



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

**CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN
INGEGNERIA BIOMEDICA**

**“ANALISI DEL SEGNALE ELETTROCARDIOGRAFICO
IN PAZIENTI CON ATTIVITA' CARDIACA REGOLARE
E IN PAZIENTI AFFETTI DA EXTRASISTOLIA”**

**“ANALYSIS OF ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNALS
IN PATIENTS WITH REGULAR CARDIAC ACTIVITY
AND PATIENTS WITH EXTRASYSTOLES”**

Relatore: Prof. / Ing. Augusto Ferrante

**Laureanda: Formentin Sofia
1222526**

Anno Accademico: 2021 – 2022

Data di laurea: 21 Settembre 2022

“Diventa alleato del tuo cervello”

Indice

| | |
|-----------------------|----------|
| Abstract | 3 |
|-----------------------|----------|

Capitolo 1: Anatomia e Fisiologia del cuore

| | |
|---|----|
| 1.1 Il cuore: introduzione..... | 5 |
| 1.2 Camere cardiache, valvole cardiache e flusso del sangue | 5 |
| 1.3 Pericardio, pareti cardiache e tessuti cardiaci..... | 6 |
| 1.4 Proprietà funzionali fondamentali del tessuto cardiaco..... | 8 |
| 1.5 Comportamento elettrico del miocardio | 9 |
| 1.6 Gittata cardiaca | 10 |

Capitolo 2: Elettrocardiogramma

| | |
|---|----|
| 2.1 L'elettrocardiogramma: introduzione..... | 12 |
| 2.2 Andamento normale dell'ECG | 12 |
| 2.3 Metodi di rilevazione dell'ECG | 14 |
| 2.3.1 Teoria del dipolo elettrico cardiaco | 14 |
| 2.3.2 Triangolo di Einthoven: derivazione bipolare standard | 15 |
| 2.3.3 Derivazione unipolare degli arti e terminale centrale di Wilson | 16 |
| 2.3.4 Derivazioni unipolari precordiali..... | 17 |
| 2.3.5 Derivazioni unipolari (periferiche) aumentate | 18 |
| 2.3.6 Elettrodi | 18 |
| 2.4 Elettrocardiografo: amplificazione e filtraggio del segnale ECG | 20 |
| 2.4.1 Segnale ECG | 20 |
| 2.4.2 Schema funzionale di un elettrocardiografo..... | 20 |
| 2.4.3 Disturbi nell'acquisizione del segnale..... | 22 |
| 2.4.4 Filtraggio del segnale | 24 |
| 2.4.5 Amplificazione del segnale | 26 |
| 2.4.6 Case Studies: esempio di implementazione tramite Matlab di un filtro Notch .. | 28 |

Capitolo 3: Extrasistole

| | |
|--|----|
| 3.1 Formulazione matematica di un'anomalia del battito cardiaco..... | 31 |
| 3.2 Extrasistole | 31 |
| 3.2.1 Introduzione..... | 31 |

| | |
|--|-----------|
| 3.2.2 Classificazione | 31 |
| 3.2.3 Cause | 32 |
| 3.3 Analisi di un tracciato ECG in presenza di extrasistole..... | 32 |
| 3.3.1 Introduzione | 32 |
| 3.3.2 Differenze tra extrasistoli ventricolari ed extrasistoli sopraventricolari | 33 |
| 3.3.3 Aspetti morfologici | 35 |
| 3.3.4 Alterazioni ritmiche | 35 |
| Conclusione..... | 38 |
| Bibliografia e Sitografia..... | 40 |
| Ringraziamenti | 42 |

Abstract

Tra le patologie cardiache maggiormente diffuse riconosciamo le aritmie, cioè alterazioni più o meno gravi del battito cardiaco. L'extrasistolia è una forma di aritmia molto frequente, che si manifesta solitamente in forma benigna, ma che può risultare preoccupante se si verifica con frequenza troppo elevata. Questa patologia viene diagnosticata nell'ambito di una semplice visita cardiologica attraverso l'analisi, da parte del medico, del tracciato elettrocardiografico. L'elettrocardiogramma è un segnale caratterizzato da un range di frequenze compreso tra 0.5 e 150 Hz che, grazie all'applicazione di elettrodi sulla cute del paziente, viene visualizzato attraverso l'uso di un elettrocardiografo. Quest'ultimo è costituito da un sofisticato schema funzionale che, oltre a proteggere il paziente da sovratensioni, svolge anche la funzione di caratterizzazione e amplificazione del segnale in ingresso e di filtraggio.

Le fonti di rumore che interferiscono nella rilevazione del segnale sono numerose, associate sia a movimenti del paziente stesso, ma anche all'ambiente circostante. A seconda del range di frequenze che interessa il disturbo, parti differenti del tracciato ECG subiscono alterazioni. È fondamentale saper riconoscere la sorgente del rumore per poterlo estromettere attraverso l'utilizzo di un filtro specifico, alterando il meno possibile il segnale di interesse.

In questa tesi, dopo una spiegazione iniziale del funzionamento del cuore e dell'attività elettrica cardiaca, si è lasciato ampio spazio alla letteratura riguardante gli aspetti funzionali dell'elettrocardiogramma e dell'elettrocardiografo e ci si è poi concentrati sull'analisi del segnale elettrocardiografico di un paziente affetto da extrasistolia.

Capitolo 1: ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL CUORE

1.1 Il cuore: introduzione

Il cuore è un organo muscolare cavo collocato nel mediastino, uno spazio situato nella cavità toracica compreso tra i due polmoni e a metà strada tra lo sterno anteriormente e la colonna vertebrale posteriormente. Si estende da una *base* allargata nella parte superiore a cui sono connessi i grandi vasi, fino ad un'estremità inferiore appuntita detta *apice*.

Le dimensioni del cuore sono generalmente paragonabili ad un pugno chiuso e ciò corrisponde, negli adulti, ad un diametro di circa 9 cm alla base, di 6 cm nella porzione anteroposteriore, valutata nel punto più spesso, e una distanza tra base e apice di circa 13 cm, per un peso totale di 300 g.

1.2 Camere cardiache, valvole cardiache e flusso del sangue

Il cuore funziona come una *doppia pompa* essendo diviso in lato destro e sinistro. Ciascun lato è provvisto inoltre di due camere: l'*atrio*, collocato superiormente, che riceve il sangue che torna al cuore attraverso le grandi vene, e il *ventricolo*, posto verso l'apice, il quale riceve il sangue dall'atrio e lo spinge all'interno delle arterie permettendogli di fluire su tutto l'organismo. Atrio destro e sinistro sono separati da una parete chiamata setto interatriale, analogamente i ventricoli destro e sinistro sono separati dal setto interventricolare. I confini delle quattro camere sono definiti da tre solchi ricoperti di tessuto adiposo all'interno del quale fluiscono i vasi coronarici: solco coronario (atrioventricolare) che separa atri e ventricoli, solco interventricolare anteriore e solco interventricolare posteriore, posti uno sulla faccia anteriore e uno sulla faccia posteriore rispettivamente, che si estendono obliquamente dal solco coronario fino all'apice, e che separano il ventricolo destro dal sinistro.

Le due pompe cardiache spingono il sangue attraverso due sistemi di vasi disposti in serie tra loro: il *circolo polmonare* (piccolo circolo) e il *circolo sistemico* (grande circolo). Ogni circolo è fondamentalmente organizzato in maniera analoga: una pompa (il cuore), un insieme di vasi di distribuzione (le arterie), dei piccoli vasi di scambio (i capillari) e i vasi di raccolta (le vene), ed è regolato da valvole che consentono l'unidirezionalità del flusso sanguigno. Nello specifico, il sangue deossigenato che defluisce dalla circolazione sistemica entra nell'atrio destro attraverso due vene cave che hanno accumulato sangue venoso dai distretti superiori e inferiori del corpo e passando attraverso la valvola atrioventricolare (AV) destra, chiamata valvola tricuspide, entra nel ventricolo destro. La valvola polmonare regola l'ingresso del sangue nell'arteria polmonare che si divide in due branche ciascuna diretta ad un polmone. Nei polmoni

il sangue cede CO₂ e assorbe O₂ per poi scorrere attraverso le vene polmonari ed entrare nell'atrio sinistro. Il sangue ricco di ossigeno ha accesso, attraversando la valvola AV sinistra, chiamata valvola mitrale, al ventricolo sinistro da cui inizia la circolazione sistemica. Oltrepassando la valvola aortica, il sangue accede all'aorta, la più grande arteria del corpo umano, che si dirama nelle arterie maggiori che schematicamente corrispondono ad un letto di circuiti in parallelo e che irrorano i diversi organi del corpo. Le cellule dei tessuti di ciascun organo prelevano O₂ che viene utilizzato per produrre energia e rilasciano CO₂ come prodotto di scarto. Il sangue torna dunque al lato destro del cuore per riprendere il ciclo.

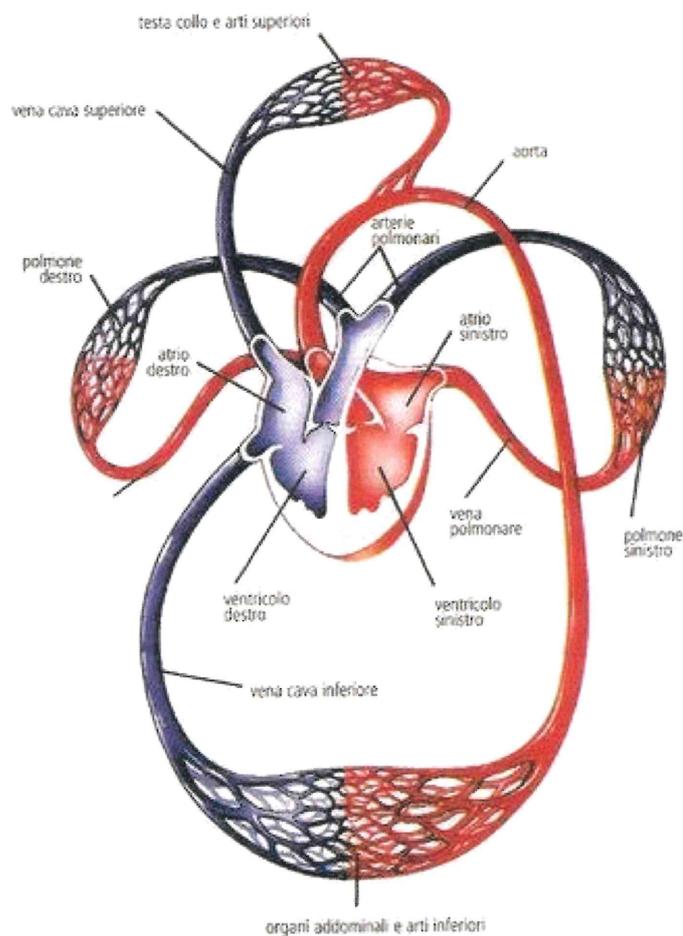


Figura 1.1: Circolazione polmonare e circolazione sistemica

1.3 Pericardio, Parete cardiaca e Tessuti cardiaci

Il cuore è racchiuso all'interno di un sacco chiamato *pericardio* e costituito da due foglietti. Il *sacco pericardico*, o pericardio parietale, corrisponde al foglietto esterno ed è provvisto di uno strato fibroso superficiale composto da tessuto connettivo denso irregolare e uno strato sieroso sottile più profondo a contatto con il foglietto interno: il *pericardio viscerale*. Tra il foglietto parietale e quello viscerale è presente la cavità pericardica che raccoglie da 5 a 30 mL di liquido pericardico che riduce l'attrito derivante dal contatto con il cuore. Lo scopo del pericardio è

quello di isolare il cuore dagli altri organi del torace e di garantire l'espansione delle camere del cuore opponendosi però ad una dilatazione eccessiva.

La parete cardiaca si compone di tre strati:

1. *Epicardio*: coincide con il pericardio viscerale ed è dunque una membrana sierosa a contatto con la porzione superficiale del cuore. È composta da un epitelio squamoso posto sopra uno strato di tessuto molle.
2. *Endocardio*: riveste l'interno delle camere cardiache ed è costituito a sua volta da epitelio squamoso semplice sovrapposto ad un leggero strato di tessuto molle.
3. *Miocardio*: compreso tra epicardio ed endocardio è composto da muscolo cardiaco, coincide con lo strato più spesso ed effettua il lavoro del cuore.

Il cuore è costituito inoltre da tre diversi tipi di tessuto: tessuto muscolare, tessuto nodale e tessuto di conduzione, con funzionalità differenti per lo svolgimento dell'attività cardiaca.

