



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE  
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

**IDENTIFICAZIONE E SEGMENTAZIONE  
AUTOMATICA DELLE ONDE  
ELETTROCARDIOGRAFICHE**

**AUTOMATIC IDENTIFICATION AND  
SEGMENTATION OF  
ELECTROCARDIOGRAFIC WAVES**

Relatore:  
Prof. Burattini Laura

Candidato:  
Pavone Paolo

Corelatore:  
Dott. Agnese Sbrollini

Anno Accademico 2020/2021



## **ABSTRACT**

Individuare e segmentare le onde elettrocardiografiche è un'operazione fondamentale per poter analizzare tracciati elettrocardiografici estesi, ad esempio forniti da Holter dinamici, la quale richiede appositi algoritmi che devono essere sottoposti a valutazione delle performance.

La funzione del cuore è quella di mantenere il sangue in movimento nell'albero arterioso per una corretta ossigenazione dei tessuti corporei, un aspetto peculiare del muscolo cardiaco risiede nel fatto che il comportamento elettrico è strettamente connesso a quello meccanico e quindi a quello fluidodinamico, l'esame diagnostico che consente l'acquisizione dei potenziali cardiaci è l'elettrocardiogramma. I metodi che possono essere utilizzati per l'individuazione e la segmentazione del segnale elettrocardiografico possono essere molteplici e variano per complessità, dominio di applicazione e per capacità di processare il segnale in tempo reale, inoltre la loro validazione passa sempre per l'utilizzo di database, i quali forniscono i segnali fisiologici o patologici caratterizzati dalla presenza di annotazioni su cui basare il processo di valutazione delle performance degli stessi. Lo scopo della tesi è di valutare le prestazioni dell'algoritmo "compute landmarks" mediante i segnali e le relative annotazioni fornite dal QT Database, i segnali scelti sono acquisiti da derivazioni differenti per fornire all'algoritmo condizioni operative variabili. I risultati ottenuti risultano essere soddisfacenti per l'insieme di punti individuati con delle leggere carenze nella segmentazione dell'onda T, porzione di segnale particolarmente difficoltosa data la sua morfologia e che per tale motivo è oggetto di ricerca e di miglioramenti futuri.



## INDICE

INTRODUZIONE	1
CAPITOLO 1: ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL CUORE	
1.1 Posizionamento, dimensioni e forma del cuore.....	2
1.2 Cavità e valvole cardiache .....	3
1.3 Cardiociti e tessuto cardiaco .....	5
1.4 Sistema di conduzione del cuore .....	7
1.5 Ciclo cardiaco .....	7
CAPITOLO 2: ELETTROCARDIOGRAFIA	
2.1 Scopi dell'elettrocardiografia e tecniche di registrazione .....	9
2.2 Caratteristiche morfologiche del segnale .....	10
2.3 Correlazione del segnale elettrocardiografico con il potenziale d'azione e con il ciclo cardiaco .....	11
2.4 Derivazioni del segnale elettrocardiografico .....	13
CAPITOLO 3: IDENTIFICAZIONE DEI PUNTI CARATTERISTICI ELETTROCARDIOGRAFICI: STATO DELL'ARTE	
3.1 "Algoritmo di segmentazione automatico a più derivazioni dell'ECG basato sul rilevamento brusco delle variazioni" .....	16
3.2 "Un approccio basato sulle derivate per l'estrazione del segmento QT da un segnale digitalizzato ECG" .....	17
3.3 "Estrazione delle caratteristiche in tempo dell'ECG usando la trasformata di Hilbert, soglie variabili e un approccio di rilevazione della pendenza" .....	19
3.4 "Utilizzo della trasformata Wavelet per la caratterizzazione dell'ECG, una tecnica di signal processing on-line" .....	20
3.5 "individuazione dei punti di riferimento nel segnale ECG usando delle soglie variabili basate su processi iterativi" .....	22
3.6 "un delineatore ECG basato sulla trasformata Wavelet: valutazione su database standard" ..	24
3.7 conclusioni .....	26
CAPITOLO 4: IDENTIFICAZIONE DEI PUNTI CARATTERISTICI ELETTROCARDIOGRAFICI	
4.1 Database .....	28
4.2 Metodi	
4.2.1 Pre-elaborazione dei dati .....	29
4.2.2 Descrizione algoritmo .....	31
4.2.3 Statistica .....	31
4.3 Risultati .....	32
4.4 Discussione .....	37

Conclusione	37
Bibliografia	40

## **INTRODUZIONE**

Il cuore è uno degli organi che ha incuriosito e affascinato maggiormente l'essere umano, già i greci e gli egizi capirono l'importanza di tale elemento tanto da farne oggetto di studi. Al giorno d'oggi uno degli esami più importanti in cardiologia risulta essere l'elettrocardiografia, in quanto consente la valutazione fisiopatologica delle condizioni elettriche cardiache e quindi anche la deduzione delle capacità meccaniche e fluidodinamiche dello stesso. Tale aspetto ha fatto sì che esistano diverse declinazioni di questo esame, come l'Holter dinamico e l'elettrocardiogramma sotto sforzo.

Nella prima tipologia si acquisisce un tracciato che dura 24 ore per la valutazione dello stato di salute del cuore del paziente nelle varie fasi della giornata, in questo esame giocano un ruolo fondamentale gli algoritmi di identificazione automatica delle onde elettrocardiografiche, infatti data la grande quantità di dati è essenziale fornire al clinico un software che riesca a distinguere dei battiti che non rispettano per morfologia o per intervalli i canoni fisiologici. Per fare ciò un algoritmo deve poter riconoscere dei punti caratteristici all'interno del tracciato elettrocardiografico che consentano il calcolo di tali intervalli ma anche la valutazione di disformità delle onde, che verranno infine presentate al clinico, al quale spetta la decisione diagnostica.

Una fase molto importante in relazione agli algoritmi sopracitati è la fase di sperimentazione e di validazione, lo scopo di questo elaborato è fornire una breve panoramica sull'anatomia e la fisiologia del cuore, sull'elettrocardiografia e di valutare le prestazioni dell'algoritmo "compute landmarks", il quale a partire dal segnale elettrocardiografico fornisce un insieme di punti caratteristici del tracciato. Per poter effettuare tale operazione sono necessari dei segnali e delle annotazioni, le quali sono le posizioni di tali punti identificate da medici cardiologi, il tutto è fornito dal QT Database che è stata la base di dati dalla quale si sono attinte tali informazioni.

