



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in INGEGNERIA BIOMEDICA

**COSTRUZIONE DI UN DATABASE DI SEGNALI CARDIORESPIRATORI
TRAMITE SENSORI INDOSSABILI**

**CONSTRUCTION OF A DATABASE OF CARDIORESPIRATORY SIGNALS
USING WEARABLE SENSORS**

RELATRICE: Dott.ssa Agnese Sbrollini

CORRELATRICE: Prof.ssa Laura Burattini

STUDENTE: Nicolò Garofalo

A.A. 2023 / 2024

ABSTRACT

L'organismo umano è governato principalmente da due sistemi che cooperano per il sostentamento continuo del corpo. Questi due sistemi sono quello cardiaco e respiratorio. Il primo si occupa di far circolare le varie sostanze nutritive, e non solo, attraverso l'organismo mediante una pompa (il cuore) e dei canali di circolazione (vene e arterie). Il secondo invece si occupa di fornire alle cellule del corpo la principale sostanza di sostentamento, ovvero l'ossigeno, essenziale per poterle mantenere in vita e garantire il loro corretto funzionamento. L'ossigeno viene trasportato fino a destinazione dal sangue, il quale viene pompato dal cuore attraverso le varie vene e arterie.

Per l'analisi dei parametri cardio-respiratori è possibile utilizzare una moltitudine di strumenti. Tra le varie metodologie di acquisizione ricordiamo: la spirometria, che analizza i volumi e capacità polmonari, e l'elettrocardiogramma, il quale effettua una panoramica generale dell'attività elettrica cardiaca. Una particolarità di questo ultimo metodo di analisi è la sua versatilità; infatti, da esso è possibile ricavare altri parametri, tra cui i segnali respiratori derivati dall'elettrocardiogramma (EDR). Ultimamente si è cercato di rendere gli strumenti sempre più piccoli e facili da indossare, al fine di rendere le analisi meno invasive e più veritiere. Il loro continuo monitoraggio ci permette di osservare alcuni aspetti non accessibili da altri tipi di strumenti.

Questa tesi si concentra, appunto, sulla costruzione di un database di segnali cardiorespiratori utilizzando sensori indossabili. La ricerca effettuata ha coinvolto l'uso del sensore indossabile Bioharness 3.0, una fascia toracica che rileva dati cardio-respiratori tramite elettrodi. I dati raccolti sono stati archiviati in un database, fornendo una base per l'analisi clinica e di ricerca. Lo studio ha coinvolto dieci soggetti (cinque uomini e cinque donne) di circa 22 anni. I soggetti sono stati sottoposti ad un protocollo di acquisizione, che consiste in una fase di inspirazione profonda seguita da una espirazione totale e da una fase di apnea. I risultati ottenuti da questo studio sono composti da una raccolta di dati cardio-respiratori sotto forma di elettrocardiogrammi (ECG), correlati a specifici soggetti. Lo studio evidenzia le potenzialità dei sensori indossabili nella raccolta di dati medici e apre la strada a nuove applicazioni nel monitoraggio continuo e non invasivo della salute cardiorespiratoria.

INDICE

INTRODUZIONE	I
1. SISTEMA CARDIOVASCOLARE	I
1.1. CUORE	1
1.1.1. PERICARDIO.....	2
1.1.2. PARETE CARDIACA.....	3
1.1.3. MORFOLOGIA ESTERNA E CIRCOLAZIONE CORONARIA.....	3
1.1.4. CAMERE E VALVOLE DEL CUORE.....	4
1.1.5. CIRCOLAZIONE DEL SANGUE NEL CUORE.....	5
1.1.6. MUSCOLO CARDIACO.....	6
1.1.7. SISTEMA DI CONDUZIONE.....	7
1.1.8. CONTRAZIONE DEL CUORE.....	8
1.1.9. REGOLAZIONE DEL CUORE.....	9
1.2. VASI SANGUIGNI	10
1.2.1. STRUTTURA DI ARTERIE E VENE.....	12
1.2.2. TIPI DI ARTERIE.....	13
1.2.3. CAPILLARI.....	13
1.2.4. TIPI DI VENE.....	14
1.2.5. CIRCOLAZIONE POLMONARE.....	15
1.2.6. CIRCOLAZIONE SISTEMICA.....	16

2.	<i>SISTEMA RESPIRATORIO</i>	17
2.1.	NASO E CAVITA' NASALI.....	19
2.2.	FARINGE	20
2.3.	LARINGE.....	21
2.4.	TRACHEA	22
2.5.	ALBERO BRONCHIALE	23
2.6.	ALVEOLI	24
2.7.	POLMONI.....	25
2.8.	PARETE TORACICA E MUSCOLI DELLA RESPIRAZIONE	26
2.9.	PLEURA	27
2.10.	VASCOLARIZZAZIONE.....	28
2.11.	MECCANICA RESPIRATORIA	29
3.	<i>STRUMENTAZIONE UTILIZZATA E I RELATIVI SEGNALI</i>	32
3.1.	SPIROMETRIA	32
3.1.1.	FUNZIONAMENTO DELLO SPIROMETRO.....	32
3.1.2.	MISURA DEL VOLUME RESIDUO.....	35
3.1.3.	PNEUMOTACOGRAFO.....	37
3.2.	ELETTROCARDIOGRAMMA	39
3.2.1.	ANALISI TRACCIATO ECG.....	40
3.2.2.	POSIZIONAMENTO DEGLI ELETTRODI E L'ELETTROCARDIOGRAFO	43
3.2.3.	I DIVERSI TIPI DI DERIVAZIONI.....	46

3.2.4.	L'ELETTROCARDIOGRAFO.....	48
3.2.5.	REGISTRATORE HOLTER.....	51
3.3.	STRUMENTAZIONE INDOSSABILE E PORTATILE	53
4.	<i>COSTRUZIONE DEL DATABASE</i>	57
4.1.	PROTOCOLLO DI ACQUISIZIONE.....	57
4.2.	BIOHARNESS 3.0	58
4.3.	METODO	59
4.4.	RISULTATI	61
	<i>DISCUSSIONE E CONCLUSIONE.....</i>	<i>II</i>
	<i>BIBLIOGRAFIA.....</i>	<i>III</i>
	<i>RINGRAZIAMENTI.....</i>	<i>V</i>

INTRODUZIONE

La respirazione è una delle attività di cui l'essere umano non può fare a meno; infatti, lo accompagna durante tutto il corso della sua vita.

La sua attivazione avviene nel momento in cui il bambino viene messo al mondo. Durante il parto, il neonato passa da un ambiente liquido (il liquido amniotico nell'utero) a un ambiente aereo. Il pianto aiuta a espandere i polmoni e a far entrare l'aria nelle vie respiratorie per la prima volta. Questo processo è cruciale per stabilire una respirazione autonoma.

Il corpo umano è capace di rendere questa attività vitale sia autonoma che controllata; infatti, è possibile regolare la sua intensità e frequenza volontariamente e se questo non avviene l'attività respiratoria sarà gestita in maniera autonoma.

Le capacità respiratorie possono essere modificate attraverso un adeguato allenamento. Infatti, l'essere umano è capace di migliorare il sistema respiratorio in modo da superare i propri limiti, un esempio molto affascinante è la pratica dell'apnea, nel quale il nuotatore riesce a trattenere il respiro per molto tempo ed andare in profondità.

Proprio per la sua importanza e complessità è essenziale monitorare la sua attività, soprattutto se si tratta di un soggetto a rischio, come un fumatore cronico che ha danneggiato il suo sistema respiratorio. Oltre allo scopo clinico possono essere effettuate delle analisi di ricerca per poter andare a scoprire caratteristiche che prima non erano conosciute.

I segnali respiratori, insieme a quelli cardiaci sono quelli più importanti da analizzare, perché sono due funzioni che cooperano per il corretto funzionamento dell'organismo e senza di essi la vita umana non sarebbe possibile.

Esistono diversi modi con cui ricavare i parametri respiratori; infatti, ci sono strumenti di varia natura e algoritmi utilizzati al fine di questo tipo di analisi.

Lo scopo di questa tesi è, appunto ricavare dati relativi all'attività cardio-respiratoria attraverso sensori indossabili, in modo da avere informazioni valide sul suo funzionamento. Tutti i dati poi verranno raccontati ed inseriti in un database.

1. SISTEMA CARDIOVASCOLARE

Il sistema cardiovascolare funge da vero e proprio sistema di trasporto di ossigeno e nutrienti per tutti gli organi, tessuti e cellule dell'organismo e permette, inoltre, di raccogliere l'anidride carbonica e le sostanze di scarto, che verranno eliminate in un secondo momento.

In termini pratici, possiamo concepire il sistema cardiocircolatorio come un insieme di tubi, ovvero i vasi sanguigni; nei quali passa un liquido, cioè il sangue; il tutto connesso ad una pompa, il cuore, il quale spinge continuamente il sangue attraverso il sistema cardiovascolare. Il sangue raccoglie l'ossigeno e i vari nutrienti, per poi rilasciarli alle cellule dell'organismo. Al tempo stesso il sangue raccoglie i rifiuti cellulari, i quali saranno eliminati dall'organismo. Un altro importante ruolo che svolge il sistema cardiocircolatorio è quello di comunicazione tra le cellule e la difesa dell'organismo dagli agenti esterni. [1], [2]

1.1. CUORE

Il cuore è uno degli organi principali che ci permette di rimanere in vita.

Le funzioni del cuore includono:

1. Generare la pressione del sangue: le contrazioni del cuore generano la pressione del sangue, che permette il suo movimento all'interno dei vasi sanguigni;
2. Separare il sangue: il cuore separa la piccola circolazione da quella grande e garantisce la miglior fornitura possibile di ossigeno al sangue che poi verrà spedito verso i tessuti;
3. Assicurare l'unidirezionalità del sangue: questa viene garantita dalla presenza di valvole che impediscono al sangue di tornare indietro;
4. Regolare l'apporto di sangue: la variazione della frequenza e forza di contrazione adeguano la quantità di sangue, in base alle necessità metaboliche dei tessuti.

Il cuore ha la forma di un cono ed ha le dimensioni di un pugno chiuso. La punta arrotondata del cono è l'apice, rivolta verso il basso e la parte opposta del cono più grande ed appiattita è la base, rivolta verso l'alto. È localizzato nel mediastino (fig. 1.1) che è una cavità mediana della cavità toracica che

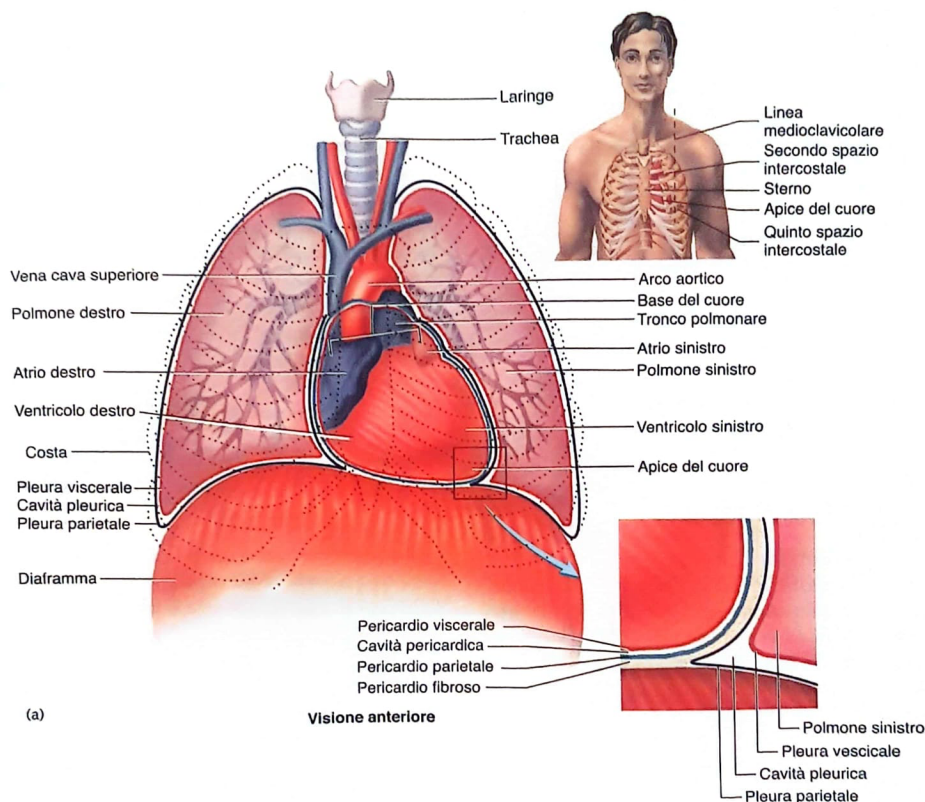


Figura 1.1 Posizione del cuore all'interno del torace. [3]

contiene anche la trachea, l'esofago e altre strutture, e poggia in basso sul diaframma. Esso risulta, rispetto al piano sagittale mediano, essere ruotato e spostato leggermente a sinistra. [3]

1.1.1. PERICARDIO

Il pericardio è un sacco chiuso a doppia parete che circonda il cuore. Esso è costituito da un robusto strato esterno di tessuto connettivo fibroso, chiamato pericardio fibroso, ed uno strato interno sottile e trasparente, chiamato pericardio sieroso. Il primo previene una eccessiva distensione del cuore e lo ancora all'interno del mediastino. Il secondo viene a sua volta suddiviso in due parti, quella a stretto contatto con il pericardio fibroso, chiamata pericardio parietale, e quella che riveste la parte esterna del cuore chiamata pericardio viscerale. La cavità pericardica che si va a creare tra la parte viscerale e parietale è riempita da un liquido pericardico che permette di ridurre l'attrito quando il cuore si muove all'interno del sacco pericardico. [3]

1.1.2. PARETE CARDIACA

La parete cardiaca è costituita da tre strati: l'epicardio, il miocardio e l'endocardio.

Il primo corrisponde al pericardio viscerale, precedentemente citato.

Il secondo è costituito da cellule del muscolo cardiaco ed è grazie a loro che il cuore riesce a contrarsi e permettere al sangue di raggiungere tutto il corpo. All'interno di questo strato possiamo fare una netta distinzione tra il miocardio atriale, il quale molto più sottile rispetto al miocardio ventricolare.

Il terzo e ultimo strato è l'endocardio, ovvero la superficie interna e liscia delle cavità del cuore. La sua peculiarità è quella di essere, appunto, liscia e questo permette al sangue di scorrere facilmente attraverso le cavità del cuore. L'endocardio riveste anche le superfici delle valvole cardiache. [3]

1.1.3. MORFOLOGIA ESTERNA E CIRCOLAZIONE CORONARIA

Il cuore è costituito da quattro camere, due atri e due ventricoli. Gli atri presentano pareti sottili e sono collocate nella parte superiore e posteriore del cuore, mentre i ventricoli hanno una parete più spessa ed occupano la parte anteriore ed inferiore del cuore. Il cuore è collegato da varie vene e arterie. La vena cava superiore e la vena cava inferiore portano il sangue dal corpo all'atrio destro, mentre quattro vene polmonari portano sangue dai polmoni e all'atrio sinistro.

Ci sono poi due arterie, ovvero l'aorta ed il tronco polmonare che fanno uscire il sangue dal cuore. La prima, che è l'arteria principale e con la sezione più grande del nostro corpo, trasporta il sangue dal ventricolo sinistro al corpo, mentre la seconda porta il sangue dal ventricolo destro ai polmoni.

È presente un grande solco coronario che divide gli atri dai ventricoli, mentre ci sono altri due che dividono i ventricoli destro e sinistro (fig. 1.2). All'interno di essi passano le arterie principali che forniscono sangue alla parete cardiaca, queste sono chiamate arterie coronarie destra e sinistra ed entrambe nascono dall'aorta.

Un aspetto interessante è quello legato alle anastomosi, che riforniscono principalmente il miocardio, i quali sono collegamenti diretti tra i rami di un'arteria e rami di arterie diverse. Queste congiunzioni permettono garantire un continuo passaggio di sangue anche nelle arterie bloccate. Per aumentare la densità, il numero e l'estensione delle anastomosi è necessario praticare esercizio aerobico e questo ci permette di sopravvivere all'ostruzione di una piccola arteria coronaria.

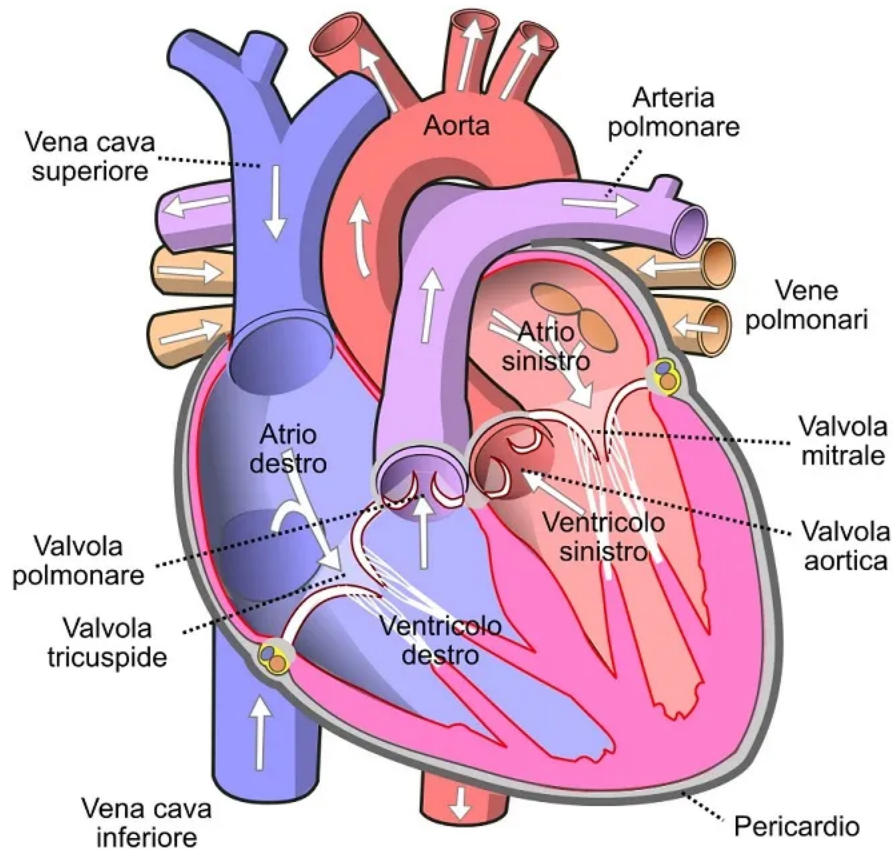


Figura 1.2 Camere interne al cuore e collegamenti esterni

Invece la vena che drena il sangue dal lato sinistro del cuore è la grande vena cardiaca, mentre il compito di drenare il sangue dal margine destro del cuore spetta alla piccola vena cardiaca. Queste vene convergono poi in un'altra vena chiamata seno coronario che si apre nell'atrio destro.

Il flusso di sangue in questi vasi non viene fornito in maniera continua; infatti, quando il muscolo cardiaco si contrae, questi vasi sanguigni si comprimono ed il sangue non fluisce facilmente al loro interno. [3] [2]

1.1.4. CAMERE E VALVOLE DEL CUORE

Come detto in precedenza il cuore è suddiviso in quattro camere. Le prime due che andiamo a trattare sono l'atrio destro e sinistro. Il primo riceve il sangue dalla grande circolazione attraverso la vena cava superiore e la vena cava inferiore. Quella superiore porta il sangue che proviene dalla testa, dal

collo, dagli arti superiori e dal torace, mentre quella inferiore porta il sangue proveniente dal resto del tronco, dai visceri e dagli arti inferiori. I due atri sono separati dal setto interatriale.

Il sangue che passa per la circolazione polmonare viene prima raccolto da piccole vene, che man mano confluiscono per formare le quattro vene polmonari, due per ogni polmone. La parete posteriore dell'atrio sinistro riceve il sangue dalle vene polmonari.

Gli atri si aprono nei ventricoli attraverso orifizi atrioventricolari. Il ventricolo destro si apre nel tronco polmonare ed il ventricolo sinistro si apre nell'aorta. I due ventricoli sono separati dal setto interventricolare.

Nel passaggio tra atri e ventricoli sono presenti delle valvole atrioventricolari, che impediscono il reflusso del sangue negli atri. La valvola collocata tra l'atrio e il ventricolo destro è chiamata valvola tricuspide, proprio per essere caratterizzata da tre cuspidi, mentre quella tra atrio e ventricolo sinistro è detta valvola bicuspidale.

I ventricoli sono costituiti da muscoli papillari, che quando si contraggono tirano delle corde tendinee inserite nelle cuspidi, i quali impediscono alle valvole di aprirsi negli atri in modo da impedire il reflusso di sangue.

All'interno dell'orifizio dell'aorta e del tronco polmonare ci sono le valvole semilunari aortica e polmonare che impediscono al sangue di fluire dall'aorta o dal tronco polmonare verso i ventricoli, chiudendo il passaggio nel momento del bisogno. [3] [2]

1.1.5. CIRCOLAZIONE DEL SANGUE NEL CUORE

È importante specificare che entrambi gli atri e ventricoli si contraggono nello stesso momento. Il periodo compreso tra l'inizio di un battito ed il seguente è detto ciclo cardiaco, il quale presenta cicli alternati di contrazione e di rilasciamento, di conseguenza possiamo distinguere due fasi, ovvero la sistole e la diastole. Durante la prima una camera spinge il sangue nella camera adiacente o tronco arterioso, mentre durante la diastole, che avviene subito dopo, c'è la fase di rilasciamento in cui la camera si riempie di sangue e si prepara alla prossima sistole.

Il sangue proveniente dalla circolazione sistemica¹ entra nell'atrio destro, dove la maggior parte transita nel ventricolo destro quando questo si rilassa, dopodiché l'atrio destro si contrae ed il sangue rimanente nell'atrio viene spinto nel ventricolo destro. La contrazione di quest'ultimo porta la valvola tricuspidale alla chiusura, mentre porta all'apertura la valvola semilunare dell'arteria polmonare, in modo da permettere al sangue di passare per l'arteria polmonare.

Il sangue che ritorna dai polmoni entra nell'atrio sinistro attraverso le quattro vene polmonari e come per l'atrio destro, si andrà a riversare nel ventricolo sinistro completando il suo riempimento con la contrazione dell'atrio sinistro.