1. *Tessuto muscolare*: costituito da fibre muscolari cardiache striate si contrae ritmicamente e consente al cuore di funzionare come una pompa.
2. *Tessuto nodale*: concentrato nel nodo seno-atriale e nel nodo atrio-ventricolare, è la parte del tessuto cardiaco che dà origine all'eccitamento periodico che regola la contrazione cardiaca.
3. *Tessuto di conduzione*: composto da grosse fibre di Purkinje costituisce il fascio di His che collega atri e ventricoli e consente la conduzione dell'eccitamento ai ventricoli.

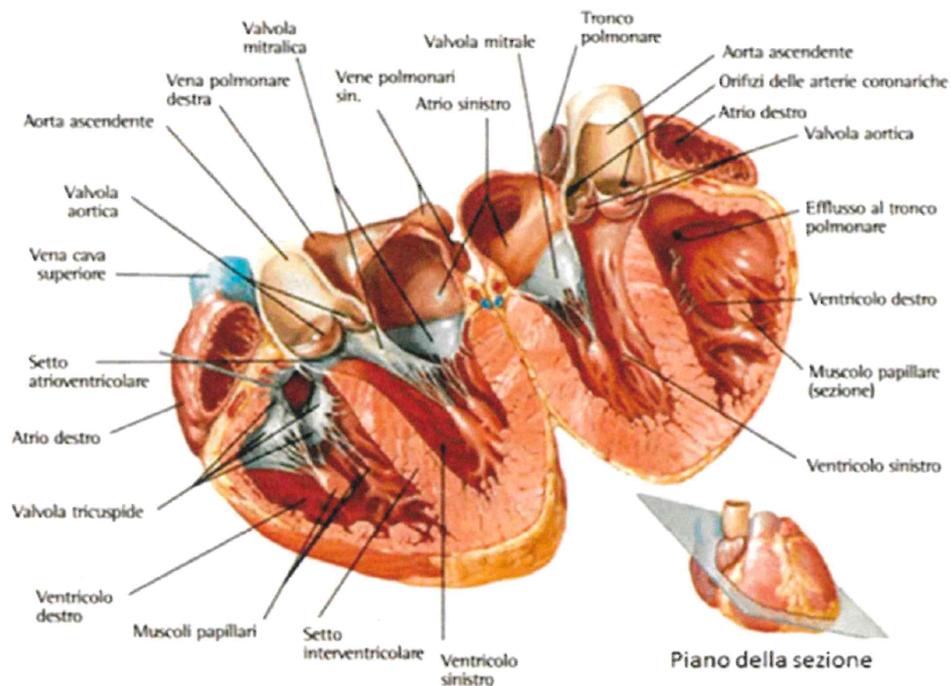


Figura 1.2: Anatomia del cuore

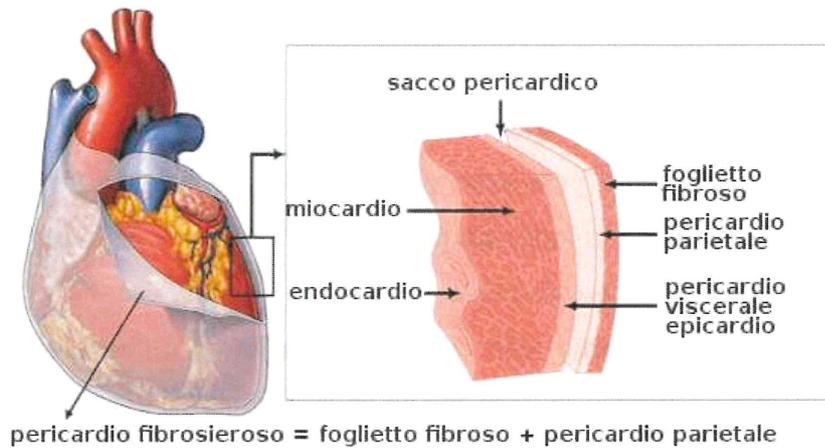


Figura 1.3: Tessuti cardiaci

1.4 Proprietà funzionali fondamentali del tessuto cardiaco

La presenza di diversi tipi di tessuto conferisce al cuore 4 diverse proprietà fondamentali:

1. **Eccitabilità:** in generale è la proprietà di rispondere ad uno stimolo, adeguato in base all'intensità e qualità, attraverso un cambiamento di stato. Nello specifico, le cellule cardiache rispondono allo stimolo modificando il loro potenziale di riposo a cui segue una contrazione; questo processo viene definito potenziale d'azione.
2. **Contrattilità:** rappresenta la capacità di contrazione del muscolo cardiaco ed è associata alla forza di legame presente tra i filamenti di actina e di miosina che costituiscono il muscolo. La contrazione viene definita sistole, il rilasciamento diastole. Queste fasi possono essere associate ad una parte specifica del cuore ma in generale si riferiscono principalmente all'azione ventricolare, responsabile dell'eiezione del sangue dal cuore.
3. **Ritmicità:** il battito cardiaco normale innescato dal nodo senoatriale (SA) viene definito ritmo sinusale. A riposo, in un adulto, il ritmo corrisponde a circa 70-80 battiti per minuto (bpm). Una regione del cuore, diversa dal nodo SA, che produce spontaneamente un impulso viene chiamata focus ectopico ed il più comune è il nodo AV che produce un ritmo cardiaco più lento, 40-50 bpm, definito ritmo nodale.
4. **Conducibilità:** coincide con la capacità del tessuto cardiaco di condurre l'eccitamento insorto nelle cellule del nodo SA per tutto il miocardio. La scarica del nodo SA eccita le cellule muscolari degli atri, i cardiomiociti atriali, e stimola i due atri a contrarsi quasi simultaneamente. Il segnale viaggia ad una velocità di circa 1 m/s attraverso il miocardio atriale e raggiunge il nodo AV in circa 50 ms. In corrispondenza del nodo AV il segnale rallenta alla velocità di circa 0,05 m/s causando un ritardo di circa 100 ms, per la minore presenza di gap junction attraverso cui condurre il segnale. La velocità di conduzione

del miocardio ventricolare coincide con 0,3 / 0,5 m/s mentre in corrispondenza del fascio AV e delle fibre di Purkinje il segnale raggiunge la sua maggior velocità pari a 4 m/s. La depolarizzazione del miocardio ha dunque una durata complessiva di circa 200 / 250 ms.

1.5 Comportamento elettrico del miocardio

Il *battito cardiaco* è scandito dal processo di depolarizzazione del nodo SA, pacemaker del sistema, che scarica un impulso ed eccita anche le altre componenti del sistema di conduzione attraverso cui il segnale si propaga. Il *potenziale a riposo stabile* di un cardiomiocita è di $-90mV$ e normalmente si depolarizza solo in presenza di uno stimolo. Quando tale stimolo sopraggiunge avviene *l'apertura dei canali del sodio* (Na^+) che causano una differenza di potenziale, l'ingresso di Na^+ e la depolarizzazione della cellula fino ad un valore di soglia. Il voltaggio di soglia innesca un *ciclo a feedback positivo* che implica l'apertura di ulteriori canali del Na^+ fino ad un valore di picco di $+30mV$; in seguito, tali canali si chiudono velocemente e la fase ascendente del potenziale di azione è molto breve. Quando il potenziale d'azione si diffonde a livello della membrana plasmatica avviene *l'apertura dei canali lenti del calcio* (Ca^{2+}) che consentono l'ingresso di una ridotta quantità di Ca^{2+} dal liquido extracellulare all'interno della cellula. Questo Ca^{2+} si lega ai canali del Ca^{2+} provocandone l'apertura ed incrementando la quantità di Ca^{2+} in ingresso dal reticolo sarcoplasmatico (RS) nel citoplasma. Il Ca^{2+} si lega alla troponina e ciò induce la *contrazione del miocardio*. Come abbiamo precedentemente detto la depolarizzazione del muscolo cardiaco ha una durata compresa tra 200 e 250 ms e ciò produce un esteso *plateau*, associato alla lentezza con cui si chiudono i canali del Ca^{2+} , che coincide con il periodo di durata della contrazione dei cardiomiociti. Tale plateau è evidente sia a livello atriale, sia a livello ventricolare, ma è maggiormente pronunciato a livello ventricolare. Alla fine della fase di plateau i canali del Ca^{2+} si chiudono e il Ca^{2+} viene trasportato indietro nel liquido extracellulare e nel RS, mentre i canali del K^+ si aprono ed esso diffonde all'esterno della cellula. Il lungo periodo di refrattarietà assoluta di 250 ms impedisce la sovrapposizione delle onde e il tetano, cioè una contrazione prolungata dovuta alla ripetizione di stimolazioni ravvicinate nel tempo.

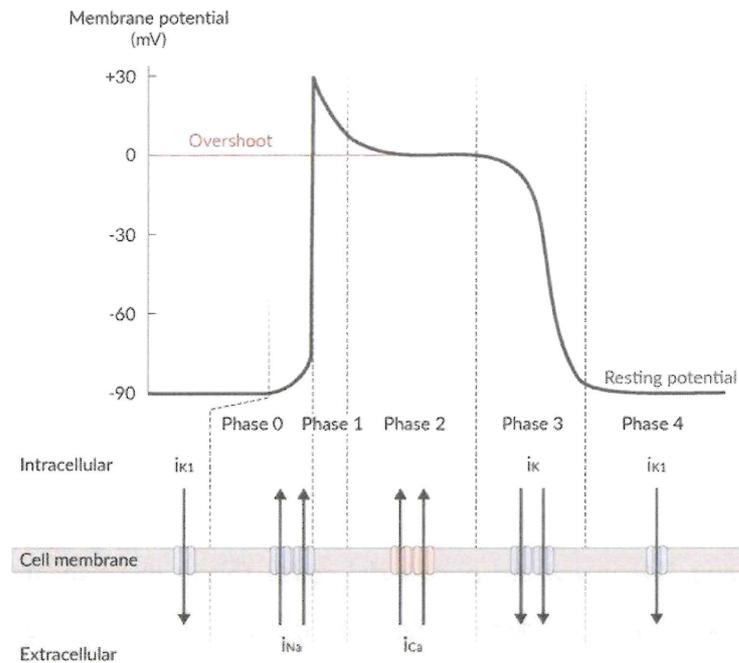


Figura 1.4: Potenziale d'azione di un cardiomiocita ventricolare

1.6 Gittata cardiaca

La *gittata cardiaca* (GC) corrisponde al volume di sangue che viene pompato da ogni ventricolo in un minuto. In ogni intervallo di tempo il volume di sangue che viene pompato e fluisce attraverso la circolazione sistemica è pari al volume che fluisce attraverso la circolazione polmonare. La GC è uguale, generalmente, a 5 l/min ed è determinata dal *prodotto tra frequenza cardiaca*, cioè il numero di battiti al minuto (in media 70 bpm), e *gittata sistolica*, cioè quantità di sangue pompata al minuto (in media 70 ml/battito). Il nodo SA agisce come pacemaker naturale ma il cuore è regolato anche dal nervo parasimpatico (nervo vago) che innerva il nodo SA e il nodo AV e dai nervi cardiaci simpatici che innervano gli atri, inclusi nodo SA e AV, e i ventricoli.

Stimolazione parasimpatica sul cuore.

1. Riduzione della frequenza di depolarizzazione spontanea del nodo SA, quindi della frequenza cardiaca, con conseguente aumento del tempo necessario a raggiungere la soglia;
2. Riduzione dell'eccitabilità del nodo AV ritardando la propagazione degli impulsi ai ventricoli;
3. Indebolimento della contrazione atriale, a causa della riduzione della fase di plateau.

Stimolazione simpatica sul cuore

1. Accelerazione della depolarizzazione e raggiungimento repentino della soglia causando un aumento della frequenza cardiaca;
2. Riduzione del ritardo del nodo AV con incremento della velocità di conduzione;
3. Aumento della velocità di conduzione in tutto il sistema;
4. Aumento della forza contrattile rendendo il battito più vigoroso: il cuore espelle più sangue, grazie all'aumento della permeabilità al Ca^{2+} e all'apertura più prolungata dei canali del Ca^{2+} .

In conclusione, gli effetti simpatici e parasimpatici sulla frequenza cardiaca sono *antagonisti*: in condizioni di riposo domina la scarica parasimpatica che riduce il battito cardiaco, mentre l'azione simpatica, che accresce il numero di battiti, aumenta in condizioni quali, ad esempio, l'attività fisica in cui avviene un dispendio maggiore di ATP.

