



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE (DII)

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

**Mezzofondo: valutazione della frequenza
respiratoria ricavata da elettrocardiogramma**

**Middle distance running: assessment of respiration
rate computed from electrocardiogram**

Relatore:

Dott. Agnese Sbröllini

Tesi di Laurea di:

Giovanni Casavecchia

Correlatore:

Prof.ssa Laura Burattini

A.A. 2023 / 2024

Abstract

In ambito sportivo e clinico, il monitoraggio non invasivo della frequenza respiratoria è di fondamentale importanza per valutare la salute e le prestazioni degli atleti, specialmente durante attività fisiche intense come il mezzofondo. Tuttavia, i metodi tradizionali per il monitoraggio della respirazione, come spirometri e pletismografi, risultano spesso ingombranti e poco pratici per l'utilizzo in situazioni dinamiche. Questa tesi si propone di superare tali limitazioni sviluppando un metodo innovativo per estrarre la frequenza respiratoria direttamente dal segnale elettrocardiografico (ECG), utilizzando un approccio basato sull'analisi del segnale derivato dalla respirazione (EDR).

Nel corso del lavoro è stato sviluppato un programma MATLAB che ha consentito l'elaborazione automatica dei segnali ECG. In questa fase, i segnali sono stati sottoposti ad un filtro passa-banda Butterworth per ridurre il rumore e a una rimozione degli artefatti. Successivamente, i picchi R sono stati identificati e corretti grazie all'algoritmo Pan-Tompkins. Parallelamente, il segnale respiratorio è stato estratto utilizzando la tecnica della modulazione segmentata del battito (SBMM) e, tramite la funzione SBMM_EDR, è stata calcolata la frequenza respiratoria dei soggetti sottoposti a diverse fasi di allenamento. I risultati ottenuti dimostrano che il soggetto S9 presenta una frequenza respiratoria media di 15 bpm con una variabilità minima, mentre il soggetto S1 ha evidenziato una frequenza respiratoria più variabile con valori che oscillano tra 11 bpm e 45 bpm.

I risultati ottenuti dimostrano che l'ECG può essere una fonte affidabile per analizzare la respirazione, offrendo un'alternativa valida e meno invasiva rispetto ai metodi tradizionali. In particolare, lo studio ha evidenziato differenze significative tra i soggetti analizzati. Ad esempio, il soggetto S9 ha mostrato una frequenza respiratoria media di 15 bpm, con valori che oscillano tra 7 e 36 bpm, dimostrando una respirazione più regolare e costante. Al contrario, il soggetto S1 ha evidenziato una maggiore variabilità, con una frequenza respiratoria che oscilla tra 6 e 45 bpm, indicando una respirazione meno regolare. Questi dati confermano la validità del metodo proposto, che ha dimostrato un'elevata accuratezza nell'estrazione delle frequenze respiratorie dall'ECG, permettendo di distinguere tra soggetti con livelli di allenamento differenti.

Questo approccio potrebbe essere facilmente integrato in dispositivi indossabili per il monitoraggio continuo della salute degli atleti, migliorando la loro capacità di adattare l'allenamento

e riducendo il rischio di infortuni. Inoltre, le applicazioni cliniche di questa metodologia sono altrettanto promettenti, consentendo di monitorare in modo continuo e non invasivo sia la funzione respiratoria che quella cardiaca in pazienti con patologie respiratorie o cardiovascolari.

In conclusione, questo studio segna un importante progresso nell'ottimizzazione delle tecniche per monitorare la frequenza respiratoria durante l'attività fisica, aprendo a promettenti opportunità di sviluppo futuro sia nel campo sportivo che in quello medico.

Indice

Introduzione	I
1 Il cuore d'atleta	1
1.1 Fondamenti del sistema cardiocircolatorio	1
1.1.1 Pressione, flusso e resistenza	5
1.2 Adattamenti cardiaci all'esercizio fisico	7
1.2.1 Adattamenti centrali	7
1.2.2 Cuore dell'atleta sotto sforzo	8
1.2.3 Adattamenti periferici	8
2 Il polmone d'atleta	10
2.1 Fondamenti del sistema respiratorio	10
2.1.1 Vie aeree e vasi sanguigni	10
2.1.2 Funzione principale dei polmoni: lo scambio di gas	12
2.2 Doppia circolazione dei polmoni	13
2.3 Il sistema respiratorio dell'atleta	15
2.3.1 Effetti a breve termine	15
2.3.2 Effetti a lungo termine	16
2.3.3 Effetti qualitativi	16
3 Analisi del segnale elettrocardiografico	18
3.1 Attività elettrica del cuore	18
3.2 Principi di base del rilevamento dei potenziali cardiaci	21
3.2.1 Derivazioni fondamentali e il triangolo di Einthoven	23
3.2.2 Derivazioni aumentate	25
3.2.3 Derivazioni precordiali e centro terminale di Wilson	27
3.3 Elettrocardiogramma e suo utilizzo	29
4 Meccanica della respirazione	33
4.1 Misure del sistema respiratorio	33
4.2 Strumenti di misurazione	38
4.2.1 Lo spirometro a campana	38

5	Analisi sperimentale della frequenza respiratoria derivata dall'EDR estratto dal segnale ECG	41
5.1	Database	41
5.1.1	Struttura del database	43
5.2	Elaborazione dei dati	44
5.3	Risultati	46
5.3.1	Confronto delle frequenze respiratorie	49
	Discussione e conclusioni	III
	Bibliografia	V
	Ringraziamenti	VI

Introduzione

Nel campo dell'ingegneria biomedica, l'analisi dei segnali fisiologici è fondamentale per comprendere le dinamiche del corpo umano e per sviluppare tecnologie innovative per il monitoraggio della salute. Tra i segnali più rilevanti, l'elettrocardiogramma (ECG) gioca un ruolo chiave, essendo utilizzato per valutare l'attività elettrica del cuore e costituendo uno strumento diagnostico cruciale in cardiologia. Recenti ricerche, però, hanno rivelato che l'ECG può anche fornire informazioni utili sul sistema respiratorio, aprendo nuove opportunità per un monitoraggio integrato e non invasivo delle funzioni respiratorie e cardiache. L'estrazione del segnale respiratorio dall'ECG ha guadagnato attenzione, altresì, nel contesto della fisiologia dell'esercizio. Gli atleti, ad esempio, possono beneficiare enormemente di un monitoraggio continuo e non invasivo dell'attività cardiaca e respiratoria, dato che queste due funzioni sono strettamente collegate per migliorare le prestazioni sportive. Tuttavia, la sovrapposizione dei segnali e le molteplici variabili fisiologiche che influenzano l'ECG rendono questo compito complesso e tecnicamente impegnativo. La capacità di isolare e analizzare con precisione il segnale respiratorio dall'ECG potrebbe rappresentare una soluzione significativa a queste difficoltà, permettendo un monitoraggio efficace senza necessità di apparecchiature aggiuntive.

I metodi tradizionali per il monitoraggio respiratorio, come pletismografi e spirometri, richiedono spesso attrezzature specifiche che possono risultare ingombranti e limitare la libertà di movimento degli atleti durante l'attività fisica. Anche se questi strumenti sono precisi, possono interferire con la naturalezza del movimento e compromettere la raccolta di dati in condizioni reali. L'uso dell'ECG per estrarre il segnale respiratorio offre l'opportunità di superare tali limitazioni, permettendo una raccolta continua di dati durante l'attività fisica e garantendo un monitoraggio meno invasivo e più pratico.

Questo lavoro di tesi si propone di sviluppare un metodo efficace per estrarre il segnale respiratorio dai segnali ECG, con l'obiettivo di migliorare il monitoraggio non invasivo degli atleti e, potenzialmente, di ampliare l'applicazione clinica di queste tecniche. Lo studio si concentra sull'identificazione dei componenti del segnale ECG influenzati dalla respirazione, sulla progettazione e ottimizzazione di algoritmi specifici per l'estrazione del segnale respiratorio e sulla valutazione dell'accuratezza e precisione dei risultati ottenuti rispetto a misure standard di riferimento, come la spirometria.

Il contributo atteso da questa tesi va oltre la semplice estrazione del segnale respiratorio. Si

propone, infatti, di implementare un metodo applicabile in tempo reale durante l'attività fisica, integrabile in dispositivi portatili per il monitoraggio continuo della salute degli atleti. Questo approccio innovativo potrebbe aprire nuove opportunità per il monitoraggio integrato della funzionalità respiratoria e cardiaca, con potenziali applicazioni non solo nel settore sportivo, ma anche in ambito clinico. Le prospettive future di questo lavoro comprendono la possibilità di sviluppare tecnologie sempre più sofisticate per il monitoraggio della salute, migliorando così la prevenzione e la gestione delle malattie cardiovascolari e respiratorie. Inoltre, l'integrazione di tale approccio in dispositivi indossabili potrebbe fornire agli atleti uno strumento utile per ottimizzare le loro prestazioni e prevenire infortuni causati dallo stress fisico. L'adozione di queste tecnologie potrebbe rappresentare un notevole passo avanti nel campo della medicina sportiva e della salute pubblica, favorendo ad un monitoraggio della salute più efficace e personalizzato.

Capitolo 1

Il cuore d'atleta

1.1 Fondamenti del sistema cardiocircolatorio

Nell'essere umano, il trasporto passivo delle sostanze da una regione ad alta concentrazione ad una a concentrazione inferiore, chiamato diffusione, risulta troppo lento per soddisfare il fabbisogno energetico delle cellule. Pertanto, il nostro organismo, essendo multicellulare e di notevoli dimensioni, necessita di un sistema di organi in grado di trasportare rapidamente molecole e altre sostanze su lunghe distanze, come quelle tra cellule, tessuti e organi. Tale funzione è svolta dal sistema circolatorio, noto anche come sistema cardiovascolare, che comprende una "pompa", il cuore (Fig. 1.1), una rete di tubi interconnessi, i vasi sanguigni o sistema vascolare, e un fluido connettivo contenente acqua, soluti e cellule che riempie questi tubi, il sangue [1].

Il cuore è un organo muscolare racchiuso in un sacco fibroso protettivo, il pericardio, e situato nella cavità toracica. Uno strato fibroso interno, strettamente adeso al cuore, è chiamato epicardio. Il sottile spazio tra pericardio ed epicardio è riempito con un fluido che funge da lubrificante per facilitare il movimento del cuore all'interno del sacco.

Le pareti del cuore, il miocardio, sono costituite principalmente da cellule muscolari cardiache. La superficie interna delle camere cardiache, così come la superficie interna di tutti i vasi sanguigni, è rivestita da un sottile strato di cellule chiamate cellule endoteliali o endotelio.

Come è noto il cuore è diviso in una metà destra e una sinistra, ciascuna composta da un atrio e un ventricolo; inoltre, è diviso da un setto che comprende sia il setto interatriale, che separa gli atri destro e sinistro, sia il setto interventricolare, che separa i ventricoli destro e sinistro. Pertanto, può essere definito come una doppia pompa composta da quattro camere. Le due camere superiori, ovvero atrio destro ed atrio sinistro, sono sincronizzate e si contraggono pressoché contemporaneamente; uguale comportamento lo hanno le due camere inferiori, ovvero ventricolo destro e ventricolo sinistro.

La contrazione del cuore avviene attraverso due pompe disposte in serie.

L'atrio destro accoglie il sangue venoso, che deve essere ossigenato, proveniente dalle vene cave superiore e inferiore, e lo trasferisce al ventricolo destro. Questo, a sua volta, spinge il

sangue verso i polmoni attraverso la circolazione polmonare, dove avviene lo scambio di ossigeno (O_2) e anidride carbonica (CO_2). Il sangue ricco di ossigeno ritorna dai polmoni all'atrio sinistro, che lo spinge nel ventricolo sinistro. Da qui, il sangue viene pompato nell'aorta e distribuito in tutto il corpo attraverso la circolazione sistemica. Infine, il sangue ritorna al cuore attraverso le vene cave superiore e inferiore, che sboccano nell'atrio destro.

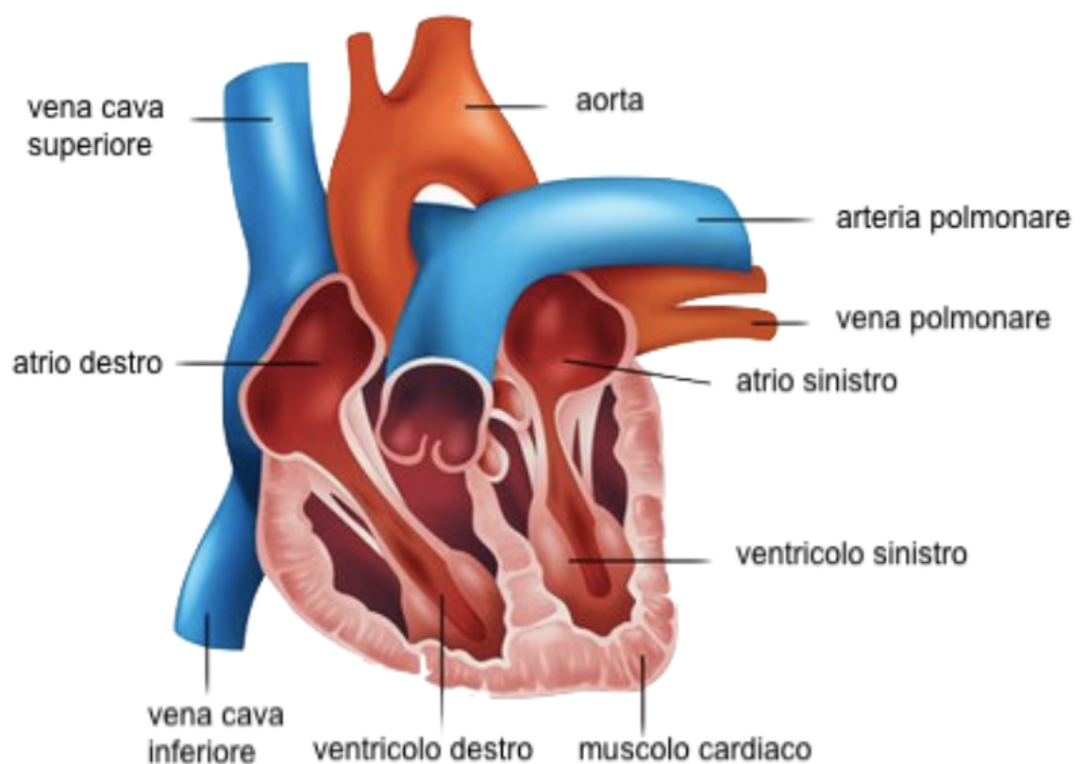


Figura 1.1: Sezione schematica del cuore.

Il flusso di sangue generato dal cuore è unidirezionale, grazie alla presenza delle valvole cardiache. Tra l'atrio e il ventricolo di ogni metà del cuore sono presenti le valvole atrioventricolari (AV) unidirezionali (Fig.1.2), che permettono al sangue di fluire dall'atrio al ventricolo, ma non viceversa. La valvola AV destra è chiamata valvola tricuspide, poiché possiede tre margini fibrosi, o cuspidi. La valvola AV sinistra, invece, ha due cuspidi ed è quindi chiamata valvola bicuspidale. La sua somiglianza a un cappello da vescovo (la mitra) ha fatto sì che la valvola AV sinistra fosse comunemente nota anche come valvola mitrale.

Sebbene il flusso di sangue generato da ciascun ventricolo sia intermittente, nei vasi sanguigni dei tessuti periferici il sangue scorre in modo continuo, perché l'elevato volume sistolico emesso durante ciascuna contrazione cardiaca (sistole) distende l'aorta e le sue branche. Il successivo ritorno elastico delle pareti distese delle arterie spinge il sangue durante il rilassamento ventricolare (diastole) (Fig. 1.3).

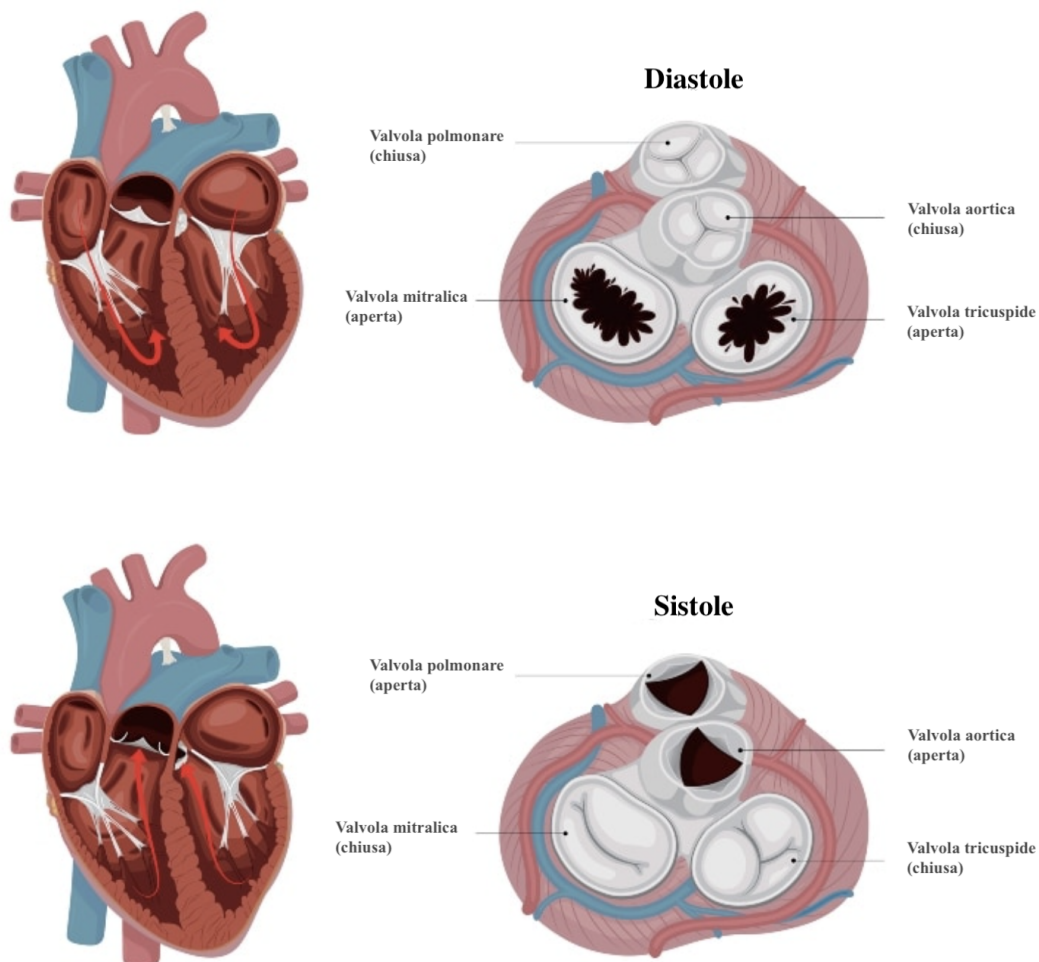


Figura 1.2: Rappresentazione valvole cardiache durante la fase di sistole e di diastole.