Quando il ventricolo sinistro si contrae, la valvola bicuspidale si chiude mentre le valvole semilunari aortiche si aprono, consentendo al sangue di fluire nell'aorta. [3] [2] [1]

1.1.6. MUSCOLO CARDIACO

Le cellule muscolari cardiache contengono miofilamenti di actina e miosina, che si congiungono estremità con estremità per formare miofibrille. Questi miofilamenti sono responsabili della contrazione muscolare e la loro organizzazione dà loro un aspetto striato.

L'adenosina trifosfato (ATP) fornisce l'energia per la contrazione del muscolo cardiaco e la produzione di questa dipende dalla disponibilità di ossigeno. Il muscolo in questione non ne sopporta quantità importanti, che invece interferirebbero con la funzione cardiaca, anche perché le cellule che lo compongono sono ricche di mitocondri. Inoltre, l'estesa rete capillare offre un adeguato approvvigionamento di ossigeno alle cellule muscolari cardiache. Le cellule si legano per le estremità e lateralmente a cellule adiacenti con contatti chiamati dischi intercalari. Le cellule si connettono tra loro con strutture specializzate della membrana plasmatica chiamate desmosomi e gap junctions che funzionano come aree di bassa resistenza elettrica tra le cellule, permettendo ai potenziali d'azione di passare da una cellula all'altra. Le cellule si comportano in maniera indipendente e le loro contrazioni avvengono in maniera estremamente coordinata. [3]

¹ Chiamata anche grande circolazione, è quella che porta il sangue in tutto il corpo tranne che nei polmoni

1.1.7. SISTEMA DI CONDUZIONE

Il sistema di conduzione del cuore è composto da cellule muscolari cardiache modificate che formano due nodi e un fascio di conduzione che distribuiscono lo stimolo. I due nodi sono contenuti all'interno delle pareti dell'atrio. Uno è il nodo senoatriale (SA) posto vicino allo sbocco della vena cava superiore, mentre il secondo è il nodo atrioventricolare (AV) posto vicino alla valvola atrioventricolare destra (fig. 1.3).

Il nodo AV dà origine ad un fascio di conduzione del cuore, chiamato fascio atrioventricolare. I rami terminali inferiori dei fasci sono chiamati fibre di Purkinje e sono fibre muscolari cardiache di diametro maggiore. Queste hanno meno miofibrille della maggior parte delle cellule muscolari cardiache e non si contraggono fortemente. Una loro peculiarità è che in esse i potenziali d'azione viaggiano molto più rapidamente. Le cellule muscolari hanno la capacità di generare spontaneamente potenziali.

Le cellule del nodo SA generano potenziali di azione ad una frequenza più elevata e sono dette pacemaker. I potenziali d'azione si diffondono dal nodo SA alle fibre muscolari cardiache adiacenti dell'atrio. I potenziali d'azione vanno dal nodo SA al nodo AV ad una velocità maggiore rispetto a

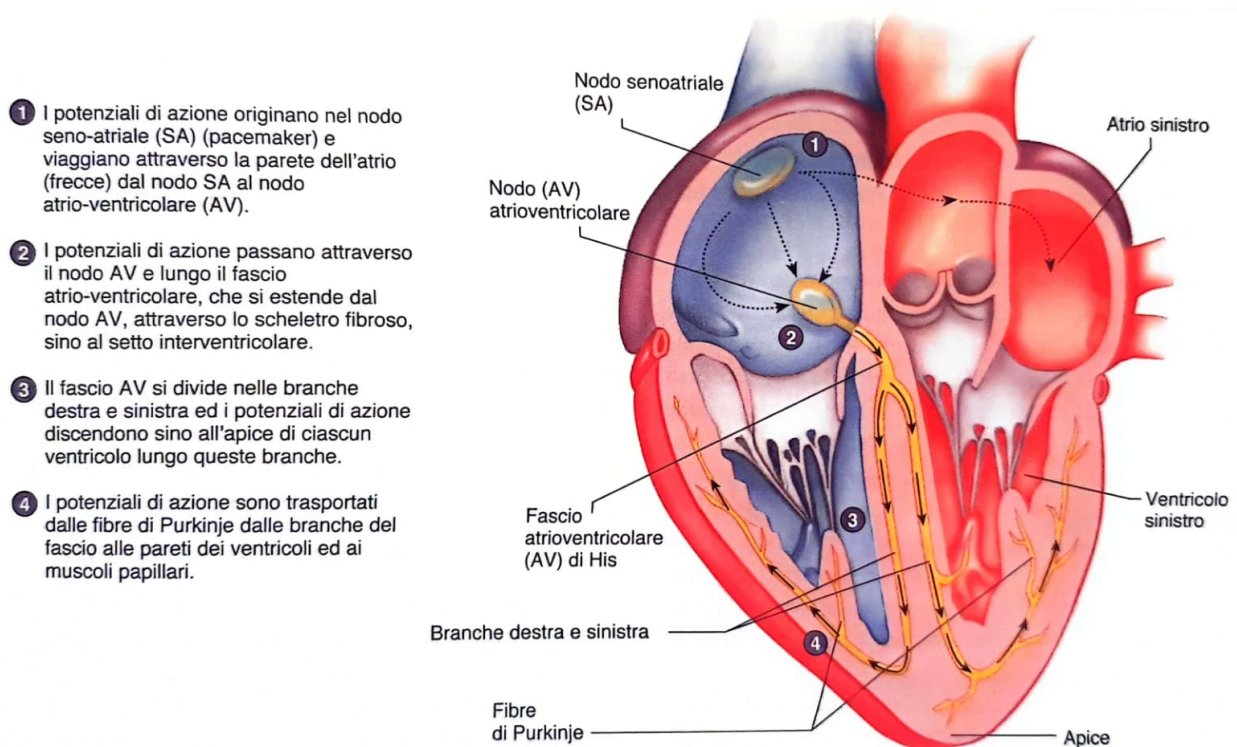


Figura 1.3 Conduzione dei potenziali d'azione all'interno del cuore [3]

quanto vengano trasmesse al resto delle fibre muscolari atriali. Questo stimolo interessa solo gli atri. La velocità di conduzione del potenziale d'azione è dovuta, in parte, al diametro delle fibre muscolari. Una volta che i potenziali passano dal nodo AV ai fasci di conduzione altamente specializzati, la velocità di conduzione aumenta notevolmente. I potenziali di azione passano attraverso le branche destra e sinistra del fascio ed attraverso le singole fibre di Purkinje che penetrano nel miocardio dei ventricoli. A causa della disposizione del sistema di conduzione, la prima parte del miocardio ventricolare che inizia a contrarsi è la parete interna del ventricolo vicino l'apice. Così la contrazione ventricolare comincia dall'apice ed avanza in tutto il resto del ventricolo. [2] [1]

1.1.8. CONTRAZIONE DEL CUORE

Nel muscolo cardiaco il potenziale d'azione dà inizio all'accoppiamento eccitazione-contrazione (accoppiamento E-C), quale viene generato spontaneamente nelle cellule pacemaker cardiache e si propaga alle cellule contrattili attraverso le giunzioni comunicanti.

Una proprietà fondamentale delle cellule del muscolo cardiaco è la capacità di una singola cellula muscolare di eseguire contrazioni graduate, nelle quali la cellula varia l'entità della forza che può generare. La forza generata da un muscolo cardiaco è proporzionale al numero di ponti trasversali attivi. Il numero di ponti trasversali attivi è determinato dalla quantità di Ca^{2+} legata alla troponina². Un altro fattore che influenza la forza di contrazione nel miocardio è la lunghezza del sarcomero³.

Nel caso del muscolo cardiaco il Ca^{2+} svolge un ruolo molto importante nel potenziale d'azione.

La fase di depolarizzazione rapida del potenziale d'azione delle cellule contrattili miocardiche è il risultato dell'ingresso di Na^+ , e la successiva ripolarizzazione dovuta al K^+ che esce dalla cellula. Una particolarità della cellula contrattile miocardica è che il potenziale d'azione è prolungato dall'ingresso di Ca^{2+} . Andiamo ad analizzare le diverse fasi del potenziale d'azione:

- Fase 4: potenziale di membrana a riposo. Le cellule contrattili miocardiche hanno un potenziale di riposo stabile di circa -90 mV.

² In biochimica, complesso proteico, appartenente al sistema delle proteine regolatrici presente nelle miofibrille, caratterizzato dalla notevole affinità per gli ioni calcio e dalla tendenza a unirsi alla tropomiosina [12]

³ L'unità contrattile presente in serie lineare in ogni miofibrilla della fibra muscolare striata [13]

- Fase 0: depolarizzazione. Quando un'onda di depolarizzazione si diffonde in una cellula contrattile attraverso le giunzioni comunicanti, il potenziale di membrana diventa più positivo. Di conseguenza, i canali del Na^+ si aprono, permettendo di farlo entrare nella cellula e depolarizzarla rapidamente. Il potenziale di membrana raggiunge i +20 mV prima che i canali si chiudano
- Fase 1: ripolarizzazione iniziale. Quando i canali del Na^+ si chiudono, la cellula comincia a ripolarizzarsi mentre il K^+ esce attraverso i suoi canali aperti.
- Fase 2: il plateau. La ripolarizzazione iniziale è molto breve. Il potenziale d'azione raggiunge poi un plateau come risultato di due eventi: la diminuzione di K^+ e l'aumento di Ca^{2+} . I canali di quest'ultimo si aprono lentamente durante le fasi 1 e 0.
- Fase 3: ripolarizzazione rapida. In questa fase i canali lenti di K^+ si aprono, lasciandolo uscire velocemente, riportando la cellula al suo potenziale di riposo

L'ingresso di Ca^{2+} durante la fase 2 prolunga la durata del potenziale d'azione miocardico, che aiuta ad evitare l'insorgenza di una contrazione mantenuta nel tempo. È molto importante evitare questa condizione perché i muscoli cardiaci devono rilassarsi tra una contrazione e l'altra, affinché i ventricoli possano riempirsi di sangue.

Il periodo refrattario è il periodo di tempo che segue un potenziale d'azione, durante il quale uno stimolo normale non può generare un secondo potenziale.

Le cellule autoritmiche miocardiche hanno la capacità di generare potenziali d'azione in assenza di stimoli provenienti dal sistema nervoso. Questa capacità deriva dal loro potenziale di membrana instabile, che parte da -60 mV e sale lentamente verso un valore soglia. Questo potenziale è detto potenziale pacemaker e ogni volta che un potenziale pacemaker depolarizza la cellula portandola al valore soglia, la cellula autoritmica innesca un potenziale d'azione. [1] [2]

1.1.9. REGOLAZIONE DEL CUORE

La contrazione del muscolo cardiaco è autonoma, ovvero non ha bisogno di uno stimolo ormonale o nervoso. Quest'ultimo però può modificare all'occorrenza il ritmo di base della contrazione. Infatti, la frequenza di base del cuore è regolata dalle cellule pacemaker del nodo SA, la quale può essere modificata dal sistema nervoso autonomo. La divisione del simpatico e del parasimpatico forniscono innervazione al cuore tramite il plesso cardiaco.

Ormoni che contribuiscono alla modifica dell'andamento cardiaco sono la noradrenalina e l'acetilcolina. La prima aumenta sia la frequenza cardiaca che la forza di contrazione; invece, la seconda riduce sia la frequenza cardiaca che la forza di contrazione.

La stimolazione del centro cardio-acceleratore attiva i neuroni simpatici, mentre il centro cardioinibitore governa l'attività dei neuroni parasimpatici. Questi centri ricevono input da centri nervosi superiori presenti a livello ipotalamico.

Il segnale elettrico che dà origine alla contrazione comincia quando il nodo SA innesca un potenziale d'azione e la depolarizzazione si diffonde alle cellule adiacenti attraverso le giunzioni comunicanti. Quando i potenziali d'azione si propagano attraverso gli atri, incontrano lo scheletro fibroso del cuore alla giunzione tra atri e ventricoli, la quale impedisce il trasferimento di segnali elettrici. Solo attraverso il nodo AV i potenziali d'azione possono raggiungere le fibre contrattili dei ventricoli.

Una seconda funzione del nodo AV è quella di ritardare leggermente la trasmissione dei potenziali d'azione, permettendo agli atri di completare la loro contrazione prima dell'inizio della contrazione ventricolare. Il ritardo del nodo AV è determinato da un rallentamento della conduzione attraverso le cellule nodali. [1] [2]

1.2. VASI SANGUIGNI

L'apparato circolatorio è un sistema chiuso, composto da due serie di vasi: i vasi polmonari e quelli sistemici. I primi trasportano il sangue dal ventricolo destro ai polmoni, per poi ritornare di nuovo al cuore; mentre i secondi trasportano il sangue dal ventricolo sinistro a tutto l'organismo per poi ritornare di nuovo al cuore, più precisamente nell'atrio destro. Questi vasi si ramificano formando numerosi vasi più piccoli che raggiungono tutti gli organi. All'interno di essi, le arterie si ramificano formando numerosi vasi più piccoli, detti capillari, dove avvengono gli scambi gassosi e chimici tra il sangue e i fluidi interstiziali mediante la loro parete. Una volta che il sangue lascia i capillari, esso entra in una rete di piccole vene che convergono in vene più grandi (fig. 1.4).

Le principali cinque funzioni dell'apparato circolatorio sono:

1. Trasporto del sangue: spostamento di sangue dal cuore ai vari tessuti del corpo e viceversa.
2. Scambio di sostanze nutritive, scorie e gas con i tessuti: scambio di sostanze dai vasi alle cellule dell'organismo e viceversa.

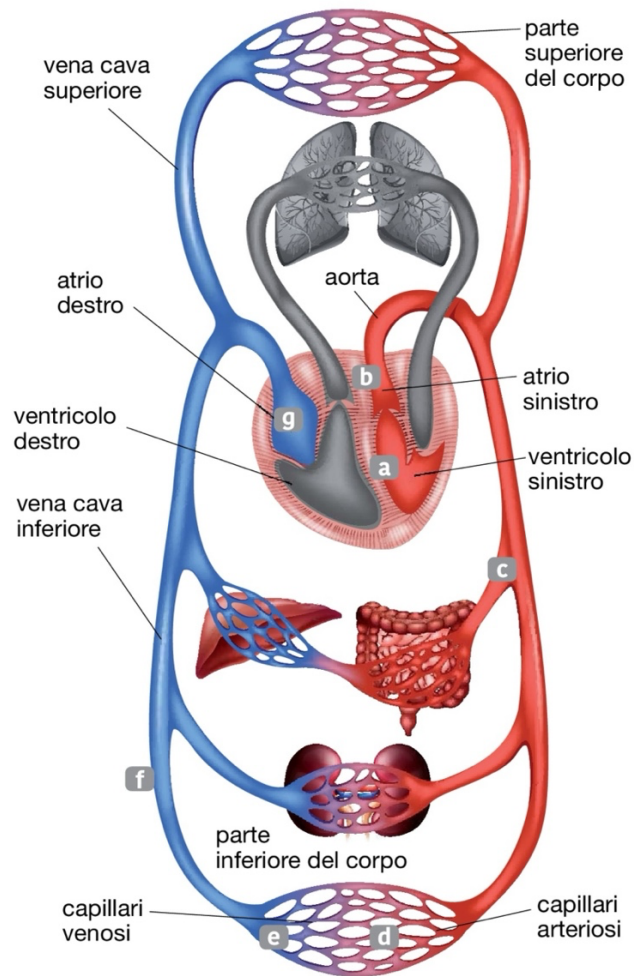


Figura 1.4 Circolazione polmonare rappresentata in bianco e nero e circolazione sistemica rappresentata a colori, dove la parte blu indica i vasi dove scorre il sangue deossigenato, mentre quelli rossi indicano quelli con il sangue ossigenato

3. Trasporto di sostanze: gli ormoni, le componenti del sistema immunitario, le molecole necessarie per la coagulazione, gli enzimi, le sostanze nutritive, i gas, le scorie ed altre sostanze sono trasportate a tutte le aree del corpo.
4. Regolazione della pressione sanguigna: l'apparato circolatorio e il cuore collaborano per mantenere la pressione sanguigna in un range di valori normali.
5. Direzione del flusso ematico ai tessuti: l'apparato circolatorio dirige il sangue ai tessuti e ne modifica il flusso quando è necessario.

I vasi sanguiferi sono organi cavi ed i principali sono le arterie, le vene e i capillari. Le pareti delle arterie e delle vene sono costituite da tre strati che dall'interno all'esterno sono la tonaca intima, la tonaca media e la tonaca avventizia. [3] [2]

1.2.1. STRUTTURA DI ARTERIE E VENE

La tonaca intima è costituita da endotelio, una membrana basale, la lamina propria che è uno strato di tessuto connettivo ed uno strato fenestrato di fibre elastiche chiamato membrana elastica interna. Quest'ultimo separa la tonaca interna da quella media.

La tonaca media è costituita da cellule muscolari lisce disposte circolarmente intorno al vaso, le quali regolano la quantità di sangue che scorre in un vaso. Infatti, con la vasocostrizione ho una riduzione del flusso di sangue, mentre con la vasodilatazione ne ho un aumento. In alcune arterie, al confine esterno della tonaca media, può essere rintracciata una membrana elastica esterna che separa la tonaca media da quella avventizia.

La tonaca avventizia è costituita da tessuto connettivo che si caratterizza come tessuto connettivo denso vicino alla tonaca media e come tessuto connettivo lasso prossimo al tessuto connettivo che circonda i vasi sanguiferi (fig. 1.5).

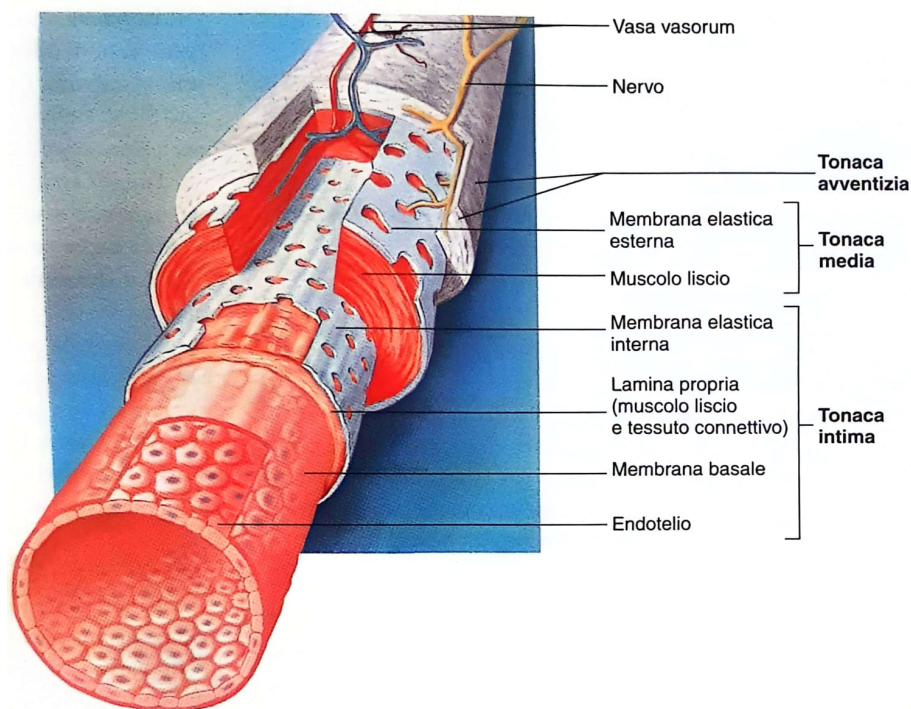


Figura 1.5 Struttura generale dei vasi sanguigni [3]

I vasi sanguigni possono variare il loro diametro, infatti la risposta di essi alla stimolazione simpatica è la vasocostrizione, mentre la stimolazione parasimpatica porta ad una vasodilatazione. [3]

1.2.2. TIPI DI ARTERIE

Le arterie elastiche hanno i diametri più grandi e spesso vengono chiamate arterie di conduzione. Questi vasi sono i primi a ricevere sangue dal cuore, la loro pressione è relativamente alta e varia tra i valori sistolici e quelli diastolici. Le arterie di questo tipo sono caratterizzate da una predominanza di tessuto elastico piuttosto che di muscolatura liscia, a differenza delle altre arterie. Le fibre elastiche sono responsabili delle caratteristiche elastiche della parete del vaso, ma le fibre collagene del tessuto connettivo determinano il grado al quale può essere tesa la parete arteriosa.

Le arterie muscolari includono arterie di dimensioni medie e piccole. Il termine muscolare fa riferimento alla composizione della tonaca media muscolare. Le arterie muscolari sono frequentemente chiamate arterie di distribuzione perché le cellule muscolari lisce permettono a questi vasi di regolare parzialmente l'apporto di sangue a regioni diverse del corpo restringendosi o dilatandosi.

Le arteriole trasportano sangue dalle piccole arterie ai capillari e sono le più piccole arterie nelle quali possono essere identificate le tre tonache. Anche questo tipo di arteria è capace di effettuare la vasodilatazione e la vasocostrizione. [3]

1.2.3. CAPILLARI

Ogni vaso sanguigno ha una lamina interna di cellule epiteliali squamose semplici detta endotelio, la quale continua con l'endocardio del cuore.

I capillari sono composti da un singolo strato di cellule endoteliali, che poggiano su di una membrana basale. All'esterno della membrana basale vi è uno strato delicato di tessuto connettivo reticolare che si unisce col tessuto connettivo che circonda il capillare.

Lungo la parete del capillare vi sono le cellule pericapillari, strettamente associate con le cellule endoteliali. Questi vasi sono i più piccoli tra quelli presenti nel nostro organismo.

I globuli rossi fluiscono attraverso la maggior parte dei capillari in una sola fila e frequentemente si deformano quando passano attraverso capillari con diametro piccolo.

Esistono diversi tipi di capillari, i quali sono classificati come continui, fenestrati o sinusoidi, in base al diametro ed alle caratteristiche di permeabilità. I seni venosi sono simili in struttura ai capillari sinusoidali ma sono più grandi di diametro. Si trovano principalmente nella milza ed hanno grandi aperture tra le cellule endoteliali che circondano le loro pareti.

Le sostanze attraversano le pareti dei capillari diffondendosi attraverso le cellule endoteliali oppure attraverso le fenestrature. Sostanze liposolubili, come l'ossigeno e l'anidride carbonica e le piccole molecole idrosolubili diffondono attraverso le cellule endoteliali. Le sostanze idrosolubili più grandi devono passare attraverso le fenestrature o le aperture tra le cellule endoteliali. Le pareti dei capillari bloccano i globuli rossi e le grandi molecole idrosolubili, come le proteine, che non possono passare attraverso di esse.