Capitolo 2: ELETTROCARDIOGRAMMA

2.1 L'elettrocardiogramma: introduzione

L'attività elettrica del cuore è associata ai processi di *depolarizzazione*, *diffusione* e *ripolarizzazione* delle membrane cellulari del miocardio e deriva dalle differenze di potenziale che si realizzano a causa della diversa concentrazione di ioni tra l'esterno e l'interno dei cardiomiociti, le cellule che costituiscono il miocardio. La registrazione, l'analisi e l'interpretazione di questi segnali elettrici si ottiene a partire dal *tracciato dell'elettrocardiogramma* (ECG), rilevato attraverso l'uso di un *elettrocardiografo*, nel contesto di una semplice visita cardiologica. L'ECG viene misurato grazie all'uso di *elettrodi* che possono essere posti direttamente sulla superficie cardiaca (derivazione diretta) o, più frequentemente, con elettrodi posti sulla superficie cutanea negli arti o nel torace (derivazione indiretta o superficiale semidiretta). L'analisi della forma d'onda registrata nel tracciato elettrocardiografico consente un'approfondita conoscenza dello stato del miocardio e permette di identificare eventuali aritmie, cioè disturbi del ritmo cardiaco, disfunzioni nella propagazione dell'impulso elettrico dalla base, in corrispondenza del nodo SA, all'apice del cuore, ed alterazioni o disturbi cardiaci di diversa causa.

Più nello specifico dall'analisi dell'ECG si riesce a rilevare:

1. la regolarità o meno della frequenza cardiaca;
2. la comparsa di sofferenza ischemica di zone del cuore o la loro morte (infarto);
3. il livello nel sangue di sostanze importanti per i normali processi vitali;
4. l'origine di disturbi come palpitazione o fugace perdita di conoscenza;
5. monitoraggio dell'incidenza di un farmaco sul cuore.

2.2 Andamento normale dell'ECG

Normalmente l'andamento del tracciato ECG si compone di 3 principali *deflessioni* di diversa durata, ampiezza e segno, identificate attraverso lettere introdotte arbitrariamente dal fisiologo W. Einthoven (1860 - 1927): l'onda P, il complesso QRS e l'onda T. In particolare, la curva può essere divisa in due parti: la prima parte, costituita dall'onda P, risulta dall'attività di contrazione dei due atri; la seconda parte, comprensiva delle onde Q, R, S e T descrive l'attività elettrica dei ventricoli.

- *L'onda P*: ha una durata compresa tra i 70 e i 120 ms e un'ampiezza di 0.2 – 0.4 mV. Ha la forma di una cuspide e rappresenta il processo di depolarizzazione atriale, quindi la diffusione del segnale dal nodo SA agli atri.

- *Intervallo PQ o PR*: lungo in media 160 ms (120 e 200 ms), raffigura il processo di sistole atriale ed il ritardo del nodo AV, e si realizza dopo 100 ms dall'insorgenza dell'onda P.
- *Complesso QRS*: descrive la depolarizzazione del setto interventricolare a partire dal nodo AV (Q) e dei ventricoli (R, S). Ha una durata di 60 – 110 ms e un'ampiezza di 1–2 mV. Viene rappresentato attraverso una lieve deflessione verso il basso (onda Q), un alto picco netto (onda R) ed una deflessione finale verso il basso (onda S). Quest'onda ricostruisce la zona più estesa del cuore che genera anche la corrente elettrica più significativa.
- *Segmento ST*: si estende dalla fine del complesso QRS all'inizio dell'onda T e rappresenta il momento in cui i ventricoli sono depolarizzati dunque non sono rilevabili movimenti elettrici (isoelettrico); durata media di 300 ms (230 – 460 ms).
- *Onda T*: caratterizzata da un andamento rotondeggiante, di ampiezza 0.4 – 0.5 mV, rappresenta la ripolarizzazione ventricolare che richiede un tempo maggiore (180 – 200 ms) rispetto alla depolarizzazione.
- *Intervallo QT*: esprime la durata della depolarizzazione e ripolarizzazione ventricolare (sistole elettrica) e dura circa 400 ms (350 – 440 ms).
- *Onda U*: successiva all'onda T è ancora incerto se sia indicativa del processo di ripolarizzazione atriale.
- *Intervallo R-R*: intervallo compreso tra due onde R consecutive che scandisce la durata di un ciclo cardiaco completo (800 – 900 ms).

| Onda | Durata (s) | Significato |
|----------------|-------------|--|
| P | 0.07 – 0.12 | Depolarizzazione atriale |
| Intervallo P-Q | 0.12 – 0.2 | Sistole atriale |
| QRS | 0.06 – 0.11 | Depolarizzazione setto interventricolare |
| Segmento S-T | 0.3 | Contrazione ventricolare |
| T | 0.18 – 0.2 | Ripolarizzazione ventricolare |
| Intervallo Q-T | 0.4 | Depolarizzazione e ripolarizzazione ventricolare |
| U | 0.08 | Ripolarizzazione atriale (?) |
| Intervallo R-R | 0.8 – 0.9 | Durata complessiva ciclo cardiaco |

Un ciclo cardiaco è caratterizzato da una serie completa di contrazione e rilasciamento di tutte e quattro le camere cardiache. Nonostante ciò la ripolarizzazione atriale, ad esempio, non viene rappresentata in quanto simultanea alla depolarizzazione ventricolare, pertanto il relativo evento elettrico viene coperto dal complesso QRS. L'eccitazione del nodo SA precede quella atriale di 10 ms ma non è visibile nei normali tracciati a meno che non si utilizzi un elettrodo intra-atriale. Ancora, il fatto che l'onda T avviene nello stesso senso del complesso QRS pur rappresentando effetti elettrici opposti, indica che la ripolarizzazione avviene dall'epicardio verso l'endocardio, cioè in direzione opposta rispetto a quella del processo di depolarizzazione ventricolare.

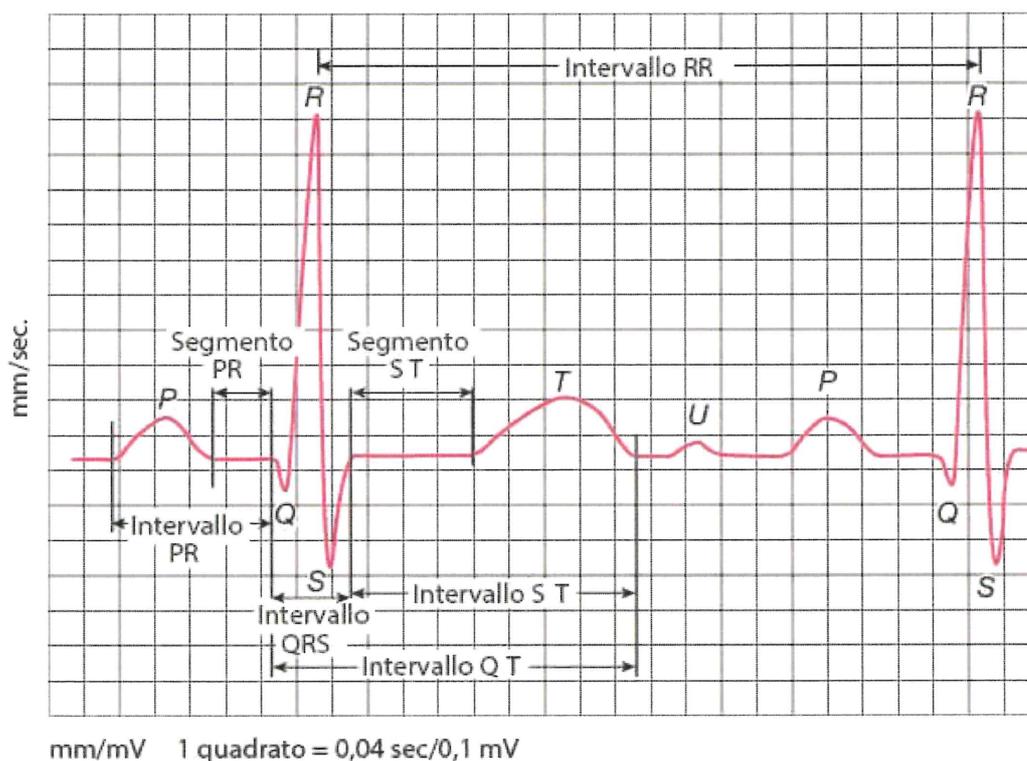


Figura 2.1: Andamento normale di un tracciato elettrocardiografico

2.3 Metodi di rilevazione dell'ECG

2.3.1 Teoria del dipolo elettrico cardiaco

La teoria del dipolo elettrico cardiaco consente di comprendere i principi che stanno alla base della rilevazione del segnale ECG. Se prendiamo in considerazione il comportamento di una singola fibra miocardica durante la propagazione del potenziale d'azione, che definisce l'attività elettrica del cuore, si nota che la massima differenza di potenziale (ddp) si registra in direzione parallela alla linea che congiunge i due elettrodi di rilevazione; tale linea viene definita

derivazione. Di rimando, la derivazione disposta perpendicolarmente rispetto alla direzione di propagazione, non rileverà alcuna ddp. Si conclude che un diverso orientamento delle derivazioni permette di ottenere un diverso valore di ddp. È importante considerare anche che la propagazione del potenziale d'azione è associata ad una distribuzione di cariche dipolare, caratterizzata da due cariche di segno opposto che si fronteggiano. A livello fisico questa distribuzione di cariche, rilevabile attraverso una o più derivazioni, è descritta da una grandezza vettoriale: il *momento di dipolo elettrico*, dotato di intensità, direzione e verso. L'attività elettrica risultante sarà pari alla somma delle attività elettriche delle singole fibre cardiache.

2.3.2 Triangolo di Einthoven: derivazione bipolare standard

Einthoven nel 1906 ipotizza che l'attività elettrica del cuore possa essere rappresentata da un unico dipolo elettrico posto al centro del cuore e che le estremità degli arti (braccio destro, braccio sinistro e gamba sinistra) formino un triangolo equilatero al centro del quale è collocato il cuore. Nonostante tale ipotesi non consideri le disomogeneità elettriche del torace e degli arti ed il fatto che non si ottiene un triangolo realmente equilatero, studi sperimentali hanno dimostrato che l'errore risulta trascurabile e tale ipotesi offre una buona base per comprendere il significato delle derivazioni ECG.

Relativamente alle ipotesi di Einthoven i punti di applicazione degli elettrodi sono:

- il braccio destro: RA (right arm);
- il braccio sinistro: LA (left arm);
- la gamba sinistra: LL (left leg);
- la gamba destra presa come riferimento e collegata a massa: RL (right leg).

Gli arti vengono considerati come il prolungamento del filo dell'elettrocardiografo e le differenze di potenziale che si registrano alle estremità distali (es. i polsi) sono uguali a quelle che si registrano all'inizio degli arti (es. le spalle).

Utilizzando tre coppie di elettrodi e definendo 'derivazione' la congiungente del punto di applicazione di due elettrodi, si ottiene:

1. *derivazione DI*: registra la ddp tra l'elettrodo del braccio sinistro (polo positivo) e l'elettrodo collocato nel braccio destro (polo negativo): $D1 = LA - RA$;
2. *derivazione DII*: calcola la ddp tra l'elettrodo posto nella gamba sinistra (polo positivo) e quello nel braccio destro (polo negativo): $D2 = LL - RA$;
3. *derivazione DIII*: preleva la ddp tra l'elettrodo disposto nella gamba sinistra (polo positivo) e quello collocato nel braccio sinistro (polo negativo): $D3 = LA - LL$.