## CAPITOLO 1: ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL CUORE

### 1.1 Posizionamento, dimensioni e forma del cuore

L'apparato cardiovascolare è costituito dal cuore e dai vasi sanguigni. Il cuore svolge il ruolo di una pompa muscolare che genera il flusso sanguigno all'interno dell'albero vascolare, è collocato all'interno della cavità toracica, nel mediastino, spazio compreso tra i polmoni e situato posteriormente al piastrone sternale (fig. 1.1). La porzione superiore del cuore è denominata base, dalla quale si diramano i grandi vasi ad esso connessi, mentre l'estremità inferiore si restringe in una punta smussa che prende il nome di apice, la quale è posizionata sull'aponeurosi del diaframma.

Un cuore adulto ha un diametro di circa 9 cm alla sua base, ha una distanza tra la base e l'apice di circa 13 cm, inoltre è contenuto all'interno di una membrana costituita da due foglietti chiamata pericardio. Il foglietto esterno è detto sacco pericardico (pericardio parietale) ed è costituito da uno strato fibroso superficiale di maggiore consistenza e da uno strato sieroso che si trova a diretto contatto con la superficie dell'organo, andando a costituire l'epicardio (pericardio viscerale). Interposta tra questi due foglietti membranosi si trova la cavità pericardica, ripiena di un particolare liquido (liquido pericardico) che ha la funzione di lubrificare e quindi di ridurre l'attrito tra le due membrane sierose.

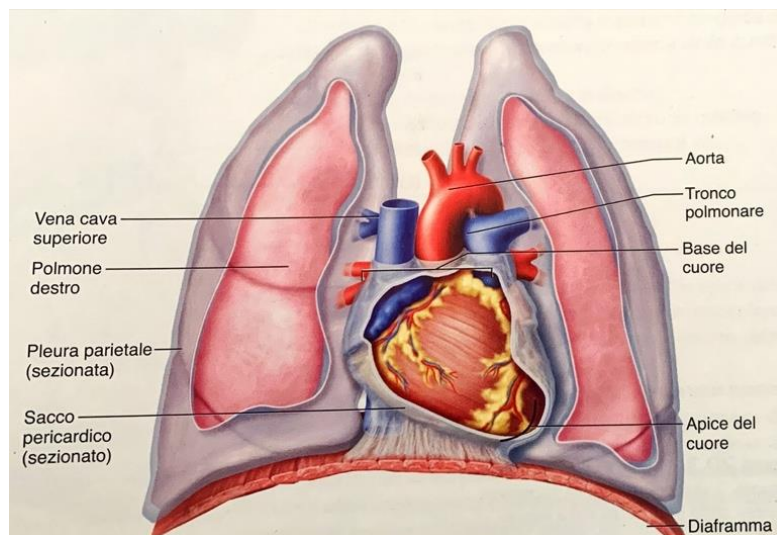


Figura 1.1 Posizione del cuore all'interno della cavità toracica. [1]



## 1.2 Cavità e valvole cardiache

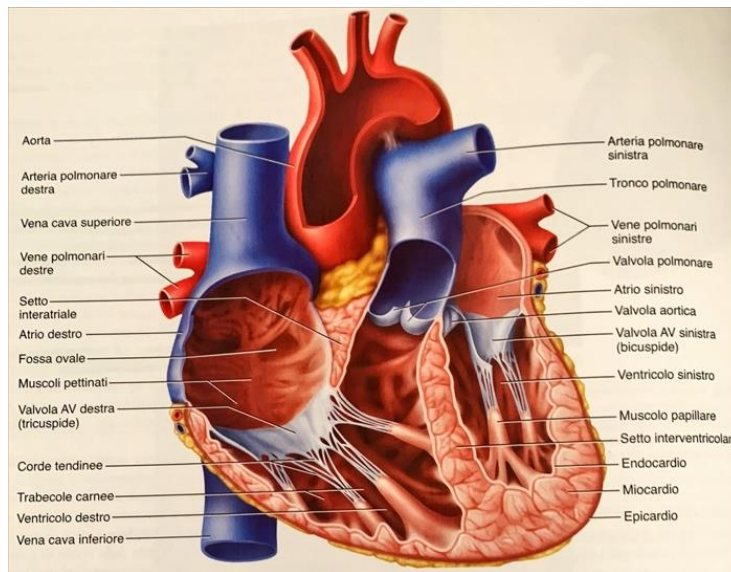
Il cuore è composto da 4 cavità, le quali possono essere meglio osservate in sezione frontale. Le due cavità situate superiormente sono dette atri, si dividono in destro e sinistro ed hanno il compito di ricevere il sangue venoso trasportato dalle vene cave e polmonari. Le cavità poste inferiormente prendono il nome di ventricoli destro e sinistro, questi pompano il sangue al resto dell'organismo mediante l'albero arterioso sistemico e polmonare (fig. 1.2).

Gli atri sono separati tra loro dal setto interatriale, i ventricoli invece, sono divisi dal setto interventricolare, una parete verticale costituita principalmente da tessuto muscolare. Il ventricolo destro pompa il sangue solo nel circolo polmonare ed è per questo che la sua parete è solo moderatamente muscolare. La parete del ventricolo sinistro è più spessa da due a quattro volte a causa del fatto che esegue la maggior parte del carico di lavoro rispetto alle altre quattro cavità, pompando il sangue nell'intero organismo.

Per pompare efficacemente il sangue e garantire l'unidirezionalità del flusso sanguigno il cuore ha bisogno di valvole, esiste una valvola tra ogni atrio e ventricolo, e un'altra nel punto in cui dal ventricolo si diramano le grandi arterie collegate alla base del cuore (arteria polmonare e aorta), tuttavia non vi sono valvole nei punti di convergenza delle grandi vene (vene cave e polmonari) all'interno degli atri. Ciascuna valvola è costituita di due o tre lamine fibrose di tessuto chiamate cuspidi o lembi.