Le arteriole forniscono sangue ad ogni rete capillare. Il sangue scorre dalle arteriole attraverso le metarteriole, per poi passare in un canale di flusso preferenziale. Da quest'ultimi si ramificano i capillari ed in questi rami il flusso sanguigno è regolato da sfinteri precapillari, ovvero cellule muscolari lisce localizzate all'origine delle ramificazioni. Il sangue defluisce nella rete capillare e successivamente nelle venule.

Le reti capillari sono più numerose e più estese nei tessuti con metabolismo maggiore, mentre i capillari presenti sulla cute hanno la funzione di termoregolazione; infatti, attraverso il flusso di sangue si asporta calore.

La funzione principale dei capillari è lo scambio di sostanze nutritive e di prodotti di degradazione. Le anastomosi arterovenose consentono al sangue di fluire dalle arteriole alle piccole vene senza passare attraverso i capillari. Un glomo è un'anastomosi arterovenosa composta da arteriole con abbondante tessuto muscolare liscio nella loro parete. Questi vasi sono ramificati, arrotolati e circondati da lamine di tessuto connettivo. Il principale ruolo dei glomi è la regolazione termica. [3]
[2]

1.2.4. TIPI DI VENE

Le venule sono strutture tubulari composte da endotelio che poggia su una delicata membrana basale. La loro struttura, a parte il loro diametro, è molto simile a quella dei capillari. Quando i vasi

aumentano di diametro, le cellule muscolari lisce formano uno strato continuo ed i vasi sono allora chiamati piccole vene, le quali hanno una tonaca avventizia costituita da tessuto connettivo. Le venule raccolgono il sangue dai capillari e lo trasportano alle piccole vene che a loro volta lo trasportano a vene di medio calibro. Lo scambio di nutrienti avviene attraverso le pareti delle venule, ma con l'aumentare dello spessore delle pareti questo si riduce.

Le vene di medio calibro e grandi vene raccolgono sangue dalle piccole vene e lo immettono nelle grandi vene. Le grandi vene trasportano sangue dalle vene di medio calibro al cuore.

Può capitare che una rete capillare è direttamente connessa ad un'altra mediante le vene portali.

Le vene con diametro maggiore di 2 mm contengono valvole che permettono al sangue di fluire verso il cuore e non il contrario. Le valvole sono costituite da pieghe della tonaca intima che formano due cuspidi. Le due pieghe si sovrappongono nella parte centrale della vena, così che quando il sangue tenta di fluire nella direzione opposta, le valvole occludono il vaso.

L'apporto di nutrienti alle pareti dei vasi più grandi viene garantito da piccoli vasi sanguiferi chiamati vasa vasorum, i quali penetrano dall'esterno del vaso per formare una rete capillare nella tonaca avventizia e media. [3]

1.2.5. CIRCOLAZIONE POLMONARE

La circolazione polmonare è il sistema di vasi sanguigni che trasporta il sangue dal ventricolo destro del cuore ai polmoni, per poi ritornare al cuore, più precisamente nell'atrio sinistro. Il sangue viene pompato dal ventricolo all'interno del tronco polmonare. Quest'ultimo si divide nelle arterie polmonari, le quali trasportano il sangue a ciascun polmone, dove avvengono gli scambi di gas. Due vene polmonari escono da ogni polmone ed entrano nell'atrio sinistro. [2] [3] [1]

1.2.6. CIRCOLAZIONE SISTEMICA

La circolazione sistemica è il sistema di vasi che trasporta il sangue dal ventricolo sinistro del cuore ai tessuti dell'organismo, per poi tornare all'atrio destro (fig. 1.5). Il sangue ossigenato che entra nel cuore attraverso delle vene polmonari passa per l'atrio sinistro e poi nel ventricolo sinistro, da questo viene spinto nell'aorta. Infine, il sangue viene mandato verso tutte le parti del corpo.

Successivamente spetterà a tre vene il compito di riportare il sangue dal corpo all'atrio destro. Queste sono il seno coronario, che fa refluire sangue dalle pareti del cuore; la vena cava superiore, la quale raccoglie il sangue dalla testa, collo, torace e arti superiori; la vena cava inferiore, che fa refluire sangue da addome, pelvi ed arti inferiori.

In generale, le vene più piccole seguono lo stesso percorso delle arterie, però sono più numerose e più variabili e inoltre, le grandi vene spesso seguono un percorso nettamente diverso.

Esistono tre tipi di vene: vene superficiali, vene profonde e seni. Le vene superficiali degli arti sono più grandi delle vene profonde, mentre nella testa e nel tronco è il caso opposto. I seni venosi si trovano principalmente nella cavità cranica e nel cuore. [3] [2] [1]

2. SISTEMA RESPIRATORIO

Respirare è un'attività che facciamo sia consciamente che inconsciamente, la cui frequenza e intensità varia in base all'attività che stiamo svolgendo. Questa azione è necessaria per la vita, perché garantisce ossigeno (O_2) alle cellule del nostro organismo per il metabolismo, che a loro volta producono anidride carbonica (CO_2) come materiale di scarto.

L'apparato respiratorio permette lo scambio di questi gas tra l'aria inalata ed il sangue, mentre l'apparato cardiovascolare provvede al loro trasporto tra i polmoni e le cellule del corpo.

Affinché avvenga questo scambio di gas, si devono verificare simultaneamente questi quattro processi:

- Ventilazione: movimento del torace e di alcuni muscoli che consente lo spostamento di aria dentro e fuori dai polmoni.
- Respirazione esterna: l'ossigeno entra nei polmoni e la CO_2 ne fuoriesce.
- Trasporto di gas: l'ossigeno e l'anidride carbonica circolano nel sangue da e verso i tessuti.
- Respirazione interna: lo scambio gassoso implica la fuoriuscita di O_2 dal sangue verso i tessuti e la fuoriuscita di CO_2 dai tessuti nel sangue.

Un singolo ciclo respiratorio è costituito da una fase di inspirazione seguita da una fase di espirazione. Sono presenti due tipi di respirazione, quella cellulare necessaria alle cellule per la produzione di ATP e quella polmonare che permette di eliminare dall'organismo anidride carbonica.

Oltre alla respirazione, l'apparato respiratorio svolge anche le seguenti funzioni:

1. Regolazione del pH del sangue modificando i livelli ematici di anidride carbonica.
2. Produzione di mediatori chimici: i polmoni producono un enzima che converte l'angiotensina (ACE), un componente importante nella regolazione della pressione sanguigna.
3. Fonazione: il movimento dell'aria attraverso le corde vocali rende possibile l'emissione di suoni.
4. Olfatto: la sensazione dell'odorato si ha quando molecole aerotrasportate penetrano nella cavità nasale.
5. Protezione: l'apparato in questione protegge dai microrganismi prevenendo la loro entrata nel corpo e rimuovendoli dalla mucosa respiratoria.

Possiamo dividere le vie aeree in superiori ed inferiori: quelle superiori comprendono le cavità nasali all'interno del naso, i seni paranasali e la faringe; invece, quelle inferiori sono costituite da laringe, trachea e bronchi (fig. 2.1).

L'apparato respiratorio è suddiviso in due regioni. La regione di conduzione è dedicata agli spostamenti di aria e va dal naso ai bronchioli terminali. La zona respiratoria si trova nei polmoni a livello degli alveoli ed è quella preposta agli scambi gassosi tra l'aria ed il sangue. [3] [2] [1]

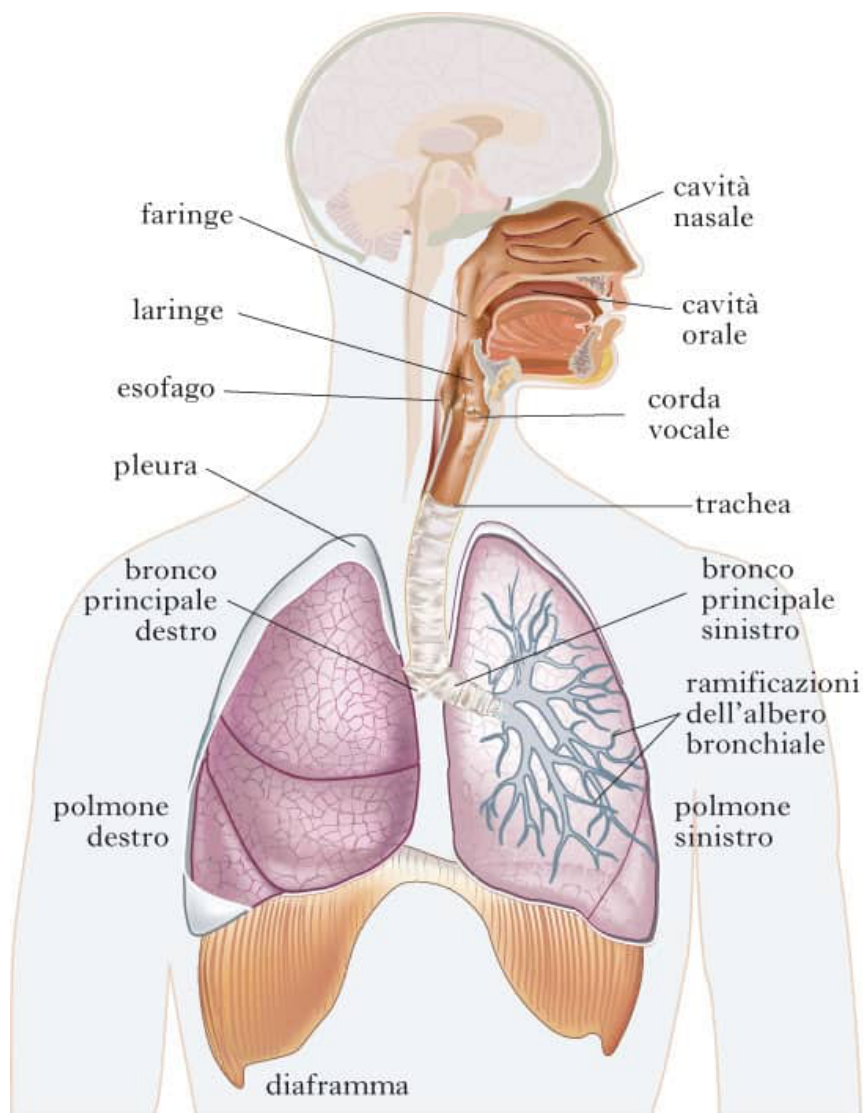


Figura 2.1 Rappresentazione generale del sistema respiratorio

2.1. NASO E CAVITA' NASALI

L'aria entra all'interno delle vie respiratorie attraverso il naso. Il complesso nasale è formato dalle ossa e dalle cartilagini che circondano le cavità nasali e dai seni paranasali.

Il naso esterno è la parte visibile che forma una caratteristica prominente sul volto.

Le cavità nasali si estendono dalle narici alle coane. Le narici sono l'apertura verso l'esterno delle cavità nasali, mentre le coane rappresentano l'apertura verso la faringe. Le narici sono in comunicazione con le cavità attraverso il vestibolo. A questo livello il rivestimento mucoso è in continuità con la cute (fig.2.2).

All'interno delle cavità possiamo distinguere:

- Il pavimento, il quale è dato dal palato duro che separa la cavità nasale da quella orale.
- Il setto nasale che divide la cavità nasale sagittalmente in due parti simmetriche, destra e sinistra.
- Il tetto delle cavità nasali è costituito dalle ossa frontali, sfenoide ed etmoide.
- Le pareti laterali costituite dalle ossa mascellari, etmoidali, lacrimali e dai cornetti nasali inferiori.

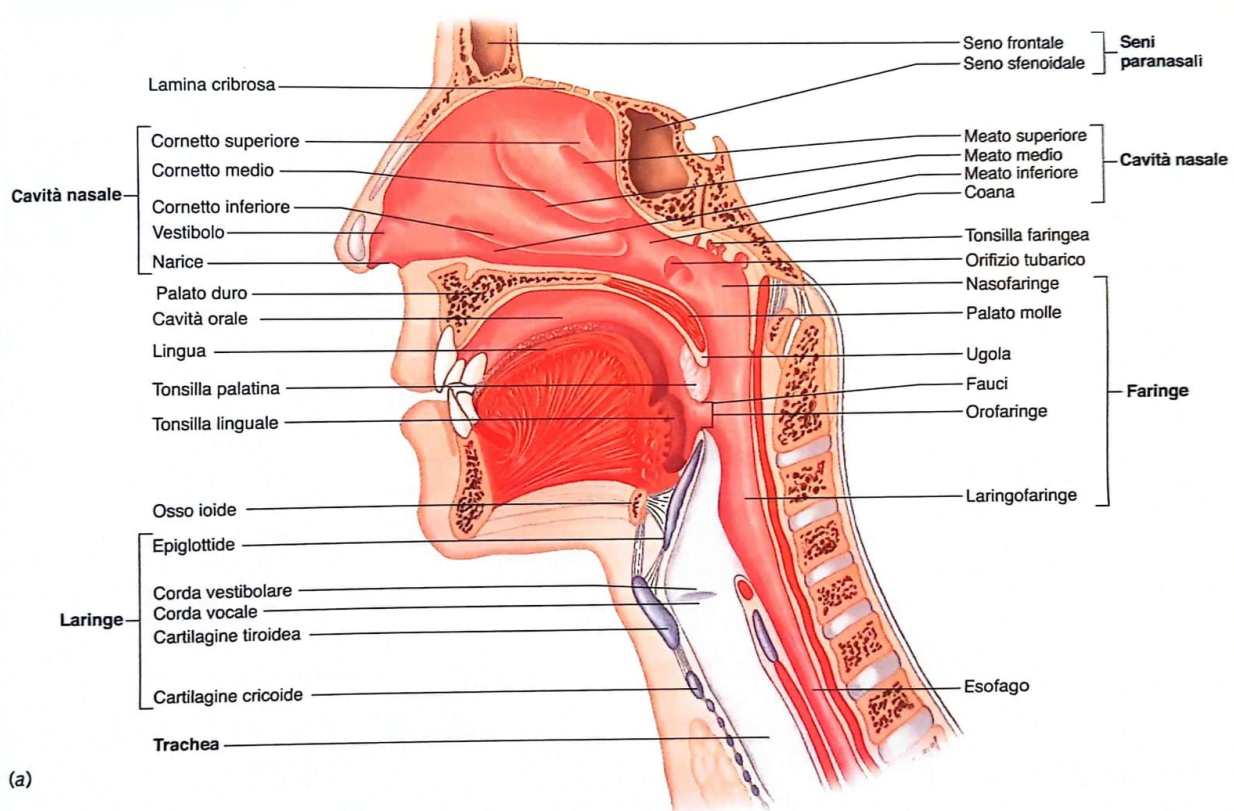


Figura 2.2 Panoramica anatomica delle vie aeree superiori [3]

La cavità nasale ha cinque funzioni:

1. Funge da passaggio per l'aria: le cavità nasali restano aperte anche quando la bocca è piena di cibo.
2. Pulisce l'aria: il vestibolo è ricoperto da numerosi peli che trattengono alcune delle particelle di polvere più grosse contenute nell'aria. Il setto nasale ed i cornetti aumentano la superficie delle cavità nasali e rendono il flusso di aria più turbolento, aumentando le probabilità che l'aria venga a contatto con il rivestimento mucoso della cavità nasale stessa. Il pulviscolo atmosferico viene trattenuto dal muco e le ciglia dell'epitelio della mucosa provvedono a convogliarlo posteriormente verso la faringe, dove viene deglutito ed eliminato mediante l'apparato digerente.
3. Umidifica e riscalda l'aria: l'umidificazione avviene grazie alla mucosa e del flusso di lacrime che attraverso il condotto nasolacrimale giungono nella cavità nasale. Il sangue caldo che passa nella rete capillare lì vicino riscalda l'aria ed evita che le vie aeree successive siano danneggiate dal passaggio di aria fredda.
4. Contiene l'epitelio olfattivo: questo organo di senso è incaricato al riconoscimento degli odori.
5. Contribuisce a determinare il suono della voce: la cavità nasale ed i seni paranasali costituiscono la principale camera di risonanza per la fonazione. [3] [2]

2.2. FARINGE

La faringe è una regione anatomica in comune tra gli apparati digerente e respiratorio, infatti riceve aria dalla cavità nasale, ed aria e cibo dalla cavità orale. Inferiormente, la faringe è connessa all'apparato respiratorio mediante la laringe ed all'apparato digerente mediante l'esofago. La faringe è un organo cavo, muscolo-membranoso, che presenta la forma di un tronco di cono rovesciato. È situata dietro le cavità nasali, la bocca e la laringe; è lunga 12-14 cm e si estende dalla base del cranio fino alla sesta vertebra cervicale.

Essa è divisa in tre regioni: rinofaringe, orofaringe e laringofaringe.

La faringe presenta una parete costituita da diversi strati che dall'interno verso l'esterno sono: la tonaca mucosa, la tonaca fibroelastica, la tonaca muscolare e la tonaca avventizia.

Il rinofaringe è localizzato posteriormente alle coane e superiormente al palato molle, lamina composta in parte da muscolo ed in parte da tessuto connettivo che la separa dall'orofaringe. L'ugola

è l'estensione posteriore del palato molle. Il palato molle impedisce al bolo alimentare di risalire nel rinofaringe e quindi nella cavità nasale. Il rinofaringe è rivestito da una mucosa, che forma un'ulteriore barriera al pulviscolo atmosferico inalato che viene poi ingoiato. In esso si aprono gli orifizi di due tube uditive che lo collegano con l'orecchio medio consentendo così l'equilibrio pressorio tra l'aria contenuta in esso e l'aria esterna. Sulla superficie superiore si trova la tonsilla faringea, la quale esplica funzioni difensive nei confronti delle infezioni.

L'orofaringe si estende dal palato molle all'epiglottide. La cavità orale si apre nell'orofaringe attraverso l'istmo delle fauci. Quindi il cibo ed i liquidi passano attraverso l'orofaringe. La mucosa presente in esso protegge l'organo dalle abrasioni.

La laringofaringe si estende dal margine superiore dell'epiglottide sino all'esofago e decorre posteriormente alla laringe. Il cibo ed i liquidi passano dal laringofaringe all'esofago. Una quantità ridotta di aria in genere viene inghiottita insieme al cibo ed ai liquidi ingeriti. La laringofaringe è rivestita da un epitelio squamoso stratificato. [3]

2.3. LARINGE

La laringe è localizzata nella parte anteriore del collo e si estende dalla base della lingua alla trachea.

La laringe è un organo complesso, costituendo anche l'organo della fonazione.

L'aria lascia la faringe e passa a livello della laringe attraverso una piccola apertura della glottide. Il compito principale della laringe è quello di proteggere la glottide dall'entrata accidentale di cibo e fluidi nell'apparato respiratorio durante la deglutizione. Essa è una struttura fibro-muscolo-cartilaginea. Lo scheletro laringeo è costituito da nove cartilagini collegate tra loro da membrane e legamenti, le quali sono azionate da muscoli.

La cartilagine più grande è la cartilagine impari tiroidea che presenta la forma di uno scudo e costituisce la maggior parte delle pareti anteriori e laterali della laringe.

La base della laringe è costituita dalla cartilagine impari cricoide e su di essa poggiano le altre cartilagini.

La terza cartilagine impari è l'epiglottide. Essa con la sua parte inferiore è attaccata alla cartilagine tiroidea e con il suo margine superiore libero si proietta verso la lingua. Presenta la forma di una foglia e si estende sopra la glottide.

Le cartilagini aritenoidi sono pari e si articolano con il margine postero-superiore della cartilagine cricoide. Sulla punta superiore delle cartilagini aritenoidi sono poste le cartilagini corniculate. Nello spessore di una piega mucosa posta anteriormente alle cartilagini corniculate si trovano le cartilagini cuneiformi. Un ricco corredo di muscoli striati provvede ai movimenti delle cartilagini stesse.

Dalla superficie anteriore delle aritenoidi alla superficie posteriore della cartilagine tiroide sono tesi due paia di legamenti. I legamenti superiori sono coperti da una mucosa e costituiscono le pieghe vestibolari.

I legamenti inferiori, sempre rivestiti da una mucosa, costituiscono le pieghe vocali, le quali, insieme allo spazio presente tra di esse costituiscono la glottide.

La laringe compie quattro importanti funzioni:

1. Le cartilagini tiroide e cricoide delimitano uno spazio per il transito dell'aria.
2. La laringe impedisce al materiale ingoiato di penetrare nelle basse vie respiratorie e regola il passaggio di aria nelle e dalle basse vie respiratorie.
3. Le corde vocali vere sono alla base della produzione di suono. Il passaggio dell'aria tra di esse provoca la loro vibrazione con conseguente produzione di suono. La forza con cui l'aria le fa vibrare determina l'ampiezza della vibrazione e l'intensità del suono. Il movimento delle aritenoidi e delle altre cartilagini è controllato da muscoli striati, i quali agendo su di esse, possono variare la posizione e la lunghezza delle corde vocali.
4. L'epitelio cilindrico pseudostratificato ciliato che ricopre la laringe produce muco, il quale intrappola i detriti presenti nell'aria. Le ciglia spostano il muco ed i detriti nella faringe. [3]

2.4. TRACHEA

La trachea consente il flusso d'aria verso i polmoni; è un tubo fibro-muscolo-cartilagineo connesso alla laringe. Presenta 15-20 anelli cartilaginei a forma di C. Tali cartilagini formano le pareti anteriore e laterale della trachea che proteggono e mantengono aperto il lume consentendo il passaggio dell'aria. La parte posteriore della trachea è priva di sostegno cartilagineo ed è costituita da legamenti elastici e da fascetti di muscolatura liscia che compongono il muscolo tracheale. La contrazione della muscolatura liscia può restringere il diametro della trachea; questo aiuta ad espellere il muco ed eventuali corpi estranei. L'esofago è immediatamente adiacente alla parete posteriore della trachea.

La trachea presenta dall'interno verso l'esterno una tonaca mucosa, una tonaca fibro-muscolo-cartilaginea e una tonaca fibrosa che comprende gli anelli cartilaginei e posteriormente una tonaca connettivale e muscolare. La mucosa è rivestita da un epitelio cilindrico pseudostratificato ciliato e contiene numerose cellule caliciformi, le quali producono muco, che intrappola le particelle estranee, la polvere ed i batteri inalati.

Inoltre, il muco contiene immunoglobuline che possono inattivare diversi agenti patogeni.

Le ciglia trasportano il muco ed eventuali corpi estranei verso la laringe, da cui passano nella faringe per essere poi deglutiti.

La trachea arriva fino alla quinta vertebra toracica e si divide in due tubi più piccoli chiamati bronchi primari, ognuno dei quali si estende ad un polmone. L'ultima cartilagine tracheale forma una cresta chiamata carena che separa l'apertura dei due bronchi primari. [3]

2.5. ALBERO BRONCHIALE

I bronchi si dividono in bronchi via via più piccoli fino a formare tubicini microscopici e strutture sacciformi.