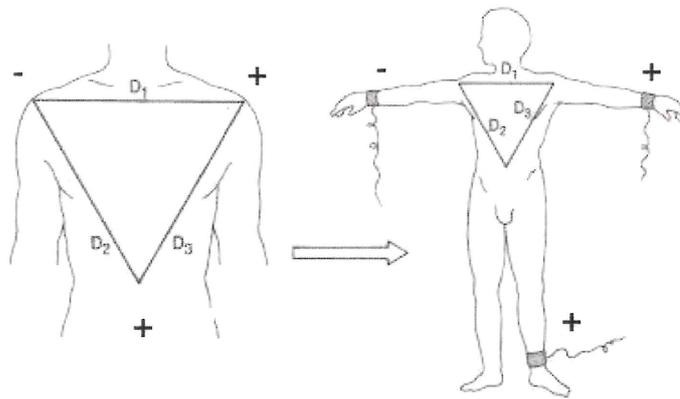


Figura 2.2: Derivazioni bipolari standard di Einthoven

2.3.3 Derivazioni unipolari degli arti e terminale centrale di Wilson

Intorno al 1930 Wilson, con alcuni colleghi, introduce il concetto di *derivazione unipolare*, aggiungendo 3 derivazioni a quelle di Einthoven. Le derivazioni unipolari registrano le variazioni elettriche attraverso il calcolo della differenza di potenziale (VA) tra l'elettrodo positivo (elettrodo esploratore), disposto in ciascuno degli arti, e l'elettrodo indifferente, collocato in un terminale centrale, a potenziale zero (lo stesso potenziale che si ha ad una distanza infinita dal cuore); quest'ultimo elettrodo prende il nome di *Terminale Centrale di Wilson (TCW)*. Il piano frontale risulta così essere esplorato da 6 derivazioni sfasate l'una rispetto all'altra di circa 30°.

Le 3 derivazioni unipolari degli arti sono:

1. *Vf* o *aVf* (*V foot*): elettrodo esplorante sulla gamba sinistra (elettrodo verde);
2. *Vr* o *aVr* (*V right*): elettrodo esplorante sul braccio destro (elettrodo rosso);
3. *Vl* o *aVl* (*V left*): elettrodo esplorante sul braccio sinistro (elettrodo giallo).

La differenza di potenziale VA è proporzionale alla proiezione del vettore cardiaco H sul versore di derivazione unipolare che congiunge il punto di applicazione del dipolo al punto A in cui è collegato l'elettrodo (LAO): $VA = \Phi_A - \Phi_{WT} = k LAO \cdot H$.

Inoltre, il potenziale del terminale centrale si ottiene dalla relazione:

$\Phi_{WT} = (1/3) (\Phi_L + \Phi_R + \Phi_F)$; per ricavarla Wilson usa una rete a stella costituita da elevate resistenze ohmiche (circa 5000 Ohm) uguali tra loro ed interposte tra polo positivo e polo negativo; il centro stella coincide con il TCW.

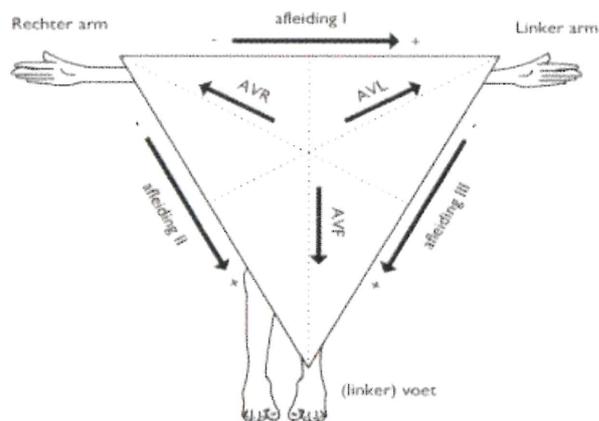


Figura 2.3: Derivazioni unipolari standard e TCW

2.3.4 Derivazioni unipolari precordiali

Wilson propone una standardizzazione nel posizionamento a livello toracico di 6 ulteriori elettrodi esploratori, i quali, essendo collocati più vicino al cuore, sono necessari per un'analisi più precisa dell'attività cardiaca, esplorata anche a livello trasversale.

Il collegamento tra il TCW e ciascuno di questi elettrodi viene chiamato *derivazione precordiale* o *derivazione V*.

| Elettrodo | Collocazione | Registrazione attività cardiaca |
|-----------|--|---------------------------------|
| V1 | quarto spazio intercostale sulla linea parasternale destra | setto |
| V2 | quarto spazio intercostale sulla linea parasternale sinistra | setto |
| V3 | tra V2 e V4 | anteriore |
| V4 | quinto spazio intercostale sulla linea emiclaveare sinistra (punta cardiaca) | anteriore |
| V5 | quinto spazio intercostale sulla linea ascellare anteriore sinistra | laterale |
| V6 | quinto spazio intercostale sulla linea ascellare media sinistra | laterale |

Per esami approfonditi possono essere richiesti dal cardiologo ulteriori tre elettrodi introdotti nella parte sinistra del torace.

La differenza di potenziale calcolata tra questi elettrodi e il TCW è pari a: $V_i = \Phi_i - \Phi_{WT}$; proprio questa differenza corrisponde alle derivazioni unipolari periferiche.

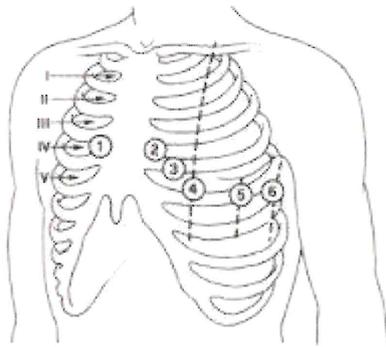


Figura 2.4: Elettrodi derivazioni unipolari periferiche di Wilson

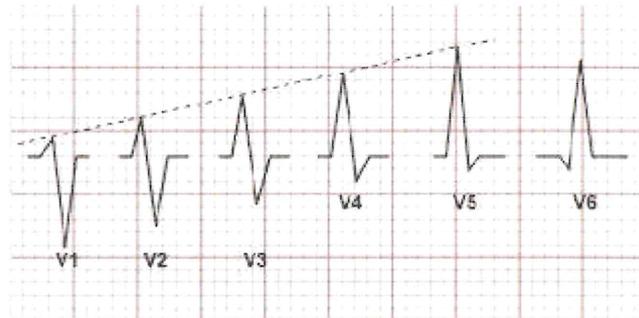


Figura 2.5: Curve descritte dalle derivazioni unipolari periferiche

2.3.5 Derivazioni unipolari (periferiche) aumentate

Goldberg propone successivamente un'efficace modifica introducendo le derivazioni unipolari periferiche aumentate, le quali misurano il potenziale nella stessa direzione delle altre ma amplificando il segnale del 50%:

$$aVL = \Phi_L - \left(\frac{1}{2}\right) (\Phi_R + \Phi_F) \rightarrow aVL = \left(\frac{3}{2}\right) VL$$

$$aVR = \Phi_R - \left(\frac{1}{2}\right) (\Phi_L + \Phi_F) \rightarrow aVR = \left(\frac{3}{2}\right) VR$$

$$aVF = \Phi_F - \left(\frac{1}{2}\right) (\Phi_L + \Phi_R) \rightarrow aVF = \left(\frac{3}{2}\right) VF$$

2.3.6 Elettrodi

Gli elettrodi di monitoraggio, o *bio-elettrodi*, sono oggetti necessari per la registrazione dell'attività cardiaca.

Come si deduce dai paragrafi antistanti (2.3.2, 2.3.3, 2.3.4, 2.3.5), essi sfruttano la differenza di potenziale tra due punti del sistema biologico per ricavare l'ECG che di fatto è un bio-potenziale.

Un elettrodo, a livello strutturale, coincide con una semi-cella elettrolitica costituita da un elettrolita e un metallo, e rappresenta rispettivamente l'interfaccia tra il sistema in cui si ha conduzione per movimento ionico (conduzione ionica), e il sistema in cui si ha conduzione per movimento di elettroni (conduzione elettronica).

I bio-elettrodi possono essere schematicamente rappresentati da un parallelo tra una resistenza R ed un condensatore C , e possono essere distinti tra:

- *Elettrodi non polarizzabili*: la ddp dipende solo dalla struttura dell'interfaccia e non dipende dall'azione di potenziali esterni. ($R \rightarrow 0$).
- *Elettrodi polarizzabili*: la ddp può essere condizionata dall'esterno, per esempio applicando un potenziale. ($R \rightarrow infinito$).

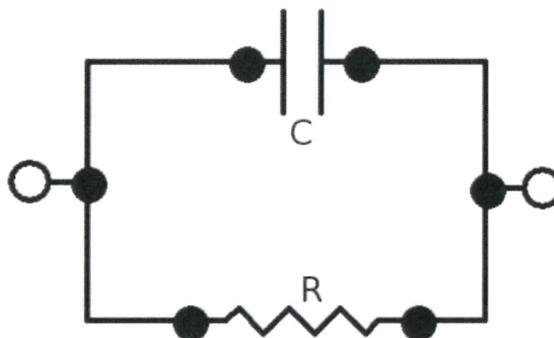


Figura 2.6: Schema circuitale rappresentante un bio-elettrodo.

Uno degli aspetti strutturali cui bisogna prestare maggior riguardo è quello dell'*impedenza* dell'elettrodo. L'impedenza è data dal rapporto tra la caduta di tensione, tra metallo e fase liquida, e la corrente che attraversa l'elettrodo: $Z(t) = V(t) / I(t)$. Per evitare un'attenuazione eccessiva del segnale in ingresso il valore dell'impedenza deve essere il più basso possibile.

Gli elettrodi si dividono in oltre tra:

- *Elettrodi senza contatto*: sfruttano l'accoppiamento capacitivo, cioè il trasferimento di energia tra diversi dispositivi grazie al collegamento con una rete elettrica comune.
- *Elettrodi a contatto diretto*: sfruttano l'interfaccia metallo/elettrolita per la misurazione;

Attualmente i più utilizzati per la rilevazione dell'ECG sono i secondi che si classificano in:

- *monouso*: caratterizzati da una colonna centrale di materiale conduttivo, all'estremità della quale viene collegato il cavo che collega il paziente all'amplificatore.
- *multiuso*: riconosciamo l'elettrodo piatto che mantiene l'aderenza alla pelle tramite una cinghia in gomma; oppure il 'Welch coppa', il quale ha la forma di una coppa ed è dotato di una lampadina aspirante.

Indistintamente, per migliorare il contatto elettrico tra la superficie cutanea e l'elettrodo viene applicato del gel conduttore o in alternativa una garza imbevuta di soluzione fisiologica.



Figura 2.7: rispettivamente: elettrodi monouso; elettrodo piatto multiuso; elettrodo welch coppa multiuso.

2.4 Elettrocardiografo: amplificazione e filtraggio del segnale ECG

2.4.1 Segnale ECG

Il segnale ECG diagnostico viene acquisito da 10 elettrodi a 12 derivazioni (6 periferiche e 6 precordiali), con banda passante pari a 0.05 – 150 Hz che può estendersi fino a 250 Hz nel caso di un tracciato pediatrico o per la valutazione di condizioni anomale o patologiche. L'ampiezza del segnale è compresa tra 0.1 – 4 mV, e il picco massimo viene raggiunto dalla curva R del complesso QRS.

L'elettrocardiogramma è un segnale *pseudoperiodico*, cioè una funzione che, pur non essendo periodica in senso stretto, assume valori massimi o minimi relativi in corrispondenza a multipli interi di un intervallo minimo di variazione della variabile, detto pseudoperiodo. (Treccani – Diario delle scienze fisiche – 1996).

Lo spettro delle frequenze che copre il segnale è ampio in quanto le onde P e le onde T si concentrano alle basse frequenze, in particolare tra 0 e 10 Hz, mentre il complesso QRS risulta maggiormente esteso e si distribuisce intorno a valori di frequenze più elevate che generalmente sono inclusi tra 0 e 40 Hz.

2.4.2 Schema funzionale di un elettrocardiografo

L'elettrocardiogramma è il risultato ottenuto grazie all'uso dell'*elettrocardiografo*: uno strumento medico che traduce l'attività elettrica del cuore in forme d'onda visualizzabili su uno schermo o, grazie ad una stampante, su carta millimetrata.