Le valvole atrioventricolari (AV) mediano il passaggio del sangue tra gli atri e i ventricoli, la valvola AV destra è provvista di tre cuspidi, per questo prende il nome di tricuspide. La valvola AV sinistra ne ha due e quindi viene chiamata bicuspidi. Le valvole AV inoltre sono provviste di corde tendinee filiformi che connettono le cuspidi valvolari a muscoli papillari di forma conica situati sul pavimento del ventricolo. Tali muscoli si contraggono insieme al resto del miocardio ventricolare esercitando una trazione sulle corde tendinee, evitando che le valvole sporgano eccessivamente negli atri causando perciò un prolasso valvolare.

Le valvole semilunari invece regolano il flusso di sangue dai ventricoli alle grandi arterie, esse sono: le valvole polmonari e aortiche. La valvola polmonare regola l'orifizio di uscita del ventricolo destro nel tronco polmonare, mentre la valvola aortica controlla l'uscita del ventricolo sinistro.



*Figura 1.2 Conformazione interna del cuore. Visione frontale. [1]*

Ciascuna è provvista di tre cuspidi di forma simile a quella delle tasche di una camicia, quando il sangue è espulso dai ventricoli, spinge contro le valvole dal basso e comprime le cuspidi contro le pareti arteriose. Quando i ventricoli si rilasciano, espandendosi, generano un gradiente pressorio entrante forzando il flusso sanguigno a scorrere indietro, tuttavia per la conformazione delle valvole le tasche si riempiono di sangue unendosi al centro e sigillando l'apertura in maniera tale che solo una quantità irrisoria di sangue refluisca all'interno del ventricolo.

Le valvole cardiache non devono la loro attività ad un'azione muscolare, le cuspidi infatti sono spinte a chiudersi e ad aprirsi da cambiamenti di pressione sanguigna.

Terminata la trattazione delle valvole cardiache, si vuole dare una breve descrizione dell'andamento del flusso sanguigno all'interno del cuore. Il sangue di ritorno dalla circolazione sistemica reflueno mediante la vena cava superiore e quella inferiore viene sversato all'interno dell'atrio destro. Per gravità il sangue raggiunge il ventricolo destro attraverso la valvola tricuspide. Il fluire del sangue all'interno del ventricolo destro cessa quando a causa del riempimento avviene la chiusura della valvola AV destra, contestualmente avverrà la contrazione ventricolare che spinge il sangue, aprendo la valvola semilunare polmonare, nel tronco polmonare e nei polmoni per l'ossigenazione. Successivamente il sangue ossigenato fa ritorno al cuore mediante le vene polmonari che si svuotano all'interno dell'atrio sinistro. Il flusso ematico passa attraverso la valvola bicuspide nel ventricolo sinistro, la contrazione ventricolare spinge il sangue attraverso la valvola aortica nell'aorta ascendente, per cominciare la distribuzione di ossigeno e nutrienti ai tessuti corporei.

### 1.3 Cardiociti e tessuto cardiaco

Le cellule cardiache sono fortemente interconnesse e organizzate, hanno una forma simile a quella di un cilindro e sono unite le une con le altre mediante i dischi intercalati (fig. 1.3 a). Tali dischi corrono perpendicolari alla direzione delle fibre e sono costituiti da 3 differenti strutture di legame cellulare: due di queste (le giunzioni intermedie e i desmosomi) hanno il compito di legare meccanicamente le cellule adiacenti e di mantenere l'integrità strutturale durante lo stress legato alla contrazione; la terza (gap junction o giunzione comunicante fig. 1.3 b) ha un ruolo centrale in quanto permette il passaggio di ioni e piccole molecole tra cellule contigue, creando una continuità negli spazi cellulari. Le gap junction sono caratterizzate da un restringimento dello spazio intercellulare e dalla presenza di canali proteici trans-membrana, detti connessioni. L'allineamento tra connessioni di due fibre adiacenti crea un canale centrale che unisce gli spazi intracellulari tra due cellule.

L'esistenza di questo canale permette la nascita di veri e propri circuiti di corrente che fluiscono dalla cellula attiva verso le cellule adiacenti causandone la depolarizzazione consentendo la propagazione del potenziale d'azione tra le cellule. Il meccanismo genera un continuum funzionale in cui la propagazione di un potenziale di azione avverrà in maniera preferenziale lungo la direzione delle fibre, tuttavia la presenza di ramificazioni tra le cellule fa sì che uno stimolo possa diffondersi, anche se molto più lentamente, in direzione trasversale alle fibre stesse.

Un fenomeno molto importante caratteristico del tessuto cardiaco è il potenziale d'azione, nelle fibre cardiache se ne possono osservare due tipologie: la prima è tipica del tessuto di conduzione (fig. 1.4 a) e delle fibre del miocardio contrattile, la seconda è caratteristica del tessuto nodale localizzato (fig. 1.4 b). Il potenziale d'azione dei tessuti di conduzione e contrattile è caratterizzato da 5 fasi ben distinte.

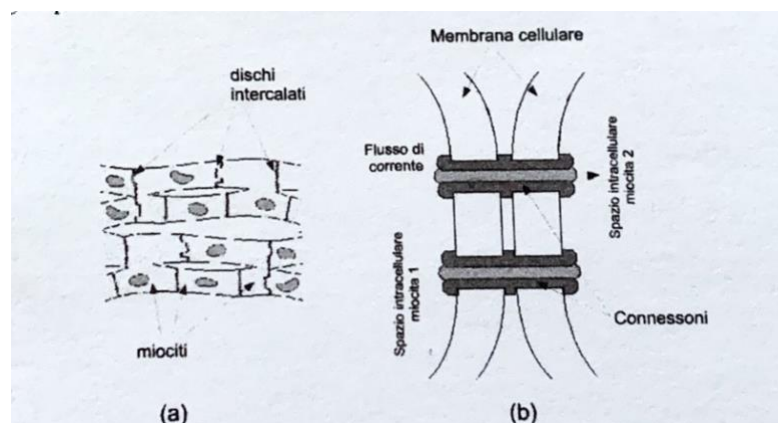


Figura 1.3 -a) Miociti ventricolari e loro connessioni tramite dischi intercalati. B) Sezione di una gap-junction in cui si riconoscono i connessioni con il loro canale centrale. [2]