I bronchi primari si dividono in bronchi lobari, o secondari, all'interno di ciascun polmone. A loro volta, i bronchi lobari si dividono in bronchi segmentali. I bronchi continuano a suddividersi sino ad originare i bronchioli. Anche i bronchioli si suddividono numerose volte fino a divenire bronchioli terminali, che a sua volta si suddividono in bronchioli respiratori (fig. 2.3).

Man mano che le vie aeree si fanno di calibro più piccolo cambia la loro struttura. Progressivamente che i bronchi diventano più piccoli perdono la componente cartilaginea, lasciando solo la muscolatura liscia. Il rilasciamento e la contrazione della parete muscolare liscia dei bronchi e dei bronchioli possono cambiare il loro diametro e di conseguenza può cambiare il volume di aria che transita in essi.

La broncodilatazione si verifica con il rilasciamento della muscolatura liscia, che fa aumentare il diametro dei bronchioli e conseguentemente diminuisce la resistenza al flusso aereo portando ad un aumento della quantità di aria che raggiunge gli alveoli. La broncostrizione, invece, ha luogo con la contrazione della muscolatura liscia, che fa diminuire il diametro dei bronchioli con effetti contrari al caso precedente.

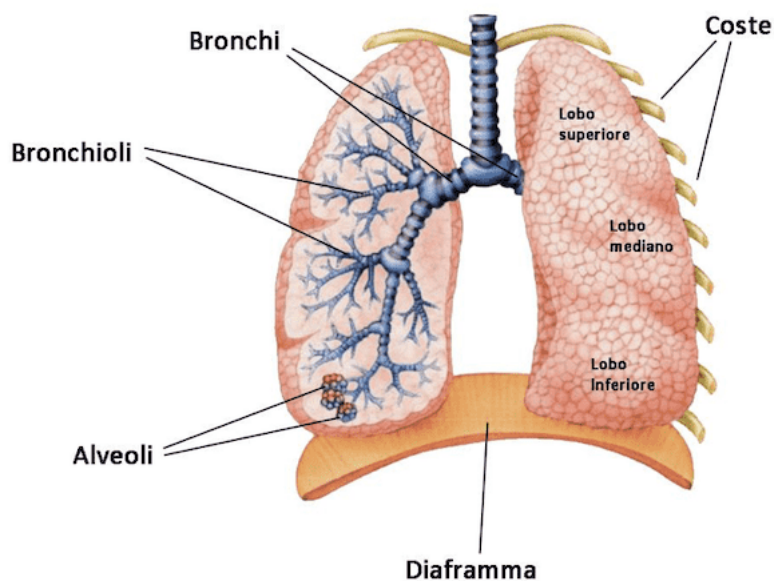


Figura 2.3 Raffigurazione dei componenti interni ed esterni dei polmoni

L'istamina è una sostanza paracrina che agisce come potente broncocostrittore, essa è rilasciata dai mastociti in risposta a danno tissutale o a causa di una reazione allergica.

Il principale controllo nervoso dei bronchioli è esercitato dai neuroni parasimpatici, che determinano broncocostrizione. Questo riflesso protegge il tratto inferiore delle vie aeree dall'azione di sostanze irritanti che possono essere inalate casualmente.

I bronchi sono rivestiti da una mucosa che presenta un epitelio cilindrico pseudostratificato ciliato. L'epitelio delle vie aeree funziona come una scala mobile mucociliare che intrappola ed espelle il pulviscolo atmosferico verso la laringe. [3]

2.6. ALVEOLI

Quando gli scambi gassosi tra aria e sangue sono possibili, inizia la zona respiratoria.

I bronchi terminali si dividono sino a formare bronchi respiratori, che sono connessi ad alcuni alveoli. Quest'ultimi sono piccole camere contenenti aria ove avvengono gli scambi gassosi tra l'aria e il sangue. Dai bronchioli respiratori originano i dotti alveolari, che sono condotti lunghi e ramificati nei quali si aprono diverse aperture che si connettono agli alveoli.

I dotti alveolari terminano in due o tre sacche alveolari, camere connesse a due o più alveoli (fig. 2.3).

Gli alveoli sono circondati da fibre elastiche che consentono agli alveoli di espandersi durante l'inspirazione e di retrarsi durante l'espirazione.

La parete dei bronchioli respiratori è costituita da collagene e tessuto connettivo elastico con fascetti di muscolo liscio. Sebbene l'epitelio del compartimento respiratorio non sia ciliato, il pulviscolo atmosferico può essere rimosso dai macrofagi che si trovano all'interno degli alveoli. I macrofagi non si accumulano in questo territorio perché si spostano nei vasi linfatici vicini oppure entrano nei bronchioli terminali, per essere quindi intrappolati nel muco e con questo espulsi attraverso la faringe. La parete estremamente sottile è costituita da due tipi di cellule: gli pneumociti di primo tipo dove avvengono la maggior parte degli scambi gassosi tra l'aria alveolare ed il sangue e gli pneumociti di secondo tipo che producono una sostanza ad azione surfattante che facilita l'espansione degli alveoli durante l'inspirazione. [2] [3]

2.7. POLMONI

I polmoni sono gli organi principali della respirazione e anche tra i più voluminosi del corpo.

Caratteristica del polmone è la sua elasticità: se viene gonfiato è in grado di espellere l'aria e di ritornare al suo volume primitivo. Anche non insufflato, il polmone presenta in aspetto spugnoso a causa della sua capacità di trattenere comunque residui d'aria.

Ciascun polmone è di forma conica, con la base appoggia sul diaframma mentre il suo apice si spinge superiormente fino a 2,5 cm al di sopra della clavicola.

Il polmone destro è più grande del sinistro, infatti il destro è costituito da tre lobi e quello sinistro da due lobi (fig. 2.3).

Ogni polmone presenta un apice, una base, tre margini, una superficie costale e una mediale. La superficie costale è in rapporto con la superficie interna della gabbia toracica. La faccia mediastinica o mediale contiene l'ilo del polmone. Quest'ultimo è una regione sulla superficie mediale del polmone dove strutture come il bronco primario, vasi sanguigni, nervi e vasi linfatici, entrano o escono dal polmone. Tutte le strutture che passano attraverso l'ilo sono indicate come elementi del peduncolo polmonare o radice.

Ogni lobo è ventilato da un bronco secondario. I lobi sono suddivisi in segmenti o zone broncopolmonari che sono ventilati dai bronchi terziari.

Le suddivisioni terminali, i setti, suddividono i polmoni in lobuli che sono ventilati dai bronchioli. Il tessuto connettivo dei setti è in continuità con la pleura viscerale. L'unità morfofunzionale del polmone è il lobulo, costituito dall'insieme di bronchiolo terminale respiratorio e sacchi alveolari.

All'interno dei polmoni possiamo trovare diversi volumi:

- La quantità d'aria che entra nei polmoni con ciascuna inspirazione viene definita volume corrente (VT).
- Il volume di riserva inspiratoria (IRV) è la quantità massima d'aria che può essere inspirata oltre al volume corrente.
- Il volume di riserva espiratoria (ERV) è la quantità massima d'aria che può essere espirata forzatamente, dopo un'espirazione passiva.
- Il volume residuo (RV) è l'aria che rimane nei polmoni dopo uno sforzo espiratorio massimo.

La capacità vitale forzata, cioè la massima quantità di aria che può essere espirata dopo una inspirazione massimale, viene spesso misurata in clinica come indice della funzionalità polmonare. Essa dà informazioni utili sulla forza dei muscoli respiratori su altri aspetti della funzione polmonare. La massima ventilazione volontaria è il massimo volume di aria che può essere inspirato ed espirato in un minuto, mediante uno sforzo volontario. [3] [2] [1]

2.8. PARETE TORACICA E MUSCOLI DELLA RESPIRAZIONE

La parete toracica è formata dalle vertebre toraciche, dalle coste, dalle cartilagini costali, dallo sterno e dalla muscolatura annessa. La cavità toracica è compresa tra la parete toracica ed il muscolo diaframma, il quale la separa dalla cavità addominale (fig. 2.3). Il diaframma e gli altri muscoli scheletrici annessi alla parete toracica sono responsabili della respirazione. Al movimento verso il basso del diaframma in contrazione è dovuto l'aumento di circa due terzi del volume toracico durante l'espansione. Gli altri muscoli che contribuiscono all'inspirazione sollevano le coste. I muscoli espiratori comprendono i muscoli che abbassano le coste e lo sterno, come i muscoli intercostali interni e quelli della parete addominale. Anche se i muscoli intercostali interni sono impegnati durante l'espirazione e quelli esterni durante l'inspirazione, la funzione primaria di questi muscoli è,

contraendosi contemporaneamente, di stabilizzare la parete toracica ed impedire il collasso dei tessuti molli della gabbia toracica durante l'inspirazione.

Il diaframma è un muscolo cupoliforme la cui base si inserisce sulla circonferenza interna dell'apertura inferiore della gabbia toracica. La sommità della cupola è una lamina di tessuto connettivo chiamata centro tendineo. Normalmente durante l'inspirazione a riposo, la contrazione del diaframma causa lo spostamento verso il basso del centro tendineo. Con l'aumentare della profondità degli atti inspiratori, l'ulteriore abbassamento del centro tendineo è impedito dai visceri addominali. Il diaframma contratto si appiattisce e con l'ausilio degli altri muscoli inspiratori, eleva le coste inferiori. Le cartilagini costali consentono il movimento laterale delle coste favorendo l'ampliamento del diametro trasversale della cavità toracica.

La respirazione a riposo nella fase di espirazione è un processo passivo. Dal momento che il torace ed i polmoni contengono significative quantità di tessuto elastico, essi ritornano in fase di rilassamento in assenza di tensione. Anche il diaframma ed i muscoli intercostali esterni si rilasciano ed il volume toracico diminuisce. In aggiunta, la contrazione dei muscoli addominali aiuta nel contenimento dei visceri e spinge il diaframma verso l'alto.

Durante la respirazione sotto sforzo, tutti i muscoli inspiratori sono attivi e si contraggono con maggiore forza rispetto alla respirazione a riposo, provocando in meno tempo un aumento maggiore del volume toracico. [3]

2.9. PLEURA

I polmoni sono contenuti nella cavità toracica e ciascuno è situato nelle cavità pleuriche, formate da una membrana sierosa, la pleura.

La parete toracica e la superficie toracica del diaframma sono a contatto con la pleura parietale che si riflette a livello dell'ilo del polmone per continuarsi con la pleura viscerale che riveste la superficie del polmone.

La cavità pleurica contiene il liquido pleurico che è prodotto dalle membrane pleuriche (fig. 2.4).

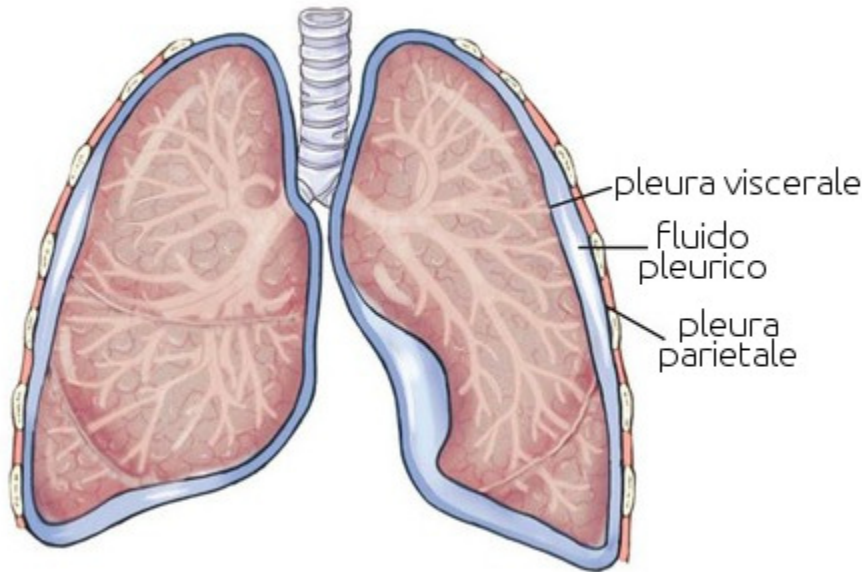


Figura 2.4 Composizione della pleura nei polmoni

Questo liquido serve da lubrificante per lo scivolamento dei due foglietti pleurici parietale e viscerale durante i movimenti respiratori, ed inoltre tiene uniti i due foglietti pleurici e quindi fa aderire i polmoni alla parete toracica.

Il volume polmonare cambia perché la pleura parietale è collegata al diaframma e alla parete toracica interna mentre la pleura viscerale è attaccata al polmone.

La forza di coesione esercitata dal liquido tra le due membrane pleuriche provoca l'adesione dei polmoni alla cassa toracica. Quando la gabbia toracica si muove durante la respirazione, i polmoni si muovono insieme a essa. [3]

2.10. VASCOLARIZZAZIONE

Il sangue che è passato attraverso i polmoni e ha catturato l'ossigeno viene chiamato sangue ossigenato; il sangue che è passato attraverso i tessuti e ha lasciato gran parte dell'ossigeno caricandosi di anidride carbonica viene chiamato sangue deossigenato. Ci sono due tipi di circolazione sanguigna nel polmone: il circolo funzionale e il circolo nutritizio.

Il primo trasporta il sangue povero di ossigeno ai polmoni per essere ossigenato. Il sangue deossigenato scorre tramite le arterie polmonari fino ai capillari alveolari, si ossigena e ritorna al cuore con le vene polmonari.

Il circolo nutritizio costituito dalle arterie bronchiali che prendono origine dall'aorta toracica, porta sangue ossigenato ai bronchi fino ai bronchioli respiratori dove l'ossigeno viene rilasciato. [2] [1]

2.11. MECCANICA RESPIRATORIA

Il meccanismo di respirazione si attiene alla legge di Boyle dei gas, la quale è espressa dalla seguente equazione:

$$P_1V_1 = P_2V_2 \quad (1)$$

dove P rappresenta la pressione e V il volume.

La legge di Boyle afferma che se si riduce il volume di un gas, la pressione aumenta e se il volume aumenta, la pressione diminuisce.

Nel sistema respiratorio, i cambiamenti di volume della cavità toracica durante la ventilazione generano gradienti di pressione che determinano il flusso d'aria. Quando il volume del torace aumenta, diminuisce la pressione intratoracica e l'aria fluisce nell'apparato respiratorio. Quindi questo flusso di massa è dovuto ad un gradiente di pressione, causato dai muscoli della cassa toracica e dal diaframma, i quali agiscono come pompa.

Quando il volume della cavità toracica aumenta, la pressione all'interno diminuisce fino a diventare inferiore a quella dell'aria atmosferica e l'aria fluisce nei polmoni.

Andiamo ad analizzare le fasi del ciclo respiratorio. Appena l'inspirazione inizia i muscoli inspiratori si contraggono e il volume toracico aumenta e questo comporta una diminuzione della pressione intrapolmonare, la quale andrà a diminuire sempre più con l'aumentare del volume. Nel frattempo, l'aria entra negli alveoli portando un aumento della pressione fino a quando la cassa toracica smette di espandersi e la pressione all'interno dei polmoni è uguale a quella atmosferica. A questo punto, i motoneuroni somatici smettono di inviare potenziali d'azione ai muscoli inspiratori, che si rilasciano. Il ritorno elastico dei polmoni riporta il diaframma e le coste alla posizione di partenza. Infatti, l'espirazione durante la ventilazione a riposo è dovuta a un ritorno elastico passivo, piuttosto che a una contrazione muscolare attiva, viene definita espirazione passiva.

Durante l'espirazione i volumi dei polmoni e del torace diminuiscono e la pressione dell'aria nei polmoni aumenta. La pressione alveolare ora è superiore a quella atmosferica, quindi il flusso d'aria si inverte e l'aria esce dai polmoni.

Al termine dell'espiazione, il movimento dell'aria si arresta quando la pressione alveolare è di nuovo uguale a quella atmosferica. A questo punto termina un ciclo respiratorio e ne viene avviato un altro. I due fattori che influenzano di più la quantità di lavoro necessaria per la ventilazione sono la facilità di espansione dei polmoni e la resistenza al flusso delle vie aeree.

L'adeguata ventilazione dipende dalla capacità dei polmoni di espandersi normalmente. La maggior parte del lavoro ventilatorio è utilizzato per vincere le resistenze all'espansione dell'elasticità polmonare e della cassa toracica.

La capacità dei polmoni a espandersi è detta complianza, mentre l'inverso è detta elastanza, ovvero la capacità di un polmone di resistere alla deformazione. Un polmone che si espande facilmente probabilmente ha perso tessuto elastico e non ritornerà al suo volume di riposo quando la forza di stiramento viene meno.

L'efficacia della ventilazione può essere stimata calcolando la ventilazione polmonare totale e cioè il volume di aria spostato dentro e fuori dai polmoni in ciascun minuto. Questo parametro si calcola attraverso la seguente equazione:

$$\text{Ventilazione polmonare totale} = (\text{frequenza ventilatoria}) \times (\text{volume corrente}) \quad (2)$$

Questo dato però non è sufficiente per capire la quantità di aria che raggiunge la superficie di scambio alveolare. Una parte dell'aria che entra nel sistema respiratorio non raggiunge gli alveoli, perché resta nelle vie aeree di conduzione e cioè nella trachea e nei bronchi. Poiché le vie di conduzione non riescono a scambiare gas con il sangue vengono dette spazio morto anatomico, cui corrisponde a circa 150 mL dei 500 mL di volume corrente.

Il volume di aria fresca che entra negli alveoli è pari alla differenza fra il volume corrente e il volume dello spazio morto.

Poiché una quota rilevante di aria inspirata non raggiunge la superficie di scambio, un indice più preciso dell'efficacia di ventilazione è la ventilazione alveolare, cioè il volume di aria che raggiunge gli alveoli ogni minuto. La ventilazione alveolare si calcola moltiplicando la frequenza respiratoria per il volume di aria che arriva agli alveoli.

La quantità di ossigeno che raggiunge gli alveoli a ogni inspirazione è paragonabile alla quantità che contemporaneamente si diffonde nel sangue e il volume di aria fresca che entra nei polmoni in un atto inspiratorio è poco più del 10% del volume polmonare totale al termine dell'inspirazione.

Le variazioni nella ventilazione alveolare possono influire significativamente sulla quantità di aria fresca e di ossigeno che raggiunge gli alveoli. Le pressioni parziali di ossigeno e anidride carbonica si modificano in caso di aumento o di diminuzione della ventilazione alveolare.

Quando la ventilazione alveolare aumenta durante l'iperventilazione, la pressione parziale alveolare dell'ossigeno sale e quella dell'anidride carbonica scende. Durante il caso contrario, ovvero l'ipoventilazione, si ha un effetto contrario. Questi cambi di pressione non sono significativi, infatti la pressione dell'ossigeno rimane a un valore abbastanza costante di 100 mmHg e quella dell'anidride carbonica resta a circa 40 mmHg.

Le concentrazioni di anidride carbonica nel sangue sono strettamente correlate al pH dell'organismo. Il flusso di sangue che arriva agli alveoli deve essere adeguato a prelevare l'ossigeno disponibile. L'accoppiamento fra la ventilazione di ogni gruppo di alveoli e il flusso di sangue che lo raggiunge è un processo che implica la contemporanea regolazione locale sia del flusso di aria sia del flusso ematico.

La modifica del flusso ematico polmonare dipende quasi esclusivamente dalle proprietà dei capillari e da fattori locali, come la concentrazione di ossigeno e anidride carbonica nel tessuto polmonare. I capillari alveolari sono particolari perché sono collassabili. Se la pressione del sangue scende sotto un determinato valore, i capillari si chiudono, indirizzando il flusso sanguigno verso i capillari alveolari in cui la pressione è più alta.

A livello locale l'organismo tenta di associare in modo funzionale il flusso di aria al flusso di sangue in ogni distretto polmonare regolando il diametro di arteriole e bronchioli. Il diametro dei bronchioli è regolato principalmente dal livello di CO₂ dell'aria espirata che vi fluisce. Infatti, un aumento della pressione porta alla broncodilatazione, mentre una sua riduzione comporta la broncostrizione.

La resistenza delle arteriole polmonari al flusso è principalmente regolata dal contenuto di ossigeno del liquido interstiziale che circonda le arteriole. Se la ventilazione degli alveoli in un'area polmonare diminuisce, la pressione di ossigeno in quell'area si riduce e le arteriole risponderanno costringendosi. Questa vasocostrizione locale ha un valore adattivo, perché porta il flusso ematico lontano dalle zone sub-ventilate a vantaggio delle regioni polmonari con maggior ventilazione. [2] [1]

3. STRUMENTAZIONE UTILIZZATA E I RELATIVI SEGNALI

Per poter acquisire i dati cardiorespiratori, i clinici o chi effettua queste acquisizioni da un laboratorio hanno bisogno di utilizzare degli strumenti specifici al fine di ottenere quel determinato dato.

Nel corso degli anni lo sviluppo tecnologico ha giocato a vantaggio di questo settore; infatti, ha permesso di fornire agli utilizzatori degli strumenti sempre più all'avanguardia e che acquisiscano dati il più possibile veritieri e dettagliati.

Il fine di questa tesi è quello di analizzare il comportamento del sistema cardiorespiratorio; quindi, ci andremo a concentrare su strumentazioni che ci permettano di raggiungere tale scopo.

3.1. SPIROMETRIA

La spirometria ha un valore d'estrema importanza nella diagnostica differenziale e nella valutazione della sintomatologia respiratoria. Alcune misure assumono particolare importanza come fattori prognostici per le malattie dell'apparato respiratorio. È di semplice realizzazione e, con un ridotto dispendio di risorse e di tempo, permette una valutazione dei volumi e dei flussi respiratori [4].

Lo strumento utilizzato per questo tipo di analisi è lo spirometro.

Lo spirometro è lo strumento mediante il quale si misurano i volumi polmonari, dai quali è possibile definire le capacità polmonari.

3.1.1. FUNZIONAMENTO DELLO SPIROMETRO

Il principio di funzionamento è il seguente: il soggetto, al quale viene preventivamente chiuso il naso con apposita pinza, respira attraverso un tubo che consente il passaggio dell'aria inspirata ed espirata in un solo condotto che successivamente si biforca in due tubi ove sono allocate due valvole A e B poste in opposizione. Il gas inspirato ed espirato fa variare il volume racchiuso dalla campana a tenuta d'acqua. La campana è accuratamente bilanciata dal contrappeso per cui si alza e si abbassa per contenere od espellere il volume d'aria rispettivamente espirato od inspirato.