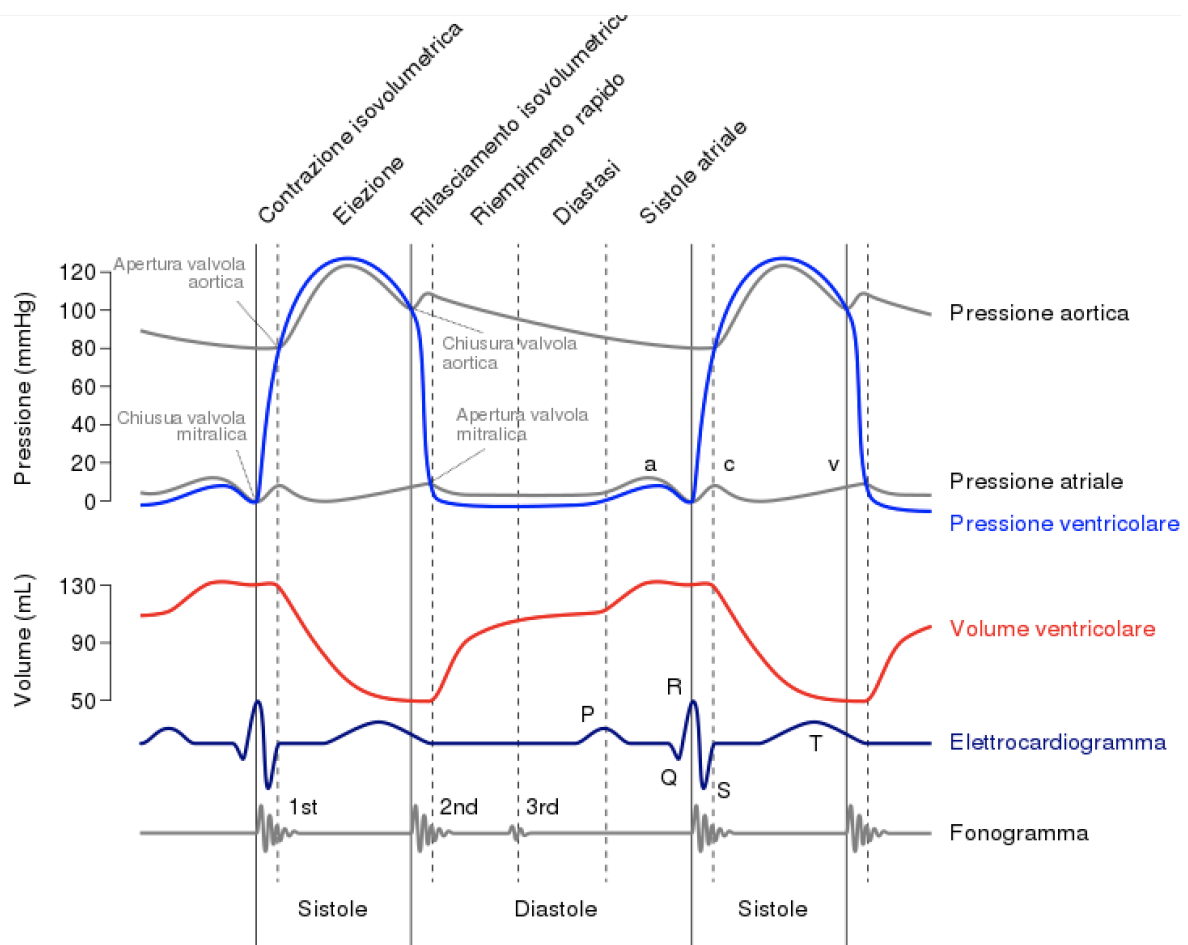


Figura 1.3: Variazione della pressione e del volume nella fase sistolica e diastolica.

1.1.1 Pressione, flusso e resistenza

Una caratteristica preminente del sistema circolatorio è la relazione intrinseca tra pressione arteriosa, flusso sanguigno e resistenza al flusso. Questi fattori, nel loro complesso, vengono designati come emodinamica e illustrano il principio fondamentale secondo il quale i processi fisiologici sono regolati dalle leggi chimiche e fisiche. In ogni sezione del sistema circolatorio, il flusso sanguigno (F) si muove sempre da una regione a pressione maggiore verso una a pressione minore. La pressione esercitata da un fluido, definita pressione idrostatica, è una forza generata dalla contrazione cardiaca, la cui intensità varia nei diversi segmenti del sistema circolatorio. L'unità di misura del flusso è espressa come volume per unità di tempo, tipicamente litri al minuto (L/min). La differenza di pressione (ΔP) che guida il flusso è misurata in millimetri di mercurio (mmHg), poiché storicamente la pressione arteriosa veniva determinata misurando l'altezza di una colonna di mercurio spinta dalla pressione stessa. Non è la pressione assoluta in un punto del sistema circolatorio che determina il flusso, ma piuttosto la differenza di pressione tra i punti di rilevazione.

Tuttavia, per determinare il flusso non è sufficiente conoscere la differenza di pressione; è necessario conoscere anche la resistenza (R) al flusso, cioè quanto sia difficile per il sangue fluire tra due punti a una determinata pressione. La resistenza è quantificata dall'attrito che si oppone al flusso. L'equazione (1.1) descrive la seguente relazione:

$$F = \frac{\Delta P}{R} \quad (1.1)$$

Il flusso è direttamente proporzionale alla differenza di pressione tra due punti ed è inversamente proporzionale alla resistenza. Un determinante cruciale della resistenza è una proprietà del fluido chiamata viscosità, che dipende dall'attrito tra le molecole di un fluido in movimento; maggiore è l'attrito, maggiore è la viscosità.

Il sangue fluisce rapidamente nell'aorta e nelle sue ramificazioni arteriose; queste ultime si restringono progressivamente e le loro pareti diventano più sottili man mano che si avvicinano alla superficie (Fig. 1.4). Anche la struttura dei vasi subisce delle modifiche. La grande aorta è principalmente una struttura elastica, mentre le piccole arteriole superficiali sono molto meno dilatabili. Nelle grandi arterie, le resistenze frizionali (viscosità) al flusso sono relativamente basse e anche la pressione è solo leggermente inferiore a quella dell'aorta. Tuttavia, nelle piccole arterie e nelle arteriole la resistenza al flusso aumenta significativamente, così come la caduta di pressione attraverso questi vasi. Inoltre, il flusso cardiaco passa da pulsatile a continuo, dove il flusso sanguigno pulsatile, causato dall'eiezione intermittente del sangue dal cuore, viene rallentato a livello dei capillari dall'azione combinata di due fattori: la distensibilità delle grandi arterie e la resistenza frizionale delle piccole arterie e delle arteriole.

Da ciascuna arteriola originano diversi capillari, per cui l'area totale della sezione trasversale del letto capillare è molto ampia, anche se l'area di sezione trasversale di ciascun capillare è inferiore a quella di ciascuna arteriola. Di conseguenza, si verifica un rallentamento del flus-

so sanguigno attraverso il letto capillare, analogo a quello del flusso di un fluido che scorre in una sezione più ampia del condotto. I capillari possiedono le caratteristiche più idonee per lo scambio di sostanze diffusibili tra sangue e tessuti, essendo condotti brevi con pareti sottili e una bassa velocità di flusso. Ritornando al cuore, dai capillari il sangue attraversa prima le venule e poi le vene di diametro maggiore. La pressione all'interno di questi vasi si riduce progressivamente fino a quando il sangue raggiunge l'atrio destro. In prossimità del cuore, il numero delle vene diminuisce, lo spessore e la struttura delle loro pareti si modificano, l'area della sezione trasversale si riduce, mentre la velocità del flusso ematico aumenta [2].

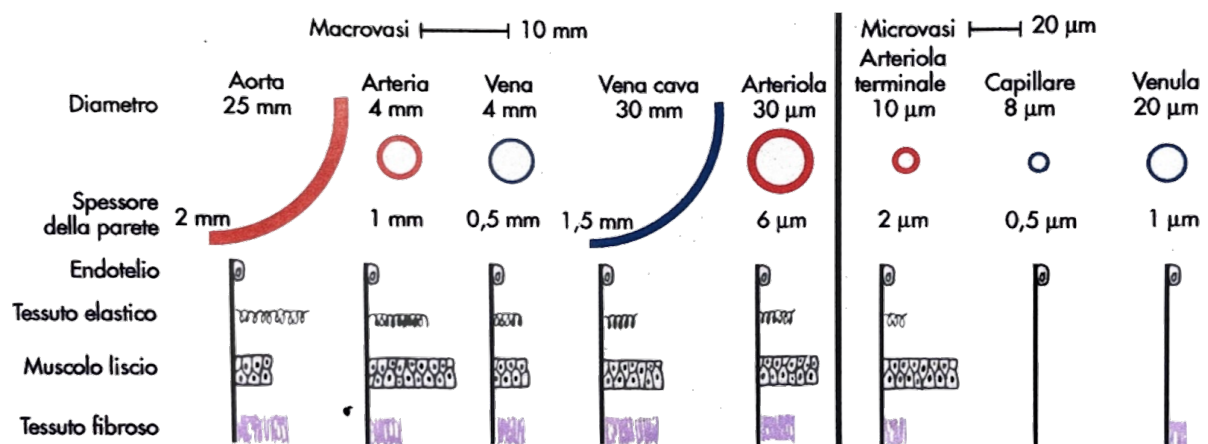


Figura 1.4: Diametro interno, spessore della parete e quantità relative dei principali componenti della parete nei diversi vasi sanguigni che formano il sistema circolatorio.

1.2 Adattamenti cardiaci all'esercizio fisico

L'organismo, in risposta a un allenamento intenso, si adatta alla condizione di stress elevato sviluppando modifiche morfologiche e funzionali, comunemente chiamate adattamenti. Nell'ambito del sistema cardiocircolatorio, gli adattamenti più significativi si manifestano negli atleti che praticano discipline aerobiche o di resistenza, che necessitano di mantenere per periodi prolungati una gittata cardiaca elevata, ossia la quantità di sangue che il cuore pompa per unità di tempo alla massima capacità [5].

Questi adattamenti fanno sì che il cuore degli atleti sia significativamente diverso da quello di un soggetto che non effettua attività fisica; di qui la definizione "cuore d'atleta".

Gli adattamenti permettono al cuore dell'atleta di esibire prestazioni superiori durante l'esercizio fisico intenso, e la loro entità dipende da vari fattori quali: il tipo, l'intensità e la durata delle competizioni e delle sessioni di allenamento, oltre alle caratteristiche fisiologiche intrinseche dell'individuo, in gran parte determinate geneticamente e all'età dell'individuo ed età di inizio dell'attività fisica.

Si possono distinguere due tipi principali di adattamenti, ovvero gli adattamenti centrali, che riguardano il cuore e gli adattamenti periferici, che interessano i vasi sanguigni, inclusi arterie, vene e capillari.

1.2.1 Adattamenti centrali

Gli adattamenti del cuore di un atleta sono finalizzati a permettere ai ventricoli di gestire e pompare un volume di sangue notevolmente maggiore rispetto a quelli di un individuo non allenato. Questo incremento consente di aumentare significativamente la gittata cardiaca durante l'esercizio fisico, rispondendo così alle elevate richieste di ossigeno dei muscoli. Le principali modifiche includono sia un aumento del volume cardiaco (cardiomegalia), fenomeno essenziale per aumentare la gittata sistolica, ossia la quantità di sangue espulsa ad ogni contrazione (sistole), e la gittata cardiaca complessiva, sia una riduzione della frequenza cardiaca (bradicardia), osservabile sia a riposo che durante l'attività fisica.

L'aumento del volume cardiaco è fondamentale per l'incremento della gittata sistolica e della gittata cardiaca. Negli atleti di alto livello che praticano sport di resistenza, il volume cardiaco totale può anche raddoppiare. È cruciale considerare la dimensione corporea dell'individuo (superficie corporea) per distinguere tra un adattamento fisiologico e una condizione patologica. L'ecografia permette di identificare diversi modelli di adattamento del cuore in atleti di diverse discipline. Per il ventricolo sinistro esistono due principali tipi di adattamento, che sono l'ipertrofia eccentrica e l'ipertrofia concentrica; la prima è caratteristica degli atleti aerobici, dove il ventricolo sinistro aumenta sia il volume interno sia lo spessore delle pareti, assumendo una forma più rotonda, mentre la seconda è tipica degli atleti di sport di potenza, in

cui il ventricolo sinistro incrementa lo spessore delle pareti senza aumentare il volume interno, mantenendo una forma ovoidale o più allungata.

L'ecografia è uno strumento estremamente utile per i cardiologi, permettendo loro di distinguere tra una cardiomegalia fisiologica, dovuta all'allenamento, e una cardiomegalia patologica, causata da malattie cardiache, come valvulopatie o miocardiopatie.

L'allenamento aerobico e di resistenza apporta significative modifiche al sistema nervoso autonomo del cuore, con una riduzione del tono simpatico adrenergico, ovvero legato all'adrenalina, e una predominanza del tono vagale associato al nervo vago che innerva il cuore, fenomeno conosciuto come ipertono vagale relativo. Questa nuova regolazione del sistema nervoso autonomo comporta una diminuzione della frequenza cardiaca a riposo. Anche in individui sedentari, dopo poche settimane di allenamento, si può riscontrare una riduzione della frequenza cardiaca di 8-10 battiti al minuto. Negli atleti a livelli agonistici elevati, la frequenza cardiaca a riposo può scendere fino a 35-40 battiti al minuto, caratterizzando la classica bradicardia dell'atleta [3].

1.2.2 Cuore dell'atleta sotto sforzo

Quando un atleta è a riposo, la sua gittata cardiaca è simile a quella di una persona sedentaria della stessa età e costituzione fisica, approssimativamente 5 litri al minuto (L/min). Tuttavia, durante l'attività fisica, la differenza diventa evidente: negli atleti di resistenza altamente allenati, la gittata cardiaca massima può arrivare a 35-40 L/min, quasi il doppio rispetto a un individuo sedentario. L'allenamento non altera significativamente la frequenza cardiaca massima, che è determinata dall'età. Questi alti valori di gittata cardiaca sono possibili grazie all'aumento della gittata sistolica. Negli atleti quest'ultima, che è già più elevata a riposo (120-130 ml per battito rispetto ai 70-80 ml di una persona sedentaria), può raggiungere i 180-200 ml durante lo sforzo; il cuore allenato incrementa quindi la gittata sistolica rispetto ai valori di riposo in misura maggiore rispetto a un cuore non allenato.

Quanto alla frequenza cardiaca, a parità di intensità dell'esercizio tra un soggetto allenato ed uno sedentario, quella dell'atleta è sempre significativamente inferiore (bradicardia relativa durante lo sforzo). Inoltre, il cuore di un atleta, essendo più elastico, riesce a riempirsi di sangue con maggiore facilità, anche a frequenze cardiache elevate e con una durata della diastole ridotta, mantenendo così una gittata sistolica elevata.

1.2.3 Adattamenti periferici

É evidente che anche il sistema circolatorio, composto da vasi arteriosi e venosi, deve adattarsi alle condizioni dell'atleta. La circolazione sanguigna, infatti, deve essere potenziata per supportare l'elevato flusso di sangue. Nella microcircolazione gli adattamenti più significativi riguardano i muscoli allenati. I capillari, responsabili degli scambi tra sangue e muscolo,

aumentano in numero attorno alle fibre muscolari rosse, lente, a metabolismo aerobico (fibre ossidative), che richiedono più ossigeno.

Negli atleti di resistenza, l'allenamento provoca un aumento del numero di capillari e del rapporto capillari/fibre muscolari, un fenomeno noto come capillarizzazione. Questo adattamento permette alle cellule muscolari di sfruttare al meglio l'aumentata disponibilità di ossigeno e i substrati energetici. L'incremento della superficie capillare e della capacità di vasodilatazione delle arteriole muscolari consente ai muscoli di accogliere grandi quantità di sangue senza un aumento della pressione arteriosa media.

Anche i vasi arteriosi e venosi di medio e grosso calibro aumentano le loro dimensioni, diventando "vasi d'atleta". Questo fenomeno è particolarmente evidente nella vena cava inferiore, che riporta al cuore il sangue proveniente dai muscoli degli arti inferiori, intensamente utilizzati in diversi sport.

L'allenamento di resistenza comporta anche un aumento del calibro delle arterie coronarie, che nutrono il cuore. Con l'aumento del volume e della massa muscolare cardiaca, l'atleta necessita di un maggior apporto di sangue e ossigeno. L'aumento del calibro delle coronarie distingue l'ipertrofia fisiologica del cuore da quella patologica, legata a malattie cardiache congenite o acquisite [4].

Capitolo 2

Il polmone d'atleta

2.1 Fondamenti del sistema respiratorio

Nell'apparato respiratorio sono presenti due polmoni, uno destro e uno sinistro, ciascuno suddiviso in lobi (Fig. 2.1). I polmoni sono costituiti essenzialmente da piccole cavità contenenti aria chiamate alveoli, il cui numero, in un adulto, si aggira attorno ai 300 milioni. Negli alveoli avviene lo scambio di gas con il sangue. Le vie aeree sono i canali attraverso cui l'aria fluisce dall'ambiente esterno fino agli alveoli e viceversa. L'inspirazione (inalazione) è il movimento dell'aria dall'ambiente esterno attraverso le vie aeree fino agli alveoli, che si verifica durante il respiro. L'espirazione (esalazione) è il movimento dell'aria nella direzione opposta. Durante l'intero ciclo respiratorio, il ventricolo destro del cuore pompa il sangue, attraverso le arterie polmonari e le arteriole, fino ai capillari che circondano ciascun alveolo. In un individuo normale a riposo, circa 4 L/min di aria fresca entrano ed escono dagli alveoli, mentre 5 L di sangue, ovvero la gittata cardiaca, fluiscono attraverso i capillari [7].

2.1.1 Vie aeree e vasi sanguigni

Durante l'inspirazione, l'aria passa attraverso il naso e la bocca (o entrambi) e raggiunge la faringe, un passaggio comune sia per l'aria sia per il cibo. La faringe si dirama in due condotti: l'esofago, attraverso cui passa il cibo per raggiungere lo stomaco, e la laringe, che fa parte delle vie respiratorie. All'interno della laringe si trovano le corde vocali, due bande di tessuto elastico, disposte orizzontalmente che la attraversano da un lato all'altro. Le corde vocali vibrano quando l'aria passa attraverso di esse, permettendo la produzione di suoni.

Naso, bocca, faringe e laringe sono complessivamente chiamati vie aeree superiori.

La laringe si apre in un lungo condotto chiamato trachea, che si divide in due bronchi, ciascuno dei quali penetra in un polmone. Le pareti della trachea e dei bronchi contengono anelli di cartilagine, che forniscono supporto e mantengono la forma cilindrica. Le prime vie aeree prive di cartilagine sono chiamate bronchioli, i quali si ramificano ulteriormente nei

bronchioli terminali più piccoli. I primi alveoli compaiono attaccati alle pareti dei bronchioli respiratori; il loro numero aumenta all'interno dei dotti alveolari, e le vie aeree terminano in strutture a grappolo chiamate sacchi alveolari, costituiti esclusivamente da alveoli.