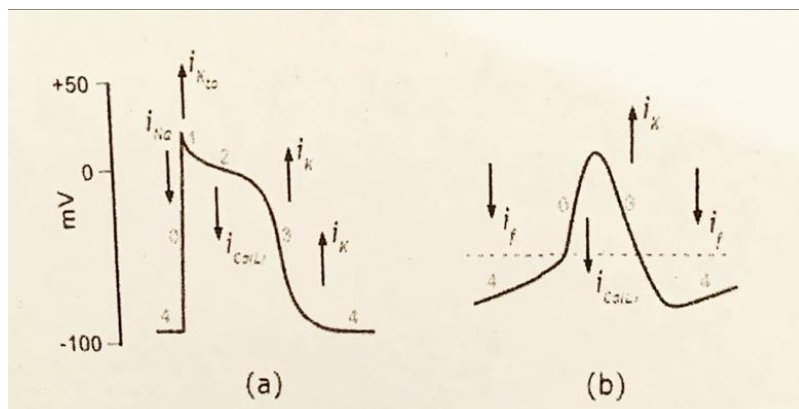


Figura 1.4 a) potenziale d'azione di una fibra ventricolare. b) di una cellula pacemaker. Sono indicate nel grafico anche le correnti degli ioni. [2]

Esso inizia con una rapida depolarizzazione (fase 0) a cui segue un intervallo temporale di parziale ripolarizzazione (fase 1). La fase successiva (fase 2) è caratterizzata da un plateau della durata di 100-200 ms, nel quale si ha una lenta decrescita fino a una soglia oltre la quale avviene la fase di ripolarizzazione (fase 3) che riporta la cellula alle condizioni di riposo (fase 4).

Una volta osservate le fasi del potenziale d'azione, si vogliono approfondire le cause che generano tale andamento, esse sono da ricercarsi nello spostamento di alcuni ioni (ione  $\text{Na}^+$ , ione  $\text{Ca}^{++}$ , ione  $\text{K}^+$ ). La rapida depolarizzazione iniziale è principalmente legata all'ingresso di ioni  $\text{Na}^+$  all'interno della cellula, scaturita da uno stimolo di tipo elettrico o chimico, mentre la successiva breve ripolarizzazione è dovuta all'apertura dei canali potassio che genera un flusso uscente di ioni  $\text{K}^+$ . Il plateau si genera soprattutto per effetto di un flusso entrante di cariche positive ( $\text{Ca}^{++}$  e  $\text{Na}^+$ ) che vanno a controbilanciare il movimento di cariche positive uscenti legate al movimento di ioni  $\text{K}^+$ . L'ingresso di cariche positive avviene attraverso opportuni canali che sono più permeabili al  $\text{Ca}^{++}$  che al  $\text{Na}^+$  e per questo sono chiamati canali del calcio.

Rispetto al potenziale d'azione delle fibre nervose, la durata è molto maggiore con un allungamento del periodo di refrattarietà assoluta che perdura fino al termine della fase di plateau.

Questo è funzionale al fatto che durante la maggior parte della contrazione cardiaca le fibre muscolari non siano nuovamente eccitabili, rendendo impossibile una contrazione tetanica del miocardio. Ulteriore differenza è che l'evoluzione dinamica del potenziale d'azione è caratterizzata dalla presenza di 2 soglie: una di depolarizzazione (che inizia la fase 0) e una di ripolarizzazione (che inizia la fase 3).

La caratteristica peculiare del potenziale d'azione delle cellule nodali si manifesta nella fase 4, diversamente da quanto osservato nelle cellule contrattili o di conduzione, in questa fase è presente una lenta depolarizzazione che porta entro un certo periodo al superamento della soglia di sparo. La

cellula è in grado di autoeccitarsi e per questo motivo tali cellule sono dette cellule pacemaker, inoltre tale caratteristica non solo 'detta' il ritmo cardiaco, ma rende la capacità contrattile del cuore indipendente dal controllo nervoso, che agisce sull'aumento o sulla riduzione del ritmo.

#### 1.4 Sistema di conduzione del cuore

Alcuni cardiociti hanno perso la capacità contrattile e si sono specializzati per condurre e generare segnali. Queste cellule costituiscono il sistema cardiaco di conduzione, che controlla la via e la regolazione della stimolazione per assicurare la coordinazione della contrazione delle quattro camere cardiache. I segnali elettrici hanno origine e viaggiano lungo il sistema di conduzione nel seguente ordine:

- 1 il nodo seno atriale (SA) è costituito da cardiociti modificati localizzati nell'atrio destro, appena sotto l'epicardio in prossimità della vena cava. Questo è il pacemaker che inizia ogni battito cardiaco e determina il ritmo cardiaco.
- 2 I segnali del nodo SA si diffondono attraverso gli atri mediante le vie internodali per una propagazione uniforme dell'impulso a tutte le cellule contrattili.
- 3 Il nodo AV è localizzato in prossimità della valvola AV destra all'estremità inferiore del setto interatriale. Tutti i segnali elettrici che vanno verso i ventricoli devono passare attraverso il nodo AV, poiché lo scheletro fibroso posto sul piano delle valvole AV e del nodo AV agisce da isolatore per impedire ad altre correnti di raggiungere i ventricoli per altra via.
- 4 Il fascio atrioventricolare AV o fascio di His è un cordone di miociti modificati attraverso il quale i segnali lasciano il nodo AV. Il fascio AV si biforca nelle brache destra e sinistra, che entrano nel setto interventricolare e scendono fino all'apice del cuore.
- 5 Fibre del Purkinje, sono morfologicamente simili alle fibre nervose, nascono dall'estremità inferiore delle branche del fascio di His e ripiegano in alto per diffondersi all'interno del miocardio ventricolare. Le fibre del Purkinje distribuiscono uniformemente l'eccitazione elettrica ai cardiociti dei ventricoli. In virtù del fatto che il carico di lavoro a cui è sottoposto il ventricolo sinistro è maggiore rispetto di quello destro, le fibre formano una rete meno elaborata in quest'ultimo.

#### 1.6 Ciclo cardiaco

Per ciclo cardiaco si intende un ciclo completo di contrazione e di rilassamento. Questo mostrerà come le strutture del cuore lavorano in sinergia per realizzare la circolazione del sangue.