Sulla via espiratoria vi è un contenitore di calce idratata, che assorbe l'acqua e l'anidride carbonica espirate. I movimenti assiali della campana vengono registrati da un sistema registratore, detto chimografo, il quale scrive ad inchiostro su un rullo che ruota a velocità angolare costante e sulla superficie del quale è applicato un foglio di carta graduato (fig. 3.1). L'ordinata di ciascun punto della traccia lasciata dalla penna scrivente rappresenta il volume di gas contenuto nella campana in quell'istante a partire dal volume di riferimento iniziale; mentre la tangente alla traccia in quel punto rappresenta il flusso istantaneo. Il volume di riferimento iniziale indicato dallo spirometro è quello corrispondente all'inizio dell'inspirazione e cioè quando i muscoli respiratori partono dalla posizione di riposo.

Dai dati ottenuti possiamo ricavare quattro volumi e quattro capacità, dove quest'ultime sono la somma di due o più volumi. Sia i volumi che le capacità misurate sul grafico vengono chiamate statiche in quanto dedotte in condizioni di flusso nullo e cioè quando la derivata è zero (tangente orizzontale).

I volumi polmonari ricavati sono gli stessi trattati precedentemente (paragrafo 2.7.).

Le capacità polmonari statiche sono (fig. 3.2):

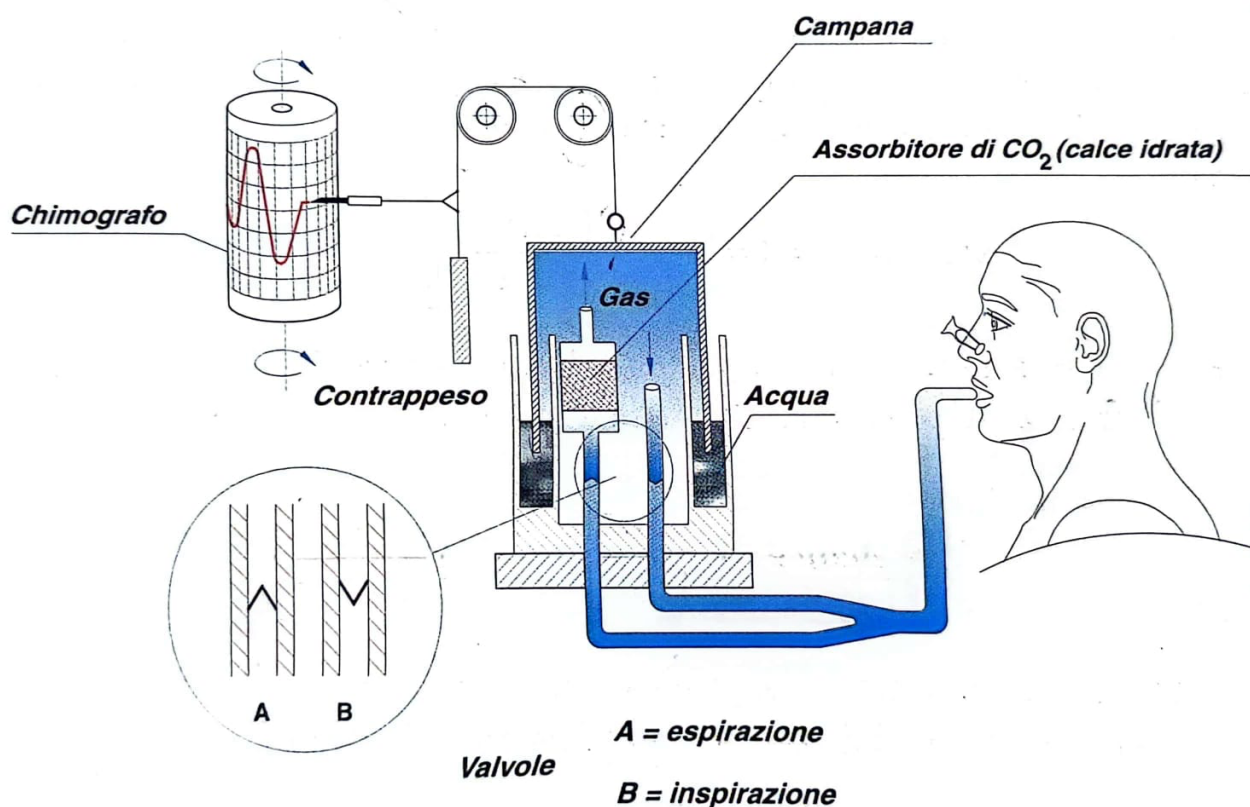


Figura 3.1 Schema di funzionamento dello spirometro [5]

- a) Capacità Vitale (VC), è il massimo volume d'aria che può essere espulso dai polmoni con una espirazione forzata dopo espirazione forzata;

$$VC = IRV + ERV + VT \quad (3)$$

- b) Capacità Totale polmonare (TLC) è la quantità d'aria contenuta nei polmoni dopo la massima inspirazione;

$$TLC = VC + RV \quad (4)$$

- c) Capacità Inspiratoria (IC) cioè la massima quantità di aria che può essere inspirata a partire dalla posizione di fine espirazione del volume di aria corrente;

$$IC = VT + IRV \quad (5)$$

- d) Capacità Residua Funzionale (FRC) ossia il volume d'aria che rimane nei polmoni dopo una normale espirazione.

$$FRC = ERV + RV \quad (6)$$

La misura del volume residuo richiede speciali tecniche che utilizzano i gas inerti.

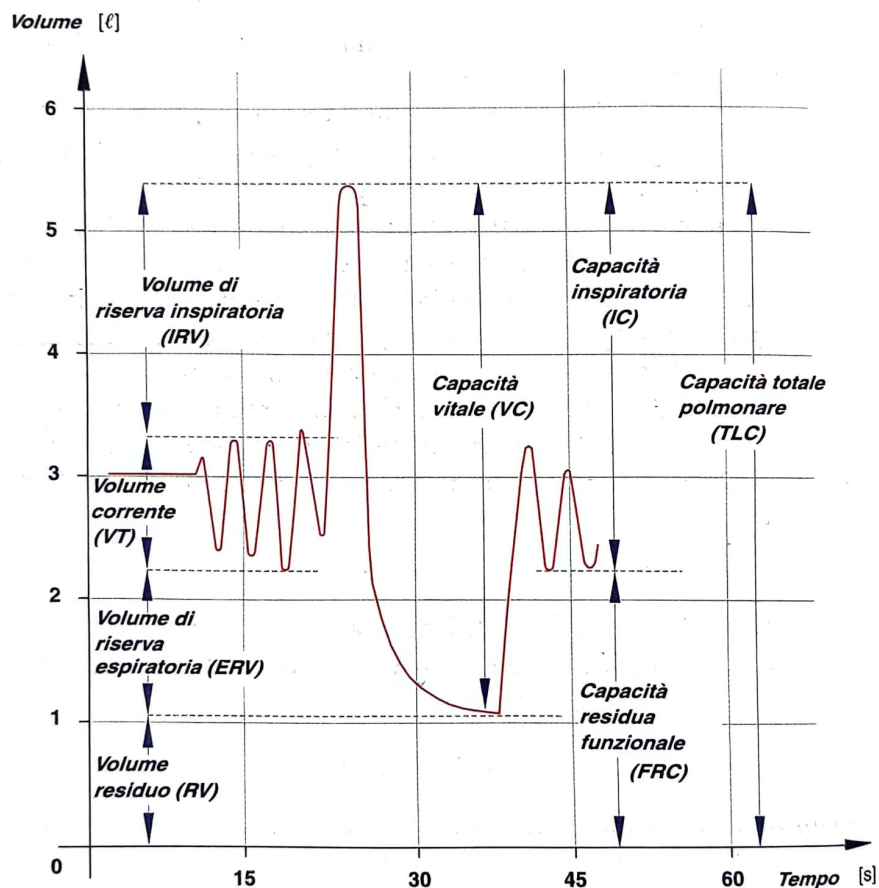


Figura 3.2 Esempio di uno spiogramma nel quale sono indicati le capacità ed i volumi polmonari [5].

La costituzione meccanica dello spirometro indica chiaramente che esso ha sensibilità S costante pari a dx/dV , essendo x lo spostamento assiale della campana e V il volume che essa racchiude. La curva di graduazione è quindi una retta.

La risposta dinamica dipende ovviamente dalla massa della campana. Lo strumento è assimilabile ad un sistema del primo ordine, quindi incapace di oscillare, solo se la sua massa è trascurabile rispetto alla forza di smorzamento che la campana subisce nella corona circolare cilindrica riempita di acqua per realizzare la tenuta dei gas in essi contenuti. La campana, di norma costruita in plastica, è molto leggera e per spirometri di elevata qualità, si ottiene una risposta piatta fino ad una frequenza di 10 Hz. [5]

3.1.2. MISURA DEL VOLUME RESIDUO

Il volume residuo (RV) può essere misurato con i metodi fondati sulla diluizione di gas inerti.

Nel nostro caso andiamo ad analizzare il metodo a circuito chiuso che utilizza l'elio (He) come gas di prova.

Prima dell'inizio della prova lo spirometro viene riempito con una miscela di ossigeno ed azoto. È necessario che all'interno dello spirometro vi sia abbastanza ossigeno per portare a termine la prova senza che il paziente vada in ipossia. Alla miscela viene quindi aggiunto He in proporzione nota, generalmente il 10% del volume.

All'inizio della prova sono quindi noti i valori del volume dello spirometro (V_s) e della frazione volumetrica di He in esso contenuta (F_s) ed è incognito il volume dei polmoni (V_p); in particolare, se la prova ha inizio e fine al medesimo valore di FRC, si può identificare V_p con FRC. Al paziente viene fatta respirare la miscela presente nello spirometro e viene monitorata, attraverso un analizzatore di He posto sul canale di espirazione, la frazione percentuale di He presente nel gas espirato. Quando il valore percentuale di He fornito dall'analizzatore diviene costante, ossia quando le sue variazioni sono inferiori, per esempio, al 2%, si è raggiunto l'equilibrio delle pressioni parziali dell'elio nei polmoni e nello spirometro e quindi si può applicare l'equazione di uguaglianza per il volume di He assorbita dai tessuti, e quindi in assenza di perdite la sua quantità è assunta costante.

Indicando con F_f la frazione volumetrica di He nello spirometro che all'equilibrio è uguale alla frazione volumetrica di He nei polmoni si ha:

$$V_s \cdot F_s = (V_s + V_p) \cdot F_f \quad (7)$$

Poiché da una prova spirometrica è misurabile il valore di ERV, si ottiene il valore del volume residuo RV come differenza tra FRC ed ERV.

Relativamente alle prove spirometriche occorre tuttavia osservare che i volumi misurati devono essere corretti per tenere conto della temperatura e dell'umidità relativa del gas espirato, il quale passa dalle condizioni di BTPS (Body Temperature Pressure Saturated) a quelle di ATPS (Ambient Temperature Pressure Saturated).

I gas nei polmoni si trovano alla temperatura del corpo umano (circa 37 °C) e saturati in termini di pressione parziale del vapor d'acqua (P_w) che a sua volta dipende dalla temperatura. Alla temperatura corporea il P_w vale 47 mmHg.

I gas misurati nello spirometro sono a temperatura ambiente, e sono secchi se il vapor d'acqua è stato assorbito da un apposito filtro posto tra la bocca e la campana spirometrica o se il gas viene inspirato dalla stessa campana, oppure a temperatura e pressione standard se sono stati espirati e quindi raccolti nella campana con il vapor d'acqua.

Poiché le misure devono essere riferite al volume di gas interno ai polmoni del paziente, è necessario convertire le condizioni di pressione del vapor saturo dalla temperatura ambiente alle condizioni di vapor saturo alla temperatura del corpo umano.

Avremo le seguenti variabili da utilizzare a tal fine:

- V_B : il volume polmonare del gas nel paziente;
- V_A : lo stesso volume ma nelle condizioni dell'ambiente esterno;
- T_B : temperatura del corpo umano (circa 37 °C);
- T_A : la temperatura ambiente;
- P_{atm} : la pressione atmosferica;
- P_{wA} e P_{wB} : rispettivamente le pressioni parziali del vapor d'acqua nell'ambiente e nei polmoni⁴

⁴ La pressione del gas saturo può essere calcolata in questo modo: $P_w = 17,21 - 0,8937 \cdot T + 0,0460 \cdot T^2$, dove T è la temperatura (°C) e P_w è la pressione parziale espressa in mmHg. La P_{wA} deve essere poi assunta come percentuale dell'umidità relativa dell'ambiente UR, $P_{wA} = \%UR \cdot P_w$

La conversione si potrà effettuare svolgendo la seguente equazione [5]:

$$V_B = V_A \cdot \frac{T_B \cdot (P_{atm} - P_{wA})}{T_A \cdot (P_{atm} - P_{wB})} \quad (8)$$

3.1.3. PNEUMOTACOGRAFO

Attraverso lo spirometro riusciamo a valutare come parametri polmonari solo i volumi racchiusi nella campana ad ogni istante nel corso della prova.

Però nell'ambito clinico la funzionalità polmonare viene efficacemente valutata mediante altri tipi di prove, quali la registrazione dell'andamento della curva flusso/volume inspiratoria-espilatoria e la determinazione del volume totale ventilato in un certo intervallo di tempo.

La misura del flusso (Q), ovvero la portata di un gas, viene attuata attraverso la misura delle velocità. L'equazione per calcolarla è la seguente:

$$Q = Sv \quad (9)$$

Dove S indica la sezione del condotto entro il quale scorre il gas e v è la velocità media del gas nella sezione.

Esistono principalmente tre tipi di strumenti utilizzati per la misura della velocità dei gas ed hanno caratteristiche e prestazioni diverse a seconda del principio fisico utilizzato.

Il nome che si attribuisce a questi strumenti è pneumotacografo, con il quale viene indicato qualsiasi strumento che misuri la velocità dell'aria introdotta nei polmoni e, per trattamento successivo del segnale, anche flussi e volumi.

Il primo tipo di questi strumenti è il pneumotacografo di Fleisch, il quale è costituito da un condotto circolare al cui interno è presente un pacco di lamelle parallele, attraverso le quali viene fatto passare il gas espirato o inspirato. Attorno a tale pacco viene posta una resistenza riscaldante, la quale impedisce che i gas espirati condensino il vapore acqueo dentro il pacco lamellare, ostruendo in quel modo l'avanzamento di essi. Agli estremi del pacco lamellare sono presenti due fori tra i quali, a causa del pacco di lamelle parallele, si manifesta una perdita di carico e quindi una differenza di

pressione che viene rilevata dalla lamina del trasduttore differenziale di pressione. Per ricavare il flusso possiamo utilizzare la seguente relazione:

$$Q = \frac{P_0 - P_0'}{R} \quad (10)$$

dove $P_0 - P_0' = \Delta P$ è la perdita di carico prodotta dal moto della corrente fluida ed R la resistenza imposta al flusso da parte del pacco di lamelle parallele.

Un secondo tipo di pneumotacografo è quello che misura la velocità con il metodo del filo caldo. Questo tipo di strumento consiste in un sottile filo di platino di resistenza elettrica R_f , il quale è attraversato da una corrente I. In esso si sviluppa la quantità di calore $R_f I^2$. Se il filo viene immerso in una corrente gassosa alla temperatura T_g , esso scambia calore con il gas.

Il pneumotacografo a filo caldo garantisce, rispetto a quello di Fleish, un range di misura più ampio ed una maggiore sensibilità per flussi ridotti per cui viene particolarmente utilizzato nella pediatria e nella neonatologia.

Il terzo tipo di strumento per la misura della velocità di un gas è fondato sul trasferimento dell'energia cinetica di una vena fluida ad un solido in moto rispetto ad un asse fisso. Questo tipo di strumento è chiamato pneumotacografo a turbina e si tratta di una turbina a pale piane, nella quale il gas espirato dal paziente viene convogliato esternamente al distributore costituito da un cilindro sulla superficie del quale sono praticate fessure che orientano il getto del gas tangenzialmente rispetto alle pale. [5]

3.2. ELETTROCARDIOGRAMMA

Verso la fine del XIX secolo, fu scoperto che era possibile registrare l'attività elettrica del cuore, posizionando degli elettrodi sulla superficie cutanea. Questo è possibile grazie alle soluzioni saline presenti nel corpo, come il nostro liquido extracellulare contenente un'alta concentrazione di NaCl, i quali sono buoni conduttori di elettricità. Queste registrazioni, dette elettrocardiogrammi, mostrano la somma delle attività elettriche generate dalle cellule cardiache. Le registrazioni di queste fluttuazioni di potenziale durante il ciclo cardiaco costituisce l'elettrocardiogramma (ECG). Inoltre, l'ampiezza di un potenziale d'azione e quella di una registrazione dell'ECG sono molto diverse. Facendo un esempio, un potenziale d'azione ventricolare corrisponde a una variazione di voltaggio di 110 mV, mentre quello dell'ECG ha un'ampiezza di solo 1 mV quando raggiunge la superficie del corpo dove sono posizionati gli elettrodi.

L'ECG può essere registrato mediante un elettrodo attivo o esplorante, connesso con un elettrodo indifferente a potenziale zero (registrazione unipolare), oppure mediante due elettrodi attivi (registrazione bipolare).

Le onde dell'ECG come le conosciamo oggi furono inventate da Walter Einthoven, il quale definì il "triangolo di Einthoven", un triangolo ipotetico designato attorno al cuore. I suoi vertici sono occupati dagli elettrodi posizionati su entrambe le braccia e sulla gamba sinistra. I lati del triangolo sono numerati per corrispondere alle tre derivazioni standard degli arti usate in elettrocardiografia (fig. 3.3).

I tre elettrodi costituiscono i nodi di una maglia cui può applicarsi il primo principio di Kirchoff, il quale afferma che in una maglia chiusa, in ogni istante la somma delle differenze di potenziale deve essere uguale a zero. Ciò consente di dedurre il valore di una tensione conoscendo le altre due. Se questi tre elettrodi vengono riuniti a formare un terminale comune, si ottiene un elettrodo indifferente che si mantiene circa a potenziale zero. Una depolarizzazione che si muove verso un elettrodo attivo in un volume conduttore produce una deflessione positiva, mentre una depolarizzazione che si muove in direzione opposta produce una deflessione negativa.

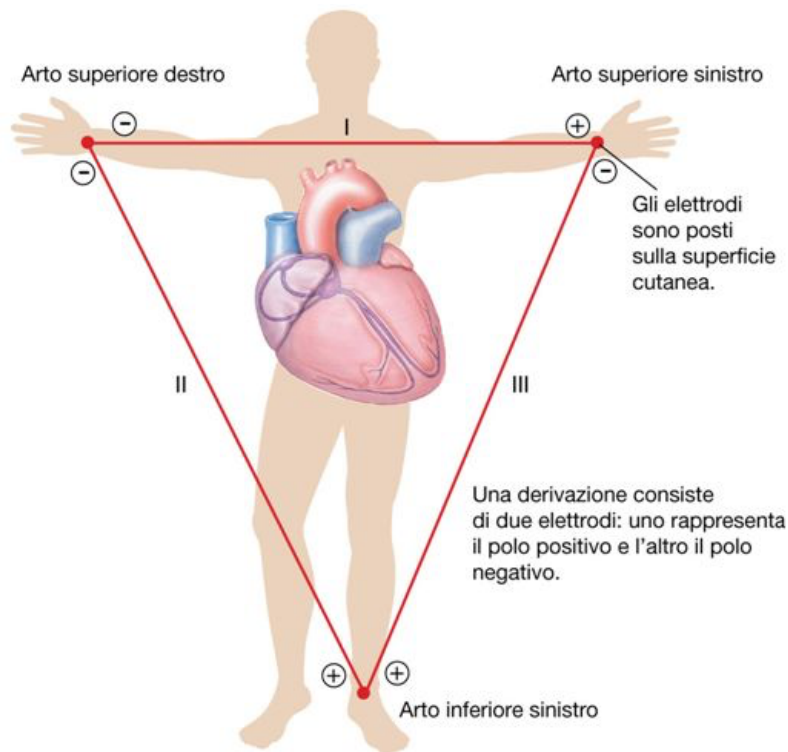


Figura 3.3 Rappresentazione del triangolo di Einthoven

Per convenzione si fa sì che la deflessione sia verso l'alto quando l'elettrodo attivo diventa positivo rispetto a quello indifferente, e verso il basso, invece, quando l'elettrodo attivo diventa negativo. [5] [1] [2]

3.2.1. ANALISI TRACCIATO ECG

I componenti principali nell'ECG sono le onde e i segmenti. Le onde appaiono come deflessioni sopra o sotto la linea base. I segmenti sono tratti della linea base compresi fra due onde. Gli intervalli sono combinazioni di onde e segmenti. Le diverse onde dell'ECG riflettono la depolarizzazione o la ripolarizzazione degli atri e dei ventricoli.

In una normale acquisizione ECG, le onde e i segmenti che compaiono fanno riferimento ad un evento elettrico ben preciso all'interno del cuore, come si può notare dalla figura 3.4.

Il ciclo cardiaco comincia con atri e ventricoli a riposo. L'ECG inizia con una depolarizzazione atriale. La prima deflessione, chiamata onda P, corrisponde alla depolarizzazione degli atri.

Le onde successive, chiamate QRS, derivano dalla depolarizzazione dei ventricoli. Di queste andiamo ad inquadrare l'onda Q, la quale è un'onda iniziale negativa, l'onda R è una deflessione positiva che segue l'onda Q e l'onda S è una deflessione negativa che segue l'onda R.