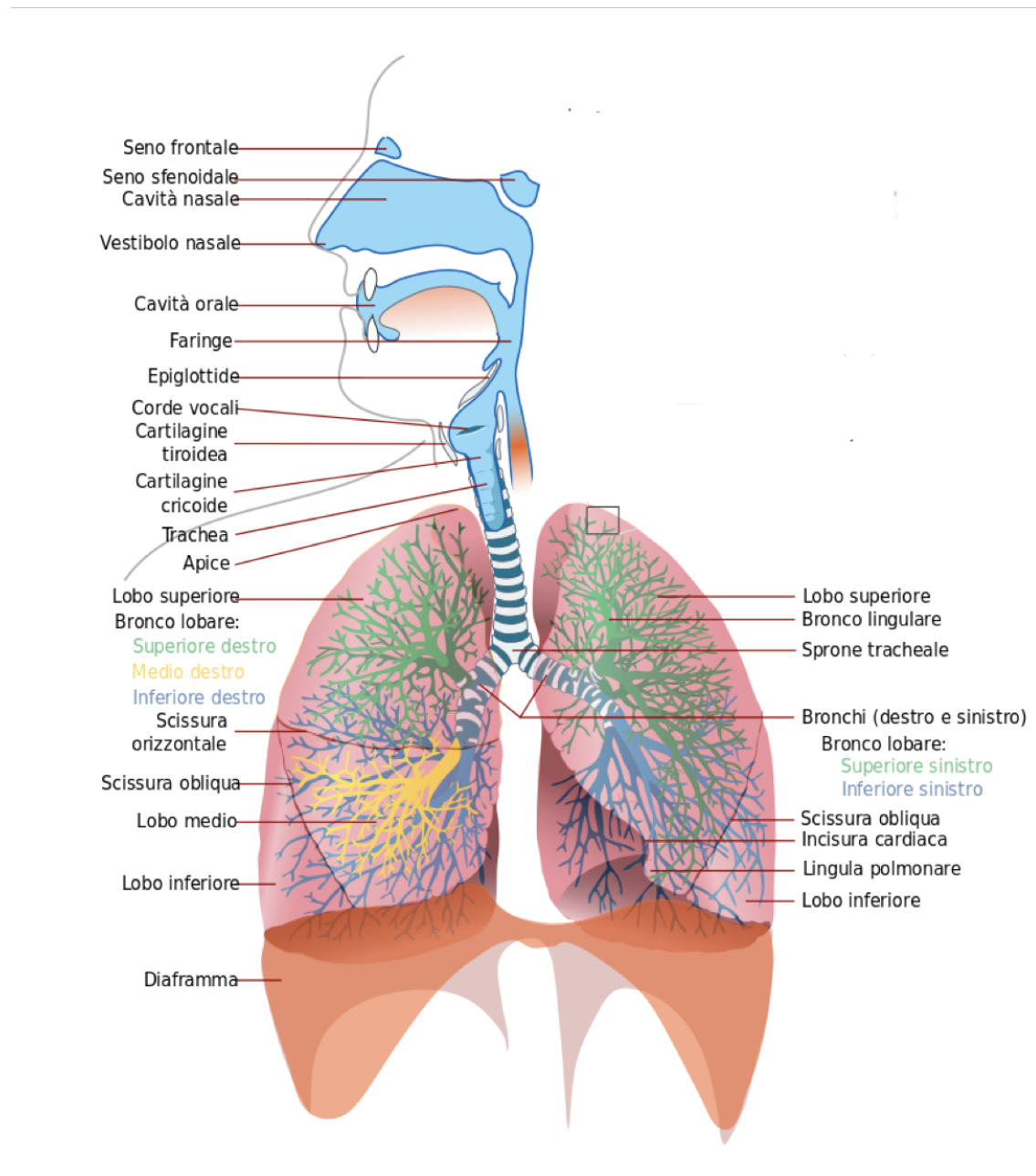


Figura 2.1: Organizzazione dell'apparato respiratorio.

2.1.2 Funzione principale dei polmoni: lo scambio di gas

Le funzioni principali dei polmoni riguardano lo scambio di gas, la difesa dagli elementi esterni e il metabolismo. Tra queste, la funzione primaria è senza dubbio lo scambio di gas, che consiste nell'introduzione di ossigeno (O_2) nel corpo e nella rimozione di anidride carbonica (CO_2). La respirazione automatica e ritmica è controllata dal sistema nervoso centrale. Lo scambio di gas inizia con l'inspirazione, che è determinata dalla contrazione del diaframma, il principale muscolo respiratorio. Durante la contrazione, il diaframma si abbassa nella cavità addominale creando una pressione negativa all'interno del torace.

La comunicazione tra l'ambiente esterno e il sistema respiratorio avviene grazie all'apertura della via aerea superiore, la glottide. Poiché i gas si spostano da una regione ad alta pressione ad una a bassa pressione, e poiché durante l'inspirazione la pressione all'interno dei polmoni e delle vie aeree è inferiore a quella atmosferica, l'aria si muove dall'esterno verso i polmoni: il volume polmonare aumenta, i gas entrano negli alveoli, che sono le unità per lo scambio gassoso, dove viene assunto l'ossigeno (O_2) ed eliminata l'anidride carbonica (CO_2). Durante l'espirazione, il diaframma e gli altri muscoli respiratori si rilassano, la pressione all'interno del torace e delle vie aeree aumenta e supera la pressione atmosferica, la glottide si apre e l'aria viene espulsa dai polmoni.

Il processo mediante il quale l'aria viene introdotta ed espulsa dai polmoni viene chiamato ventilazione. Questo meccanismo è essenziale per mantenere le concentrazioni adeguate di ossigeno (O_2) e anidride carbonica (CO_2) negli alveoli e nel sangue.

Durante ciascun atto respiratorio, la quantità d'aria inspirata o espirata viene definita volume corrente, mentre la ventilazione al minuto rappresenta il volume d'aria che entra o esce dai polmoni in un minuto. La ventilazione al minuto può essere aumentata sia con atti respiratori più ampi, che incrementano il volume corrente, sia aumentando la frequenza respiratoria, ossia il numero di atti respiratori al minuto. Entrambi gli incrementi si osservano durante periodi di maggiore attività metabolica dell'organismo, come la febbre o l'esercizio fisico.

Come in precedenza accennato, nella fase di inspirazione, l'aria passa attraverso il naso e la bocca ed entra nella trachea, la quale si divide in due bronchi principali che penetrano nel tessuto polmonare all'interno del torace. Il polmone destro, situato nell'emittoce destro, è suddiviso in tre lobi: superiore, medio e inferiore. Il polmone sinistro, situato nell'emittoce sinistro, è suddiviso, invece, in soli due lobi, quello superiore e quello inferiore. Questi bronchi lobari si suddividono ulteriormente in bronchi segmentali, che continuano a ramificarsi in modo dicotomico, dando origine a condotti sempre più piccoli noti come bronchioli, che alla fine conducono agli alveoli. I bronchi e i bronchioli differiscono tra loro non solo per le dimensioni, ma anche per la presenza di cartilagine, il tipo di epitelio che li riveste e la loro circolazione sanguigna.

L'anatomia e la funzione di ciascuna unità alveolare sono identiche, pertanto si può affermare che i polmoni sono caratterizzati da un'unitarietà funzionale (Fig. 2.2) [7].

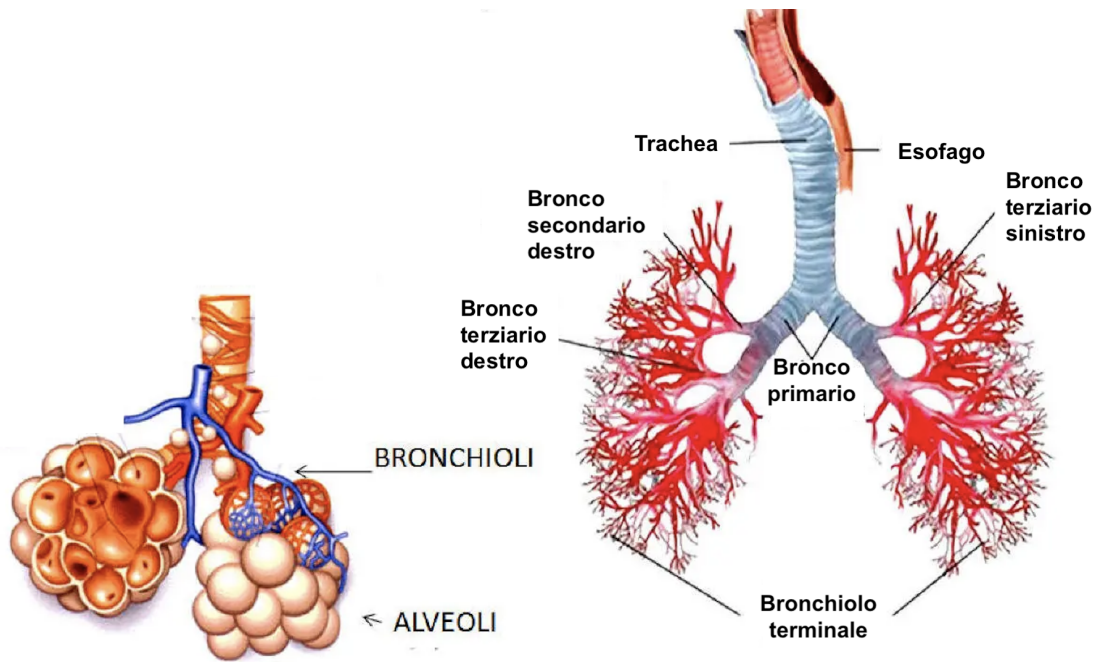


Figura 2.2: Divisione bronchiale e microstruttura degli alveoli nel sistema respiratorio umano

2.2 Doppia circolazione dei polmoni

La circolazione polmonare ha il compito di trasportare il sangue deossigenato dal ventricolo destro fino agli alveoli, le unità terminali dove avviene lo scambio gassoso (Fig. 2.3). La perfusione, ovvero il flusso sanguigno nella circolazione polmonare, è determinata dal prodotto della frequenza cardiaca e dal volume sistolico del ventricolo destro. La seconda circolazione, conosciuta come circolazione bronchiale, origina dall'aorta e fornisce nutrimento ai tessuti polmonari. Questa doppia circolazione è una caratteristica unica che permette ai polmoni di ricevere grandi volumi di sangue a bassa pressione. Normalmente, la ventilazione e la perfusione sono ben equilibrate. Il bilanciamento tra ventilazione e perfusione si verifica quando il flusso sanguigno polmonare è proporzionalmente allineato con la ventilazione polmonare, massimizzando così l'efficienza dello scambio di gas. Il rapporto ventilazione/perfusione ($\dot{V}/\dot{Q}$) può essere calcolato sia per un singolo alveolo che per l'intero polmone. Nel caso di un singolo alveolo, il rapporto è dato dalla ventilazione alveolare divisa per il flusso sanguigno capillare, mentre a livello polmonare, è determinato dalla ventilazione alveolare totale divisa per la gittata cardiaca [4].

Lo scambio gassoso avviene negli alveoli grazie a una fitta rete di capillari e alveoli, chiamata rete alveolo-capillare.

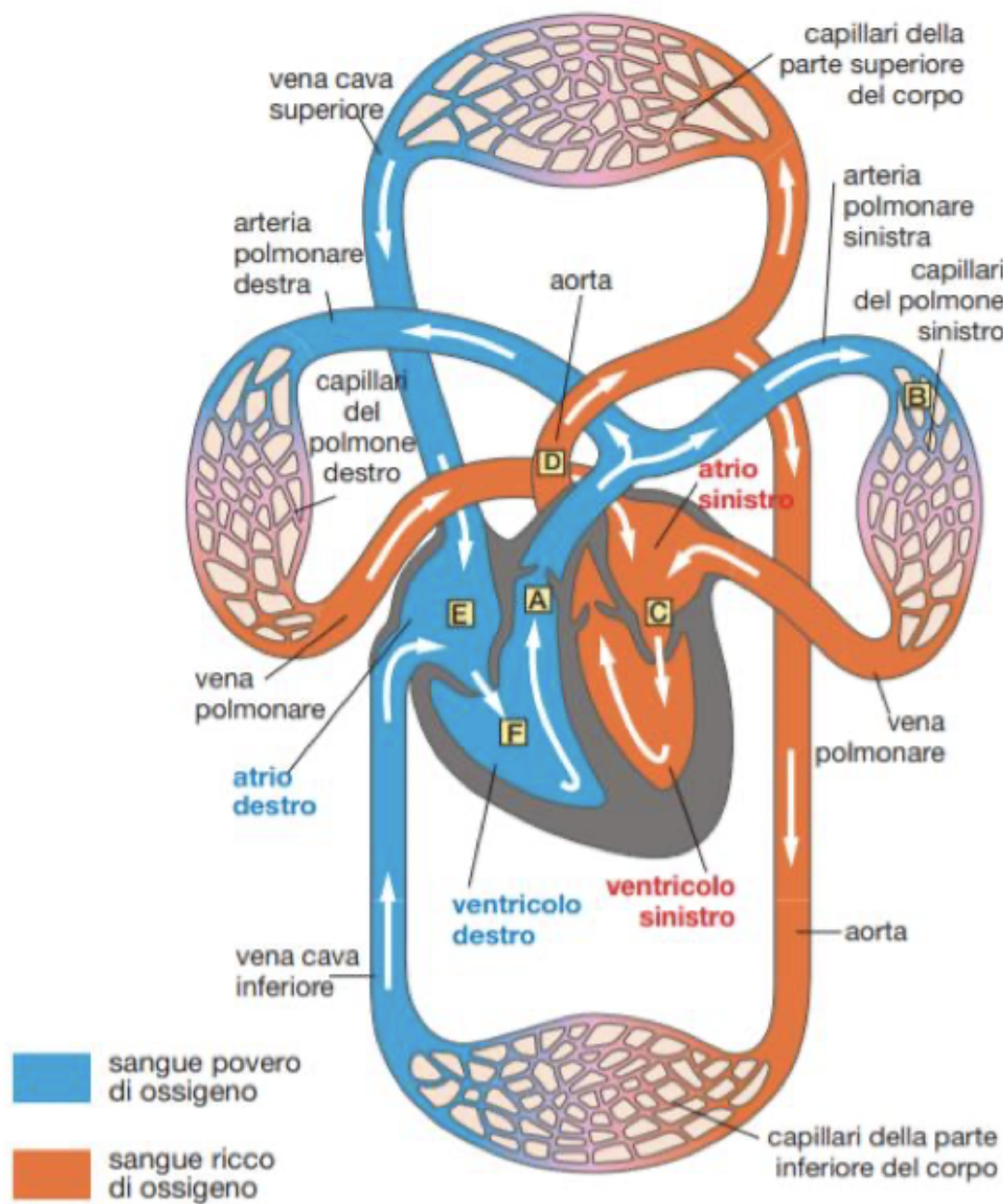


Figura 2.3: Circolazione polmonare attraverso il sistema cardiovascolare.

2.3 Il sistema respiratorio dell'atleta

Ogni attività sportiva comporta un intenso lavoro muscolare, che implica al consumo di legami fosforici ad alto contenuto energetico. Ciò determina un aumento sia nella quantità che nella velocità dell'attività dei meccanismi ossidativi, incrementando così il consumo di ossigeno necessario per sostenere la contrazione muscolare in condizioni aerobiche, ripristinare le riserve di ATP e creatin fosfato (CP), e riconvertire l'acido lattico accumulato durante la contrazione muscolare anaerobica.

Questo processo richiede l'interazione di vari meccanismi fisiologici, coinvolgendo sia il sistema cardiovascolare che quello polmonare, entrambi essenziali per soddisfare l'aumento della domanda metabolica e lo scambio gassoso. Durante l'attività fisica, l'apparato respiratorio è chiamato a intensificare la ventilazione, passando da una condizione di riposo a un aumento fino a 25 volte, da 6 L/min a oltre 150 L/min. Questo significativo incremento della ventilazione produce effetti a breve e lungo termine negli atleti.

2.3.1 Effetti a breve termine

Si definiscono effetti a breve termine quelli transitori, in cui i valori di alcuni parametri polmonari aumentano durante l'esercizio fisico e/o rimangono elevati rispetto ai valori normali nelle ore successive. Un esempio è il volume polmonare residuo (VR), che, simile alla capacità funzionale residua, misura il volume d'aria che rimane nei polmoni al termine di un'espirazione massimale. È stato osservato che questo valore aumenta dopo un esercizio fisico intenso, sia di breve sia di lunga durata, come una maratona di atletica. Tale valore è particolarmente significativo a breve termine, secondo la seguente tabella (Tab. 2.1):

Tempo di misurazione	Aumento % del volume polmonare residuo
5 minuti dopo il termine dello sforzo	25%
30 minuti dopo il termine dello sforzo	18%
1 ora dopo il termine dello sforzo	15%

Tabella 2.1: Aumento percentuale del volume polmonare residuo in diversi momenti dopo lo sforzo fisico

Tale aumento, però, è di breve durata, in quanto 24 ore dopo lo sforzo il valore del parametro torna a livelli normali.

2.3.2 Effetti a lungo termine

Si definiscono effetti a lungo termine gli effetti duraturi, in cui i valori di alcuni parametri polmonari aumentano per effetto dell'esercizio fisico e/o permangono più alti rispetto a valori normali anche nelle ore susseguenti. Un esempio significativo è la capacità vitale (CV), che misura la differenza tra il volume d'aria della massima inspirazione e quello della massima espirazione. Questo parametro polmonare è strettamente legato a fattori come età, sesso e corporatura (altezza e peso) e può essere influenzato dall'allenamento e dalle capacità fisiche individuali. Gli atleti di endurance, ovvero quelli che dedicano molteplici ore di allenamento e sforzi titanici per eccellere nelle loro discipline, presentano, infatti, valori di capacità vitale più elevati rispetto a campioni di giovani maschi e femmine (studenti). I valori tipici per gli atleti di endurance variano tra 7,6 L e 8,1 L, mentre per il campione di controllo si attestano su valori più bassi, compresi tra 4 e 5 L [5].

2.3.3 Effetti qualitativi

Altri effetti possono definirsi qualitativi, ovvero non correlati a una variazione misurabile e concreta dei valori dei parametri polmonari, bensì a una maggiore resistenza alla fatica e a una capacità superiore di mantenere elevati valori di parametri dinamici per un periodo di tempo prolungato. Parte della sensazione di fatica legata alla respirazione durante l'attività fisica (il "fiatone") è infatti attribuibile allo stato di allenamento dei muscoli inspiratori come il diaframma, gli intercostali e gli scaleni. Questi muscoli hanno il compito di espandere la cavità toracica, sollevando le coste e abbassando il diaframma. Essendo un'attività muscolare meccanica, l'esercizio fisico intenso può causare l'affaticamento di tali muscoli, riducendo la loro efficacia nella contrazione.