L'eccitazione elettrica induce alla contrazione, o sistole, che espelle il sangue dalla cavità a causa della diminuzione di volume. Il rilassamento di qualsiasi cavità è chiamato diastole e permette il riempimento della stessa.

L'attività elettrica del cuore e quella contrattile sono correlate tra loro durante il ciclo cardiaco, come punto di inizio si considera l'intervallo temporale in cui le quattro cavità sono in diastole. Le valvole AV sono aperte e quando il sangue entra nel cuore dalle vene cave e polmonari passa attraverso le valvole e riempie parzialmente i ventricoli.

Il nodo SA si attiva, l'impulso si propaga per le vie internodali eccitando il miocardio atriale producendo la sistole. Gli atri contraendosi completano il riempimento dei ventricoli.

L'impulso subito dopo raggiunge il nodo AV che attivandosi ed eccitandosi permette il passaggio al fascio di His, alle brache destra e sinistra, alle fibre del Purkinje ed ai ventricoli. Questa eccitazione dà il via alla sistole ventricolare, contestualmente gli atri si rilassano. La contrazione forza due azioni distinte: la chiusura delle valvole AV e l'apertura delle valvole semilunari; i ventricoli durante la contrazione spingono il sangue nel tronco aortico e polmonare.

Il ciclo si conclude con il rilassamento dei ventricoli, tutte e quattro le cavità sono di nuovo in diastole. Le valvole semilunari si chiudono per la pressione presente nelle grandi arterie, le valvole AV si riaprono ed i ventricoli cominciano a riempirsi in preparazione per un nuovo ciclo.

Questo intero ciclo si ripete ad intervalli 0.8 s circa, periodo dettato dal nodo SA, in un cuore di un adulto sano e a riposo. Tale ritmo prende il nome di ritmo sinusale.

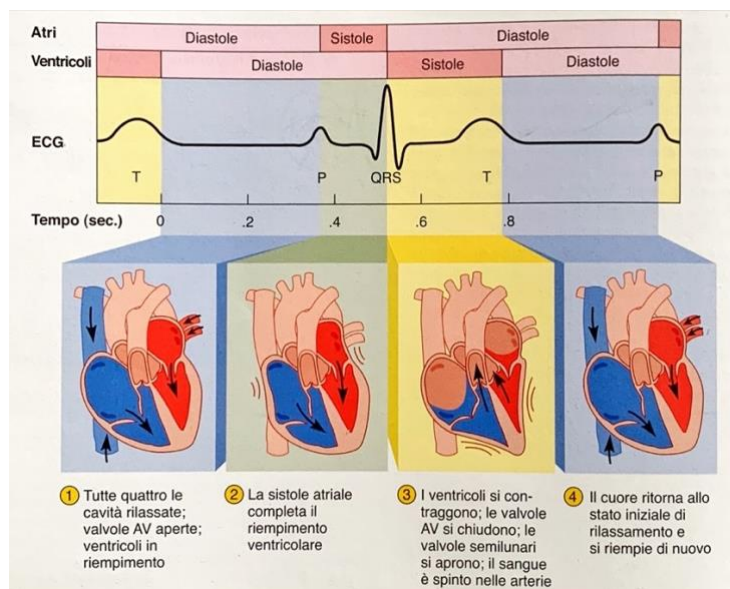


Figura 1.4 Gli eventi più importanti del ciclo completo di contrazione e di rilassamento del cuore, correlati all'elettrocardiogramma [1]

## CAPITOLO 2: ELETTROCARDIOGRAFIA

### 2.1 Scopi dell'elettrocardiografia e tecniche di registrazione

Il segnale elettrocardiografico (ECG) rappresenta lo strumento diagnostico più comune in cardiologia per l'individuazione di situazioni patologiche a carico del tessuto di conduzione, a seguito di ipertrofie, aritmie e ischemie, inoltre l'ECG può essere utilizzato per ricavare informazioni sul ritmo cardiaco e su alterazioni della circolazione coronarica. Il tracciato ECG può essere anche ottenuto durante l'attività fisica (ECG sotto sforzo) al fine di evidenziare patologie cardiache latenti oppure per conoscere i limiti relativi allo svolgimento dell'attività fisica di soggetti con funzionalità cardiache compromesse.

Nella pratica clinica l'ECG viene registrato mediante il posizionamento di 10 elettrodi sul torace e sugli arti, le differenze di potenziale vengono combinate linearmente a formare le 12-derivazioni standard.

Operativamente si procede scoprendo il torace i polsi e le caviglie del paziente per effettuare la preparazione della cute: si inumidisce la zona con dell'acqua oppure si applica un opportuno gel conduttore, tale operazione aiuta gli elettrodi ad aderire in caso in cui ci fossero dei peli residui sulla cute, infine si posizionano gli elettrodi seguendo la disposizione dettata dai colori degli stessi.

L'ECG registra l'attività elettrica del cuore su carta millimetrata, che scorre alla velocità di 25 mm/s. Per quanto riguarda le linee orizzontali ciascun quadratino rappresenta 0.04 s, cinque quadratini formano la base di un blocco più grande, delimitato da linee più spesse che invece rappresenta 0,20s (fig. 2.1). La durata di un'onda, di un segmento o intervallo è determinata contando il numero di quadratini dall'inizio alla fine dell'onda, del segmento o dell'intervallo.

Sulle linee verticali sono rappresentate le unità di voltaggio: ogni lato di quadrato piccolo (1 cm) equivale a 0.1 mV, ogni lato del quadrato grande (in grassetto) equivale a 0.5 mV (fig. 5).

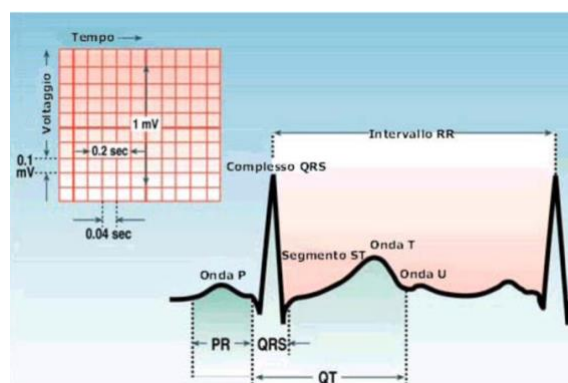


Figura 2.1 Rappresentazione su carta millimetrata del tracciato ecg.