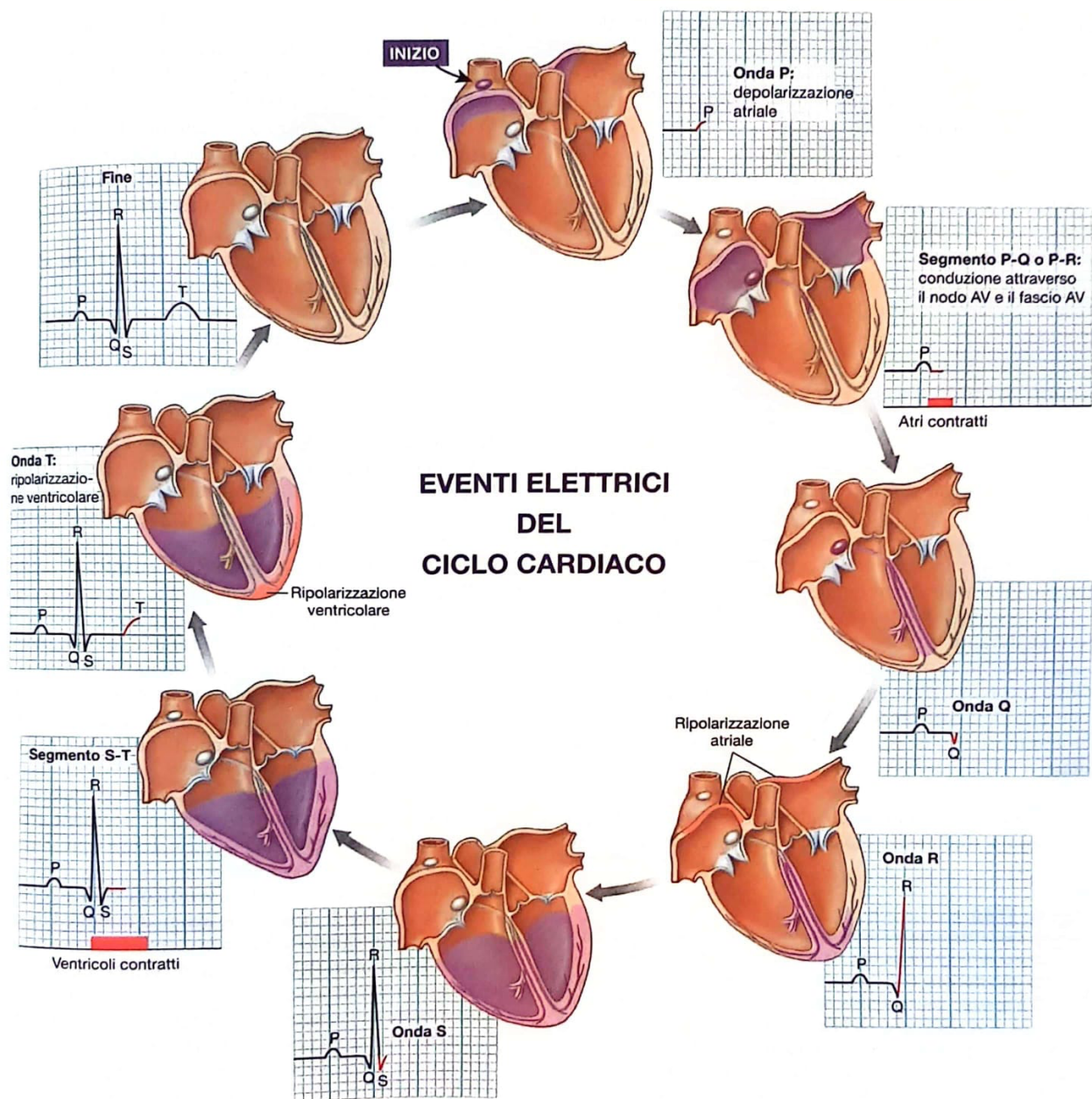


Figura 3.4 Associazione di un'onda dell'elettrocardiogramma ad un evento elettrico all'interno del cuore [2]

L'onda T rappresenta la ripolarizzazione dei ventricoli ed è a volte seguita dall'onda U, la quale è un reperto incostante, attribuito a una lenta ripolarizzazione dei muscoli papillari (fig. 3.5).

Queste onde vanno a definire degli intervalli ben precisi che definiscono degli eventi cardiaci.

- L'intervallo PR che dura circa 0,18 secondi, il quale si misura dall'inizio dell'onda P all'inizio del complesso QRS e si accorcia sempre più con l'aumentare della frequenza cardiaca. Questo intervallo identifica la depolarizzazione atriale e conduzione attraverso il nodo AV.

- La durata QRS che ha bisogno di soli 0,08 secondi per realizzarsi e identifica la depolarizzazione ventricolare e ripolarizzazione atriale.
- Intervallo QT che impiega 0,40 secondi ed indica la depolarizzazione e poi ripolarizzazione ventricolare.
- L'intervallo ST, ovvero il QT meno QRS, che sura 0,32 secondi e identifica la ripolarizzazione ventricolare, cioè durante l'onda T.
- Durante il segmento che va da T a P il cuore è elettricamente in quiete.

Un importante aspetto da ricordare è che un ECG è una “vista” elettrica di un oggetto tridimensionale. Questa è la ragione per la quale utilizziamo molteplici elettrodi per valutare la funzionalità cardiaca. Infatti, le diverse derivazioni di un ECG forniscono visuali elettriche diverse e danno informazioni circa le differenti regioni del cuore.

L'ECG a 12 derivazioni costituisce oggi lo standard utilizzato in clinica. È registrato usando varie combinazioni dei tre elettrodi delle derivazioni più altri sei elettrodi posti sul torace e sul tronco. Gli elettrodi aggiuntivi forniscono informazioni dettagliate circa la conduzione elettrica cardiaca.

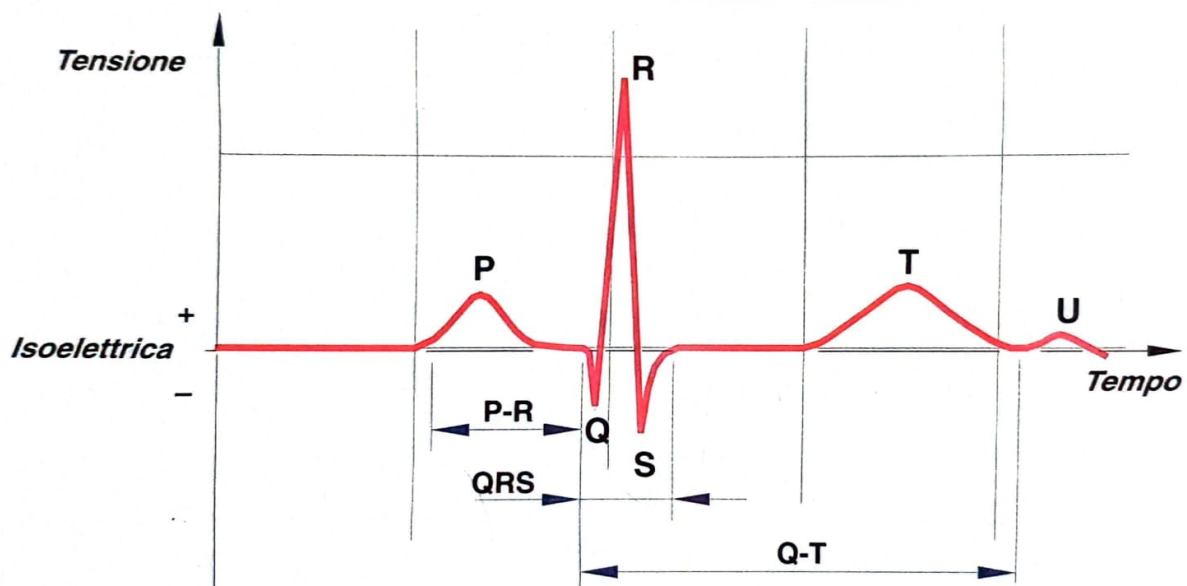


Figura 3.5 Un tipico andamento di un ciclo cardiaco riportato sull'elettrocardiogramma [5]

Le derivazioni che vengono utilizzate sono di tre tipi:

- Le 3 derivazioni fondamentali;
- Le 3 derivazioni aumentate;
- Le 6 derivazioni precordiali.

Le ampiezze delle tre derivazioni principali, come anche quelle aumentate, sono sempre tali che, prese con versi convenzionali in un determinato istante, la loro somma sia zero. Si può verificare sul tracciato che l'ampiezza dell'insieme di onde QRS della seconda derivazione, la quale fornisce il segnale più ampio, è uguale alla somma delle ampiezze dei QRS in prima e terza derivazione.

Grazie all'ECG possiamo avere informazioni riguardo la frequenza cardiaca, il ritmo cardiaco, la velocità di conduzione e le condizioni dei tessuti del cuore.

Dall'ECG possiamo estrarre il segnale respiratorio (EDR) al fine di valutare il sistema respiratorio ed ottenere dati inerenti, come la frequenza respiratoria. [5] [1] [2]

3.2.2. POSIZIONAMENTO DEGLI ELETTRODI E L'ELETTROCARDIOGRAFO

Il rilevamento e la registrazione dei potenziali cardiaci devono essere effettuati disponendo di almeno due elettrodi applicati sulla superficie del corpo e posti in luoghi non equipotenziali.

Le derivazioni registrabili dipendono da dove sono stati posti gli elettrodi. Proprio a questo scopo ed anche per uniformare il protocollo di acquisizione, è necessario che le posizioni dove vengono posti gli elettrodi siano standardizzate.

Il primo a preoccuparsi di questo problema fu proprio Wilhelm Einthoven (citato precedentemente nel paragrafo 3.2.), il quale schematizzò il corpo umano come un conduttore di ampio volume contenente la sorgente di attività elettrica cardiaca al suo centro.

La posizione degli elettrodi è stata studiata affinché il tracciato elettrocardiografico risulti funzione delle sole condizioni fisiologiche o patologiche del cuore, indipendentemente dall'individuo oggetto delle indagini o dalle condizioni temporali del rilevamento.

Einthoven schematizzò il corpo come un insieme di resistenze, come raffigurato in figura 3.6 e da ciò avremo che su quelle che sostituiscono il braccio destro, sinistro e la gamba sinistra non scorre corrente, e questo causa che ai loro estremi il potenziale sia uguale a quello presente sugli elettrodi.

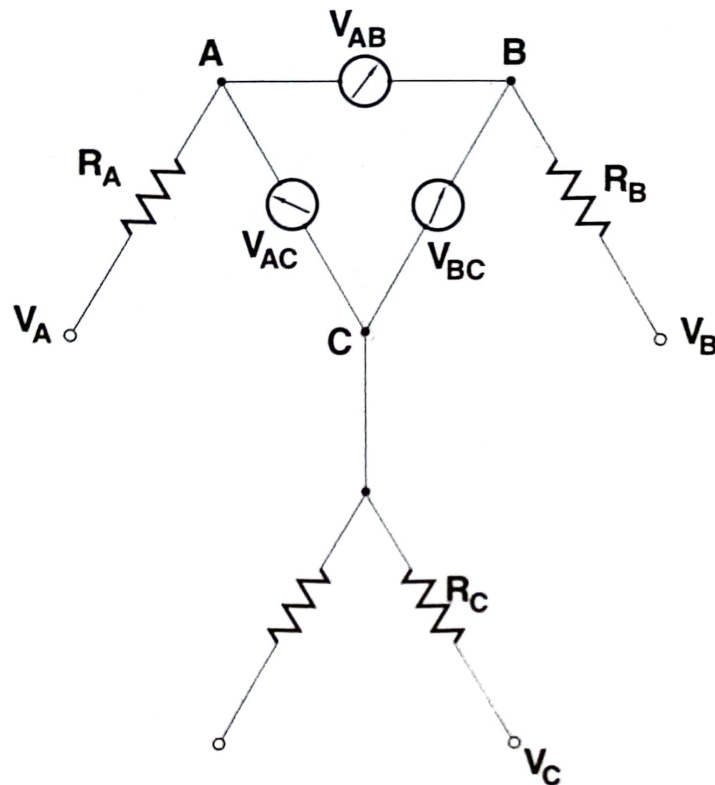


Figura 3.6 Schematizzazione del corpo umano attraverso le resistenze [5]

La posizione degli elettrodi nel triangolo di Einthoven, vengono identificati rispettivamente come RA (braccio destro), LA (braccio sinistro) e LL (gamba sinistra). Le rette congiungenti RA con LA, RA con LL e LA con LL individuano tre direzioni rappresentabili rispettivamente con tre vettori.

Posizionati questi tre elettrodi otteniamo le prime tre derivazioni:

- La differenza di potenziale misurata tra RA e LA assume la denominazione di prima derivazione;
- La tensione misurata tra RA e LL viene chiamata seconda derivazione;
- La differenza di potenziale misurata tra LA e LL assume la denominazione di terza derivazione.

In ogni istante la seconda derivazione è pari alla somma della prima e della terza e questo avviene indipendentemente dalla posizione degli elettrodi.

La registrazione dei potenziali cardiaci si esegue attraverso l'elettrocardiografo, il quale misura le tensioni alla grandezza dei millivolt. Questo avviene rispetto al potenziale di riferimento chiamato

isoelettrica e si indica come positivo lo spostamento della penna del galvanometro al di sopra di questa e negativo al di sotto.

In base alla derivazione che trattiamo abbiamo diverse circostanze:

- Il vettore rappresentante la direzione della prima derivazione ha segno positivo nella direzione che va da RA verso LA, ovvero con RA negativo rispetto a LA;
- Il vettore relativo alla seconda derivazione ha segno positivo nella direzione che parte da RA fino a LL;
- Il vettore rappresentante la direzione della terza derivazione ha segno positivo nella direzione che da LA verso LL.

L'utilizzo di questi soli tre elettrodi è sufficiente se si vuole avere una panoramica generale della situazione clinica del paziente, ma non se si vogliono avere informazioni più dettagliate.

Proprio a questo scopo, G. A. Wilson propose di valutare lo spostamento del vettore cardiaco nel corso del ciclo su di un piano orizzontale, utilizzando come riferimento un centro elettrico chiamato Terminale Centrale di Wilson (W), formato connettendo ogni elettrodo delle tre derivazioni principali, ciascuno con una resistenza uguale per tutti, ad un nodo comune.

Il potenziale del terminale centrale di Wilson è la media dei potenziali delle tre derivazioni.

Disponendo del terminale di Wilson, con un elettrodo esplorante si possono valutare le differenze di potenziale rispetto a W in determinati siti che vanno da P₁ a P₆ e si trovano nelle seguenti posizioni anatomiche (fig. 3.7):

1. P₁: quarto spazio intercostale a destra del margine sternale;
2. P₂: quarto spazio intercostale a sinistra del margine sternale;
3. P₃: a metà strada tra P₂ e P₄;
4. P₄: nel quinto spazio intercostale;
5. P₅: sulla linea ascellare anteriore allineato con P₄;
6. P₆: allineato esternamente con P₄ e P₅;

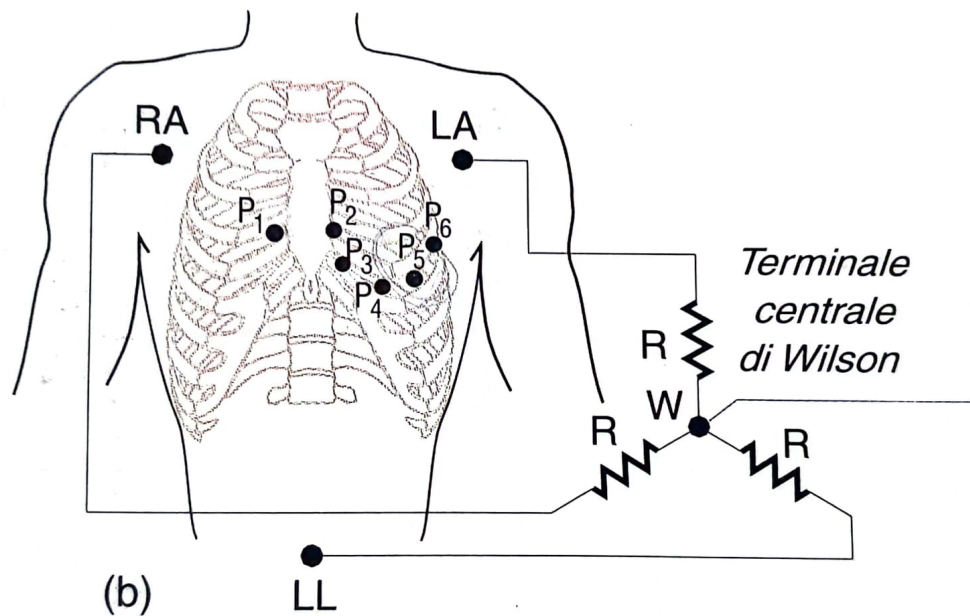


Figura 3.7 Disposizione degli elettrodi nel torace con rappresentazione del Terminale centrale di Wilson [5]

Le derivazioni ottenute da questi elettrodi sono denominate derivazioni precordiali o unipolari e vengono indicate con V_1 fino a V_6 . [5]

3.2.3. I DIVERSI TIPI DI DERIVAZIONI

Distinguiamo principalmente due tipi di derivazioni, quelle bipolari e quelle unipolari. Iniziamo analizzando le derivazioni bipolari.

Queste erano utilizzate prima dell'introduzione delle derivazioni unipolari e sono le derivazioni standard degli arti, ovvero la prima, seconda e terza derivazione, le quali registrano la differenza di potenziale fra due arti. Le correnti si spostano solo nei fluidi corporei, quindi le registrazioni che otteniamo sono le stesse che avremmo ottenuto se gli elettrodi si trovassero all'origine degli arti, indipendentemente dal punto dell'arto su cui sono posti. Riportando l'esempio del braccio, il quale non è sede di derivazioni e costituisce perciò una regione equipotenziale.

Nella prima derivazione, gli elettrodi sono connessi in modo che una deflessione verso l'alto è presente quando il braccio sinistro diviene positivo rispetto al destro.

Nella seconda derivazione, gli elettrodi sono posti sul braccio destro e sulla gamba sinistra, con la gamba positiva.

Invece nella terza derivazione, gli elettrodi sono sul braccio sinistro e sulla gamba sinistra, con la gamba positiva.

Le altre nove derivazioni sono quelle unipolari, cioè derivazioni che registrano la differenza di potenziale fra un elettrodo esplorante ed un elettrodo indifferente, le quali sono normalmente usate nell'elettrocardiografia clinica.

Vi sono sei derivazioni unipolari toraciche, indicate con $V_1 - V_6$ e tre derivazioni unipolari dagli arti: VR (braccio destro), VL (braccio sinistro) e VF (piede sinistro). Generalmente si usano le cosiddette derivazioni aumentate dagli arti, indicate con la lettera "a" (aVR, aVL e aVF). In queste, uno degli elettrodi deriva da uno dei tre arti, l'altro dagli altri due. Con questo metodo la grandezza dei potenziali aumenta del 50% senza modificazioni di forma, rispetto ai tracciati non aumentati.

Queste tipo di derivazioni possono essere ottenute anche con elettrodi posti alla punta di cateteri inseriti nell'esofago o nel cuore, però questa procedura di analisi risulta essere molto più invasiva rispetto al semplice elettrodo.

L'ECG è il frutto di tutte queste derivazioni, le quali analizzano ciascuna una informazione ben precisa e nel complesso avremo il tracciato da analizzare (fig. 3.8).

La sequenza con la quale le varie parti del cuore si depolarizzano e la posizione del cuore rispetto agli elettrodi sono dati importanti per l'interpretazione delle onde in ogni data derivazione.

L'aVR si interessa principalmente delle cavità ventricolari. La depolarizzazione atriale, quella ventricolare, come anche la ripolarizzazione ventricolare, si allontanano dall'elettrodo esplorante per cui l'onda P, il complesso QRS e l'onda T sono tutte negative (deflessioni in basso).

Le derivazioni aVL e aVF analizzano i ventricoli e pertanto le onde sono prevalentemente positive. Non vi è un'onda Q in V_1 e V_2 e la parte iniziale del complesso QRS è una piccola deflessione verso l'alto, perché la polarizzazione ventricolare avanza dapprima attraverso la porzione mediana sul setto, da sinistra a destra, verso l'elettrodo esplorante. L'onda di eccitazione si propaga poi giù per il setto e al ventricolo sinistro, allontanandosi dall'elettrodo e producendo così una grande onda S, per ritornare alla fine lungo la parete ventricolare, verso l'elettrodo, producendo il ritorno alla linea isoelettrica.

Nelle derivazioni ventricolari sinistre ($V_4 - V_6$) vi può essere un'iniziale onda Q piccola, mentre vi è una grande onda R, seguita in $V_4 - V_5$ da una moderata onda S. [5] [1] [2]

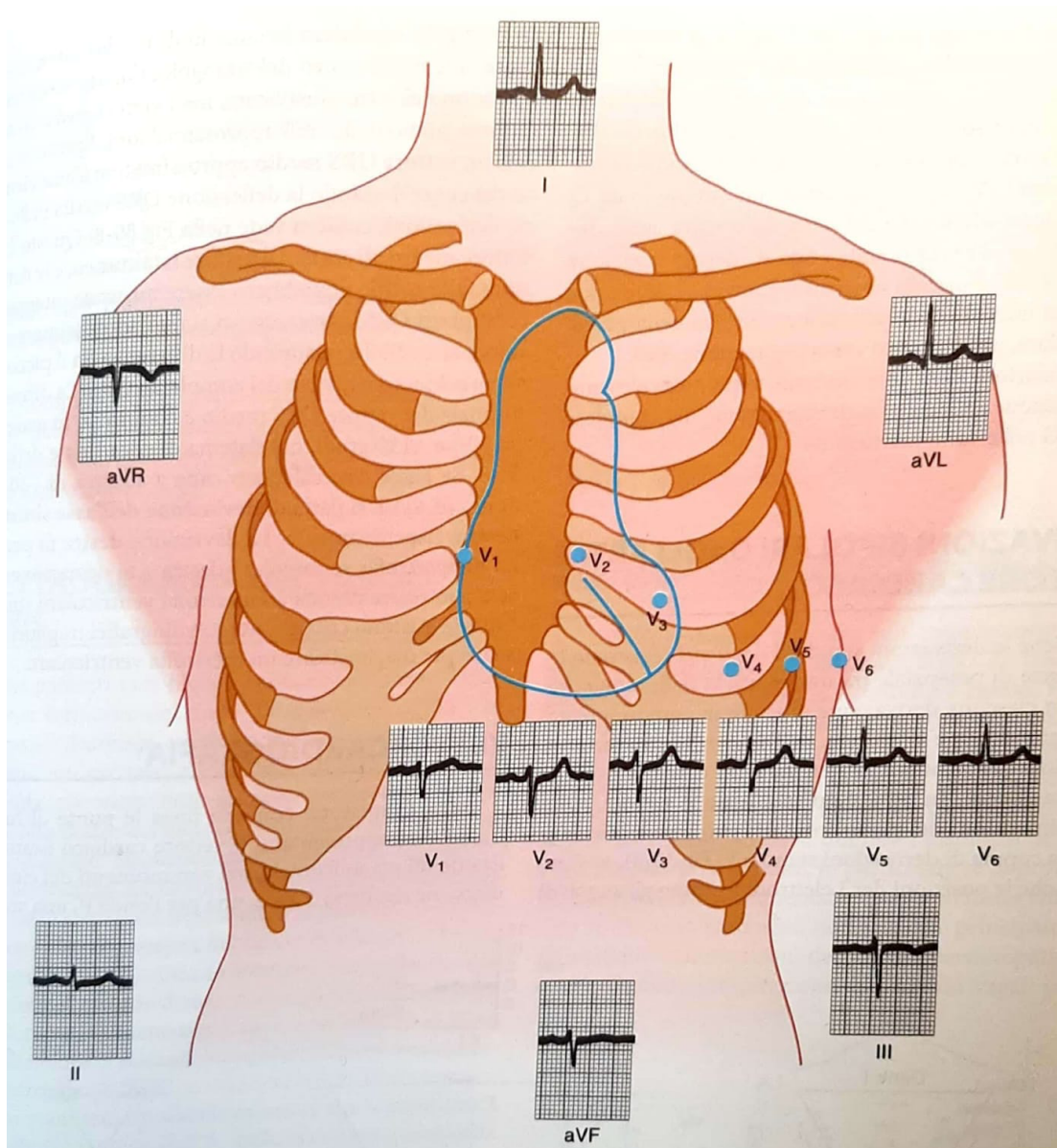


Figura 3.8 Le 12 derivazioni che ricaviamo attraverso l'elettrocardiogramma [1]

3.2.4. L'ELETTROCARDIOGRAFO

Andiamo ora ad analizzare lo strumento che ci permette di analizzare ed ottenere questi dati, ovvero l'elettrocardiografo, ed in particolare l'elettrocardiografo elementare monocanale, cioè fornito di una sola penna scrivente. La registrazione delle 12 derivazioni viene eseguita in sequenza ruotando la manopola di un commutatore a mezzo del quale esse vengono selezionate. L'elettrodo esplorante per

le derivazioni precordiali è unico e viene spostato dall'operatore nelle posizioni stabilite al fine di acquisire in sequenza i vari tracciati.