In definitiva, si può affermare che l'obiettivo dell'allenamento non consiste nella variazione dei parametri polmonari, ma nel miglioramento dell'efficienza dei muscoli respiratori, che riescono a mantenere elevate prestazioni ventilatorie per periodi di tempo più prolungati. Questo implica che, a parità di durata dell'esercizio, la sensazione di fatica diminuisce nei soggetti allenati.

Per caratterizzare quantitativamente l'allenamento dei muscoli respiratori, è necessario considerare, come per qualsiasi lavoro muscolare, la concentrazione di acido lattico presente in essi e l'incremento della loro capacità aerobica. In particolare, l'allenamento dei muscoli respiratori comporta una riduzione della concentrazione di acido lattico al termine dell'esercizio fisico e un aumento della loro capacità aerobica [6].

Per compensare la fatica muscolare legata alla respirazione, i soggetti spesso adottano una postura che facilita la meccanica respiratoria: il busto si piega in avanti, con il tronco inclinato e non più verticale, il collo piegato in avanti e la bocca aperta per portare la mandibola in posizione parallela al terreno. Questo fenomeno è osservabile frequentemente nelle gare di

corsa su lunghe distanze, come nei maratoneti o nei ciclisti, e in molti individui affetti da patologie respiratorie che limitano la ventilazione. Questa postura sembra infatti facilitare il lavoro meccanico di abbassamento del diaframma e di sollevamento delle coste, oltre a favorire il ritorno venoso al cuore.

In sintesi, con l'intensificazione dell'attività atletica, il sistema respiratorio, un tempo considerato non allenabile, è ora visto come un fattore chiave il cui potenziamento può migliorare le prestazioni, offrendo quel "respiro" in più necessario per raggiungere specifici obiettivi.

Capitolo 3

Analisi del segnale elettrocardiografico

3.1 Attività elettrica del cuore

Per studiare il comportamento elettrico delle cellule cardiache, vengono inseriti due microelettrodi, uno all'interno e uno all'esterno, in una cellula cardiaca immersa in una soluzione elettrolitica. Il microelettrodo viene collegato ad un galvanometro, che misura l'intensità della corrente elettrica tra un elettrodo e un altro. Se i due microelettrodi sono posti nella soluzione in prossimità di una striscia di cellule muscolari cardiache a riposo, la differenza di potenziale (punto *a* - Fig.3.1) registrata tra i due elettrodi è pari a zero. Se invece, uno dei due microelettrodi è inserito all'interno della fibra muscolare cardiaca, il galvanometro immediatamente registra una differenza di potenziale attraverso la membrana cellulare (punto *b* - Fig.3.1) di circa -90 mV [4].

Quando una cellula cardiaca viene elettricamente eccitata, la membrana cellulare si depolarizza rapidamente (punto *c* - Fig.3.1). Alla conclusione della depolarizzazione (fase 0), la differenza di potenziale è, di fatto, invertita, tanto che il potenziale all'interno della cellula supera quello esterno di circa 20 mV. Alla fase ascendente segue un breve periodo di ripolarizzazione iniziale parziale (fase 1), seguito a sua volta da un "plateau" (fase 2), che si protrae per circa 200 ms. Successivamente, la membrana si ripolarizza (fase 3) fino a raggiungere nuovamente la polarizzazione di riposo (fase 4). La ripolarizzazione finale (fase 3) avviene molto più lentamente rispetto alla depolarizzazione (fase 0).

Esistono due tipi di potenziali d'azione cardiaci: a risposta rapida e a risposta lenta. Il potenziale d'azione a risposta rapida si manifesta nei normali miociti atriali e ventricolari e nelle fibre specializzate di conduzione (fibre di Purkinje) del cuore. L'altro tipo di potenziale d'azione, noto come risposta lenta, si osserva nel nodo senoatriale (SA) e nel nodo atrioventricolare (AV).

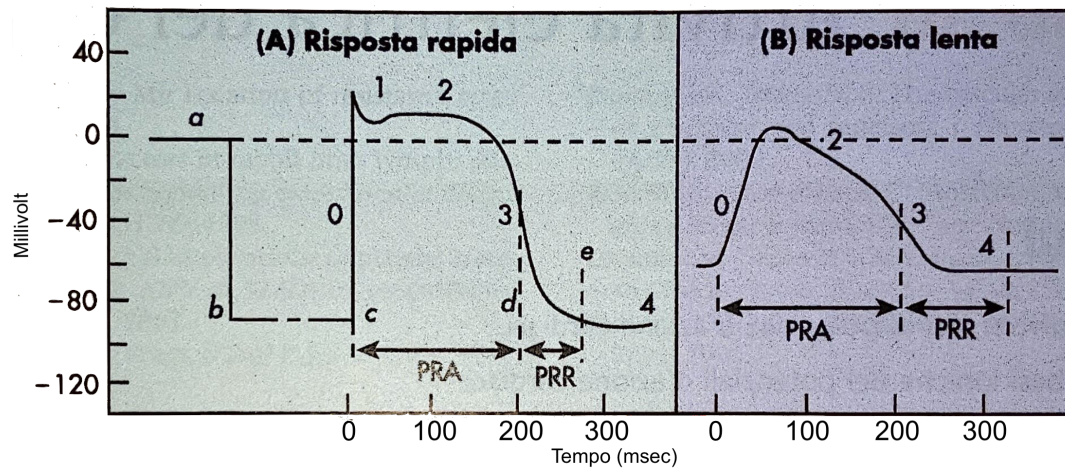


Figura 3.1: Variazione del potenziale transmembraniano registrata da una fibra cardiaca a risposta rapida (a sinistra) e lenta (a destra) in un tessuto cardiaco isolato immerso in una soluzione elettrolitica. PRA, periodo refrattario assoluto; PRR, periodo refrattario relativo.

Il nodo SA, costituito da un gruppo di cellule specializzate situate vicino all'apertura delle due vene cave, genera un impulso elettrico che regola l'attività cardiaca del cuore. Il nodo SA funge, quindi, da pacemaker naturale del cuore. La sua funzione è spontanea e, in un adulto sano, la frequenza delle contrazioni stimulate dal nodo SA è di circa 70-75 Hz [8].

L'impulso elettrico che si origina dal nodo SA provoca la depolarizzazione del tessuto circostante, inducendo così la contrazione dei muscoli degli atri. Di conseguenza, gli atri si contraggono, pompando sangue nei ventricoli: prima si contrae l'atrio destro, seguito pochi millisecondi dopo dalla contrazione dell'atrio sinistro. In un cuore adulto il segnale raggiunge il nodo AV, situato a circa 2 cm dal nodo SA. Da questo punto, il fascio di His (Fig.3.2 - a), che parte dal nodo AV, si divide in due rami principali: la branca destra e la branca sinistra. Da questi rami si sviluppa una rete complessa di fibre di Purkinje (Fig.3.2 - b), che innervano le fibre muscolari dei ventricoli destro e sinistro, causando la loro contrazione. Dopo la contrazione degli atri e dei ventricoli, il processo di ripolarizzazione inizia e il ciclo si ripete (Fig. 3.2 - c, d). Questo ciclo di circolazione del sangue dura circa 1 secondo, equivalendo a circa 60 battiti al minuto.

Il setto tra gli atri e i ventricoli funge da isolante elettrico, impedendo che la polarizzazione dell'atrio destro induca prematuramente l'eccitazione del ventricolo destro. L'attività elettrica controlla quella meccanica, consentendo insieme la circolazione sanguigna.

L'elettrocardiogramma (ECG) riflette questo comportamento sincrono e ordinato delle diverse strutture del cuore, generando un tracciato con un pattern ben definito. Come verrà analizzato in seguito nel dettaglio, attraverso l'ECG è possibile valutare l'attività elettrica del cuore, come la differenza nei tempi di propagazione dei segnali tra la parte destra e quella sinistra del torace e la loro ampiezza. Tuttavia, l'ECG non fornisce informazioni sull'attività meccanica,

come il volume di sangue espulso, le contrazioni e il rilassamento o gli angoli di rotazione, che vengono invece analizzati tramite strumenti ad ultrasuoni e tecniche di imaging [9].

Il pattern cardiaco è il risultato della somma di numerosi segnali elettrici generati in un determinato istante di osservazione. Matematicamente, questo si può analizzare attraverso la seconda derivata, ossia un integrale di tutti i segnali coinvolti.

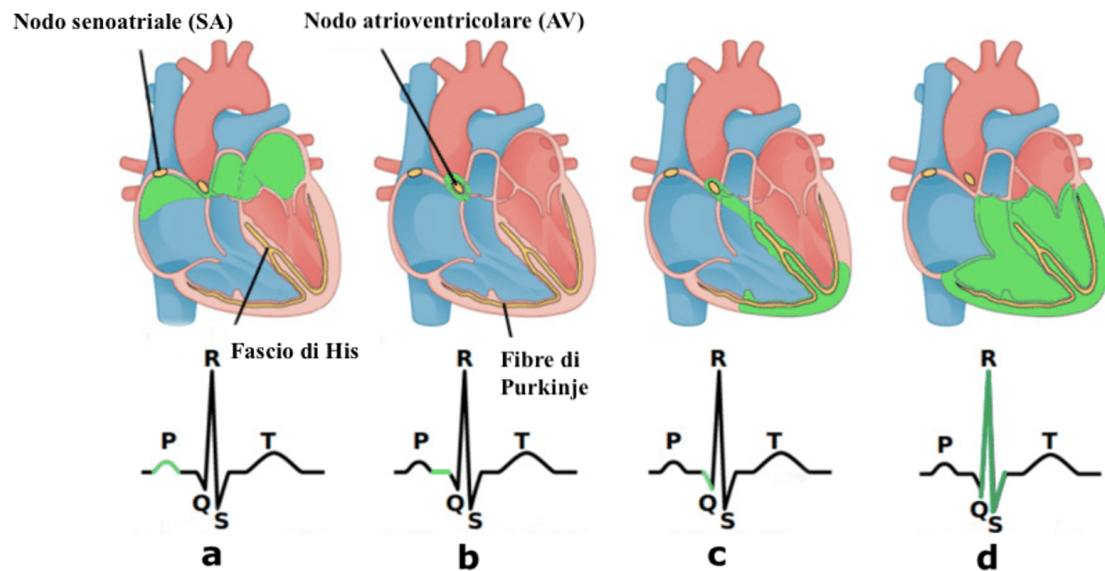


Figura 3.2: Sequenza di eccitazione cardiaca. Il colore verde denota le aree depolarizzate. L'elettrocardiogramma rileva la propagazione del segnale.

3.2 Principi di base del rilevamento dei potenziali cardiaci

I nervi e i muscoli del cuore possono essere visti come fonti di cariche elettriche, che si propagano attraverso il torace, considerato come un conduttore. Il campo elettrico generato da queste cariche in movimento, come avviene durante i processi di depolarizzazione e ripolarizzazione del muscolo cardiaco, emerge sulla superficie toracica, delineando linee equipotenziali. Di conseguenza, se degli elettrodi specifici vengono collocati sulla superficie del torace lungo due linee di campo a diverso potenziale, si può rilevare una differenza di potenziale.

Come indicato dall'equazione (3.1), il potenziale elettrico E generato da una carica elettrica Q a una distanza d da un punto di riferimento si esprime come:

$$E(d) = \frac{Q}{4\pi\epsilon_0\epsilon_r d} \quad (3.1)$$

ϵ_r rappresenta la costante dielettrica relativa, ϵ_0 è la costante dielettrica del vuoto.

L'effetto complessivo prodotto da un insieme di cariche elettriche può essere considerato equivalente a quello che si otterrebbe se tutte le cariche fossero concentrate nel loro centro di carica.

In ogni momento, tutte le cariche positive del cuore possono essere rappresentate come una singola carica positiva, il cui valore corrisponde alla somma delle cariche presenti, localizzata in un punto specifico all'interno del cuore. Analogamente, tutte le cariche negative, molte delle quali si trovano sulle membrane polarizzate o all'esterno delle membrane depolarizzate, possono essere rappresentate come una singola carica negativa situata in un altro punto.

Durante i processi di depolarizzazione e ripolarizzazione, il centro delle cariche positive non coincide con quello delle cariche negative, il che consente di modellare il sistema come un dipolo elettrico. Questo dipolo può essere descritto dai seguenti parametri:

- Q , la quantità di carica elettrica [C];
- d , la distanza tra le due cariche [m];
- l'orientazione della linea che congiunge le due cariche, definita come l'asse del dipolo o l'asse elettrico istantaneo del cuore.

Questa differenza di potenziale varia in base ai cambiamenti nel tempo della depolarizzazione e ripolarizzazione delle fibre cardiache, e la sua registrazione temporale è ciò che viene definito ECG.

Le linee equipotenziali superficiali intercettano i potenziali interni, e riproducono tali potenziali sulla superficie corporea. È quindi utile esaminare come le cariche elettriche si distribuiscono durante il ciclo cardiaco, attraverso l'analisi del dipolo equivalente, il cui momento elettrico e asse di orientamento variano istante per istante.

L'asse del dipolo equivalente è noto come l'asse elettrico istantaneo del cuore. Questo dipolo può essere descritto dal vettore cardiaco H , che rappresenta l'insieme delle attività elettriche del cuore. Le proiezioni di questo vettore su specifici piani o lungo determinate direzioni possono essere misurate, in termini di intensità e direzione, attraverso la rilevazione delle differenze di potenziale sulla superficie del corpo.

Se l'intero cuore si depolarizzasse e ripolarizzasse simultaneamente, l'attività elettrica potrebbe essere rilevata solo da elettrodi locali posti superficialmente, senza possibilità di rilevazione a distanza (assenza di differenze di potenziale).

Per registrare i potenziali cardiaci, è necessario quindi applicare almeno due elettrodi sulla superficie del corpo in posizioni con potenziali differenti. Nella figura sottostante (Fig.3.3) si nota che le differenze di potenziale registrabili dipendono dal posizionamento degli elettrodi. È fondamentale, per il confronto tra ECG eseguiti su diversi individui o in tempi e condizioni diverse sullo stesso individuo, garantire la standardizzazione delle posizioni degli elettrodi per identificare eventuali patologie.

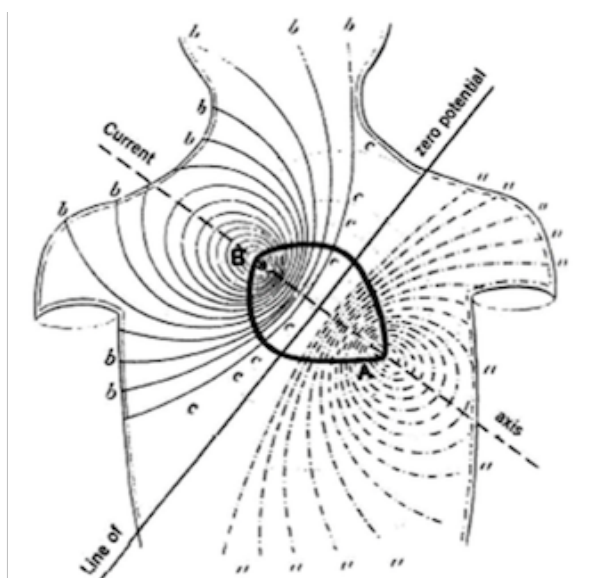


Figura 3.3: Distribuzione di potenziale sul torace nella fase di mezza depolarizzazione dei ventricoli.

3.2.1 Derivazioni fondamentali e il triangolo di Einthoven

Il fisiologo olandese Wilhelm Einthoven fu il primo ad esplorare il problema del posizionamento degli elettrodi, proponendo un modello in cui il corpo umano viene considerato come un conduttore voluminoso, con il centro dell'attività elettrica cardiaca posizionato al centro di esso.

Einthoven propose di collocare gli elettrodi ai vertici di un triangolo equilatero, con il cuore idealmente al centro di questa configurazione.

Il triangolo mostrato nella figura sotto riportata (Fig.3.4) è noto come triangolo di Einthoven, dove i punti A, B, e C ne rappresentano i vertici. Di conseguenza, poiché non vi è flusso di corrente attraverso i resistori R_A , R_B e R_C , i potenziali ai loro estremi V_A , V_B , V_C corrispondono rispettivamente ai potenziali nei punti A, B e C. Quindi è possibile indicare nell'ordine i punti A, B, C come RA (Right Arm), LA (Left Arm) e LL (Left Leg). Questi simboli sono universalmente accettati nella comunità medica [12].

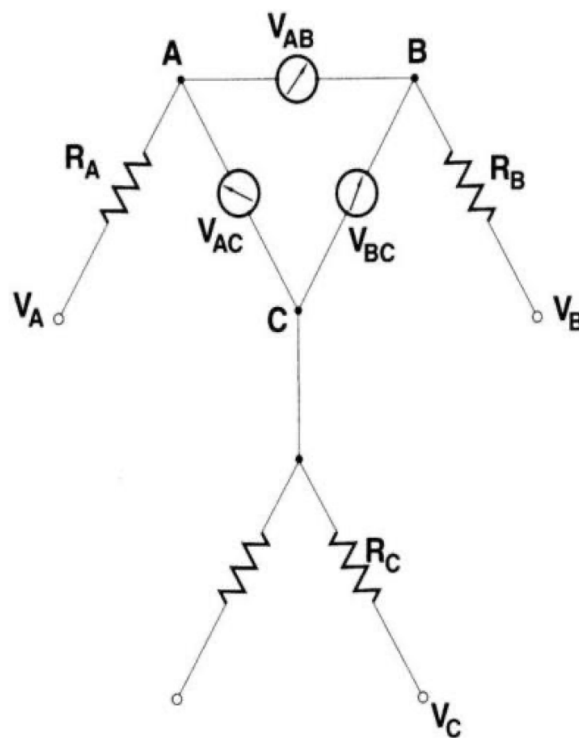


Figura 3.4: Circuito equivalente relativo al modello di Einthoven.

Come rappresentato nella figura sottostante (Fig.3.5), le rette che congiungono RA con LA, RA con LL, e LA con LL, definiscono tre direzioni, rappresentabili mediante i versori a_I , a_{II} , e a_{III} , formando un triangolo equilatero. Il versore a_I indica la direzione orizzontale (da braccio destro a braccio sinistro), mentre le altre due derivazioni vengono definite di conseguenza.

I tre elettrodi rappresentano, inoltre, i nodi della maglia alla quale si applica la I legge di Kirchoff (3.2). Questo principio stabilisce che, in una maglia chiusa, la somma delle differenze di potenziale deve essere nulla in ogni istante.

$$I + II + III = 0 \quad (3.2)$$

$I = 1^a$ derivazione fondamentale; $II = 2^a$ derivazione fondamentale; $III = 3^a$ derivazione fondamentale.

Ciò consente di determinare il valore di una derivazione fondamentale conoscendo le altre due differenze di potenziale.