Lo schema funzionale di un elettrocardiografo si organizza in:

- *Elettrodi*: a contatto con la cute del paziente, necessari per la rilevazione del segnale;

- *Rilevatore di guasti*: regola il distacco degli elettrodi se il valore della frequenza diviene troppo elevato; verifica se l'impedenza Z di ciascun elettrodo ha un valore di 100 Ohm per una frequenza di 100 kHz;
- *Circuito di protezione*: serve a proteggere il paziente dall'insorgenza di sovratensioni mandando in corto circuito il sistema nel caso si verifichi una simile situazione; è suddiviso in diversi stadi che agiscono per diversi valori di tensione: il GDT (gas discharge tube) è una lampadina al neon che agisce in protezione a tensioni superiori a 100 V, un filtro passa-basso, due diodi paralleli che agiscono per valori di tensione compresi tra $\pm 10V$, diodi Zener e uno spark gap che scarica a terra massa flottante per proteggere isolamento;
- *Selettore di derivazioni*: può essere manuale o automatico ed è presente negli elettrocardiografi che non effettuano la registrazione simultanea di tutte le derivazioni;
- *Pre-amplificatore e filtro*: necessari ad amplificare e filtrare, una prima volta, il segnale in ingresso per garantire un segnale pulito e chiaro in uscita, che faciliti e, soprattutto, non alteri la diagnosi;
- *Segnale di calibrazione*: inserito all'interno di un circuito a catena chiusa, invia 1mV per ciascun canale registrato, di modo da verificare l'ampiezza del segnale in uscita (di 1 mV) e confermare il guadagno dell'amplificatore;
- *Circuito di isolamento*: agisce in protezione al paziente bloccando eventuali correnti di dispersione che possano intaccare l'attività cardiaca;
- *Amplificatore*: amplifica il segnale precedentemente filtrato;
- *ADC*: convertitore di segnale da analogico a digitale; questo processo consiste nella trasformazione del segnale continuo in una sequenza di numeri binari attraverso il processo di: discretizzazione, cioè misurazione dell'ampiezza del segnale ad intervalli di tempo fissati; quantizzazione, cioè conversione dei valori misurati in numeri interi.
- *DSP (Digital Signal Processing)*: rappresenta il sistema che prepara il segnale alla visualizzazione tramite monitor o stampante esterna per la diagnosi finale.

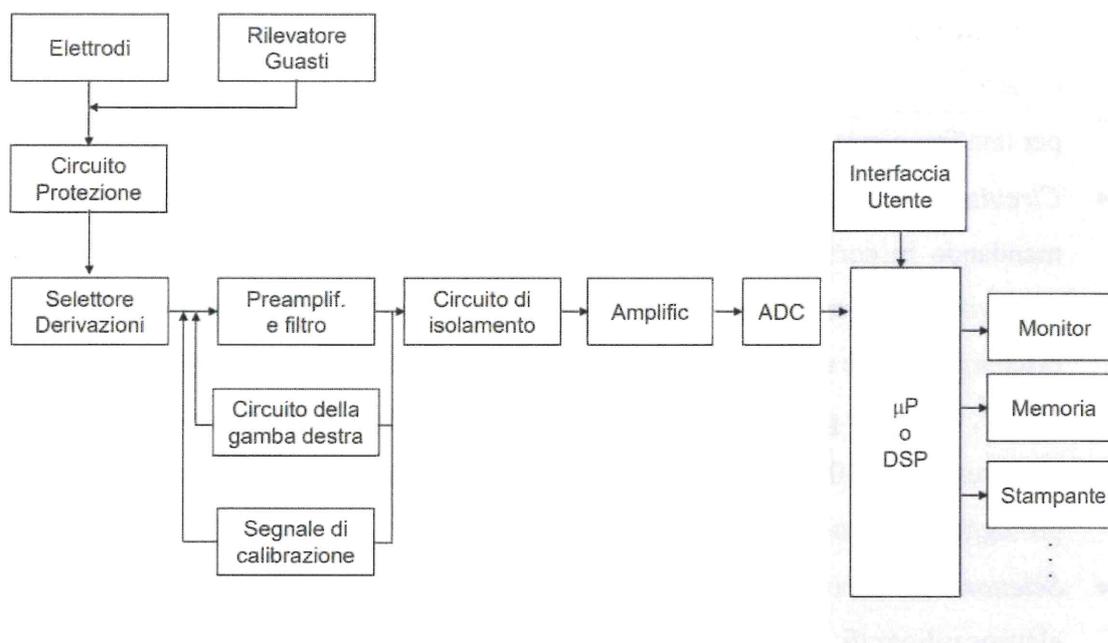


Figura 2.8: Schema funzionale di un elettrocardiografo. (Rif: Slide n.6, pdf A3.3 corso di Strumentazione Biomedica).

2.4.3 Disturbi nell'acquisizione del segnale

La contraffazione del segnale elettrocardiografico determina una diagnosi erronea dovuta all'impossibilità di una corretta analisi del ritmo e della morfologia del tracciato.

Le fonti di disturbo, endogene o esogene, che, sovrapponendosi alla rilevazione del segnale, possono falsificare il tracciato in uscita sono svariate:

- *Baseline wander (BLH)*: rappresenta un'interferenza della linea di base che sembra infatti muoversi su e giù, 'vagare' (= wander), e può essere causata da una scorretta preparazione della pelle, che causa un cattivo accoppiamento elettrodo-cute, o del posizionamento degli elettrodi, che falsifica le derivazioni precordiali, da tensioni di offset negli elettrodi o ancora, da oscillazioni associate alla respirazione o altri movimenti del corpo. Il suo contenuto spettrale interessa le basse frequenze, in particolare 0.5 – 3 Hz ed infatti influisce principalmente sulla morfologia delle onde P, T e sulle isoelettriche.

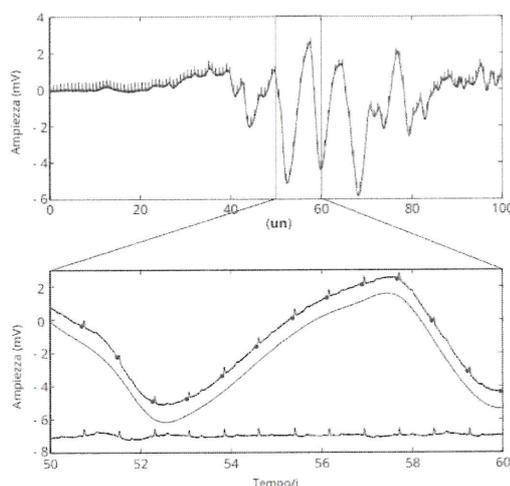


Figura 2.9: Individuazione e filtraggio della BLH

- Powerline interference (PI)*: in italiano, disturbo della linea elettrica, e inclusivo anche dell'interferenza elettromagnetica (EMI), è indotto dalla presenza di campi elettromagnetici dovuti all'alimentazione di rete ma anche ad altri macchinari o cavi presenti normalmente all'interno della stanza. Incide principalmente sulle alte frequenze 50 – 60 Hz alterando quindi il complesso QRS. In particolare l'inframmettenza EMI si manifesta attraverso: cattura del campo elettrico o interferenza di campo magnetico. La prima è determinata dalle linee elettriche che, attraversate da una corrente variabile nel tempo, inducono l'insorgenza di un campo elettrico che si sovrappone all'elettrocardiografo, ai cavi di accoppiamento del dispositivo e può disturbare anche il paziente stesso essendo la pelle un mezzo conduttivo. La seconda si manifesta anch'essa per la corrente che attraversa le linee elettriche generando un campo magnetico, il quale esercita una forza elettromagnetica sulla spira dell'elettrocardiografo e sui suoi cavi.
- Interferenze biologiche* che si suddividono in: *artefatto respiratorio*, responsabile di lente oscillazioni periodiche causate dai movimenti diaframmatici e del torace, o colpi di tosse, con frequenza 0.2/0.3 Hz, che provocano la temporanea inversione del vettore cardiaco; *artefatto muscolare*, detto rumore elettromiografico (EMG), esteso tra 30 e 200 Hz rappresenta uno dei disturbi più problematici in quanto il suo contenuto spettrale si sovrappone in gran parte a quello del segnale utile cardiaco intaccando principalmente l'onda che descrive il complesso QRS. Questo tipo di rumore può essere ad intermittenza, se improvviso, oppure dovuto a stimoli presenti normalmente anche in condizioni di riposo; *artefatto da movimento*, provocato dal movimento del paziente stesso o dallo stiramento della pelle che riduce l'aderenza dell'elettrodo e caratterizzato da un range frequenziale di 1 – 10 Hz. Anche questo tipo di rumore è di difficile eliminazione perché si sovrappone a quasi tutte le onde del tracciato ECG (P, T e QRS).

2.4.4 Filtraggio del segnale

Per contrastare l'effetto dei disturbi sulla rilevazione del segnale, l'elettrocardiografo è dotato di un accurato sistema di filtraggio. In base alla frequenza del rumore da eliminare agiscono diverse tipologie di filtri che si suddividono essenzialmente tra filtri passa alto e filtri passa basso, cioè che lasciano libero transito alle alte frequenze e alle basse frequenze, bloccando le basse e le alte frequenze rispettivamente.

- *Filtri FIR (Finite Impulse Response)*, in italiano 'filtri lineari non ricorsivi'. Questo tipo di filtro digitale è un circuito a catena aperta, quindi l'uscita dipende solo da un numero finito di segnali in ingresso. L'uscita è sempre finita e la funzione di trasferimento di questo filtro è dotata di un solo polo nell'origine, ciò implica la bibostabilità.

(Teorema: Un sistema lineare è bibostabile se e solo se tutti i poli della sua funzione di trasferimento hanno parte Re negativa).

I filtri FIR hanno una risposta lineare in fase, cioè tutte le componenti in frequenza hanno un ritardo nel tempo costante (ritardo di gruppo).

Queste caratteristiche determinano la facilità di costruzione di tali filtri dovuta alla bassa precisione nella scelta dei coefficienti, ciò può costituire anche uno svantaggio per la necessità di scegliere un numero maggiore di coefficienti e un'implementazione a più blocchi.

I filtri FIR passa alto vengono utilizzati per elidere il segnale BLH.

- *Filtri IIR (Infinite Impulse Response)*, in italiano 'filtri lineari ricorsivi'. Come espresso dal nome sono caratterizzati da una risposta impulsiva infinita e la loro struttura a blocchi contiene sempre almeno un feedback loop. Questa configurazione comporta la dipendenza dell'uscita finale anche dalle precedenti uscite. Grazie alla retroazione, il filtraggio risulta più sensibile alla scelta dei coefficienti ma questo determina anche un maggior rischio di instabilità del sistema. Inoltre, la fase non è lineare con la frequenza. Il filtro passa alto IIR viene utilizzato nell'eliminazione del disturbo BLH e viene spesso preferito al filtro passa alto FIR perché più facilmente realizzabile.

Tuttavia, presentando distorsione di fase viene associato ad un filtro Forward-Backward.

Filtro Forward-Backward: è un filtro che garantisce linearità di fase, senza causare sfasamenti, ma causa un ritardo nell'elaborazione del segnale, non risulta dunque sempre utilizzabile e solitamente è associato ad un filtro IIR. La funzione di trasferimento di questo filtro è a fase zero e dunque impedisce l'alterazione morfologica del tracciato.

Il filtro IIR combinato con il Forward-Backward è solitamente utilizzato anche per l'eliminazione dell'artefatto da movimento e delle frequenze elevate dell'artefatto muscolare.

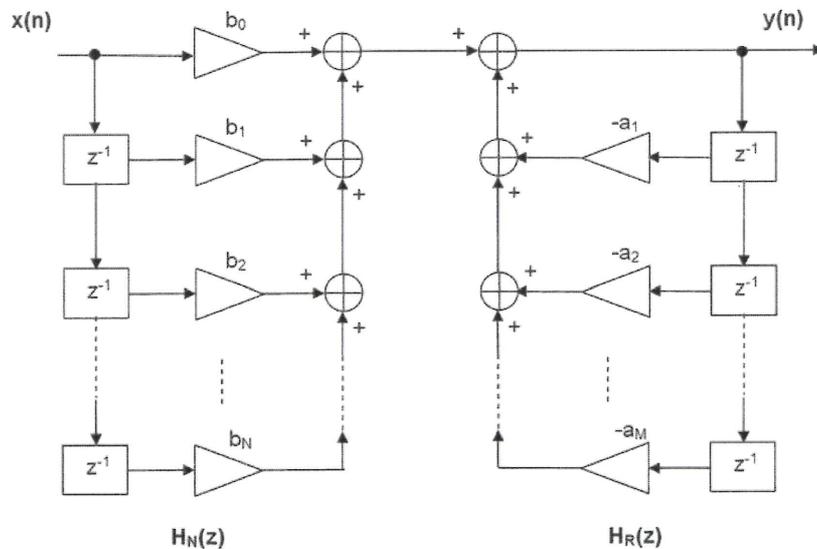


Figura 2.10: Struttura a blocchi filtro FIR (solo la parte sinistra) e struttura a blocchi filtro IIR (parte sinistra e feedback loop di destra)

- *Filtri Notch*, in italiano 'filtro elimina banda'. Si tratta di un filtro che blocca il passaggio di frequenze appartenenti ad un determinato intervallo, operando con elevata selettività. Solitamente, la larghezza della banda eliminata è inferiore a 1 – 2 decadi. A livello ingegneristico il modo più semplice per progettare questo filtro è quello di posizionare zeri e poli nel piano complesso in modo strategico mantenendo la stabilità del sistema e la realizzabilità fisica. Per la prima è necessario che i poli abbiano sempre il modulo minore di uno, per la seconda che poli e zeri si presentino a coppie complesse coniugate per garantire risposta impulsiva con coefficienti reali. Nello specifico, i poli sono posizionati in prossimità delle frequenze da enfatizzare; gli zeri in corrispondenza delle frequenze da attenuare.