## 2.2 Caratteristiche morfologiche del segnale

La morfologia del segnale ECG è estremamente peculiare del segnale stesso, in esso si possono identificare delle onde (fig.6) che rappresentano il continuo variare del potenziale cardiaco:

- Onda P: viene generata dalla depolarizzazione atriale, può essere definita come la prima deflessione elettrocardiografica. Si nota come l'ampiezza di tale onda risulti essere limitata, fisiologicamente ha una durata considerata normale se compresa tra 0.06 e 0.10 s e un'ampiezza tra 0.1 e 0.3 mV.
- Complesso QRS: è conseguenza della depolarizzazione ventricolare, ha una durata compresa tra 0.06 e 0.11 s, inoltre contemporaneamente alla depolarizzazione dei ventricoli avviene anche la ripolarizzazione atriale, le variazioni di potenziale relative a questo evento sono ridotte e quindi non riconoscibili sul tracciato. Il complesso è costituito da 3 onde:
  1. Onda Q è la prima deflessione negativa e indica la depolarizzazione del setto interventricolare.
  2. Onda R è costituita da una deflessione positiva e corrisponde alla depolarizzazione del ventricolo.
  3. Onda S è la seconda deflessione negativa e corrisponde alla depolarizzazione basale e posteriore del ventricolo.
- Onda T: deriva dalla ripolarizzazione ventricolare, questa deflessione ha un'ampiezza maggiore dell'onda P e per questo è di più facile individuazione.

Nel tracciato ECG inoltre sono individuabili dei segmenti (o tratti), definiti come la distanza tra due onde (fig. 6), nei quali non avvengono cambiamenti di potenziale, essi sono:

- Segmento PR (fine onda P - inizio complesso QRS): in questo tratto gli atri sono completamente depolarizzati.
- Segmento ST (fine complesso QRS - inizio onda T): in questa porzione di tracciato tutti i ventricoli sono completamente depolarizzati.

In conclusione si fornisce un'ulteriore caratteristica dell'analisi in tempo relativa all'ECG, i periodi che comprendono onde e i relativi segmenti vengono denominati intervalli (fig. 2.2):

- L'intervallo PR: tale intervallo si estende dall'inizio dell'onda P all'inizio del complesso QRS, comprendendo l'onda P e il segmento PR, l'intervallo PR rappresenta il tempo di conduzione atriale.



- L'intervallo QT: questo intervallo si sviluppa dall'inizio del complesso QRS fino alla fine dell'onda T, include il complesso QRS il segmento ST e l'onda T, l'intervallo QT rappresenta il tempo di conduzione ventricolare.

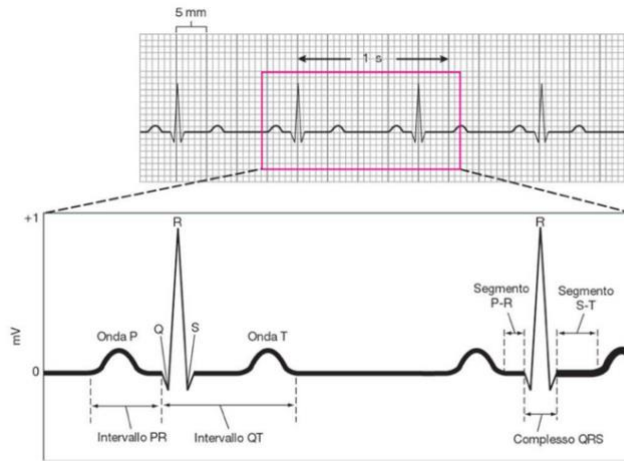


Figura 2.2 Morfologia, onde, segmenti ed intervalli del segnale ECG. [4]

### 2.3 Correlazione del segnale elettrocardiografico con il potenziale d'azione e con il ciclo cardiaco

Durante la propagazione del potenziale d'azione nel circuito di conduzione cardiaco i fenomeni di depolarizzazione e ripolarizzazione generano dei campi elettrici che si propagano fino alla superficie del corpo. Le variazioni istantanee di grandezza e direzione dei campi elettrici possono essere valutate anche come differenze di potenziale: l'ECG è l'espressione dell'eccitamento delle cellule e non della contrazione, che ne è la diretta conseguenza.

La forma d'onda dell'ECG è la somma di diversi contributi attribuibili alla propagazione del potenziale d'azione nel tessuto di conduzione, i quali sono riconoscibili nell'andamento del tracciato. Come precedentemente discusso, l'eccitazione parte dal nodo SA per poi propagarsi all'interno delle vie internodali, questa porzione di tessuto genera gran parte dell'onda P, la cui parte finale è il risultato della depolarizzazione del nodo AV. Successivamente avviene la depolarizzazione del fascio di His e delle branche che corrispondono al segmento PR sul tracciato. La restante parte della forma d'onda è dominata dai fenomeni ventricolari che con la loro ampiezza 'mascherano' i fenomeni di ripolarizzazione atriale, infatti il complesso QRS, il tratto ST e l'onda T sono il risultato rispettivamente dell'avanzamento del potenziale d'azione nelle fibre del purkinje, nei cardiociti ventricolari e della ripolarizzazione della muscolatura ventricolare. Tutte le informazioni trattate sono visibili nella figura 2.3.