La proiezione del vettore H lungo le direzioni a_I , a_{II} , e a_{III} , fornisce le quantità scalari V_I , V_{II} , e V_{III} secondo la seguente relazione:

$$V_i = H \cdot a_i \quad \text{con} \quad i = I, II, III \quad (3.3)$$

Di conseguenza, tali grandezze possono essere intese come il prodotto scalare tra il vettore cardiaco H e i versori a_i . Nello specifico:

- la differenza di potenziale misurata tra RA e LA, ovvero $V_{LA} - V_{RA} = V_I$, è comunemente chiamata prima derivazione;
- la differenza di potenziale misurata tra RA e LL, ovvero $V_{LL} - V_{RA} = V_{II}$, prende il nome di seconda derivazione;
- la differenza di potenziale misurata tra LA e LL, ovvero $V_{LA} - V_{LL} = V_{III}$, è identificata come terza derivazione.

Si può certamente dedurre che la registrazione di almeno due delle tre derivazioni, permette idealmente di ricostruire il vettore H , avendone ipotizzato una scomposizione secondo le direzioni definite dal triangolo di Einthoven.

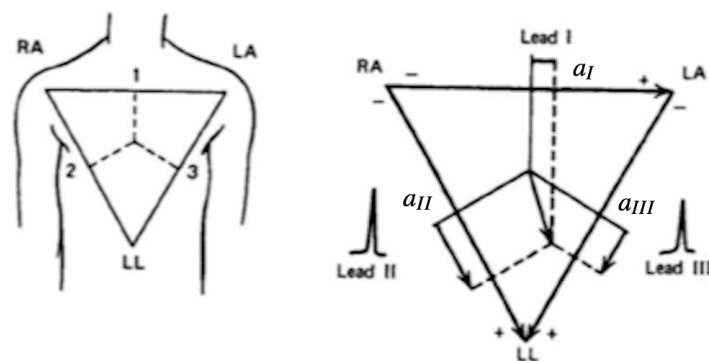


Figura 3.5: Rappresentazione delle tre derivazioni fondamentali.

3.2.2 Derivazioni aumentate

Le tre derivazioni precedentemente discusse sono comunemente impiegate sia per eseguire ECG diagnostici che per il monitoraggio cardiaco. Queste derivazioni sono definite fondamentali bipolari poiché per la loro registrazione sono necessari due dei tre elettrodi disponibili.

Un approccio alternativo e diffuso per l'esecuzione di un ECG utilizza invece derivazioni unipolari. In questo caso, lo strumento rileva il potenziale in un sito anatomico specifico rispetto ad un riferimento.

Quando gli elettrodi vengono posizionati secondo il triangolo di Einthoven, la proiezione dell'attività elettrica cardiaca avviene sempre sul piano frontale. Questo è possibile grazie all'utilizzo di un riferimento elettrico, ottenuto dal potenziale che si genera tra due resistenze di alcuni $k\Omega$. Per esempio, un'estremità delle resistenze è collegata rispettivamente al braccio destro e alla gamba sinistra, mentre l'altra estremità comune rappresenta il potenziale di riferimento.

Esistono tre modalità per stabilire il potenziale di riferimento, e di conseguenza si possono definire tre derivazioni che permettono di misurare:

- il potenziale del braccio destro, prendendo come riferimento quello generato dal braccio sinistro e dalla gamba sinistra;
- il potenziale del braccio sinistro, utilizzando come riferimento il potenziale ottenuto dal braccio destro e dalla gamba sinistra;
- il potenziale della gamba sinistra, impiegando come riferimento il potenziale ottenuto dal braccio destro e dal braccio sinistro.

Queste derivazioni sono conosciute come derivazioni aumentate e sono indicate rispettivamente con aVR, aVL, e aVF, dove viene misurato, rispetto al riferimento, il potenziale del braccio destro, del braccio sinistro e del piede sinistro (Fig.3.6). Il termine "a" sta per "augmented" (aumentato), "V" per "vector" (vettore), e "R", "L", "F" per "Right" (destro), "Left" (sinistro), e "Foot" (piede).

Il termine "aumentate" si riferisce al fatto che la differenza di potenziale registrata tra ogni arto e il potenziale di riferimento è generalmente maggiore, circa il 50% in più, rispetto a quella che si otterrebbe confrontando lo stesso arto con un altro arto isolato, come avviene nelle derivazioni bipolari. Le derivazioni aumentate possono essere dedotte direttamente dalle derivazioni fondamentali dalle seguenti relazioni (3), (4), e (5):

$$aVR = \frac{I - II}{2} \quad (3)$$

$$aVL = \frac{I + III}{2} \quad (4)$$

$$aVF = \frac{II + III}{2} \quad (5)$$

In determinate situazioni cliniche, le derivazioni aumentate (aVR, aVL, aVF) sono preferite rispetto alle derivazioni fondamentali (I, II, III) per fornire una visualizzazione più completa e specifica dell'attività elettrica del cuore. Queste derivazioni vengono utilizzate in soggetti per i quali è necessario ottenere informazioni più dettagliate riguardo a specifiche regioni del cuore, che possono non essere sufficientemente visibili o analizzabili attraverso le derivazioni fondamentali (come nel caso di bambini o soggetti con patologie cardiache).

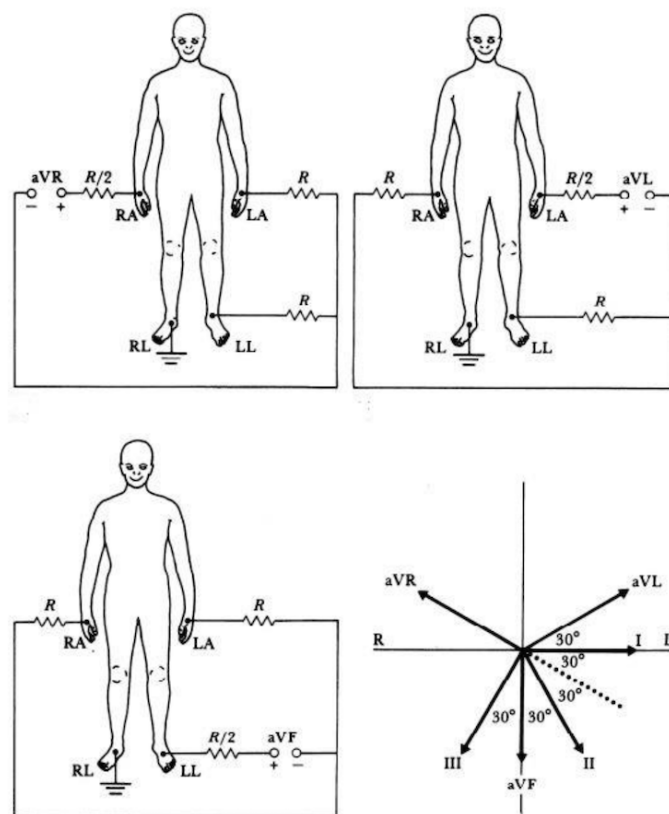


Figura 3.6: Rappresentazione delle tre derivazioni aumentate.

3.2.3 Derivazioni precordiali e centro terminale di Wilson

Nel 1944, G.A. Wilson propose un metodo per valutare il movimento del vettore cardiaco durante il ciclo cardiaco su un piano orizzontale, utilizzando come riferimento un punto centrale chiamato "centro terminale di Wilson". Questo terminale viene ottenuto collegando ciascuno dei tre elettrodi delle derivazioni principali a un nodo comune attraverso resistenze di identico valore R .

Se l'elettrocardiografo ha un'elevata impedenza di ingresso e gli elettrodi presentano resistenze uguali o, in modo più semplice, se tali resistenze sono trascurabili rispetto al valore di R , il potenziale del terminale centrale di Wilson rappresenta la media dei potenziali delle tre derivazioni.

Utilizzando il terminale di Wilson (W), con un elettrodo esplorante E , sono state misurate le differenze di potenziale rispetto a W in specifici punti anatomici, denominati $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$, le cui posizioni sono indicate come nella figura sotto riportata (Fig.3.7):

- V_1 : quarto spazio intercostale a destra del margine sternale;
- V_2 : quarto spazio intercostale a sinistra del margine sternale;
- V_3 : a metà strada tra V_2 e V_4 ;

- V_4 : nel quinto spazio intercostale;
- V_5 : sulla linea ascellare anteriore allineato con V_4 ;
- V_6 : allineato esternamente con V_4 e V_5 .

Queste differenze di potenziale sono denominate derivazioni precordiali.

Il tracciato ECG è formato da 12 tracce dovute alle tre classi di derivazioni (elettrocardiografo a 12 canali con 10 cavi-paziente, cioè 6 precordiali, 3 fondamentali e uno sulla gamba destra) [9].

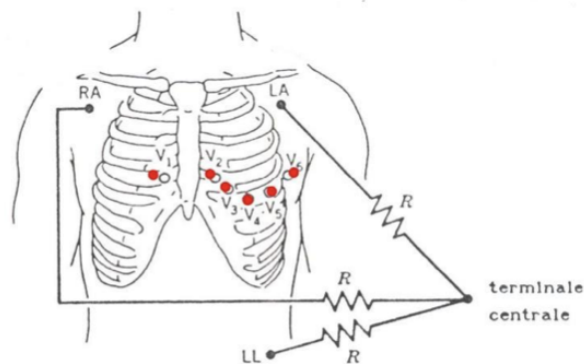


Figura 3.7: Rappresentazione delle sei derivazioni precordiali in relazione al centro terminale di Wilson.

3.3 Elettrocardiogramma e suo utilizzo

L'ECG è un esame diagnostico che utilizza un dispositivo chiamato elettrocardiografo per registrare e rappresentare graficamente l'attività elettrica del cuore. L'elettrocardiografo è un dispositivo che utilizza una serie di elettrodi per registrare l'attività elettrica del cuore e rappresentarla graficamente su un monitor o su carta millimetrata. Il risultato di questa registrazione è chiamato tracciato, che mostra il ritmo e l'attività elettrica del cuore attraverso onde. L'aspetto delle onde e la loro distanza sono fondamentali per i cardiologi, poiché consentono di interpretare lo stato di salute del cuore. Questo strumento è fondamentale per individuare vari disturbi cardiaci, tra cui aritmie, infarti del miocardio, anomalie degli atri e dei ventricoli, e problemi coronarici. Inoltre, l'ECG è utile per monitorare il funzionamento di dispositivi impiantati come pacemaker e defibrillatori cardioverter [8].

Analizzando il tracciato elettrocardiografico di una persona sana (ECG Normale - Fig.3.8) sono osservabili cinque onde caratteristiche, identificate con le lettere maiuscole P, Q, R, S e T:

- **Onda P:** rappresenta la contrazione degli atri del cuore ed è nota come onda di depolarizzazione degli atri. La durata media dell'onda P è di 0,08 secondi, con un range che va da 0,05 a 0,12 secondi. Dopo l'onda P, c'è un tratto rettilineo chiamato intervallo PR, che termina con le onde Q, R e S. L'intervallo PR indica il tempo richiesto affinché l'onda di depolarizzazione si sposti dal nodo senoatriale attraverso il sistema di conduzione cardiaca, passando in particolare per il nodo atrioventricolare e il fascio di His. La durata dell'intervallo PR varia tra 0,16 e 0,2 secondi.
- **Onde Q, R e S:** queste onde insieme formano il complesso QRS, che rappresenta la contrazione dei ventricoli, tecnicamente chiamata complesso di depolarizzazione dei ventricoli. La durata del complesso QRS è di circa 0,12 secondi, coprendo circa tre quadratini sul tracciato. Durante la contrazione dei ventricoli, avviene il rilassamento degli atri, noti in termini medici come ripolarizzazione degli atri.
- **Onda T:** rappresenta il rilassamento dei ventricoli, conosciuto come ripolarizzazione dei ventricoli. Dopo l'onda T, c'è un secondo tratto orizzontale che termina con una successiva onda P, segnando l'inizio di un nuovo ciclo di depolarizzazione e ripolarizzazione degli atri e dei ventricoli.

Le onde P, Q, R, S e T formano insieme il complesso PQRST. L'intervallo tra due complessi PQRST consecutivi è chiamato intervallo R-R, che corrisponde a un ciclo cardiaco. Le onde R sono utilizzate per identificare l'inizio e la fine di un ciclo cardiaco, poiché l'onda R è particolarmente evidente sul tracciato [1].

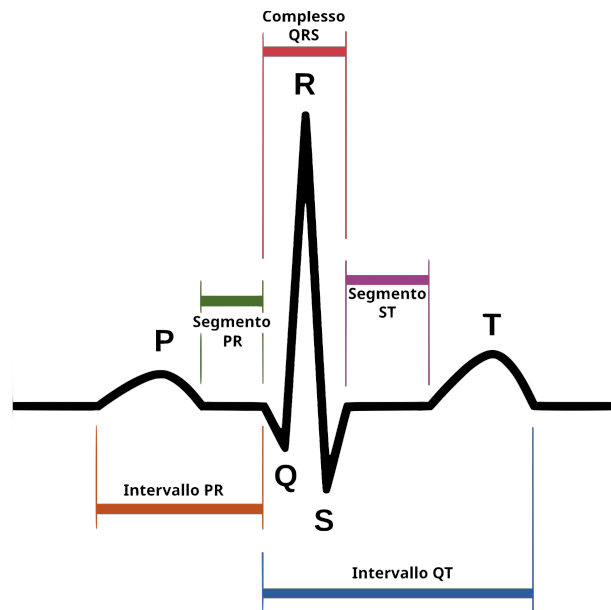


Figura 3.8: Pattern di ECG normale: onda P, intervallo PR, complesso QRS, segmento ST, onda T, onda U, intervallo QT.

In generale il segnale ECG può essere rilevato in tre principali modalità, ovvero l'ECG a riposo, che viene effettuato mentre il paziente è in uno stato di riposo, l'ECG dinamico secondo Holter, che consiste in un monitoraggio continuo per 24-48 ore ed infine l'ECG sotto sforzo, che viene eseguito durante l'attività fisica per valutare la risposta del cuore allo sforzo.

L'ECG a riposo prevede che il paziente si sdrai su un lettino dopo aver rimosso gli indumenti. Gli elettrodi vengono applicati sul torace, sulle braccia e sulle gambe. Questi elettrodi, che sono tra 12 e 15, sono placche metalliche che vengono applicate alla pelle con adesivi, ventose o gel. Una volta applicati gli elettrodi, il dispositivo viene avviato per registrare l'attività cardiaca. Questa fase dura pochi secondi, ma è sufficiente per ottenere un tracciato dettagliato. Durante la registrazione, il paziente deve rimanere fermo e respirare normalmente per evitare che i movimenti interferiscano con i risultati. L'intera procedura dura pochi minuti dalla preparazione iniziale alla conclusione della registrazione.

L'ECG sotto sforzo registra la funzione cardiaca di un individuo mentre svolge un esercizio fisico di una certa intensità. L'obiettivo di questo esame è osservare il comportamento del cuore durante l'attività fisica, monitorando come varia il ritmo cardiaco e identificando eventuali problemi cardiaci causati dall'aumento della richiesta di sangue da parte del corpo. Gli elettrodi registratori vengono applicati esclusivamente sul torace, per evitare che il coinvolgimento di altre aree anatomiche ostacoli i movimenti del paziente durante l'esercizio. La durata complessiva di un elettrocardiogramma sotto sforzo, dalla preparazione iniziale alla fine della registrazione, è di qualche decina di minuti.

L'ECG dinamico secondo Holter è un tipo di ECG che, grazie all'impiego di un dispositivo portatile, consente di monitorare l'attività cardiaca per un periodo prolungato, tipicamente tra

le 24 e le 48 ore. Questa metodica è particolarmente utile per identificare aritmie intermittenti che potrebbero sfuggire a un ECG effettuato in condizioni di riposo.

L'applicazione del dispositivo portatile, operazione generalmente eseguita da un assistente medico, è semplice, veloce e non dolorosa, e comporta il posizionamento degli elettrodi sul torace del paziente. Gli elettrodi sono composti da placche metalliche dotate di una superficie adesiva.

L'ECG dinamico secondo Holter si articola in due fasi principali: fase di registrazione, che ha inizio con il posizionamento e l'attivazione del dispositivo da parte dell'assistente medico e si conclude con la rimozione dello stesso. Durante questa fase, l'elettrocardiografo registra l'attività cardiaca del paziente ed una fase di elaborazione grafica, nella quale i dati raccolti vengono convertiti in un tracciato elettrocardiografico. L'elaborazione può essere eseguita da un assistente medico o da un cardiologo, utilizzando un software specifico.

Durante la registrazione, il paziente può svolgere le sue normali attività quotidiane, facendo attenzione a non compromettere il funzionamento del dispositivo o a non staccare gli elettrodi.

Quanto al funzionamento e all'utilità dell'ECG, va evidenziato che quest'ultimo consente di rilevare diverse condizioni cardiache, come le aritmie cardiache, ossia alterazioni del ritmo normale del cuore; l'ischemia o infarto del miocardio, problemi dovuti al restringimento o occlusione delle arterie coronarie; le alterazioni strutturali del cuore, che comprendono anomalie degli atri e/o ventricoli; i segni di un precedente infarto, utili per monitorare le cicatrici post-infarto; infine, i disturbi della conduzione elettrica, come la sindrome del QT lungo e i blocchi di branca.

In definitiva l'ECG consente di identificare con precisione le alterazioni del ritmo cardiaco. Queste alterazioni possono derivare da una conduzione anomala dell'impulso nervoso attraverso il miocardio o da condizioni patologiche del cuore, come un infarto del miocardio o una cardiomiopatia.

Il pattern cardiaco è il risultato della somma di numerosi segnali elettrici generati in un determinato istante di osservazione (Fig. 3.9). Matematicamente, questo si può analizzare attraverso la seconda derivata, ossia un integrale di tutti i segnali coinvolti.

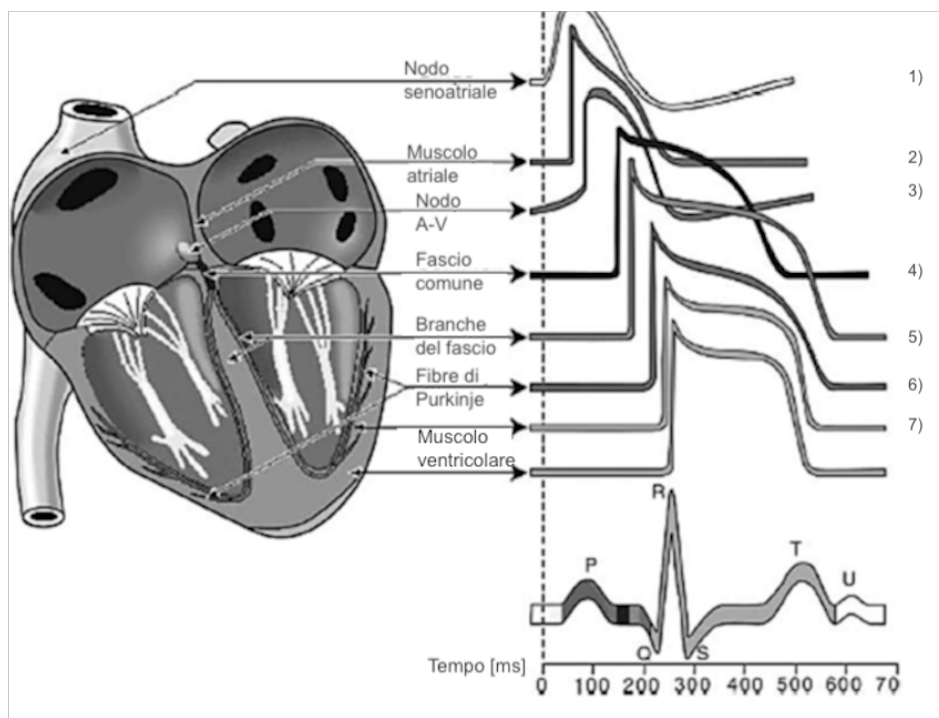


Figura 3.9: L'ECG correlato ai diversi potenziali d'azione del cuore: Potenziale del nodo SA; 2) Potenziale del muscolo atriale; 3) Potenziale del nodo AV; 4) Potenziale del fascio di His; 5) Potenziale di una branca del fascio di His; 6) Potenziale delle fibre di Purkinje; 7) Potenziale del muscolo ventricolare.