I filtri Notch sono utili per contrastare la PI.

- *Filtri a media mobile*, sono dei filtri passa basso che vengono utilizzati per estrarre la componente continua o a bassa frequenza del segnale. Questo metodo di filtraggio viene applicato frequentemente contro l'artefatto respiratorio e l'artefatto muscolare.

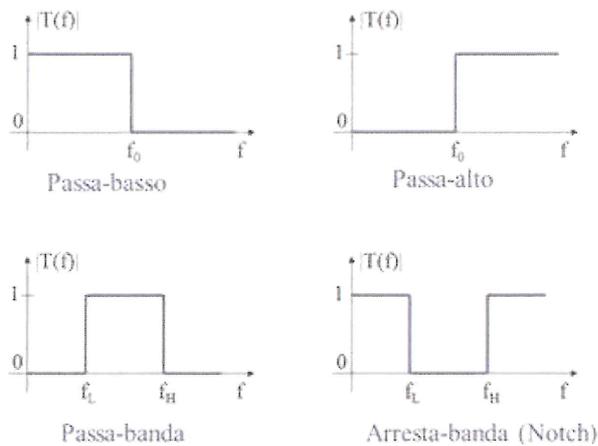


Figura 2.11: Classificazione dei filtri

2.4.5 Amplificazione del segnale

Dallo schema funzionale dell'elettrocardiografo notiamo che, accoppiato al sistema di filtraggio, è sempre presente un sistema di amplificazione, necessario per estrarre il segnale cardiaco, isolarlo da rumori e tensioni di modo comune, e amplificarlo tramite l'applicazione di un guadagno. Il guadagno standard di un amplificatore ECG è di circa 1000 cm/V, ma può variare tra 250 e 5000 cm/V.

Un buon amplificatore deve possedere tutti i requisiti elettronici fondamentali: entrata differenziale; elevato valore del rapporto di reiezione di modo comune (CMRR); basso rumore; alta impedenza di ingresso.

- *Impedenza Z di ingresso elevata.*

Un'elevata impedenza di ingresso rispetto a quella di uscita consente di non sovraccaricare la sorgente del segnale e impedisce di attenuare eccessivamente il segnale in ingresso.

- *Entrata differenziale e CMRR elevato*

Il segnale ECG, nel caso di elettrodi superficiali, viene formulato dalla differenza di potenziale istantanea tra una coppia o un gruppo di elettrodi. Al segnale di interesse si sovrappongono spesso altri segnali di disturbo che non sempre vengono opportunamente filtrati. I due segnali vengono separati attraverso l'uso di amplificatori differenziali tra segnale di modo comune, che identifica il disturbo, il quale viene amplificato con un amplificatore di modo comune (Acc), e segnale di modo differenziale, che rappresenta il segnale d'interesse e che viene amplificato da un amplificatore di modo differenziale (Add).

Il CMRR rappresenta il modulo del rapporto tra il guadagno di modo differenziale e il guadagno di modo comune e misura la tendenza del dispositivo ad allontanare i segnali d'ingresso comuni. In un buon amplificatore il CMRR ha un valore elevato, idealmente

tendente ad infinito, poiché in questo modo viene eliso il rumore e mantenuto solamente il segnale di interesse.

Le tecniche che consentono di regolare il CMRR sono:

1. *Gabbia di Faraday*: permette di schermare il front-end e ridurre il livello di interferenza sull'alimentazione, proteggendo inoltre il dispositivo dall'interferenza EMI proveniente dall'ambiente circostante.
2. *Capacità di isolamento*: migliora l'isolamento tra massa del dispositivo e massa del paziente.
3. *Elaborazione post-conversione*: consente di eliminare rumori residui dal segnale di ingresso attraverso la progettazione di filtri FIR o Notch, durante la fase di conversione da analogico a digitale. È necessario utilizzare questa tecnica con attenzione per non rischiare di filtrare anche parte del segnale di interesse.
4. *Circuito della gamba destra (DRL)*: consiste in un circuito a feedback che migliora il CMRR di un fattore $(1 + G)$, dove G rappresenta il guadagno a circuito chiuso. Nella pratica, viene inserito, dopo il primo stadio di amplificazione, un amplificatore ausiliario invertente. Quest'ultimo consente di prelevare il segnale di modo comune tramite una coppia di resistori, detti di 'compensazione', che eseguono la media dei segnali differenziali di output del primo stadio. Tale segnale viene invertito, amplificato e rimandato al corpo per essere eliminato. Il paziente che generalmente è collegato al potenziale di terra, risulta così connesso all'output dell'amplificatore invertente posto per convenzione sulla gamba destra.

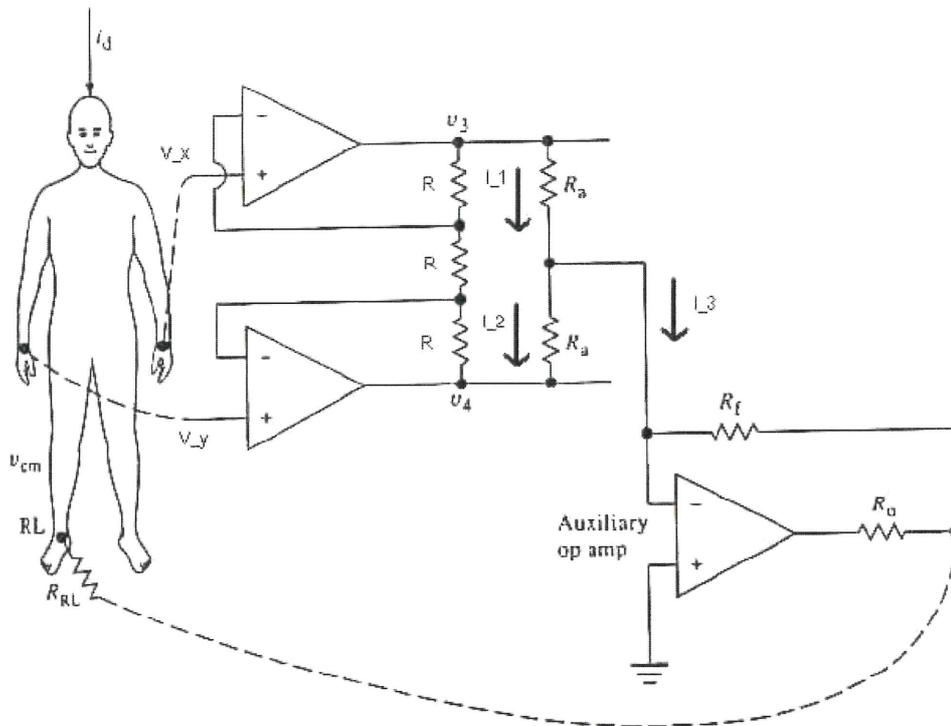


Figura 2.12: Circuito della gamba destra per incremento del CMRR

2.4.6 Case Studies: esempio di implementazione tramite Matlab di un filtro Notch

Il progetto prende in considerazione un segnale ECG (frequenza $F_s=200\text{Hz}$) disturbato da rumore a frequenza $F_d=60\text{Hz}$. Per eliminare tale disturbo è stato costruito un filtro Notch mediante allocazione strategica di zeri e poli, che permette di identificare la banda del segnale da eliminare. In particolare, sono stati scelti due zeri, complessi e coniugati, e due poli, complessi e coniugati, all'interno del cerchio unitario, caratterizzati dalla stessa fase dei due zeri e posizionati ad una distanza di 0.95 dall'origine, arbitrariamente scelta. La scelta di posizionare i poli vicino allo zero consente di ottenere il filtraggio del segnale senza intaccare parte del segnale di interesse. Il filtraggio viene eseguito tramite la funzione *filter*.

Codice Matlab: (Figura 2.13 e 2.14)

```

filteringECG.m x +
1 - clear all
2 - close all
3 - clc
4 - load ecg60hz
5 - Fs=200; Fd=60; %frequenze
6 - %definisco due zeri complessi coniugati nel cerchio
7 - theta0=pi*Fd/(Fs/2);
8 - z1=exp(i*theta0); %zerol
9 - z2=exp(-i*theta0); %zero2
10 - zeri=[z1,z2];
11 - %definisco poli complessi coniugati
12 - coeff=input(0.95); %poli vicini agli zeri
13 - poli=coeff*zeri;
14 - %trovo FDT e normalizzo guadagno
15 - NUM=poly(zeri);
16 - DEN=poly(poli);
17 - gain=polyval(NUM,1)/polyval(DEN,1);
18 - NUM=NUM/gain; b=NUM; a=DEN;
19 - %plotto risposta in frequenza e diagramma zero-poli
20 - [H,f]=freqz(b,a,1024,Fs);
21 - figure(1)
22 - subplot(2,1,1)
23 - plot(f,abs(H))
24 - title('modulo (distanza poli da origine = 0.95)');
25 - xlabel('Hz')

26 - subplot(2,1,2)
27 - plot(f,angle(H))
28 - title('[fase]')
29 - xlabel('Hz')
30 - figure(2)
31 - zp_plot(zeri,poli,Fs)
32 - %filtraggio e plotto
33 - ecg_filtrato=filter(b,a,ecg);
34 - figure(3)
35 - subplot(2,1,1)
36 - plot(t,ecg)
37 - title('segnale rumoroso')
38 - subplot(2,1,2)
39 - plot(t,ecg_filtrato)
40 - title('segnale filtrato (distanza poli da origine = 0.95)')