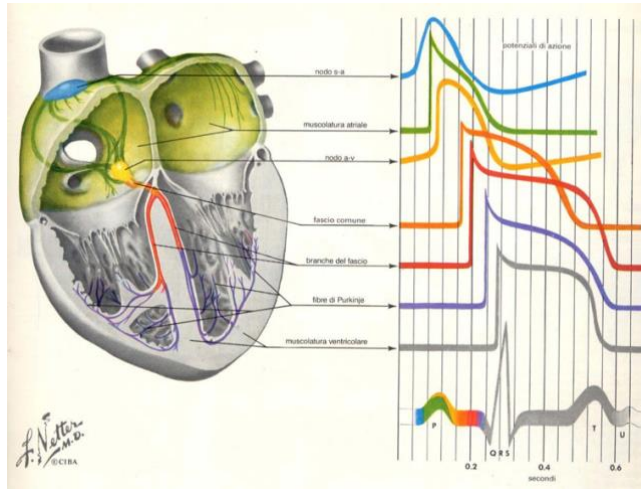


Figura 2.3 correlazione tra i potenziali d'azione delle cellule cardiache e l'ECG

Il tracciato ECG può essere correlato anche agli eventi del ciclo cardiaco essendo associato alla propagazione del potenziale d'azione. Si prende come punto di riferimento la fase di riempimento passivo del cuore, in questa fase tutte le cavità sono in diastole per permettere l'ingresso del sangue di ritorno dalla circolazione sistemica, non essendoci attività elettrica tale fenomeno si configura con un tracciato piatto che si estende tra un battito e l'altro. Per completare la fase di riempimento ventricolare interviene la contrazione atriale che avviene successivamente alla depolarizzazione, quindi si identifica conseguentemente all'onda P dell'ECG. Il potenziale d'azione poi si propaga depolarizzando il nodo AV, il fascio AV, le branche di His e le fibre del Purkinje, questa sequenza di eventi produce il complesso QRS dopo il quale si verifica la contrazione ventricolare che produce l'espulsione del sangue dalle cavità ventricolari, in seguito avviene la ripolarizzazione ventricolare, identificata dall'onda T, e la diastole dei ventricoli. Questa sequenza è osservabile nella figura 2.4.

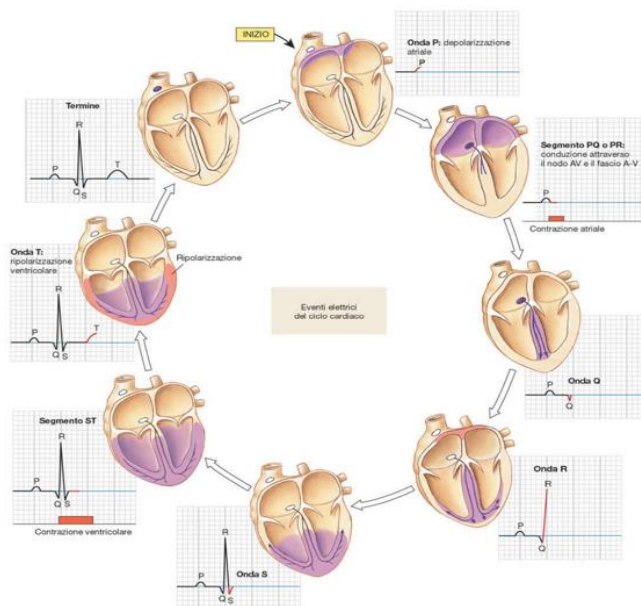


Figura 2.4 Ciclo cardiaco correlato alle onde dell'ECG [4]

## 2.4 Derivazioni elettrocardiografiche

Il rilevamento e la registrazione dei potenziali cardiaci devono essere effettuati disponendo di almeno due elettrodi applicati sulla superficie del corpo e posti in punti non equipotenziali, si rileva che le misurazioni delle differenze di potenziale (ddp) dipendono dalla posizione degli elettrodi.

Per poter confrontare i risultati ottenuti su soggetti diversi o in tempi e luoghi diversi su un medesimo individuo, al fine di valutare eventuali situazioni patologiche impone che le posizioni degli elettrodi siano standardizzate.

Il primo studioso che si occupò del problema fu il fisiologo olandese Wilhem Einthoven, il quale per primo modellizzò il corpo umano come un conduttore di ampio volume contenente la sorgente di attività elettrica al suo centro. Quindi, per quanto attiene alla determinazione dei siti di applicazione degli elettrodi in modo che le misurazioni siano consistenti rispetto alle condizioni fisiologiche o patologiche del cuore, indipendentemente dall'individuo oggetto delle indagini o dalle condizioni temporali del rilevamento, Einthoven pose gli elettrodi ai vertici di un triangolo equilatero al centro del quale egli situò il cuore. Egli pose il braccio destro come punto BD, il braccio sinistro come punto BS e il punto GS come base dello sterno (processo xifoideo), tale schematizzazione è visibile in figura 2.5. In realtà, anche se la disposizione degli elettrodi non è quella indicata da Einthoven, cioè se l'elettrodo BS venisse applicato sul polso sinistro, il tracciato ottenuto differirebbe assai poco per il fatto che gambe e braccia si comportano come circuiti aperti nei quali non scorre alcuna corrente apprezzabile, pertanto tutto il braccio non è sede di ddp e costituisce perciò una regione equipotenziale.

Il modello definito da Einthoven fornisce 3 derivazioni bipolari, a partire infatti da 3 coppie di elettrodi, ogni coppia è definita da un elettrodo negativo e da uno positivo posti in due punti differenti e tra i quali viene misurata la differenza di potenziale. Se l'elettrodo positivo ha un potenziale maggiore di quello negativo viene misurata una deflessione positiva, viceversa una negativa. La prima coppia genera la derivazione D1 o I, gli elettrodi vengono posizionati sul polso destro (considerato arbitrariamente polo negativo) e sulla caviglia sinistra (considerato arbitrariamente polo positivo).

La seconda derivazione D2 o II registra la ddp tra la seconda coppia di elettrodi posizionati rispettivamente sul polso destro (considerato arbitrariamente polo negativo) e caviglia sinistra (considerato arbitrariamente polo positivo).

Infine, la ddp misurata tra la terza coppia di elettrodi fornisce la terza derivazione D3 o III, gli elettrodi sono posizionati sul polso sinistro (considerato arbitrariamente polo negativo) e sulla caviglia sinistra (considerato arbitrariamente polo positivo).