Capitolo 4

Meccanica della respirazione

4.1 Misure del sistema respiratorio

Le grandezze meccaniche fondamentali che vengono studiate quando si parla del sistema respiratorio sono:

- Flusso, o portata volumetrica, [L/s];
- Pressione [Pa, o cmH₂O];
- Resistenza polmonare [cmH₂O · L⁻¹ · s];
- Compliance polmonare [L/cmH₂O];
- Volume [L];

Il flusso volumetrico (4.1), misurato in litri al secondo (L/s), rappresenta la velocità con cui l'aria si muove nei polmoni durante le diverse fasi del ciclo respiratorio. Questo flusso è direttamente correlato al gradiente di pressione e inversamente correlato alla resistenza, secondo la relazione:

$$\dot{V} = \frac{\Delta P}{R} \quad (4.1)$$

dove: ΔP è la differenza di pressione che guida il movimento dell'aria, superando le resistenze vischiose dei tessuti [9].

Generalmente, il flusso volumetrico viene espresso in litri al minuto (L/min) e può essere definito come il volume corrente per ciclo respiratorio, moltiplicato per il numero di atti respiratori al minuto. Questo rappresenta il volume di gas scambiato per minuto durante una respirazione a riposo. In pratica, si ottiene moltiplicando il volume corrente (TV) per la frequenza respiratoria.

Quanto alle pressioni respiratorie, nella fisiologia respiratoria diverse di esse giocano un ruolo cruciale nel garantire il corretto funzionamento del sistema respiratorio. Ogni tipo di pressione ha una funzione specifica e contribuisce al processo di ventilazione polmonare.

Ecco una panoramica delle principali pressioni coinvolte: la pressione intrapleurica (P_a o cmH_2O) si riferisce alla pressione presente nello spazio intrapleurico, ossia lo spazio tra le pleure parietale e viscerale. Questa pressione è tipicamente negativa, o sub-atmosferica, a causa delle forze elastiche contrapposte esercitate dalla cassa toracica e dai polmoni. La pressione alveolare (P_a o cmH_2O) è la pressione all'interno degli alveoli polmonari. Durante l'inspirazione, questa pressione scende al di sotto di quella atmosferica, mentre durante l'espirazione diventa superiore. La pressione media delle vie respiratorie (Mean Airway Pressure, MAP) rappresenta l'integrale della pressione sulle vie aeree durante un intero ciclo respiratorio. La pressione di picco delle vie aeree indica il valore massimo della pressione raggiunto durante molteplici cicli respiratori.

Il grafico sotto riportato (Fig.4.1) mostra l'andamento della pressione nelle vie aeree (P_{AW}) nel corso delle fasi di inspirazione, pausa inspiratoria e espirazione. In esso sono indicati i valori di picco della pressione nelle vie aeree (P_{peak}), la pressione di plateau (P_{plat}), e la pressione positiva di fine espirazione (PEEP, Positive End Expiratory Pressure), che può essere definita come la pressione generata dal volume d'aria intrappolato nei condotti alla fine dell'espirazione. Nel grafico viene altresì evidenziata la differenza di pressione (ΔP) tra il picco inspiratorio e la pressione di plateau [7].

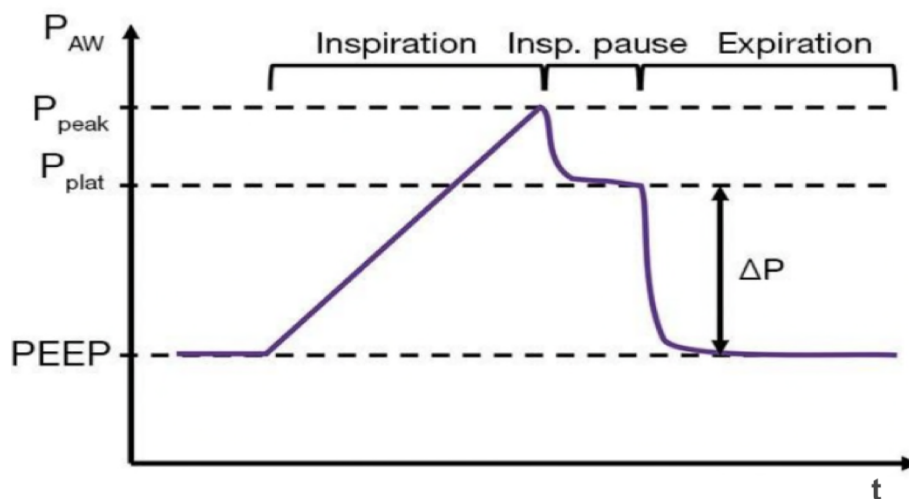


Figura 4.1: Grafico delle pressioni respiratorie durante un ciclo respiratorio.

Quanto alla resistenza polmonare, questo parametro quantifica l'opposizione che le vie aeree polmonari esercitano al passaggio del flusso d'aria (4.1). La resistenza è strettamente correlata alla facilità con cui l'aria può scorrere attraverso le vie respiratorie e può essere espressa come:

$$R = \frac{\Delta P}{\dot{V}} \quad (4.2)$$

dove: ΔP è la differenza di pressione e $\dot{V}$ è il flusso d'aria [9].

Tuttavia, questa relazione è applicabile solo in condizioni di flusso d'aria laminare; in caso di flusso turbolento, che può verificarsi in presenza di biforcazioni bronchiali, la formula perde di precisione. La resistenza è maggiore nei condotti più piccoli, come bronchioli e alveoli.

La compliance polmonare, invece, misura la capacità dei polmoni di estendersi ed espandersi (4.1). Viene definita come il rapporto tra la variazione di volume (ΔV) e la variazione di pressione (ΔP) durante la fase inspiratoria:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (4.3)$$

dove ΔV rappresenta la variazione di volume e ΔP indica la variazione di pressione pleurica [6].

La compliance riflette la capacità degli alveoli e del tessuto polmonare di espandersi durante l'inspirazione. Sebbene i polmoni siano organi passivi, dovrebbero distendersi facilmente per garantire un adeguato ingresso di aria. La fibrosi polmonare riduce la compliance, mentre l'enfisema la aumenta a causa della perdita di tessuto alveolare ed elastico.

Un'altra grandezza fondamentale del sistema respiratorio è il volume d'aria che viene introdotto nei polmoni durante una singola inspirazione; noto come volume corrente (V_t , tidal volume), esso è quasi equivalente al volume d'aria espulso durante l'espirazione successiva. Il volume corrente durante un respiro a riposo è di circa 500 mL, sebbene questa quantità possa variare in funzione delle dimensioni corporee.

Come illustrato nella figura che segue (Fig.4.2), la quantità massima di aria che può essere aggiunta a questo volume durante un'inspirazione profonda, chiamata volume di riserva inspiratorio (IRV, inspiratory reserve volume), è approssimativamente di 3000 mL. Dopo l'espirazione del volume corrente a riposo, i polmoni contengono ancora una quantità significativa di aria. Questa rappresenta la posizione di equilibrio dei polmoni e della cavità toracica in assenza di contrazioni dei muscoli respiratori; tale volume è definito capacità funzionale residua (FRC, functional residual capacity), con un valore medio di circa 2400 mL. I 500 mL di aria introdotti con ogni respiro a riposo si mescolano con l'aria già presente nei polmoni e, successivamente, 500 mL di questa miscela vengono espirati.

Attraverso una contrazione massimale dei muscoli respiratori, è possibile espellere una quantità addizionale di aria oltre a quella espirata con il volume corrente a riposo. Questo volume aggiuntivo, noto come volume di riserva espiratoria (ERV, expiratory reserve volume), è di circa 1200 mL. Anche dopo un'inspirazione massimale, circa 1200 mL di aria restano nei polmoni, volume che prende il nome di volume residuo (RV, residual volume). Per questo motivo, i polmoni non si svuotano mai completamente dall'aria [9].

La capacità vitale (VC, vital capacity) rappresenta la quantità massima di aria che una persona può espirare dopo un'inspirazione massimale. In questo contesto, la persona espira non solo il volume corrente a riposo ma anche il volume di riserva inspiratoria e quello di riserva espiratoria. In altre parole, la capacità vitale è la somma di questi tre volumi e costituisce un indicatore importante nella valutazione della funzionalità polmonare.

Durante l'esercizio fisico, il volume corrente aumenta in modo significativo, utilizzando parte del volume di riserva inspiratoria ed espiratoria. In situazioni di attività fisica intensa, la frequenza respiratoria può aumentare dai 12 atti al minuto, tipici del riposo, fino a 35-45 cicli al minuto.

I volumi polmonari variano in funzione dell'età, del sesso e, soprattutto, della statura e della corporatura. È comune riscontrare elevati valori di capacità vitale in individui di grandi dimensioni. Con l'avanzare dell'età, inoltre, si osserva un aumento del volume residuo, mentre i volumi di riserva inspiratoria ed espiratoria tendono a ridursi.

Una capacità polmonare superiore alla norma non necessariamente comporta un miglioramento delle prestazioni. Infatti, è stato dimostrato che, anche durante un esercizio fisico massimale, il sistema respiratorio mantiene una riserva funzionale del 15-35%. Pertanto, in un individuo sano, non vi è una limitazione della performance di origine respiratoria, sebbene ciò potrebbe non essere completamente vero nei casi estremi, come nel sedentario o nel mezzofondista di altissimo livello.

I quattro volumi polmonari



LEGENDA

V_R = Volume residuo
 V_{RE} = Volume di riserva espiratoria
 V_C = Volume corrente
 V_{RI} = Volume di riserva inspiratoria

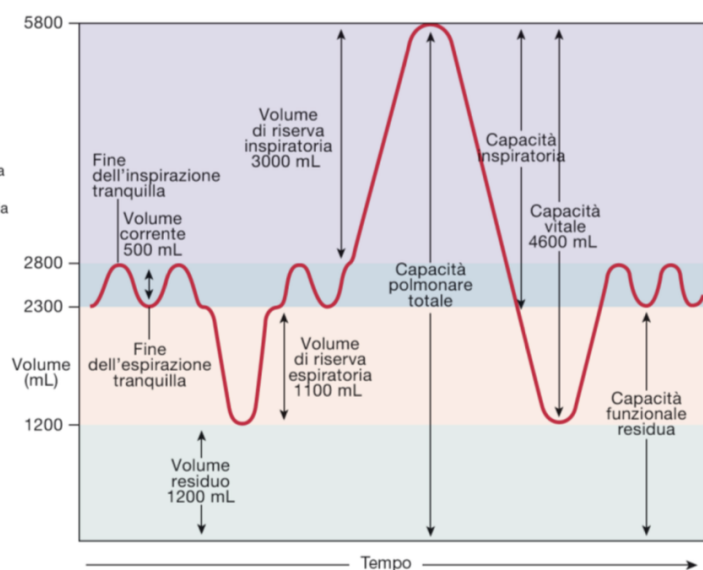
Le capacità sono le somme di 2 o più volumi.

Capacità inspiratoria = $V_C + V_{RI}$
 Capacità vitale = $V_C + V_{RI} + V_{RE}$
 Capacità polmonare totale = $V_C + V_{RI} + V_{RE} + V_R$
 Capacità funzionale residua = $V_{RE} + V_R$

Volumi e capacità polmonari*

	Maschi	Femmine
Capacità vitale	V_{RI} 3000	1900
	V_C 500	500
	V_{RE} 1100	700
Volume residuo	1200	1100
Capacità polmonare totale	5800 mL	4200 mL

Un tracciato spirometrico che mostra i volumi e le capacità polmonari.



*I volumi polmonari sono riferiti a un uomo sano di 70 kg o a una donna sana di 50 kg, a 28 anni.

Figura 4.2: Volumi e capacità polmonari riferiti ad un uomo sano.

4.2 Strumenti di misurazione

Gli strumenti che consentono la misura di tre grandezze meccaniche fondamentali, ovvero volume, flusso (o portata) e pressione e di quelle derivate, come resistenza e compliance, sono lo spirometro a campana, per la misura dei volumi e delle capacità; il pneumotacografo, per la misura dei flussi; il pletismografo, per la misura delle pressioni.

Per la misura di R e C si utilizzano sia il pneumotacografo che il pletismografo.

Di seguito verranno approfondite le principali componenti dello spirometro a campana, il tradizionale che strumento che ci permette di identificare la misura dei volumi e delle capacità polmonari [9].

4.2.1 Lo spirometro a campana

Lo strumento consiste in una campana rovesciata che si muove dentro una camera anulare contenente acqua. Dentro la campana, sopra il livello dell'acqua, vi è il gas che il paziente dovrà respirare, che sarà aria o elio, a seconda delle determinazioni da effettuare (Fig. 4.3).

La campana è controbilanciata da un peso in modo che nello spazio interno il gas sia alla pressione atmosferica. In tal caso l'altezza esistente sopra il livello d'acqua è proporzionale alla quantità di gas che la campana racchiude.

Nei tubi che provengono dalla bocca del paziente sono inserite due valvole, una di andata (espirazione) e una di ritorno (inspirazione).

Durante la respirazione la campana sale e scende per ogni atto respiratorio completo, proporzionalmente alla quantità di aria respirata in ingresso e in uscita. Solidale con la campana, vi è una penna che scrive su una carta millimetrata che scorre a velocità costante.

Il registratore dello spirometro si chiama "chimografo".

I volumi delle campane sono standardizzati a 9 e 13 litri, e le velocità della carta a 32, 160, 300, 1920 mm/minuto.

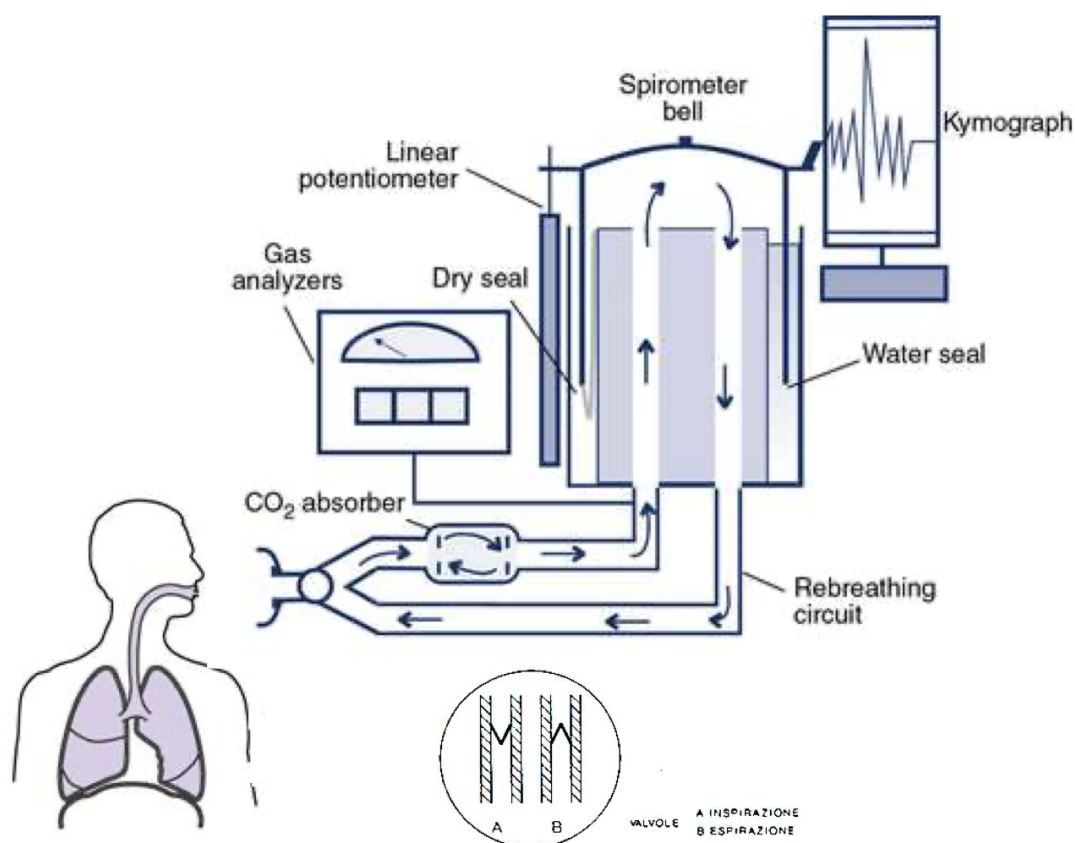


Figura 4.3: Rappresentazione dello spirometro a campana.

Lo spirometro, in prima analisi, può essere assimilato ad un sistema del I° ordine e, quindi, una sua caratteristica molto importante è la banda passante, ovvero l'intervallo di frequenze in cui il sistema può operare efficacemente, mantenendo un'attenuazione minima del segnale (Fig.4.4).

Gli spirometri di modesta qualità hanno risposta piatta fino ad una frequenza di 40 atti respiratori/minuto (0.7 Hz), mentre quelli di alta qualità arrivano fino a circa 600 atti respiratori/minuto (10 Hz) ed hanno un errore dinamico non superiore al 5% a frequenza di circa 12 Hz, e cioè fino a circa 700 atti respiratori/minuto.

Lo spirometro deve essere calibrato immettendo quantità note di gas e rilevando lo spostamento relativo della campana. La curva di calibrazione è una retta la cui pendenza (sensibilità) dipende dal volume della campana utilizzata. Si ha maggiore sensibilità con campane piccole, e viceversa.