```

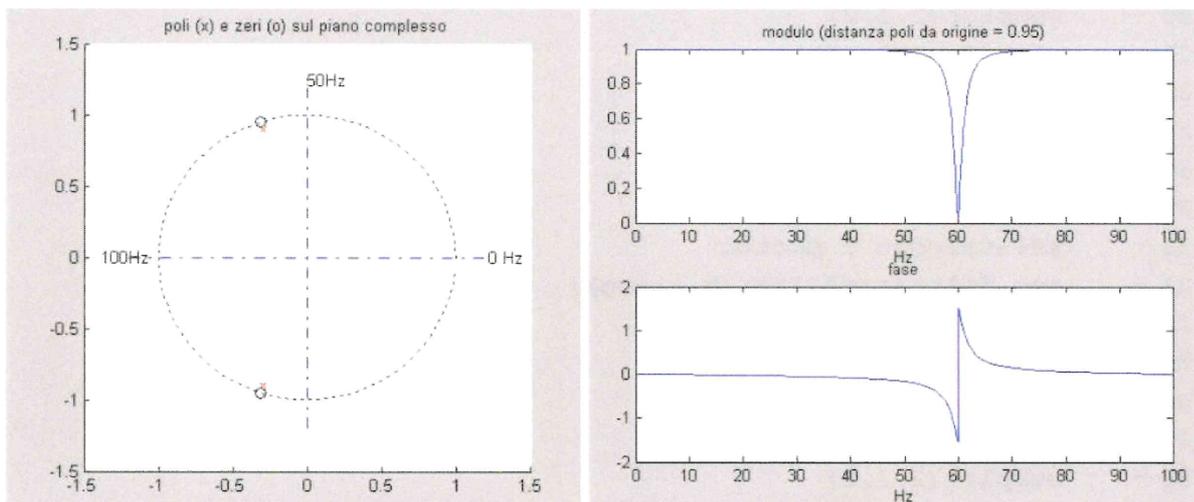
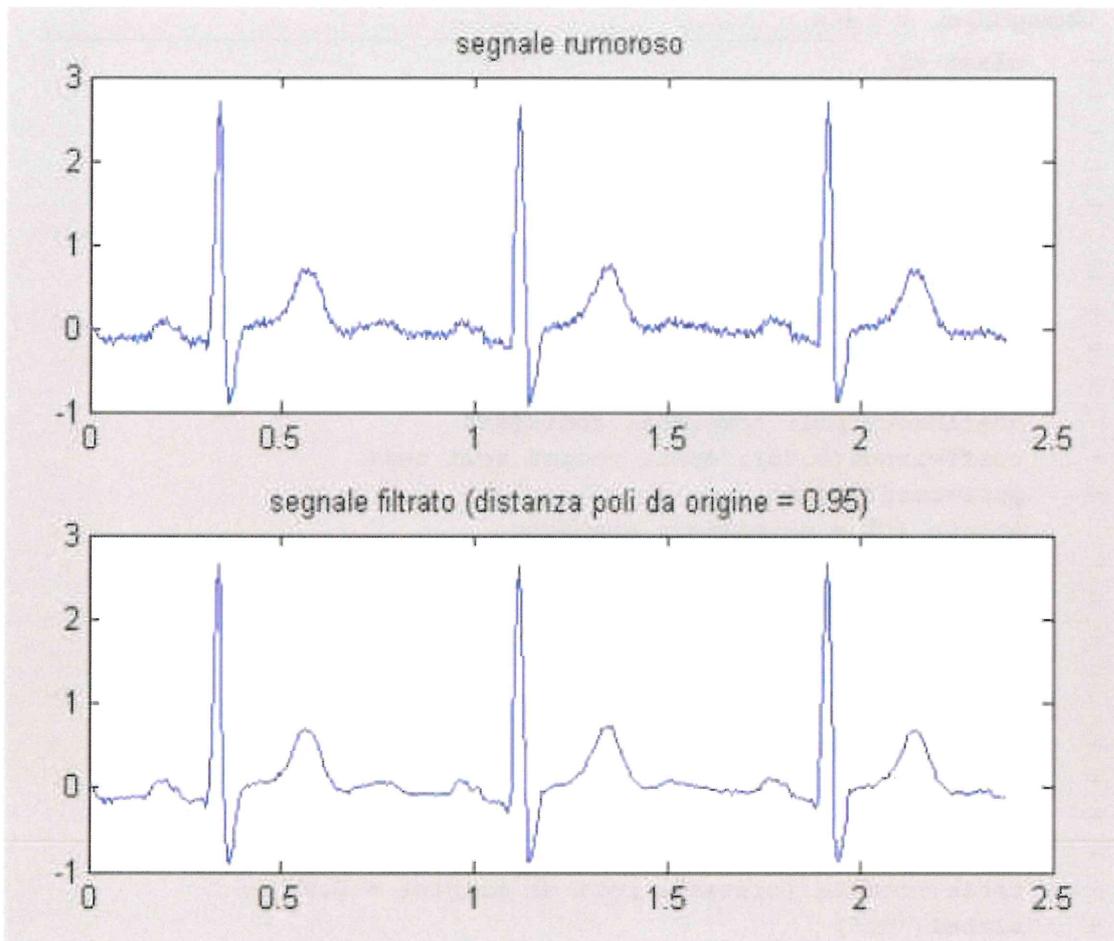


Figura 2.15: confronto tra ECG disturbato ed ECG filtrato da filtro elimina-banda Notch

Figura 2.16: rappresentazione di poli e zeri nel piano complesso

Figura 2.17: rappresentazione grafica di modulo e fase della FDT

Capitolo 3: EXTRASISTOLIA

3.1 Formulazione matematica di un'anomalia nel battito cardiaco

Il segnale elettrocardiografico è un *segnale continuo* che può essere modellato come la realizzazione di un *processo stocastico*. Ci sono teorie matematiche che permettono di sfruttare questo modello per ottenere algoritmi che rilevano in modo automatico la presenza di battiti irregolari che alterano la normale pseudo-periodicità dell'andamento elettrocardiografico. In questa tesi si accenna solo all'esistenza di tali algoritmi senza entrare nella relativa derivazione che risulta matematicamente complessa.

Le *anomalie* riscontrate possono essere ricondotte a movimenti del paziente, a interferenze con il sistema di acquisizione e, più frequentemente, a vere e proprie aritmie cardiache.

3.2 Extrasistolia

3.2.1 Introduzione

Tra le forme aritmiche maggiormente diffuse tra la popolazione in tutte le fasce di età riconosciamo l'*extrasistole*, identificata anche come *battito prematuro* (BP). Come specificato dal nome, questo genere di aritmia è determinato da impulsi di contrazione cardiaca, chiamate *sistoli*, che si caratterizzano attraverso:

- *Comparsa prematura* rispetto allo stimolo normale, che causa interferenza con la normale conduzione dello stimolo;
- *Origine ectopica*, cioè con sede di origine dell'impulso differente da quella del nodo SA, che, di conseguenza, aumenta l'automatismo di cellule che non fanno parte del nodo del seno.

3.2.2 Classificazione

I BP si classificano sulla base della zona di insorgenza dello stimolo e si differenziano in:

- *Extrasistoli sinusali*. La sede di origine risiede comunque in una zona del nodo SA, ma è differente da quella che normalmente fornisce l'impulso. È la forma più rara.
- *Extrasistoli atriali*. L'origine ectopica è riconducibile a qualsiasi zona della muscolatura dell'atrio. Dalla precocità dell'impulso dipende la risposta o meno dei ventricoli che, se sono ancora in fase di rilassamento, ricevono lo stimolo ma non eseguono la contrazione.

- *Extrasistoli giunzionali atrioventricolari.* Insorgono nella zona intermedia tra atri e ventricoli, in prossimità del nodo AV oppure del fascio di His. Questa collocazione comporta la possibilità che l'impulso si propaghi verso i ventricoli oppure verso gli atri, causando una diffusione disordinata e anomala.
- *Extrasistoli ventricolari.* Lo stimolo elettrico viene generato in corrispondenza dei ventricoli e si propaga verso gli atri, i quali non riescono a contrarre il miocardio, causando una pausa, detta compensatoria, e avvertita come "perdita del battito". Costituisce la forma di BP più frequente.

3.2.3 Cause

A seconda dell'età e della storia clinica di un individuo i BP possono derivare da diverse cause. In un soggetto sano sono generalmente associate ad uno *stile di vita nocivo* come l'abuso di alcool, tabacco, caffeina o teina, ma anche ansia, affaticamento fisico o psichico e stimolazioni riflesse vagali o simpatiche.

In un soggetto con *cardiopatie precedenti* l'insorgenza di questo disturbo del ritmo può considerarsi più preoccupante e sfociare in aritmie più serie. In particolare, l'alterazione del battito può derivare da malattie come l'insufficienza cardiaca, le valvulopatie, l'ipertrofia ventricolare o l'infarto del miocardio. Ancora, l'insorgenza di extrasistole sopraventricolare può essere premonitrice di flutter atriale o fibrillazione atriale, mentre l'extrasistole ventricolare può sfociare nella fibrillazione ventricolare, una patologia particolarmente pericolosa.

3.3 Analisi di un tracciato ECG in presenza di extrasistole

3.3.1 Introduzione

Nel capitolo 2 al paragrafo 2.2 e 2.4.1, abbiamo analizzato le caratteristiche di un tracciato elettrocardiografico regolare. Riepilogando brevemente, il segnale ECG è un segnale di tipo stazionario e pseudoperiodico che presenta dunque una morfologia ricorrente. Strutturalmente è rappresentato da un'onda P positiva rispetto agli assi, il complesso QRS, il quale presenta una deflessione negativa in Q, un picco positivo in R e un'altra curva negativa in S, infine l'onda T che è anch'essa positiva e nella stessa direzione del complesso QRS.

Le aritmie comportano, come definito dal nome, un discostamento dal ritmo sinusale.

I caratteri peculiari che permettono l'identificazione di extrasistolia nel tracciato ECG sono in primis un'anticipazione del battito sinusale con alterazione del ritmo, una variazione nell'estensione del complesso QRS ed inoltre l'assenza dell'onda P. L'intervallo di tempo tra

l'insorgenza dell'extrasistole e il battito sinusale precedente viene chiamato *copula* e può essere fisso o variabile. Tra l'insorgenza dell'extrasistole e il battito normale successivo può inoltre essere presente la cosiddetta '*pausa compensatoria*', che consiste in un intervallo di tempo che bilancia la normale durata dell'intervallo RR, compensando cioè l'anticipo del battito aritmico. Solitamente questo lasso temporale è avvertito come un 'battito mancante'. Se questo è assente la pausa viene definita 'non compensatoria'.

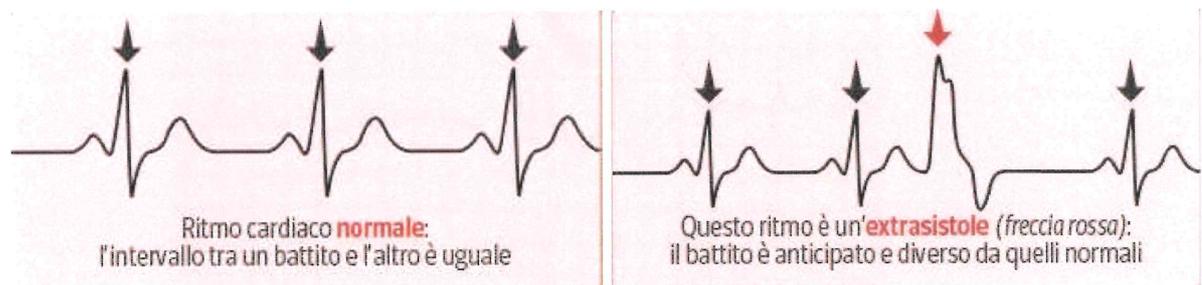


Figura 3.1 e 3.2: Confronto tra tracciato ECG con andamento normale e tracciato ECG con extrasistole.

3.3.2 Differenze tra Extrasistoli ventricolari ed Extrasistoli sopraventricolari

I BP vengono tendenzialmente distinti in due principali gruppi: le extrasistoli ventricolari e le extrasistoli sopraventricolari.

Le extrasistoli ventricolari.

Questa tipologia di BP ha origine ectopica a livello ventricolare (BPV) e ciò comporta che l'impulso elettrico sia diretto dalla base del cuore verso l'apice. Questa peculiarità è da subito evidente in quanto nel tracciato si verifica un'*inversione dell'asse*. Solitamente i battiti normali hanno asse positivo mentre l'asse del battito aritmico risulta completamente negativo. A ciò si somma l'inversione della direzionalità dell'onda T rispetto al complesso QRS.

L'onda P normalmente identifica la depolarizzazione atriale, ma all'insorgere di un BP essa non ha il tempo di avvenire. Se ne constata appunto l'assenza.

In questa forma extrasistolica il complesso QRS subisce una *dilatazione* sia *in ampiezza* che *in larghezza*. Normalmente esso si estende per circa 1 mm, in questo caso può raggiungere anche i 3 mm. In ampiezza solitamente occupa circa 9 mm, in contrasto con i 13 - 14 mm coperti in questo tracciato. A livello temporale supera i soliti 120 ms.



Figura 3.3: rappresentazione grafica di un tracciato ECG con presenza di extrasistoli ventricolari.

Le extrasistoli sopraventricolari.

Quando l'impulso arriva da una zona soprastante i ventricoli, quindi una qualsiasi zona atriale o a livello delle giunzioni, a livello morfologico non viene rilevato nel tracciato un'inversione dell'asse positivo che caratterizza le onde. Questo aspetto è associato al fatto che la propagazione dell'impulso si mantiene comunque diretto dall'apice del cuore verso la base. Risulta altresì evidente, oltre all'assenza dell'onda P, che il *complesso QRS* risulta di *poco più ampio* rispetto al normale ma soprattutto *più stretto*.



Figura 3.4: Extrasistoli sopraventricolari. Le frecce identificano l'anticipazione del QRS rispetto al normale.

3.3.3 Aspetti morfologici

I battiti prematuri possono presentare delle singolarità anche a livello morfologico.

Monomorfismo

Se dall'analisi del segnale l'extrasistole presenta sempre la *stessa forma* essa viene chiamata monomorfa. Questa caratteristica è associata al fatto che l'origine ectopica dell'impulso risiede sempre nello stesso punto e questo comporta una risposta da parte del cuore sempre analoga alla precedente.



Figura 3.5: Esempio di monomorfismo.

Polimorfismo

Il polimorfismo è una condizione rilevata nel caso in cui l'andamento morfologico dell'anomalia sia sempre *difforme* rispetto agli altri. Questo è dovuto al fatto che le sorgenti degli impulsi prematuri possono essere collocate, volta per volta, in punti molteplici e differenti. Si parla di sorgenti multifocali.



Figura 3.6: Esempio di polimorfismo.

