiologici osservati risultano coerenti con la realtà, in quanto riflettono le diverse variazioni dello sforzo nelle varie fasi dell'attività. Le imprecisioni riscontrate nelle misurazioni potrebbero essere attribuite a un'eccessiva oscillazione del tronco durante la fase di acquisizione, fattore che potrebbe aver influenzato negativamente l'accuratezza della registrazione.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Markotić V, Pokrajčić V, Babić M, Radančević D, Grle M, Miljko M, Kosović V, Jurić I, Karlović Vidaković M. The Positive Effects of Running on Mental Health. *Psychiatr Danub*. 2020 Sep;32(Suppl 2):233-235. PMID: 32970641.
- [2] Galgani P. La corsa: aspetti biomeccanici e fisiologici. Da: <https://www.galgani.it/pdf/corsa.pdf> (accesso il 13 novembre 2024)
- [3] Lanzolla V. "Il Ruolo della Piattaforma di Forza nella Valutazione della Performance Atletica." *CyberMag, Rev*. 12 agosto 2024. Da: <https://cybermag.it/2024/08/12/il-ruolo-della-piattaforma-di-forza-nella-valutazione-della-performance-atletica/> (accesso 13 novembre 2024).
- [4] Aroganam G, Manivannan N, Harrison D. Review on Wearable Technology Sensors Used in Consumer Sport Applications. *Sensors (Basel)*. 2019 Apr 28;19(9):1983. doi: 10.3390/s19091983. PMID: 31035333; PMCID: PMC6540270.
- [5] Xu Y, Hou QH, Han XL, Wang CH, Huang DF. Effects of Custom-made Insoles on Plantar Biomechanics and Upper Extremity Muscle Performance. *Curr Med Sci*. 2022 Feb;42(1):159-168. doi: 10.1007/s11596-021-2471-6. Epub 2021 Nov 30. PMID: 34846699.
- [6] Chen G, Chan CK, Guo Z, Yu H. A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy. *Crit Rev Biomed Eng*. 2013;41(4-5):343-63. doi: 10.1615/critrevbiomedeng.2014010453. PMID: 24941413.
- [7] Martinez MW, Kim JH, Shah AB, Phelan D, Emery MS, Wasfy MM, et al. Exercise-Induced Cardiovascular Adaptations and Approach to Exercise and Cardiovascular Disease: JACC State-of-the-Art Review. *J Am Coll Cardiol* (2023);82:123-135.
- [8] Palermi S, Cavarretta E, D'Ascenzi F, Castelletti S, Ricci F, Vecchiato M, et al. Athlete's Heart: A Cardiovascular Step-By-Step Multimodality Approach. *J Cardiovasc Med* (2023);24:567-578.
- [9] D'Ascenzi F, Valentini F, Pistoresi S, Frascaro F, Piu P, Cavigli L, et al. Causes of sudden cardiac death in young athletes and non-athletes: Systematic review and meta-analysis: Sudden cardiac death in the young. *International Journal of Cardiology* (2021);326:248-254.

- [10] Maron BJ, Levine BD, Washington RL, Baggish AL, Kovacs RJ, Maron MS. Eligibility and Disqualification Recommendations for Competitive Athletes With Cardiovascular Abnormalities: Task Force 2: Preparticipation Screening for Cardiovascular Disease in Competitive Athletes: A Scientific Statement From the American Heart Association and American College of Cardiology. *Circulation* (2015);132:e267-e272
- [11] Sapienza Università di Roma. Fisiologia umana - Cuore. (2021). Da: <https://dff.web.uniroma1.it/sites/default/files/Lez%207%20Fisiologia%20Umana%202020%202021%20Cuore%20Carducci.pdf>. (accesso 15 novembre 2024)
- [12] Università degli Studi "G. d'Annunzio" di Chieti-Pescara. Fisiologia respiratoria. (2016). Da: https://www.disputer.unich.it/sites/st13/files/allegatiparagrafo/13-05-2016/fisiologia_respiratoria.pdf. (accesso 15 novembre 2024)
- [13] Mednemo. Il sistema nervoso - Fisiologia umana. (2008). Da: <http://lnx.mednemo.it/wp-content/uploads/2008/01/il-sistema-nervoso-fisiologia-umana.pdf>. (accesso 17 novembre 2024)
- [14] Achten J, Jeukendrup AE. Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med.* 2003;33(7):517-38. doi: 10.2165/00007256-200333070-00004. PMID: 12762827.
- [15] Università degli Studi di Torino. (s.d.). ECG e miocardio: Onde dell'ECG. Da https://medtriennalisl.campusnet.unito.it/att/07.ECGMIO_-_ONDE_DELLECG.pdf
- [16] Pflanzner, R., & McMullen, W. (2008). *Lezioni di Fisiologia con Biopac Student Lab: Lezione 6 - Elettrocardiografia II*. BIOPAC Systems, Inc. Da: https://www.biopac.com/wp-content/uploads/106v373_it.pdf
- [17] Levine BD.. VO2max: what do we know, and what do we still need to know? *J Physiol.* 2008 Jan 1;586(1):25-34. doi: 10.1113/jphysiol.2007.147629. Epub 2007 Nov 15. PMID: 18006574; PMCID: PMC2375567.
- [18] Agostini V, Campanini I, De Marchis C, Di Nardo F, Merlo A, Nardone A, Scarano S, Serrao M, Vieira T. "Elettromiografia di superficie: un approccio non invasivo per l'analisi dell'attività muscolare." *MR – Giornale Italiano di Medicina Riabilitativa*, 2024. Da: <https://springerhealthcare.it/mr/archivio/elettromiografia-di-superficie-un-approccio-non-invasivo-per-lanalisi-dellattivita-muscolare/> (accesso 14 novembre 2024).

- [19] Barbini P. Misure respiratorie in medicina. Public Health (2016). Da: <https://www.publichealth.it/wp-content/uploads/2016/06/MISURE-RESPIRATORIE-MEDICINA.pdf>. (accesso 15 novembre 2024)
- [20] Zephyr Technology. *BioHarness 3.0 User Manual*. Zephyr Technology; 2012 Sep. Da: <https://www.zephyranywhere.com>.