Descrizione del Grafico:

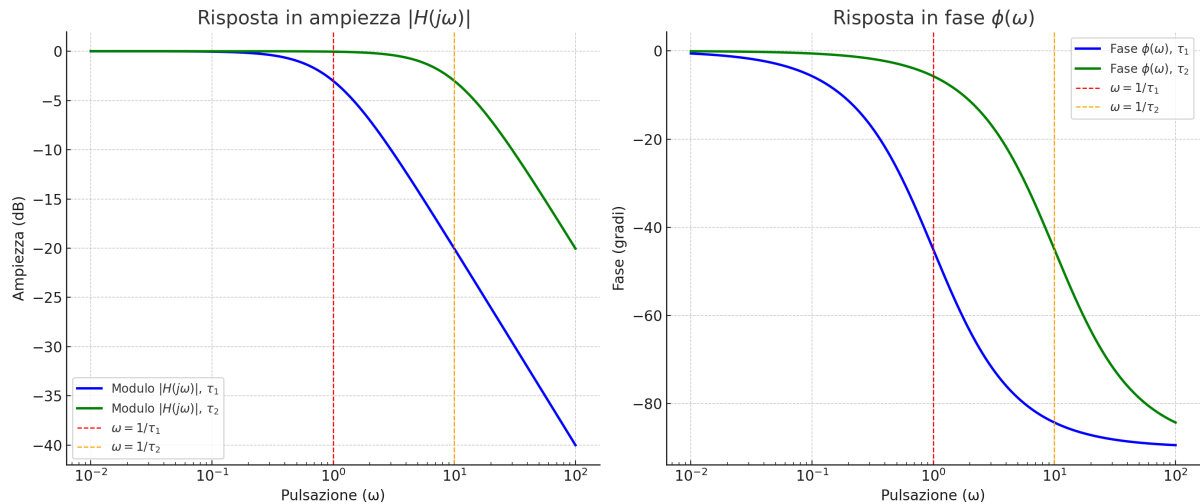


Figura 4.4: Risposta in ampiezza e fase di uno strumento di ordine I

- Grafico del modulo:

- Linea blu: rappresenta la risposta in ampiezza $|H(j\omega)|$ per il sistema con la costante di tempo τ_1 .
- Linea verde: rappresenta la risposta in ampiezza $|H(j\omega)|$ per il sistema con la costante di tempo τ_2 , dove τ_2 è molto più piccolo di τ_1 ($\tau_1 \gg \tau_2$).
- Linea rossa tratteggiata: indica la pulsazione di rottura $\omega = 1/\tau_1$.
- Linea arancione tratteggiata: indica la pulsazione di rottura $\omega = 1/\tau_2$.

- Grafico della fase:

- Linea blu: mostra la risposta in fase $\phi(\omega)$ per il sistema con la costante di tempo τ_1 .
- Linea verde: mostra la risposta in fase $\phi(\omega)$ per il sistema con la costante di tempo τ_2 .
- Linea rossa tratteggiata: rappresenta la pulsazione $\omega = 1/\tau_1$.
- Linea arancione tratteggiata: rappresenta la pulsazione $\omega = 1/\tau_2$.

Le pulsazioni di rottura ($\omega = 1/\tau$) rappresentano i punti in cui il sistema inizia a ridurre significativamente l'ampiezza del segnale e introduce uno sfasamento significativo. Con una costante di tempo più piccola (τ_2), la pulsazione di rottura avviene ad una frequenza più alta, il che significa che il sistema può gestire meglio i segnali ad alta frequenza rispetto ad un sistema con una costante di tempo maggiore (τ_1) [10].

Capitolo 5

Analisi sperimentale della frequenza respiratoria derivata dall'EDR estratto dal segnale ECG

5.1 Database

Il database utilizzato per questo studio è stato sviluppato con l'obiettivo di analizzare il segnale respiratorio estratto dai segnali ECG in modo non invasivo. La scelta di utilizzare esclusivamente segnali ECG è stata dettata dall'intenzione di implementare un sistema di monitoraggio respiratorio che non richiedesse strumentazione aggiuntiva, come spirometri o altri dispositivi specifici per la misurazione diretta della respirazione. Questo approccio ha permesso di semplificare la raccolta dati, favorendo l'applicabilità del metodo in contesti sportivi e clinici reali, dove la necessità di monitorare sia l'attività cardiaca che quella respiratoria è cruciale.

Il database è stato costruito sulla base di dati cardiorespiratori acquisiti tramite sensori indossabili durante l'esecuzione di attività sportive. Nello specifico, i dati sono stati raccolti utilizzando la fascia toracica BioHarness 3.0 di Zephyr, un dispositivo indossabile che consente di registrare segnali ECG e di calcolare automaticamente la frequenza cardiaca (HR) e la frequenza respiratoria (BR).

Il database complessivo è costituito da 126 dataset cardiorespiratori (CRD), raccolti da 81 soggetti impegnati in 10 differenti discipline sportive: tessuti aerei, basket, crossfit, fitness, jogging, corsa di media distanza, corsa, calcio, tennis e zumba. I dati sono organizzati in una struttura ad albero che suddivide le acquisizioni in base allo sport praticato, al soggetto e alla sessione di acquisizione (Fig.5.1) [11].

Nel presente lavoro di ricerca sperimentale i dati raccolti per la formazione del database provengono da un campione di atleti specializzati nella corsa, in particolare nella disciplina del "mezzofondo", selezionati in base a criteri che includono l'età, il sesso, e il livello di allenamento. In dettaglio, si tratta di dieci soggetti maschi con età compresa fra i 18 e i 55 anni che si allenano fino a sei volte a settimana.

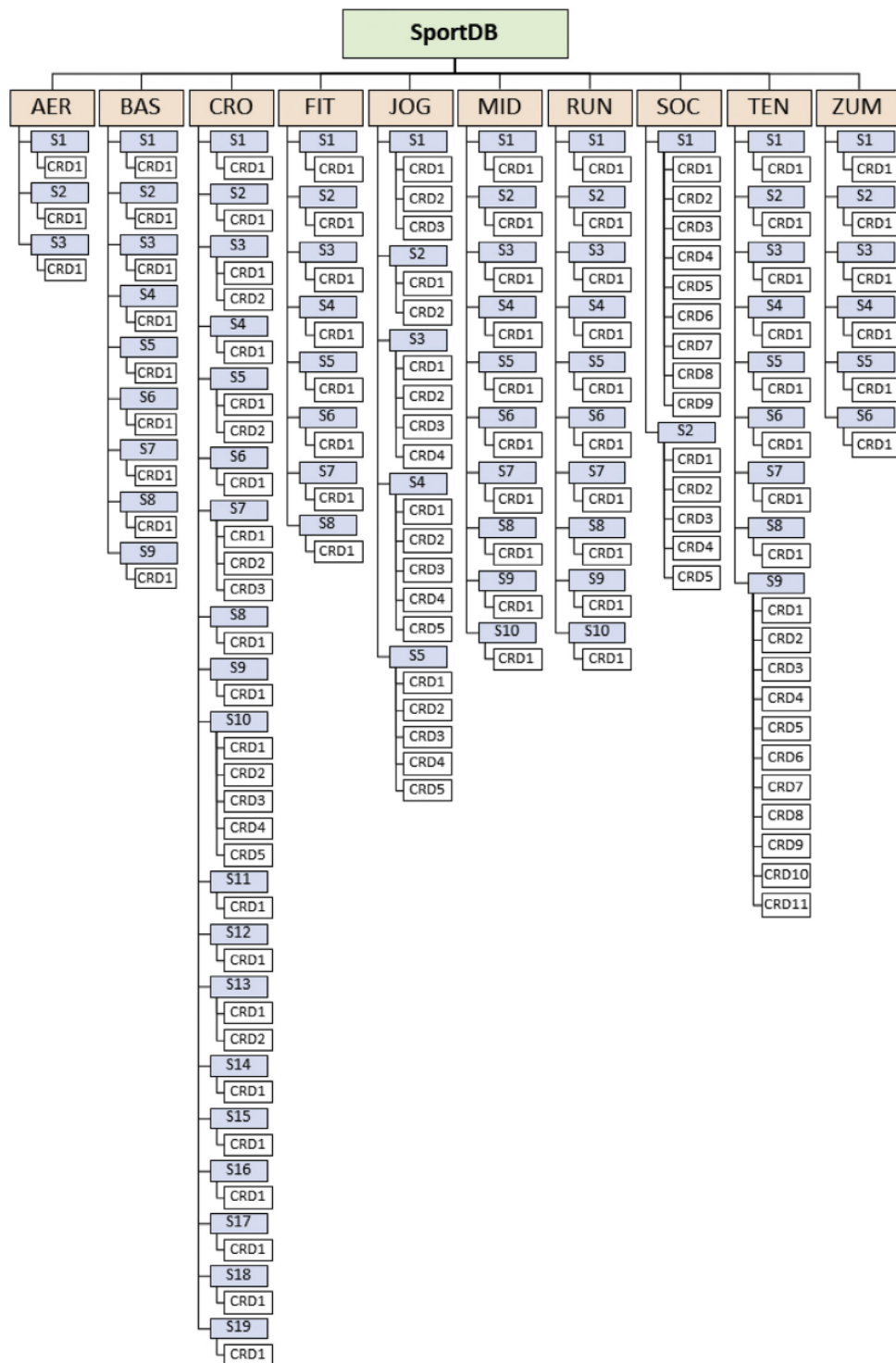


Figura 5.1: Struttura database SportDB

5.1.1 Struttura del database

Il database di riferimento è organizzato come segue.

La struttura principale della directory contiene una cartella identificata con il codice "segnali". All'interno di questa, vi è una sottocartella per ciascun soggetto che ha partecipato allo studio, e ogni soggetto è identificato con un numero progressivo (ad esempio, S1, S2, S3, ecc.). All'interno delle sottocartelle di ciascun soggetto vi è una suddivisione ulteriore che contiene le singole acquisizioni, come CRD1 o CRD2, ognuna relativa a una specifica sessione di allenamento. Nel caso del mezzofondo, ogni soggetto ha una sola acquisizione, denominata CRD1. Ogni acquisizione include un file di testo chiamato "SessioneInfo.txt", che riporta i dati demografici del soggetto, come sesso, età, peso, altezza e frequenza settimanale di allenamento. Inoltre, vi è un file chiamato "Data.mat" che contiene i segnali cardiorespiratori acquisiti, tra cui: il segnale elettrocardiografico grezzo (ECG, in mV), la serie di frequenza cardiaca (HR, in bpm), l'intervallo RR calcolato a partire dalla serie HR (in millisecondi) e la serie di frequenza respiratoria (BR, in atti respiratori per minuto).

I segnali acquisiti presentano determinate caratteristiche tecniche, riportate nel database per garantire la qualità dei dati. Ad esempio, il segnale ECG è acquisito ad una frequenza di campionamento di 250 Hz con un intervallo di ampiezza compreso tra 0,25 e 15 mV. La serie HR è calcolata automaticamente con una frequenza di campionamento di 1 Hz, mentre la serie RR deriva dalla HR attraverso la relazione $RR = \frac{60}{HR} \cdot 1000$. Anche la serie BR è registrata a 1 Hz con un range compreso tra 3 e 70 atti respiratori al minuto.

Come accennato in precedenza, i segnali cardiorespiratori vengono registrati durante l'attività sportiva attraverso la fascia BioHarness 3.0, posizionata sotto il braccio sinistro e lievemente inumidita per migliorare la conduttività elettrica (Fig. 5.2). Il protocollo di acquisizione varia in funzione dello sport praticato, con sessioni che includono fasi di riscaldamento, esercizio e recupero.

Questa struttura permette un'organizzazione ordinata e facilmente navigabile dei dati, rendendo possibile l'analisi specifica di ciascun soggetto e di ogni singola acquisizione sportiva, facilitando così la successiva elaborazione dei segnali cardiorespiratori.



Figura 5.2: Posizionamento dispositivo BioHarness 3.0 di Zephyr

5.2 Elaborazione dei dati

In questo capitolo, viene descritta in dettaglio la struttura del codice MATLAB sviluppato per analizzare i dati relativi all'ECG. L'obiettivo principale del codice è fornire strumenti per il filtraggio, per l'estrazione del segnale della respirazione (EDR) dal segnale ECG, e per rilevare con precisione i complessi QRS [13].

La modularità e la chiarezza della struttura del codice sono fondamentali per garantire l'efficacia dell'analisi e la facilità di manutenzione e aggiornamento del software.

Il codice è organizzato in un file e più funzioni, ciascuno dei quali svolge un compito specifico nel flusso di elaborazione dei dati. Questa organizzazione facilita la gestione di processi complessi e permette una chiara separazione dei diversi stadi dell'analisi, dal caricamento dei dati grezzi fino alla generazione di visualizzazioni dettagliate.

Per quanto riguarda la costruzione del database, quest'ultima si basa su segnali ECG raccolti da un sistema di acquisizione elettrocardiografico, e successivamente salvati in matrici o strutture di dati all'interno di MATLAB.

Nel file principale, definito come "CodiceTesiDEF.m", l'elaborazione inizia con il ricampionamento del segnale ECG, necessario per uniformare la lunghezza dei battiti cardiaci. I battiti, infatti, possono variare in durata per via di naturali variazioni fisiologiche e, per condurre un'analisi coerente, devono essere ricampionati in modo che abbiano una lunghezza omogenea.

Il processamento dei dati è una fase di fondamentale importanza nell'analisi del segnale ECG. Dopo aver importato e filtrato i dati grezzi, è necessario eseguire una serie di elaborazioni per estrarre informazioni significative e utili per l'analisi. Questa sezione descrive in dettaglio le funzioni principali utilizzate per il processamento dei dati, comprese le loro implementazioni e i loro ruoli specifici nel flusso di lavoro complessivo. Il filtraggio dei dati è determinante nell'analisi dell'ECG poiché consente di rimuovere il rumore dai segnali grezzi o le anomalie isolate che potrebbero influenzare i singoli battiti, migliorando, in tal modo, la qualità e l'accuratezza delle analisi successive. La progettazione del filtro Butterworth in

MATLAB viene effettuata utilizzando la funzione "butter", che restituisce i coefficienti del numeratore (b) e del denominatore (a) della funzione di trasferimento del filtro. Dopo aver progettato il filtro, è necessario applicarlo ai dati del cammino. Questo avviene utilizzando la funzione "filter" di MATLAB, che applica il filtro digitale ai dati, restituendo in tal modo i dati filtrati. Come mostrato nella figura sottostante (Fig. 5.3), è possibile osservare un confronto tra i segnali ECG grezzi e quelli filtrati. Nella parte superiore (a), si osservano i segnali ECG grezzi, mentre nella parte (b) sono riportati i segnali ECG filtrati.

ecg_signals	
1x1 struct with 10 fields	
Field ▲	Value
S1	315500x1 double
S2	271500x1 double
S3	217500x1 double
S4	248000x1 double
S5	245500x1 double
S6	240250x1 double
S7	166750x1 double
S8	210500x1 double
S9	238250x1 double
S10	276000x1 double

(a) ECG signals

f_ecg_signals	
1x1 struct with 10 fields	
Field ▲	Value
S1	315500x1 double
S2	271500x1 double
S3	217500x1 double
S4	248000x1 double
S5	245500x1 double
S6	240250x1 double
S7	166750x1 double
S8	210500x1 double
S9	238250x1 double
S10	276000x1 double

(b) Filtered ECG signals

Figura 5.3: Confronto tra ECG e ECG filtrato

Una volta acquisiti e filtrati i dati, i segnali passano attraverso un processo di elaborazione che sfrutta l'utilizzo di due funzioni principali: "pan_tompkin.m", utilizzata per la visualizzazione dei picchi R nel tratto di ECG, e "SBMM_EDR.m" utilizzata per l'estrazione dell'EDR dall'ECG.

Un passaggio significativo nel processo di elaborazione è la sincronizzazione dei battiti. La sincronizzazione viene eseguita grazie al rilevamento dei picchi R, i punti di massimo nel complesso QRS del segnale ECG, che rappresentano il momento di contrazione ventricolare del cuore. L'allineamento dei battiti su questi picchi consente di generare una rappresentazione coerente del segnale ECG, facilitando il confronto tra diversi battiti e la creazione del battito medio.

L'algoritmo pan_tompkin include un sistema di soglie dinamiche che si adattano in tempo reale in base ai livelli di segnale e rumore, garantendo così un rilevamento robusto anche in condizioni di bassa qualità del segnale. Inoltre, se il sistema rileva un intervallo di tempo anomalo tra due picchi, attiva una ricerca retroattiva per individuare eventuali complessi QRS mancati, limitando così i falsi negativi.

Di seguito, l'estrazione dell'EDR, è stata eseguita mediante la funzione SBMM_EDR, un algoritmo sviluppato per sfruttare le variazioni presenti nell'ECG che derivano dall'attività respiratoria. Il metodo si basa sulla relazione fisiologica tra il ciclo respiratorio e la modulazione del segnale ECG, in particolare nelle componenti del battito cardiaco che variano con la fase inspiratoria ed espiratoria. Questo approccio ha permesso di ottenere un segnale respiratorio continuo, senza la necessità di ricorrere a dispositivi di misurazione diretta come spirometri o pletismografi.

5.3 Risultati

I risultati emersi dall'analisi sperimentale condotta evidenziano una serie di valori relativi alle frequenze respiratorie di dieci soggetti, come è rappresentato nella tabella sottostante (Tab. 5.4).

		RESPIRAZIONI SOGGETTI (bpm)									
		S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8	S9	S10
T E M P O [s]	0 - 60	6	38	10	14	29	24	40	23	8	8
	60 - 120	17	7	21	6	26	8	34	32	36	6
	120 - 180	40	22	38	8	15	37	33	46	9	45
	180 - 240	16	31	41	6	31	28	11	16	13	16
	240 - 300	14	44	41	41	33	29	39	18	15	6
	300 - 360	34	24	12	42	33	27	13	46	6	40
	360 - 420	40	32	46	40	31	31	7	11	7	15
	420 - 480	31	35	47	41	30	40	6	13	6	8
	480 - 540	48	35	10	41	33	37	9	15	7	13
	540 - 600	24	38	34	47	37	40	21	9	6	45
	600 - 660	33	20	34	47	35	42	10	46	7	30
	660 - 720	33	41	32	33	42	36		33	45	29
	720 - 780	16	38	29	37	45	33		12	10	9
	780 - 840	11	44	37	6	37	34		26	36	34
	840 - 900	20	43		6	11	36			6	41
	900 - 960	34	41		6	6					43
	960 - 1020	45	41								44
	1020 - 1080	33									48
	1080 - 1140	23									
	1140 - 1200	20									
Min freq. (bpm)		6	7	10	6	6	8	6	9	6	6
Media freq. (bpm)		26,9000	33,7647	30,8571	26,3125	29,625	32,1333	20,2727	24,7143	14,4667	26,6667
Max freq. (bpm)		48	44	47	47	45	42	40	46	45	48

Figura 5.4: Frequenze respiratoria per ciascun soggetto e intervallo di tempo. Frequenze Min, Media, Max.

In particolar modo, il confronto è stato basato tra i dati del soggetto 1 (S1, Fig. 5.5) e del soggetto 9 (S9, Fig. 5.6) in quanto evidenziano alcune differenze notevoli sia nell'andamento del segnale ECG (I grafico) che nella respirazione derivata (EDR, II grafico) e nella frequenza respiratoria nel tempo (III grafico).

Per quanto riguarda il segnale ECG, l'S1 presenta un segnale filtrato con picchi R ben identificati, ma con un'ampiezza più variabile. Durante i primi 10 secondi, il segnale appare rumoroso, ma successivamente diventa più regolare, con una distribuzione omogenea dei picchi

R. Al contrario, l'S9 mostra un segnale ECG con un'ampiezza decisamente inferiore, che si mantiene regolare sin dall'inizio, con meno rumore e un tracciato più stabile.