3.3.4 Alterazioni ritmiche

L'extrasistolia può presentarsi in diverse forme:

- *Sporadiche*: se si verifica come un fenomeno isolato;
- *A coppie*: se si manifesta tramite due impulsi consecutivi;
- *A triplete*: se gli impulsi consecutivi sono tre;
- *A salve*: se si verifica a coppie di 3 o più episodi ravvicinati; se la durata della sequenza si mantiene entro i 30 s si parla di tachicardia ventricolare non sostenuta; se vengono superati i 30 s si va incontro a tachicardia ventricolare sostenuta.

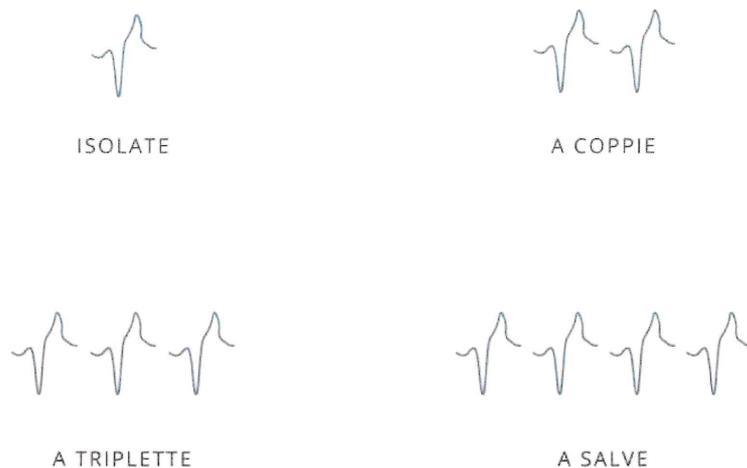


Figura 3.7: rappresentazione grafica della ricorrenza delle onde aritmiche

È altresì probabile che i BP si inseriscano in modo regolare nel normale ritmo cardiaco determinando un'alternanza tra battito normale e battito anticipato. In questo caso distinguiamo tra:

- *Bigemino*: alternanza tra un battito normale e uno extrasistolico.



Figura 3.8: Esempio di bigeminismo.

- *Trigemino*: considerata una terna sistolica si può incontrare un'extrasistole seguita da due battiti normali o due extrasistoli associate ad un battito normale;

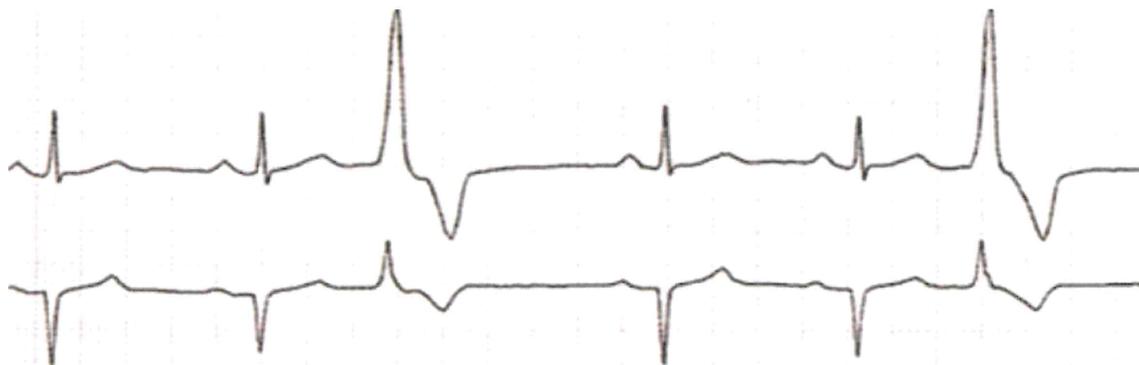


Figura 3.9: Esempio di battito trigemino.

- *Quadrigemino*: se analizzando una successione di quattro sistoli si riscontrano una extrasistole e tre battiti regolari.

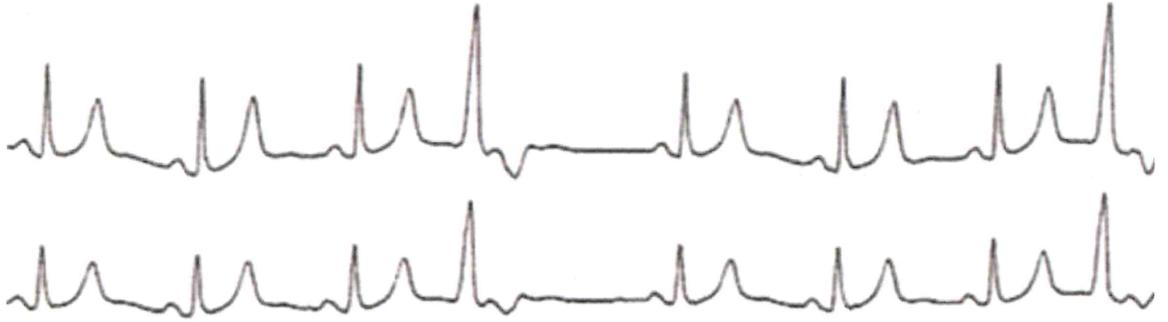


Figura 3.10: Esempio di battito quadrigemino.

Conclusione

Il cuore è l'organo che gestisce gran parte delle funzionalità essenziali del corpo ed è di fondamentale importanza che esso sia correttamente funzionante ed in buona salute, per la sopravvivenza di un individuo e la garanzia di una vita normale.

L'elettrocardiogramma si mantiene la metodologia diagnostica non invasiva più veloce e più precisa per la rilevazione dell'attività elettrica del cuore. Questa rilevazione viene effettuata attraverso l'uso di elettrodi che sono collocati sulla cute del paziente, in posizioni specifiche, e che sfruttano le differenze di potenziale rilevate tra diverse zone del corpo per ottenere l'onda elettrocardiografica. L'elettrocardiografo è il dispositivo elettrico che, dotato di un sofisticato sistema funzionale, riceve gli impulsi elettrici in ingresso e li elabora per fornire in uscita il segnale che viene poi analizzato dal cardiologo.

Il segnale elettrico in ingresso può essere compromesso da diverse fonti di rumore sia legate ai movimenti del paziente stesso cui sono collegati gli elettrodi, sia per una scorretta preparazione della pelle e dunque un'alterazione del contatto elettrodo-cute o un erroneo posizionamento degli elettrodi stessi, sia dovuta ad interferenze causate da linee elettriche e campi magnetici presenti nell'ambiente circostante. Per evitare una diagnosi scorretta causata da un tracciato falsato è di estrema importanza il processo di filtraggio cui tale segnale viene sottoposto. In particolare, a seconda del disturbo rilevato, viene attivato uno specifico filtro tra FIR, IIR, associato a Forward-backward, o Notch. Di quest'ultimo è stato implementato un esempio tramite l'uso della piattaforma Matlab.

Essendo la frequenza del segnale da rilevare minore rispetto a quella delle interferenze, l'elettrocardiografo è dotato anche di un sistema di amplificazione, il quale deve rispettare determinati parametri funzionali per garantire un ottimo funzionamento: elevata impedenza in ingresso, entrata differenziale e CMRR elevato. Quest'ultimo può essere a sua volta controllato tramite alcune tecniche: gabbia di Faraday, capacità di isolamento, elaborazione post-conversione, circuito della gamba destra.

Infine, è stata analizzata una forma di aritmia cardiaca estremamente comune in quanto presente sia nei soggetti sani, sia in soggetti con patologie cardiache pregresse: l'extrasistole. Senza scendere in dettagli puramente medici, si sono valutate le difformità visibili in un segnale ECG di un paziente affetto da extrasistolia, in contrasto con un tracciato elettrocardiografico con andamento regolare. Ne è emerso che, in linea generale, le differenze principali si riscontrano

a livello dell'onda P, che nel tracciato con presenza di extrasistoli è assente in corrispondenza dell'insorgenza del battito anticipato, e del complesso QRS che è difforme per ampiezza ed estensione.

Questa tesi dimostra come ingegneria e medicina siano estremamente correlate e finalizzate ad uno scopo comune: migliorare la qualità della vita dell'individuo.

Bibliografia e Sitografia

[1] Kenneth S. Saladin – *Anatomy & Physiology: the unity of form and function, eight edition*

[2] Lauralee Sherwood – *Fundamentals of Human Physiology, 4th edition*

[3] <http://www.fisiokinesiterapia.biz/NewDownload/SistemaCardiovascolare.pdf>

[4] Michele Massimo Gulizia (Coordinatore), Giancarlo Casolo (Coordinatore), Guerrino Zuin (Coordinatore), Loredana Morichelli, Giovanni Calcagnini, Vincenzo Ventimiglia, Federica Censi, Pasquale Caldarola, Giancarmine Russo, Lorenzo Leogrande, Gian Franco Gensini - *Documento di consenso ANMCO/AIIC/SIT: definizione, precisione e appropriatezza del segnale elettrocardiografico di elettrocardiografi, sistemi per ergometria, sistemi Holter ECG, telemetrie e monitor posto-letto.*

[5] Leif Sornmo (Lund University, Sweden), Pablo Laguna (Zaragoza University, Spain) - *Electrocardiogram (ECG) Signal Processing*

[6] Ajay Bharadwaj, Applications Engineer Sr, and Umanath Kamath, Contingent Workforce, Cypress Semiconductor Corp – *Accurate ECG Signal Processing*

[7] Michele Schiavon - Slides corso di Tecnologia e Strumentazione biomedica:
A2.3 – Sensori Elettrochimici Elettrodi; A3.2 – ECG; A3.3 – Elettrocardiografo per ECG

[8] Giovanni Sparacino - Slides corso Elaborazione di Dati, Segnali e Immagini Biomediche -
lab 4

[9] https://medtriennialisl.campusnet.unito.it/att-pdf/06.ECGMIO_DERIVAZIONI_ECG.pdf
e [/07.ECGMIO_-_ONDE_DELLECG.pdf](https://medtriennialisl.campusnet.unito.it/att-pdf/07.ECGMIO_-_ONDE_DELLECG.pdf)

[10] <https://it.wikipedia.org/wiki/Elettrocardiogramma>

[11] http://at.dii.unipd.it/renato.gobbo/didattica/corsi/complementi_misure_elettriche/2012_13/elaborazione_bertoni_grossi/cap8.pdf (Spiegazione filtri FIR e IIR)

[12] <https://www.elettronicanews.it/il-ruolo-dellamplificatore-nelle-applicazioni-ecg/>

[13] <https://it.emcelettronica.com/migliorare-cmrr-di-ecg-con-tecnica-di-derivazione-della-gamba-destra>

[14] <https://www.centropiaggio.unipi.it/sites/default/files/course/material/4A.pdf>

[15] Andrea Antonelli, Annibale Sandro Montenero - *Extrasistolia ventricolare benigna*

[16] <https://www.my-personaltrainer.it/salute/extrasistole.html>

[17] <https://alessandroblandino.it/aritmie/>

[18] immagini: google immagini

Ringraziamenti

Un ringraziamento iniziale al mio relatore, l'Ingegnere Augusto Ferrante, per la sua estrema disponibilità e precisione.

Ringrazio infinitamente la mia numerosa famiglia per avermi accompagnata in ogni scelta, gioendo con me nei momenti più belli e supportandomi nei più difficili:

Mamma e Papà, cui sarò per sempre grata per l'amore che mi donano ogni giorno;

Sara, che riesce a farmi vedere le cose da un punto di vista diverso;

Matteo, che silenziosamente mi apprezza;

Costanza, che sa trasmettere leggerezza.

Spero con il cuore di avervi resi orgogliosi.

Un ringraziamento sentito:

Ai miei nonni Loreta e Danilo che non mi hanno fatto mancare nulla in questi anni.

Ai nonni Irma ed Ernesto, i miei angeli custodi.

A mia zia Anna, fonte di ispirazione.

Ad Ilaria, il mio punto fermo all'università, ma soprattutto nella quotidianità.

A Giada, con cui in questo percorso ho condiviso debolezze e ogni piccolo progresso.

A Chiara, Alice, Anna, che sono state i miei punti di riferimento dal primo giorno in aula.

A Enrico, Filippo e Mattia che hanno portato una ventata d'aria fresca in questo ultimo anno.

Alle amiche di sempre, compagne di viaggi e momenti spensierati.

Alle persone conosciute negli ultimi anni e diventate fondamentali, che hanno fatto il tifo per me ad ogni esame.

Alla mia squadra di pallavolo.

Un pensiero a me stessa, per la tenacia, la determinazione e la testa dura che mi hanno permesso di raggiungere oggi questo traguardo e l'augurio di riuscire a credere di più in me stessa e nelle mie capacità!