L'elettrocardiografo monocanale risulta pertanto costituito dalle seguenti parti:

- Il cavo paziente, ovvero quell'insieme di conduttori destinati ad inviare il segnale disponibile sugli elettrodi all'ingresso di una rete di resistori;
- Un gruppo di resistori per realizzare i potenziali di riferimento per le derivazioni monopolari sia aumentate che precordiali;
- Preamplificatori e filtri che assolvono il compito di prelevare il segnale proveniente dal cavo paziente, depurarlo da disturbi indotti dall'esterno e presentarlo all'ingresso dell'amplificatore di potenza;
- Un amplificatore di potenza idoneo a pilotare il galvanometro registratore a penna calda, che traccia sulla carta le variazioni di tensione prelevate dagli elettrodi;
- Il galvanometro registratore con gli accessori per il suo funzionamento;
- Il gruppo motore ed i relativi riduttori per il trascinamento della carta alla velocità costante di $25 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ o $50 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$;
- Alimentatore in corrente alternata e/o continua.

Adesso andiamo ad analizzare più nel dettaglio i suoi componenti.

Il cavo paziente è il componente più delicato ed è quello che ha bisogno di una costante revisione. Questo è costituito da almeno quattro conduttori, di cui tre sono dedicati alle tre derivazioni principali, mentre l'altro è quello di riferimento della gamba destra. A questi possiamo aggiungerne altri sei, uno per ogni derivazione precordiale.

Il selettore delle derivazioni è costituito da almeno quattro canali di amplificazioni, di cui tre, corrispondenti alle derivazioni fondamentali bipolari sono connessi ad una rete di resistori, mentre il quarto canale è destinato all'amplificazione dei segnali precordiali.

I segnali provenienti dal cavo paziente, prima di essere trasmessi ai successivi stadi di elaborazione, devono essere portati dall'impedenza di contatto elettrodo-cute, ad un'impedenza costante.

Vi sono quattro ingressi corrispondenti ai quattro canali; i primi tre consentono il prelievo delle derivazioni fondamentali ed aumentate, mentre il quarto ingresso corrisponde all'elettrodo che di volta in volta viene posto nelle sei posizioni di prelievo delle derivazioni precordiali.

Il selettore, per ogni derivazione prescelta, pone in comunicazione i segnali in ingresso con l'uscita, la quale rappresenta sequenzialmente le derivazioni in ingresso.

Preamplificatori e filtri, i quali sono uno stadio costituito da un insieme di amplificatori operazionali al fine di permettere l'amplificatore differenziale, con ingresso ad alta impedenza ed uscita a bassa impedenza.

Il paziente non si trova in generale al potenziale di terra, ma ad un potenziale diverso che è comune ai due ingressi dell'amplificatore differenziale. Questo diverso potenziale è quello che deve essere assunto come riferimento dei segnali da rilevare. Pertanto, comune a tutti i canali, vi è un altro circuito e cioè quello dell'elettrodo di riferimento, il quale normalmente è posizionato sulla gamba destra. Il circuito della gamba destra, tuttavia, introduce un potenziale di modo comune che deve essere rigettato.

I filtri servono per modificare l'ampiezza della banda passante per l'eliminazione di eventuali disturbi in alta o bassa frequenza ed in particolare per eliminare un disturbo di grande intensità corrispondente alla induzione prodotta dalla tensione di rete a 50Hz.

L'amplificatore di potenza viene utilizzato per incrementare la potenza del segnale in uscita dallo stadio di preamplificazione tanto quanto è necessario per poter pilotare il galvanometro registratore.

Il galvanometro registratore ha la particolarità di avere l'indice con una estremità riscaldata da una corrente continua. Tale estremità, a contatto con una carta speciale ricoperta di una sostanza cerosa, scioglie nel punto di contatto la cera scoprendo lo strato sottostante di carta nera.

Il gruppo motore e riduttore rappresenta lo stadio che contiene il sistema di trascinamento della carta di registrazione comprendente un motore ed un cambio meccanico che consente di disporre di almeno due velocità

L'alimentazione elettrica è attuata in generale utilizzando la tensione di linea a 220 V, ma spesso è presente quella continua ottenuta da batterie.

I possibili disturbi che possono influenzare la misura dei potenziali cardiaci e che sono sempre presenti con maggiore o minore intensità possono essere di diversa natura: tremori muscolari, artefatti

da movimento, elevate tensioni dovute alla presenza di un pacemaker, rumore elettromagnetico a bassa ed elevata frequenza e molte altre. Il disturbo agisce principalmente nel tragitto che compie il segnale dal luogo di prelievo fino al primo stadio di amplificazione.

Se la banda passante dell'amplificatore è troppo ampia, il segnale viene distorto e sporcato da una o più di queste grandezze di influenza; se è troppo stretta, il segnale viene ugualmente distorto nel senso che il tracciato viene arrotondato per difetto di alte frequenze e l'isoelettrica spostata per la eventuale presenza della frequenza zero (corrente continua). A tal fine, occorre che la banda passante sia resa variabile in ampiezza in modo da adattare l'amplificazione in funzione sia dei disturbi accidentali che delle finalità diagnostiche o di monitoraggio.

Un aspetto importante legato all'affidabilità è quello relativo alla verifica in tempo reale dell'integrità del cavo paziente oltre che il mantenimento per quanto possibile costante nel tempo della sua impedenza, in modo da evitare di considerare nella diagnosi deformazioni del tracciato.

Un'altra caratteristica importante riguardante l'affidabilità è quella connessa alla necessità di protezione dell'elettrocardiografo da una differenza di potenziale impulsiva assai intensa. In questo caso si verifica che il pennino del galvanometro va immediatamente fuori scala e, se non danneggiato, impiega qualche secondo prima di ritornare alla posizione di riposo rappresentata dall'isoelettrica. Occorre rilevare che in queste condizioni l'elettrocardiografo non fornisce alcun segnale utile e pertanto vengono perduti tutti gli eventi biologici che si sono verificati in quell'intervallo di tempo nel quale la penna del galvanometro è fuori scala.

Caso molto grave, che va contro l'incolumità del paziente, è quando gli viene applicata la tensione di alimentazione della rete, come conseguenza di eventuali guasti ai circuiti dell'elettrocardiografo. Ne deriverebbe un macroshock con possibilità di fibrillazione ventricolare. Proprio per prevenire questo inconveniente, è necessario che il circuito a contatto con il paziente sia isolato da tutto il resto dell'apparecchiatura. [5]

3.2.5. REGISTRATORE HOLTER

Nelle unità coronariche l'ECG viene spesso registrato in modo continuativo ed un allarme entra in azione all'insorgenza di aritmie pericolose per la vita.

Il registratore Holter è molto utile in questi scopi, perché, essendo un piccolo registratore a nastro portatile, è possibile registrare l'ECG in soggetti mentre questi svolgono le normali attività. La registrazione viene in seguito fatta scorrere ad alta velocità ed analizzata. Si possono ottenere in questo modo lunghe registrazioni continue [1].

Rispetto ai moderni Holter, i vecchi modelli avevano dimensioni molto più voluminose e comprendevano un amplificatore, un registratore a nastro, elettrodi attaccati al petto dell'individuo, un'unità di riproduzione e un'unità di analisi.

I modelli iniziali utilizzavano 10 derivazioni, di cui 6 erano quelli precordiali standard e 4 quelli derivanti dagli elettrodi posizionati sul dorso. La funzione principale di quest'ultimi è di prevenire i disturbi del segnale, anche se sono soggetti a variazioni. Per controllare queste variazioni vennero proposti degli algoritmi matematici.

Se inizialmente venivano utilizzate 12 derivazioni, come un normale elettrocardiografo trattato precedentemente, i modelli moderni si limitano ad usare solo due o tre derivazioni.

Oggi l'holter ha le dimensioni di un cellulare e viene utilizzato per avere due tipi di dati primari da analizzare. Uno è il complesso QRS e l'altro è l'intervallo R-R che corrisponde a un ciclo cardiaco.

Normalmente viene utilizzato per 24-48 ore.

Anche il paziente deve contribuire al monitoraggio dell'Holter, infatti, sempre sotto guida di un clinico, egli attiva un pulsante per correlare la tempistica dei sintomi con l'ECG. I tecnici cardiaci e i medici qualificati esaminano poi l'intero ECG registrato per le anomalie [6].

Un esempio di registratore holter è il "M12R HOLTER & ECG RECORDER" realizzato dalla Global Instrumentation, LLC. con sede a East Syracuse, nello stato di New York, USA (fig. 3.9).

Questo è un registratore ECG simultaneo in tempo reale a dodici derivazioni ed ha un monitor Holter a lungo termine necessario per eseguire tutti i processi di acquisizione dei dati ECG.

Questo dispositivo può essere configurato per acquisire ECG a 3 canali o a 12 derivazioni, semplicemente cambiando il cavo del paziente.

Sul sito del produttore vengono espresse le seguenti caratteristiche principali del dispositivo:

- Tutti i dati sono memorizzati e trasmessi in piena fedeltà con frequenze di campionamento fino a 1.000 campioni al secondo con una risoluzione ultra-alta di 0,5 microvolt.



Figura 3.9 M12R HOLTER & ECG RECORDER realizzato dalla Global Instrumentation

- La comunicazione bidirezionale tramite Bluetooth fornisce una rapida verifica del collegamento del paziente e fornisce la trasmissione dei dati in tempo reale a PC e dispositivi mobili basati su Android.
- L'M12R utilizza schede di archiviazione dati SD standard a basso costo che sono facilmente rimovibili per consentire il riutilizzo immediato del registratore.
- A differenza dei tradizionali dispositivi ECG, l'M12R può essere facilmente condiviso tra più studi preservando l'incapsulamento dei dati dello studio [7].

3.3. STRUMENTAZIONE INDOSSABILE E PORTATILE

Spesso, come abbiamo potuto vedere per il caso dell'holter, non è sempre utile affidarsi alle acquisizioni o analisi effettuate in laboratorio. Di conseguenza, si ricorre ad una strumentazione portatile e indossabile che ci permette di ottenere dati dal soggetto anche quando questo compie azioni quotidiane, come fare sport, studiare, cucinare e così via.

L'uso di dispositivi indossabili nelle routine cliniche potrebbe ridurre i costi sanitari e migliorare la qualità della valutazione nei pazienti con malattie respiratorie croniche.

Con lo sviluppo tecnologico questo è stato possibile, anche perché si è cercato di miniaturizzare sempre più i componenti dei vari strumenti, e questo aspetto è di notevole importanza per quanto

riguarda il comfort del paziente che li indossa e può, quindi, non sottoporsi ad analisi scomode come la spirometria.

Anche a livello economico questo aspetto è vantaggioso, perché necessitano di un costo minore per essere prodotte, c'è un risparmio energetico, visto l'utilizzo di piccole batterie per alimentare il tutto, ed inoltre sono alla portata di tutti.

Un esempio molto comune di questo tipo di strumenti sono gli smartwatch che hanno preso piede negli ultimi anni, i quali offrono la possibilità monitorare costantemente l'attività cardiaca, le fasi del sonno, i livelli di ossigeno nel sangue, l'attività fisica che si sta svolgendo e molto altro (fig. 3.10).

A prima vista possono sembrare degli strumenti molto potenti per il monitoraggio medico, però non possono andare a sostituire totalmente gli strumenti fissi utilizzati in laboratorio o in clinica, perché i dati ricavati non sono altrettanto precisi ed affidabili.

Quindi il loro cavallo di battaglia è la portabilità ed il costante monitoraggio del paziente.

Come accennato in precedenza, i segnali respiratori si possono ottenere attraverso l'ECG estraendo la componente EDR. Però questo non è il solo metodo, infatti ci sono diverse tipologie di analisi e strumenti.

Un metodo alternativo per il monitoraggio del comportamento respiratorio per le regioni del torace e dell'addome si basa sui sensori Fiber Bragg Grating (FBG), i cui vantaggi sono l'alta sensibilità, la compatibilità con la risonanza magnetica e la capacità di eseguire misurazioni distribuite.



Figura 3.10 Smartwatch progettato da Apple

Altri tipi di trasduttori sono quelli basati sulla fibra ottica, deformazione dei piezoresistivi, umidità basati su carta, sensori di respirazione capacitiva tessile, accelerometri, estensimetri resistivi, sensori a base di rugiada, misuratori di portata e bobine di induzione magnetica. Però quest'ultimi sono indirizzati solamente a monitorare l'attività respiratoria.

Non ci sono molte alternative nel campo della sensoristica che ci permettono di acquisire contemporaneamente sia dati cardiaci che respiratori, come i sistemi FBG.

Un'alternativa ampiamente utilizzata si basa sulla misurazione della bio-impedenza, che consente di raccogliere informazioni su diversi parametri vitali. Il principio della pletismografia dell'impedenza si basa sulla registrazione dell'impedenza trans-toracica, che cambia proporzionalmente al volume dell'aria ispirata, attraverso elettrodi posizionati sulla superficie toracica. Se il sistema di misurazione dell'impedenza trans-toracica ha una sensibilità sufficiente, possono essere rilevati cambiamenti nell'impedenza legati al ciclo cardiaco. Quindi, attraverso questo metodo possiamo rilevare dati relativi al monitoraggio cardio-respiratorio in maniera portatile [8], [9].

Un esempio di strumentazione indossabile, al fine di ottenere parametri cardio-respiratori a partire da segnali ECG e la fascia toracica BioHarness 3.0 prodotta dalla Zephyr (fig. 3.11).

Questa cintura ci permette di ottenere segnali ECG ad una derivazione, posizionando il sensore sotto il braccio sinistro, con una frequenza di campionamento di 250 Hz e una risoluzione di ampiezza di 1 μ V. Dai risultati ottenuti in [10], si è potuto notare come semplici sensori ECG a una derivazione, possano essere utilizzati per monitorare la respirazione, soprattutto se collocati sul torace e se associati ad algoritmi di elaborazione appropriati.

Un altro esempio di dispositivo indossabile e portatile è l'Holter, di cui abbiamo discusso precedentemente.

In caso di applicazioni di monitoraggio di lunga durata o di monitoraggio di soggetti piccoli e fragili, può essere importante ridurre il più possibile la complessità hardware dei dispositivi indossabili, preferendo sensori semplici che registrino pochi segnali da cui ricavare informazioni su diversi sistemi fisiologici.



Figura 3.11 Fascia toracica BioHarness 3.0 prodotta dalla Zephyr

Un aspetto negativo di questo tipo di strumentazione è che un movimento residuo del torace è facilmente visibile se la respirazione è misurata con una fascia toracica sulla gabbia toracica. Questo movimento residuo è una sorta di rumore che può compromettere la corretta interpretazione della respirazione

4. COSTRUZIONE DEL DATABASE

Il fulcro di questa tesi, come si può evincere dal titolo è la “costruzione di un database di segnali cardiorespiratori tramite sensori indossabili”.

Come trattato in precedenza, per ottenere questo tipo di dati possono essere utilizzati degli strumenti indossabili che permettono di acquisire dati come l’ECG, i quali vengono processati per ottenere informazioni riguardanti la respirazione. L’utilizzo di strumentazione indossabile permette inoltre di acquisire dati nella maniera meno invasiva e veritiera possibile.

Per raggiungere lo scopo di questa tesi è stato necessario creare un database di dati cardio-respiratori ricavati da dieci soggetti diversi, i quali si sono sottoposti posti volontariamente a dei test.

4.1. PROTOCOLLO DI ACQUISIZIONE

Per ottenere dati affidabili bisogna effettuare le acquisizioni nella maniera più omogenea e precisa possibile. Per fare ciò è necessario seguire un preciso protocollo di acquisizione, il quale ci garantisce di prendere dei dati in maniera completa ed ottimale.

Un fattore indispensabile, di cui l’operatore dovrà prestare attenzione sarà l’aderenza della fascia alla pelle, al fine di limitare i disturbi dovuti ad ostacoli presenti tra l’elettrodo e la sorgente del segnale; proprio per questo motivo sarà necessario che il soggetto abbia preventivamente rimosso eventuali peli presenti sul torace. Inoltre, gli sarà richiesto di togliere eventuali gadget o dispositivi attaccati al corpo (smartphone, orologi, collane, bracciali, ecc.), in modo da evitare qualsiasi forme di disturbo dovuti ad essi.

Una volta posizionata la fascia nella maniera corretta e controllato il corretto funzionamento del dispositivo facendo riferimento ai led presenti su di esso, si potrà iniziare con la procedura di acquisizione.

Sarà chiesto al soggetto di sdraiarsi su un lettino a torace scoperto con la fascia indossata, ma prima dell’accensione del dispositivo dovrà essere effettuata una fase di riposo di circa 5 minuti in modo da far rilassare il soggetto e metterlo a suo agio con l’ambiente circostante.

Una volta acceso il dispositivo si darà inizio al protocollo di acquisizione.

Quest’ultimo si può dividere in due fasi distinte. La prima consiste in una inspirazione profonda, seguita subito dopo da una espirazione totale, nella quale il soggetto deve avvertire la sensazione di

totale svuotamento dei polmoni; per prendere l'istante di tempo di fine espirazione nella maniera più precisa possibile, si chiederà al paziente di alzare la mano quando percepirà quella sensazione. Tutto questo deve avvenire nella maniera e con le tempistiche che il soggetto ritiene più opportune. Tra due fasi di respirazione ci sarà un minuto di recupero, nel quale il paziente respirerà normalmente.

La seconda fase consiste nell'effettuare un'apnea di 30 secondi, la quale sarà anticipata da un countdown di qualche secondo per preparare il paziente a trattenere il respiro nella maniera che ritiene più comoda. Dopo ogni singola apnea ci sarà un minuto di recupero.

Sia la prima che la seconda fase dovranno essere ripetute per 5 volte.

Tra la fase di respirazione e la fase di apnea ci sarà un tempo di recupero a discrezione dell'operatore. Tutte le singole fasi saranno cronometrate ed inserite in delle opportune tabelle, le quali riportano tutte le tempistiche.

4.2. BIOHARNESS 3.0

Per effettuare queste acquisizioni è stato utilizzato un sensore indossabile, ovvero il Bioharness 3.0 realizzato dalla Zephyr (fig. 4.11), di cui ho parlato precedentemente senza entrare nel dettaglio.

Consiste in una fascia toracica che va posizionata all'incirca sopra il diaframma, ovvero verso la fine della gabbia toracica.

È costituito da una fascia in tessuto elastico che gli permette di essere aderente al torace, in modo da consentire agli elettrodi di rimanere sempre attaccati alla pelle. Infatti, nella parte interna della fascia sono presenti due spugne contenenti gli elettrodi per acquisire i dati cardio-respiratori, le quali devono essere bagnate inizialmente in modo da favorire la conduzione del segnale elettrico dalla sorgente al sensore.

Per quanto riguarda l'alimentazione di questi elettrodi e l'archiviazione dei segnali da essi ottenuti, se ne occupa un dispositivo che si collega alla fascia nell'apposita locazione e una volta acceso inizia a registrare i dati ricevuti e li carica in un file diverso ad ogni accensione. Il dispositivo in questione va posizionato, secondo le linee guida fornite dal produttore, sotto l'ascella sinistra e distante da essa di circa un palmo di mano. Mediante l'uso di un a drive sul pc è stato possibile estrarre i dati dal dispositivo di archiviazione e trasferirli su un foglio di lavoro excel, il quale ci permette di lavorare in maniera più agevole. I dati vengono salvati in un'unica colonna dove sono presenti la data, l'ora ed il valore dell'acquisizione di quel frangente di secondo.

Come detto precedentemente, il dispositivo opera ad una frequenza di campionamento di 250 Hz, con una risoluzione di ampiezza 1 μV e fornisce tracciati ECG ad una derivazione.

La fascia può essere regolata in base al torace, affinché questa risulti essere attaccata al corpo, ma senza risultare vincolante al movimento del torace dovuto alla respirazione.

4.3. METODO

Nell'ambito clinico, e non solo, possiamo andare a studiare il sistema respiratorio con modi, strumentazione e protocolli differenti.

Prima di proseguire con le acquisizioni dei dati cardiorespiratori, è opportuno fare una prima classificazione dei pazienti in base ai loro dati anagrafici, fisici e il loro stile di vita. Attraverso questa prima analisi riusciamo capire quali siano i possibili dati che andremo a ricavare.

Una prima grande divisione è quella legata al sesso, infatti gli organismi maschili e femminili non sono uguali, ma presentano molteplici differenze. Un esempio possono essere i volumi polmonari, i quali variano in funzione dell'età, del sesso e della statura.

Appunto, altri parametri da tenere in considerazione sono l'altezza, misurata in cm ed il peso, misurato in kg.

Da queste ultime due variabili possiamo andarci a calcolare l'indice di massa corporea (BMI), il quale è espresso in kg/m^2 . La formula matematica che ci permette di ricavarlo è la seguente:

$$\text{BMI} = \frac{\text{peso}}{\text{altezza}^2} \quad (11)$$

Questo parametro è molto utile per avere una panoramica complessiva della condizione fisica del soggetto che andiamo ad analizzare.