Osservando il segnale respiratorio derivato dall'ECG, si nota una grande differenza tra i due soggetti. Il segnale dell'S1 mostra un'ampiezza molto alta all'inizio della misurazione, con un picco oltre 10000 mV, che si riduce rapidamente fino a livelli molto bassi per il resto del tempo, suggerendo una ridotta attività respiratoria o possibili artefatti nel segnale. Al contrario, l'S9 presenta un segnale respiratorio con ampiezze molto più basse e un'oscillazione regolare per tutto il periodo, indicando una rilevazione del segnale respiratorio più chiara e priva di disturbi.

Infine, la frequenza respiratoria nel tempo mostra una variabilità significativa per l'S1, con valori che oscillano tra 20 e 40 bpm. Questa ampia variazione suggerisce una respirazione irregolare o la presenza di rumore nel segnale. Dall'altro lato, l'S9 mostra una frequenza respiratoria più costante, che si mantiene principalmente tra 20 e 30 bpm, con minori oscillazioni e una maggiore regolarità.

In conclusione, l'S1 presenta un tracciato ECG inizialmente più rumoroso, un segnale respiratorio derivato meno stabile e una frequenza respiratoria più irregolare, mentre l'S9 ha un segnale ECG più stabile, una rilevazione dell'EDR più regolare e una frequenza respiratoria meno variabile. Queste differenze suggeriscono che i dati dell'S9 sono complessivamente più puliti e coerenti, soprattutto per quanto riguarda l'estrazione dell'EDR, che appare meno influenzata da artefatti rispetto a quelli dell'S1.

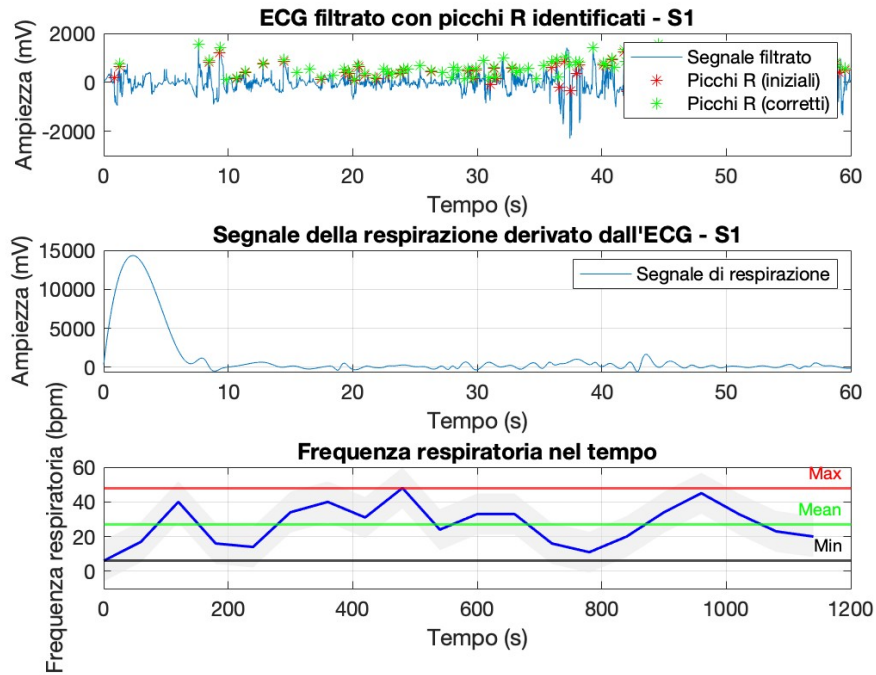


Figura 5.5: ECG e EDR per il soggetto S1

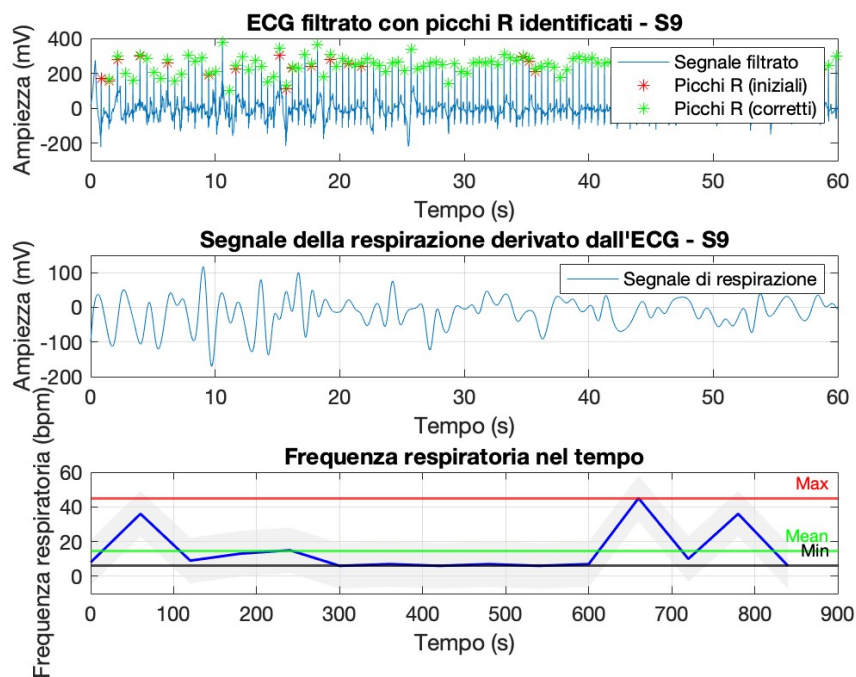


Figura 5.6: ECG e EDR per il soggetto S9

5.3.1 Confronto delle frequenze respiratorie

Analizzando le immagini sotto riportate (Fig. 5.7 e Fig. 5.8), è possibile trarre alcune considerazioni interessanti riguardo la frequenza respiratoria dei dieci soggetti (S1-S10).

La prima immagine (Fig. 5.7), che mostra il "box plot" delle frequenze respiratorie, evidenzia la distribuzione delle frequenze per ciascun soggetto, offrendo una chiara visione della variabilità interna al segnale. I soggetti come S1 e S8 presentano una maggiore variabilità, con intervalli interquartili più ampi, indicando una distribuzione più dispersa. D'altro canto, i soggetti S9 e S6 mostrano una frequenza respiratoria media significativamente più bassa rispetto agli altri, suggerendo una respirazione più lenta e regolare. Al contrario, soggetti come S2, S3 e S4 mostrano una frequenza respiratoria media più alta e una distribuzione più concentrata, suggerendo una respirazione più veloce e stabile. I valori estremi (outlier), evidenziati da croci rosse, come nel caso di S6 e S10, indicano picchi occasionali di frequenze fuori dalla norma.

La seconda immagine (Fig. 5.8), un grafico a barre che confronta le frequenze respiratorie minime, medie e massime per ciascun soggetto, evidenzia alcune differenze chiave. I soggetti S2, S3 e S4 mostrano frequenze respiratorie massime elevate, vicine ai 45 bpm, indicanti una respirazione accelerata. Il soggetto S9 ha la frequenza respiratoria media e massima più bassa, con valori che suggeriscono una respirazione significativamente più lenta rispetto agli altri. Anche S6 mostra una respirazione più bassa, ma con una media più alta rispetto a S9, pur mantenendo un picco massimo relativamente basso. La differenza tra i valori minimi e massimi, come osservato nei soggetti S1 e S8, suggerisce una respirazione più dinamica e variabile, mentre soggetti come S9 e S6 mantengono una gamma più ristretta di variazioni respiratorie.

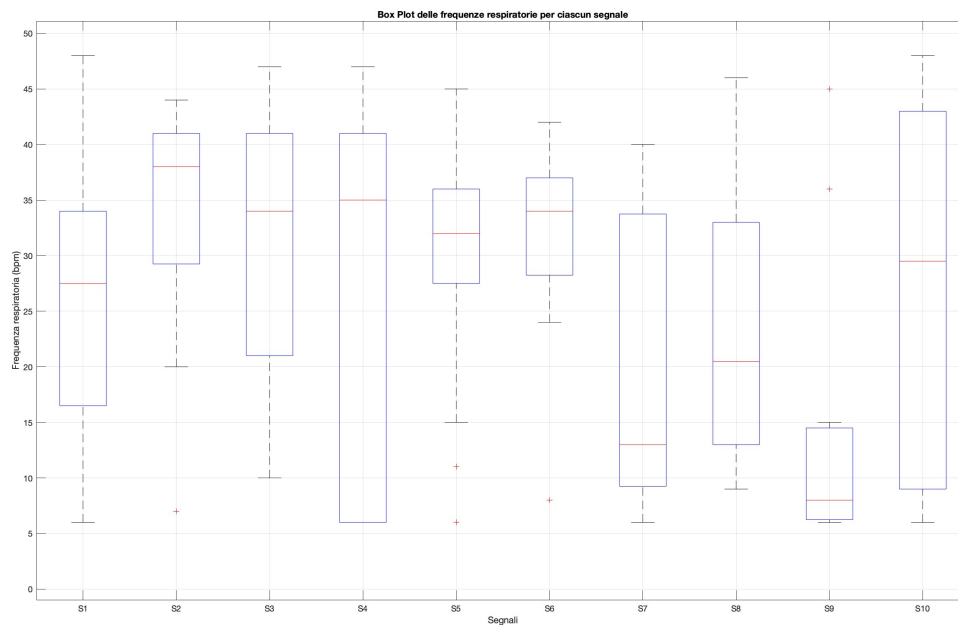


Figura 5.7: Box plot delle frequenze respiratorie per ciascun segnale

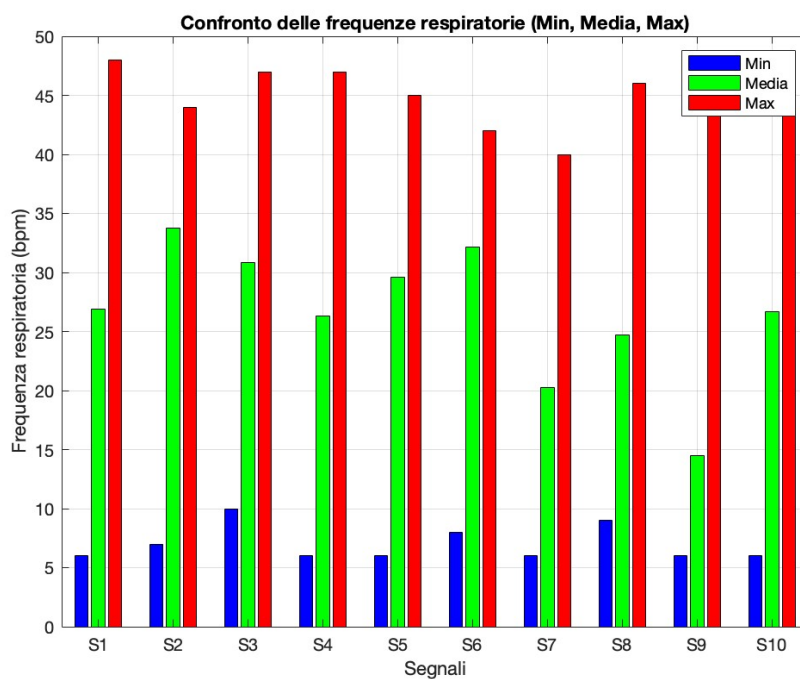


Figura 5.8: Confronto delle frequenze respiratorie (Min, Media, Max) per ciascun segnale

Discussione e conclusioni

L'analisi sperimentale delle frequenze respiratorie, ottenute dall'EDR estratto dal segnale ECG, permette di formulare considerazioni rilevanti sul livello di allenamento dei soggetti. Individui come S9, che presentano una respirazione più regolare e stabile, con valori che oscillano tra 20 e 30 atti respiratori al minuto, sembrano mostrare una maggiore capacità di controllo del respiro. Tale regolarità è tipica degli atleti, i quali tendono a sviluppare una respirazione più efficiente e costante, sia durante il riposo che durante l'esercizio fisico. Anche il segnale ECG di S9 risulta meno perturbato e più omogeneo, suggerendo una frequenza cardiaca più stabile, caratteristica comune in individui con un buon livello di condizionamento cardiovascolare.

In contrasto, il soggetto S1 manifesta una respirazione più irregolare, con variazioni tra 20 e 40 atti respiratori al minuto, che potrebbero indicare una minore efficienza o controllo respiratorio, suggerendo un livello di allenamento inferiore. Il segnale respiratorio derivato dall'ECG di S1 presenta, inoltre, maggiori disturbi, con un picco iniziale elevato seguito da un netto calo, segno di una maggiore difficoltà nel mantenere una respirazione costante o una respirazione più affannata. In generale, soggetti con frequenze respiratorie elevate e costanti potrebbero essere sotto stress fisico o sforzo maggiore, mentre quelli con frequenze più basse, come S9, potrebbero essere in uno stato di rilassamento o beneficiare di un allenamento che favorisce una respirazione più regolare ed efficiente. La variabilità respiratoria osservata in soggetti come S1 e S8 potrebbe, invece, indicare variazioni nell'attività fisica o nella risposta fisiologica durante il monitoraggio. In definitiva, questi dati offrono un quadro dettagliato dei comportamenti respiratori e possono aiutare a individuare correlazioni con altre misure fisiologiche, come il segnale ECG, contribuendo a una migliore comprensione dello stato di allenamento e delle condizioni fisiologiche dei soggetti esaminati.

La variabilità tra i soggetti può essere interpretata considerando vari fattori fisiologici, comportamentali e ambientali che influenzano la frequenza respiratoria. La condizione fisica e l'allenamento sono determinanti importanti: i soggetti più allenati tendono a mostrare una frequenza respiratoria media più bassa, con una respirazione più regolare e profonda. La capacità di un soggetto allenato di utilizzare ossigeno in modo più efficiente porta spesso a una riduzione della frequenza respiratoria a riposo. In questo contesto, soggetti come S9 e S6, che presentano una frequenza respiratoria media significativamente più bassa, potrebbero essere più allenati o in condizioni di rilassamento. La loro bassa variabilità potrebbe indicare un controllo respiratorio più efficiente.

Il livello di stress o ansia è un altro fattore rilevante: soggetti con una frequenza respiratoria più alta e variabile, come S1, S2, S3 e S4, potrebbero trovarsi in uno stato di stress, ansia o attività fisica moderata. La respirazione accelerata è spesso associata a una risposta del sistema nervoso simpatico, predominante in situazioni di stress o allerta. Questo potrebbe spiegare la presenza di outlier o di valori massimi più elevati in questi soggetti, soprattutto se sono sottoposti a sforzi o tensioni particolari durante la raccolta dei dati.

La variabilità individuale gioca anch'essa un ruolo importante. La fisiologia respiratoria varia naturalmente tra le persone. Fattori come l'età, il peso, la genetica e il sesso possono influenzare la frequenza e l'ampiezza del respiro. Soggetti come S1 e S8 mostrano una maggiore variabilità respiratoria, il che può indicare che la loro risposta respiratoria si adatta più rapidamente ai cambiamenti ambientali o di attività. Questa variabilità potrebbe riflettere differenze individuali nella regolazione autonoma del respiro.

Infine, patologie o condizioni mediche possono avere un impatto significativo sulla frequenza e sulla variabilità respiratoria. I soggetti con problemi respiratori, ad esempio, potrebbero mostrare una respirazione più irregolare e valori estremi. Anche i soggetti con problemi cardiaci possono presentare anomalie nella frequenza respiratoria, poiché cuore e respirazione sono strettamente correlati. Nel caso di S6, ad esempio, i valori minimi molto bassi possono indicare un rallentamento patologico della respirazione.

In sintesi, la variabilità respiratoria riflette sia caratteristiche intrinseche, come la condizione fisica e la regolazione autonoma, sia fattori estrinseci, come lo stress, lo stato fisico o i cambiamenti nelle condizioni ambientali, fornendo indicazioni importanti sullo stato fisiologico dei soggetti analizzati.

Bibliografia

- [1] Berne R. M., Levy M. N., Koeppen B. M. , Stanton B. A. , *Principi di fisiologia*, Elsevier, 2018.
- [2] Widmaier E. P., Raff H., Strang K. T., *Vander's Human Physiology: The Mechanisms of Body Function*, Zanichelli, 2015.
- [3] Castano P., Cocco L., De Barbieri A., D'Este L., Floriani F., Gheri G., Mondello M. R., Papa S., Petriglieri P., Pizzini G., Ridola C., Rossi S., Sacchi G., Sirigu P., Spinella S., *Anatomia umana*, edi-ermes, 3a edizione, luglio 2003.
- [4] Arisi G., Avanzolini G., Balocchi R., Baroni M., Baselli G., Bedini R., Belardinelli E., Bencivelli W., Bracale M., Bravar D., Burattini R., Cappello A., Cerutti S., Cevese A., Coppini G., Castaldo R., Degani R., Donato L., Dubini S., Fumero R., Giribona P., Giuricin C., Gnudi G., L'Abbate A., Liberati D., Macerata A., Mancini P., Marchesi C., Passolunghi P., Pinotti O., Raciti M., Taccardi B., Taddei A., Tommasini M., Trivella M.G., Valli G., Varanini M., *Bioingegneria del sistema cardiovascolare* a cura di Enzo Belardinelli Guido Valli e Carlo Marchesi, Pàtron editore, 1a edizione, settembre 1987.
- [5] Powers S. K., Howley E. T., *Fisiologia dell'esercizio - Teoria e pratica per forma fisica e performance*, Piccin, 2024.
- [6] Luciani L., *Fisiologia dell'uomo*, UTET, 2015.
- [7] Miserocchi G., *Fisiologia del sistema respiratorio*, Edi-Ermes, 2016.
- [8] Goldberger A. L., *Clinical Electrocardiography: A Simplified Approach*, Elsevier, 2017.
- [9] Scalise L., slide del corso di *Strumentazione biomedica*, Università Politecnica delle Marche, A.A. 2023/2024.
- [10] Martarelli M., slide del corso di *Misure meccaniche*, Università Politecnica delle Marche, A.A. 2023/2024.
- [11] Sbröllini A., Morettini M., Maranesi E., Marcantoni I., Nasim A., Bevilacqua R., Riccardi G.R., Burattini L., *Sport Database: Cardiorespiratory data acquired through*

- wearable sensors while practicing sports*, Data in Brief, vol. 27, 2019, 104793. doi: 10.1016/j.dib.2019.104793.
- [12] Meek S., Morris F., *ABC of clinical electrocardiography: Introduction. I—Leads, rate, rhythm, and cardiac axis*, British Medical Journal, vol. 324, 2002, pp. 415-418. doi: 10.1136/bmj.324.7334.415.
- [13] Varon C., Morales J., Lázaro J., Orini M., Deviaene M., Kontaxis S., Testelmans D., Buyse B., Borzée P., Sörnmo L., Laguna P., Gil E., Bailón R., *A Comparative Study of ECG-derived Respiration in Ambulatory Monitoring using the Single-lead ECG*, Scientific Reports, vol. 10, 2020, 5704. doi: 10.1038/s41598-020-62624-5.

Ringraziamenti