Possiamo dividere i soggetti in quattro categorie [11]:

- Normali: $18.5 \leq \text{BMI} < 25 \text{ kg}/\text{m}^2$;
- Sottopeso: $\text{BMI} < 18.5 \text{ kg}/\text{m}^2$;
- Sovrappeso: $25 \leq \text{BMI} < 30 \text{ kg}/\text{m}^2$;
- Obeso: $\text{BMI} \geq 30 \text{ kg}/\text{m}^2$.

Un'ulteriore divisione dei soggetti è quella tra fumatori e non fumatori. Fumare è un'azione che nuoce il nostro corpo sotto diversi aspetti sia psicologici, come la dipendenza da nicotina, che fisici a causa delle sostanze cancerogene assunte.

Infine, come ultima divisione possiamo usare la distinzione tra chi pratica sport e chi non lo pratica. Ovviamente se un paziente è un atleta avremo un riscontro positivo nei dati ottenuti, perché questa attività è benefica per l'organismo.

I soggetti che si sono sottoposti a queste analisi sono cinque ragazze e cinque ragazzi, di età intorno ai 22 anni.

È stato chiesto loro di compilare e firmare delle liberatorie al fine del trattamento dei dati, e di compilare un questionario dove indicare alcuni dati personali e la loro condizione fisica al momento della prova.

In questa scheda sono stati chiesti al candidato le seguenti informazioni:

1. Nome
2. Cognome
3. Età
4. Sesso
5. Professione
6. Peso
7. Altezza
8. Fumatore o trascorsi da fumatore (FUMATORE)
9. Frequenza di uso di bevande alcoliche (ALCOL)
10. Uso di farmaci, specificando quali in caso di risposta affermativa (FARMACI)
11. Eventuale presenza di patologie o disabilità (DISABILITÀ)
12. Se il soggetto in questione, oppure qualche membro della sua famiglia soffre di malattie respiratorie (MR)
13. Se l'individuo, oppure qualche membro della sua famiglia soffre di malattie cardiache (MC)
14. Se ha mai avvertito senso di nausea, svenimento o dolore al petto durante un allenamento o immediatamente dopo (ML)
15. La condizione fisica al momento della prova (CF)
16. Se ha subito infortuni lievi o gravi, specificando eventualmente quali (INFORTUNI)
17. Sport principale praticato (SPORT)

Ovviamente questi dati sono stati utilizzati nel rispetto della privacy; infatti, di seguito saranno riportate delle tabelle che non conterranno i nomi dei soggetti, ma manterranno l'anonimato.

4.4. RISULTATI

Con le acquisizioni effettuate possiamo trarre diverse informazioni.

Quello più elementare è il tempo impiegato dall'individuo a completare la fase di inspirazione profonda ed espirazione totale, anche perché le altre fasi sono scandite dall'operatore.

La parte più interessante è, però, quella relativa ai vari grafici che riusciamo a ricavare dalle acquisizioni. Questi rappresentano un tracciato ECG ad una derivazione ottenuto dal sensore utilizzato, su cui poterci lavorare sopra in un secondo momento.

Le tabelle dei pazienti ci indicano le loro diverse caratteristiche sono le seguenti (tabella 4.1 e tabella 4.2):

SOGGETTO	S1	S2	S3	S4	S5	
ETÀ		21	21	21	22	22
SESSO	M	M	M	M	M	
PROFESSIONE	Studente	Studente	Studente	Studente	Studente	
PESO [KG]		64	76	73	82	80
ALTEZZA [m]		1,8	1,78	1,75	1,73	1,75
BMI		19,75	23,99	23,84	27,4	26,12
FUMATORE	Sì	No	No	Si	No	
ALCOL	Occasionalmente	Occasionalmente	Occasionalmente	Occasionalmente	Occasionalmente	
FARMACI	Xyzal	No	No	No	No	
DISABILITÀ	No	No	No	No	No	
MR	No	No	No	No	No	
MC	No	No	No	No	No	
ML	No	No	No	No	Si	
CF	Normale	Normale	Normale	Normale	Normale	
INFORTUNI	Distacco retina, slogatura caviglia	Nessuno	Rottura V metacarpo mano dx	Nessuno	Nessuno	
SPORT	No	No	Calcio a 5	No	No	

Tabella 4.1 Tabella riportante tutti i dati relativi ai soggetti maschi

SOGGETTO	S6	S7	S8	S9	S10	
ETÀ		21	23	23	21	21
SESSO	F	F	F	F	F	
PROFESSIONE	Studente	Studente	Studente	Studente	Studente	
PESO [KG]		52	60	56	56	48
ALTEZZA [m]		1,7	1,65	1,69	1,67	1,58
BMI		17,99	22,04	19,61	20,08	19,23
FUMATORE	No	No	No	No	No	
ALCOL	Occasionalmente	Occasionalmente	Occasionalmente	Astemio	Occasionalmente	
FARMACI	Isodifa	No	No	No	Antistaminico	
DISABILITÀ	No	No	No	No	No	
MR	No	No	No	No	No	
MC	No	No	No	No	No	
ML	Si	Si	No	No	No	
CF	Affaticato	Normale	Normale	Normale	Normale	
INFORTUNI	Nessuno	Nessuno	Nessuno	Nessuno	Nessuno	
SPORT	No	No	No	No	No	

Tabella 4.2 Tabella riportante tutti i dati relativi ai soggetti femmine

Le informazioni riportate dalle tabelle sovrastanti derivano dalle schede compilate dai soggetti prima delle acquisizioni, nelle quali vengono riportati i dati richiesti nel paragrafo precedente. Le relative abbreviazioni utilizzate per rendere le tabelle il più sintetiche possibile sono riportate nello stesso paragrafo appena citato.

Come descritto nel protocollo di acquisizione possiamo distinguere 3 tipi di respirazione:

- Respirazione normale
- Respirazione profonda
- Apnea

Grazie all'aiuto dei tempi scanditi attraverso un cronometro possiamo individuare ogni singolo tipo di respirazione. Infatti, di tutti i soggetti sono state riportate delle tabelle con le relative tempistiche di tutto il corso della prova (tabella 4.3 e tabella 4.4). Le tabelle sono le seguenti:

SOGGETTO	S1	S2	S3	S4	S5
ON	28/05/24 21:38	28/05/24 22:11	28/05/24 22:40	31/05/24 22:53	02/06/24 20:11
1° RP	00.19.36	00.12.27	00.21.70	00.11.71	00.22.15
1° EP	00.27.48	00.26.75	00.35.88	00.28.17	00.33.21
2° RP	01.27.37	01.16.47	01.36.07	01.28.51	01.33.54
2° EP	01.36.36	01.30.61	01.53.77	01.43.07	01.45.99
3° RP	02.36.37	02.30.45	02.53.93	02.43.43	02.46.05
3° EP	02.45.75	02.42.08	03.11.28	03.00.33	02.57.29
4° RP	03.49.14	03.41.88	04.11.49	04.00.49	03.57.45
4° EP	03.57.85	03.54.78	04.27.60	04.18.24	04.12.27
5° RP	04.57.22	04.54.50	05.27.83	05.18.62	05.12.50
5° EP	05.05.97	05.08.21	05.43.08	05.35.55	05.28.58
1° APNEA	07.23.26	06.23.83	07.13.44	07.10.00	07.00.63
2° APNEA	08.53.61	07.54.79	08.44.20	08.40.63	08.30.87
3° APNEA	10.23.86	09.25.45	10.14.67	10.11.28	10.01.42
4° APNEA	11.53.84	10.56.37	11.45.03	11.41.83	11.31.98
5° APNEA	13.23.74	12.27.54	13.15.58	13.14.22	13.02.71

Tabella 4.3 Tabella riportante le tempistiche durante la prova di ogni soggetto maschio

ON = Accensione dispositivo

RP = Inizio inspirazione profonda

EP= Fine espirazione profonda

Apnea = Inizio apnea

Questa tabella fa riferimento ai tempi registrati per i soggetti maschi. La stessa cosa è stata fatta per le ragazze nella tabella seguente:

SOGGETTO	S6	S7	S8	S9	S10
ON	26/06/24 15:48	26/06/24 16:22	27/06/24 09:51	27/06/24 10:11	27/06/24 10:29
1° RP	00.04.68	00.13.29	00.11.81	00.10.16	00.14.02
1° EP	00.11.74	00.24.08	00.15.23	00.17.67	00.21.82
2° RP	01.11.78	01.23.95	01.15.60	01.17.61	01.21.41
2° EP	01.17.93	01.37.59	01.20.63	01.25.66	01.27.46
3° RP	02.17.91	02.37.85	02.20.75	02.25.73	02.27.93
3° EP	02.24.80	02.48.00	02.27.09	02.33.35	02.34.19
4° RP	03.24.94	03.48.28	03.27.36	03.33.66	03.34.10
4° EP	03.31.36	03.59.67	03.33.70	03.41.83	03.40.04
5° RP	04.31.43	05.00.07	04.33.75	04.42.07	04.40.24
5° EP	04.37.29	05.10.92	04.40.73	04.49.90	04.46.32
1° APNEA	05.57.59	06.30.56	06.43.38	06.21.53	06.16.84
2° APNEA	07.27.93	08.00.44	08.14.63	07.51.92	09.58.38
3° APNEA	09.00.59	09.30.66	09.45.55	09.22.99	11.28.45
4° APNEA	10.31.26	11.01.08	11.15.60	10.53.46	12.58.14
5° APNEA	12.02.19	12.31.44	12.46.42	12.24.04	14.28.59

Tabella 4.4 Tabella riportante tutte le tempistiche dell'acquisizione dei soggetti femmine

ON = Accensione dispositivo

RP = Inizio inspirazione profonda

EP= Fine espirazione profonda

Apnea = Inizio apnea

Come anticipato pocanzi, attraverso le tempistiche registrate e sfruttando la conoscenza della frequenza di campionamento del dispositivo utilizzato, si sono andati a ricercare i campioni relativi alla tipologia di respirazione di interesse, per poi riportare il tracciato di ECG attinente.

Di seguito sono riportati i grafici dei tre tipi di respirazione del soggetto S4 per farne un esempio pratico di ciò (fig. 4.1, fig. 4.2, fig. 4.3):

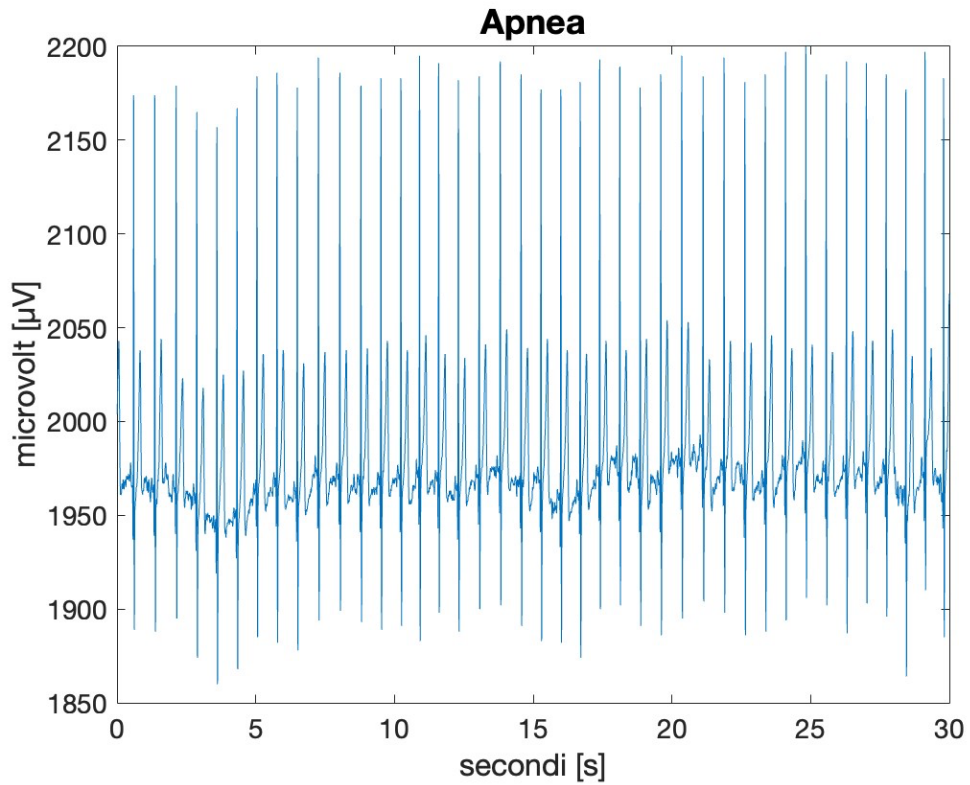


Figura 4.1 Tracciato ECG relativo alla fase di apnea

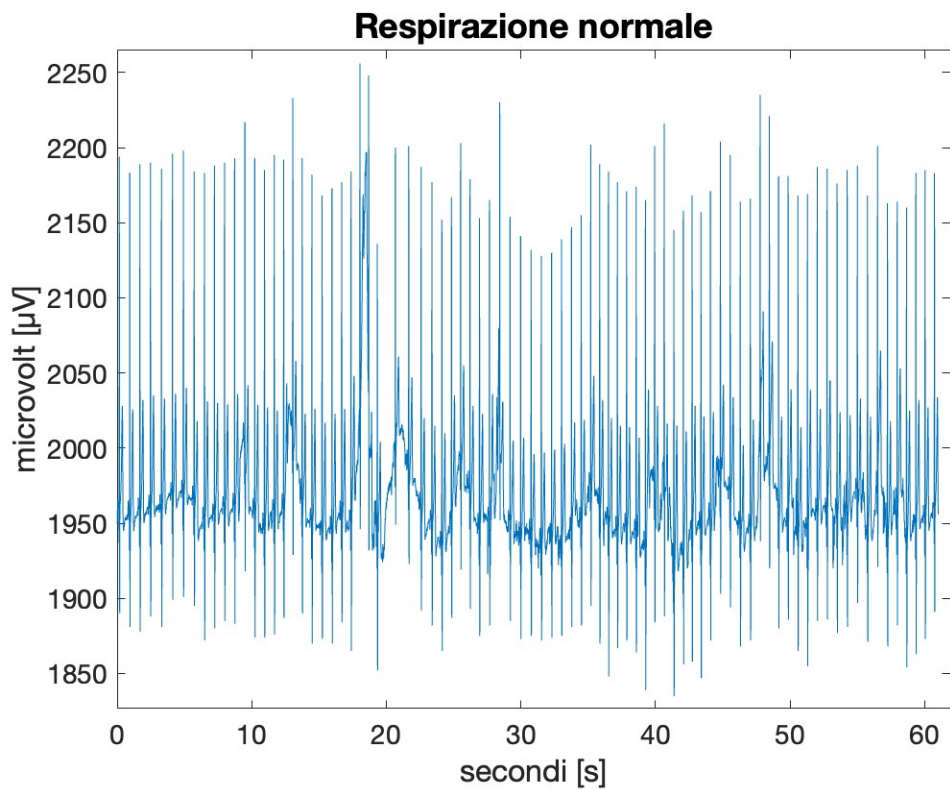


Figura 4.2 Tracciato ECG relativo alla fase di respirazione normale (recupero)

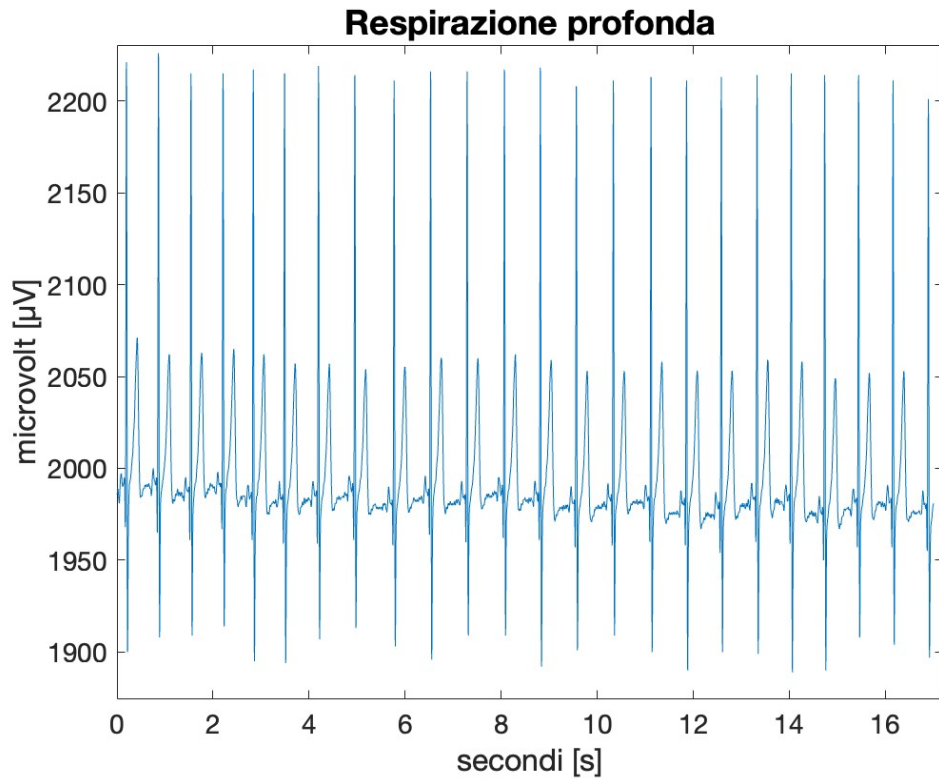


Figura 4.3 Tracciato ECG relativo alla fase di respirazione profonda (inspirazione profonda ed espirazione totale)

DISCUSSIONE E CONCLUSIONE

Dalle acquisizioni ottenute attraverso il sensore BioHarness 3.0 abbiamo potuto ottenere dei grafici che ci aiutano a comprendere il comportamento del sistema respiratorio mediante dei tracciati ECG, i quali sono correlati a dei precisi soggetti.

I limiti nel conseguimento del nostro obiettivo sono stati sicuramente il numero limitato di soggetti e l'omogeneità di essi. Infatti, i pazienti sono quasi tutti della stessa età e con stili di vita simili tra loro, come si può notare dalle tabelle riassuntive. Sarebbe stato molto interessante vedere le differenze presenti tra soggetti con età, stili di vita e condizione fisica differenti, in modo da trarne delle conclusioni più generiche ed applicabili a situazioni diverse.

Inoltre, la presenza di errore umano sia nell'applicazione del sensore che per quanto riguarda le tempistiche prese durante le acquisizioni, porta ad avere dei dati non totalmente attendibili.

I punti di forza per la realizzazione del database sono stati sicuramente la disponibilità immediata da parte degli individui a sottoporsi alle acquisizioni, ma anche la facilità con cui sono state effettuate.

Infatti, il sensore si è rivelato essere molto semplice da utilizzare, sia per l'applicazione che per il trattamento dei dati ottenuti. Inoltre, il sensore poteva essere applicato a diversi soggetti essendo regolabile e quindi non va a discriminare alcune categorie di individui.

I file che si ottengono dal dispositivo, essendo file excel, sono molto facili da elaborare e la loro condivisione tra i vari utenti è agevolata.

Infine, i tracciati ottenuti potranno essere utilizzati nel campo di ricerca ai fini di elaborare algoritmi avanzati per l'estrazione sempre più accurata dei segnali respiratori dai tracciati ECG. In futuro questo database potrà essere oggetto di studio al fine di individuare le differenze tra i soggetti e le caratteristiche peculiari che accomunano individui con aspetti simili.

La ricerca effettuata su questi dati potrà vertere anche nell'ambito clinico; infatti, le conoscenze apprese da questo tipo di analisi potranno essere applicate nel settore ospedaliero per la cura del paziente.

In conclusione, si può dire che l'attività svolta può dare inizio ad una seconda fase di elaborazione dei dati, la quale darà un significato aggiuntivo al lavoro fatto finora e su cui trarre delle conclusioni esplicite su cui si baserà la ricerca scientifica.

BIBLIOGRAFIA

- [1] K. E. Barrett, S. M. Barman, S. Boitano e H. L. Brooks, *Fisiologia Medica*, Dodicesima edizione a cura di, Piccin Nuova Libreria S.p.A., 2011.
- [2] D. U. Silverthorn, *Fisiologia umana*, Ottava edizione a cura di, Pearson Italia, 2020.
- [3] C. L. VanPutte, J. L. Regan, A. F. Russo, R. D. Seeley e P. T. Trent Stephens, *ANATOMIA UMANA*, Quarta edizione italiana a cura di, IDELSON-GNOCCHI, 2018.
- [4] B. Renata, «Spirometria,» vol. Gennaio, p. Abstract, 2009.
- [5] F. P. Branca, *Fondamenti di Ingegneria Clinica*, vol. 1, Springer-Verlag Italia, 2005.
- [6] A. Mubarik e A. M. Iqbal, «Holter Monitor,» 2024.
- [7] [Online]. Available: <https://www.globalinstrumentation.com/gimedical/Products/Clinical-Research-Cardiac-Safety/M12R-Holter-ECG-Recorder>.
- [8] E. PiuZZi, S. Pisa, E. Pittella, L. Podestà e S. Sangiovanni, «Wearable Belt With Built-In Textile Electrodes for Cardio—Respiratory Monitoring,» 12 Agosto 2020.
- [9] M. Ràfols-de-Urquía, L. Estrada, J. Estévez-Piorno, L. Sarlabous, R. Jané e A. Torres, «Evaluation of a Wearable Device to Determine Cardiorespiratory Parameters From Surface Diaphragm Electromyography,» *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 23, n. 5, pp. 1964-1971, 2019.
- [10] A. Sbröllini, M. Morettini, E. Gambi e L. Burattini, «Identification of Respiration Types Through Respiratory Signal Derived From Clinical and Wearable Electrocardiograms,» *IEEE OPEN JOURNAL OF ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY*, vol. 4, pp. 268-274, 2023.
- [11] N. N. Gavriilidou, M. Pihlsgård, S. Elmståhl e H. Ekström, «Mortality risk relationship using standard categorized BMI or knee-height based BMI – does the overweight/lower mortality paradox hold true?,» p. 4, 8 Aprile 2024.
- [12] «Treccani,» Istituto della Enciclopedia Italiana fondata da Giovanni Treccani, [Online]. Available: <https://www.treccani.it/vocabolario/troponina/>.

[13] «Treccani,» Istituto della Enciclopedia Italiana fondata da Giovanni Treccani, [Online].
Available: <https://www.treccani.it/enciclopedia/sarcomero/#>.

RINGRAZIAMENTI