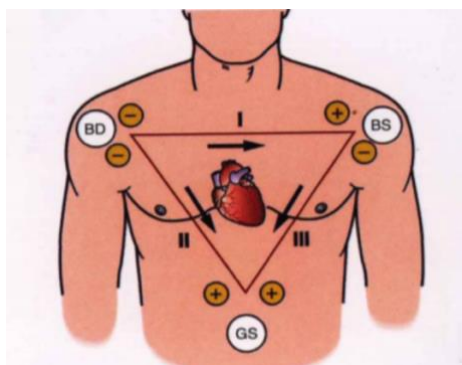


Figura 2.5 Triangolo di Einthoven

Le derivazioni bipolari non sono le uniche utilizzate per eseguire un ECG diagnostico, un altro modo largamente impiegato sfrutta le derivazioni unipolari, in questo caso l'elettrodo positivo è collegato ad uno degli arti mentre quello negativo è connesso ad un terminale centrale che è circa a potenziale zero. Le tre derivazioni sono chiamate:

- Vf: misura la differenza di potenziale tra l'elettrodo posizionato sul piede sinistro e l'elettrodo di riferimento.
- Vr: misura la differenza di potenziale tra l'elettrodo posizionato sul braccio destro e l'elettrodo di riferimento.
- V1: misura la differenza di potenziale tra l'elettrodo posizionato sul braccio sinistro e l'elettrodo di riferimento.

I potenziali così ottenuti vengono amplificati in modo da essere confrontati con quelli ottenuti dalle derivazioni unipolari ottenendo così aVf, aVr, aV1.

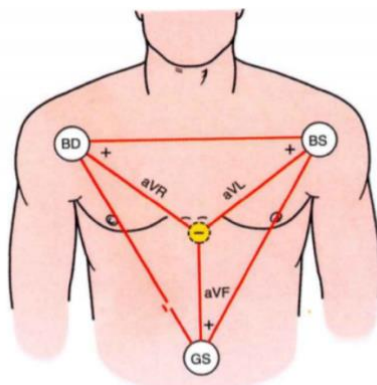


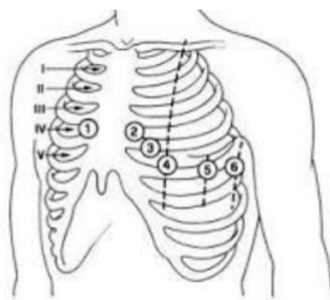
Figura 2.6 Posizionamento elettrodi per derivazioni unipolari degli arti amplificate

Esistono altre 6 derivazioni nel piano orizzontale del torace chiamate derivazioni precordiali. Per avere maggiori informazioni sull'attività cardiaca è necessario avere degli elettrodi che siano abbastanza vicini al cuore, diversamente da quanto succede per le derivazioni unipolari degli arti e bipolari. Inoltre, proprio per la vicinanza degli elettrodi alla superficie cardiaca si possono identificare, in maniera molto precisa, delle lesioni che potrebbero sfuggire utilizzando altre derivazioni. Le derivazioni precordiali utilizzano un elettrodo a potenziale nullo chiamato terminale centrale di Wilson al quale fanno riferimento 6 elettrodi esploranti collocati nella regione toracica. Disponendo del terminale di Wilson, con un elettrodo esplorante si sono valutate le differenze di potenziale rispetto al terminale a potenziale nullo in determinati siti:

1. quarto spazio intercostale a destra del margine sternale;
2. quarto spazio intercostale a sinistra del margine sternale;
3. a metà strada tra i siti 1 e 2;
4. nel quinto spazio intercostale;
5. sulla linea ascellare anteriore allineato con il sito 4;
6. allineato esternamente con i siti 4 e 5;

Tali differenze di potenziale forniscono le derivazioni precordiali e vengono indicate con  $V_1$ ,  $V_2$ ,  $V_3$ ,  $V_4$ ,  $V_5$  e  $V_6$ .

Combinando tra loro le 3 derivazioni bipolari, le derivazioni unipolari degli arti amplificate e le derivazioni precordiali si ottiene un tracciato ECG a 12 derivazioni, questo è dovuto al fatto che ogni derivazione fornisce un punto di vista differente da cui 'guardare' il fenomeno, perciò le morfologie ottenute saranno differenti nelle varie derivazioni al fine di determinare con maggiore accuratezza eventuali situazioni patologiche.



*Figura 2.7 Siti per il posizionamento degli elettrodi per le derivazioni precordiali*

## CAPITOLO 3 : IDENTIFICAZIONE DEI PUNTI CARATTERISTICI ELETTROCARDIOGRAFICI: STATO DELL'ARTE

### 3.1 “Algoritmo di segmentazione automatico a più derivazioni dell’ECG basato sul rilevamento brusco delle variazioni”

[6] Si vuole discutere di un algoritmo il cui scopo è la segmentazione automatica del segnale ECG, il quale è basato sull’elaborazione simultanea di più derivazioni e su test statistici per rivelare i punti caratteristici da segnali ausiliari calcolati dal segnale ECG. Si presume che uno dei due segnali ausiliari abbia variazioni brusche del valor medio, perciò il test statistico utilizzato è il CUSUM test. Per valutarne le performance sono stati utilizzati due database: il QT Database, costituito da registrazioni ECG a 2 derivazioni ed il PTB Diagnostic Database, formato da registrazioni ECG a 15 derivazioni.

Per l’applicazione dell’algoritmo è necessaria una fase preliminare di signal processing per attenuare il rumore sovrapposto all’ECG e per una corretta individuazione delle onde. Ogni derivazione del segnale ECG grezzo viene processata da un filtro passabanda con banda passante compresa tra 0.5 Hz e 80 Hz, per attenuare i rumori a bassa ed alta frequenza. Contemporaneamente si applicano al segnale originale un filtro derivativo per ottenere informazioni riguardo le pendenze del segnale e un filtro smoothing per ridurre l’effetto del rumore scaturito dalla differenziazione. In figura 3.1 è rappresentato lo schema a blocchi per il computo dei segnali ausiliari.

AS2 viene utilizzato per la rilevazione dei picchi R, in questo segnale i rumori a bassa frequenza sono attenuati e il picco R è maggiormente pronunciato rispetto alle altre onde elettrocardiografiche. Questo avviene perché il segnale AS2 è correlato all’accelerazione del segnale ECG, infatti si suppone che l’onda R sia più spigolosa rispetto alle altre onde, per questo motivo AS2 presenta un massimo coincidente con l’istante in cui è presente il picco R, il quale è rivelato mediante l’utilizzo di un’opportuna soglia (fig. 3.2).

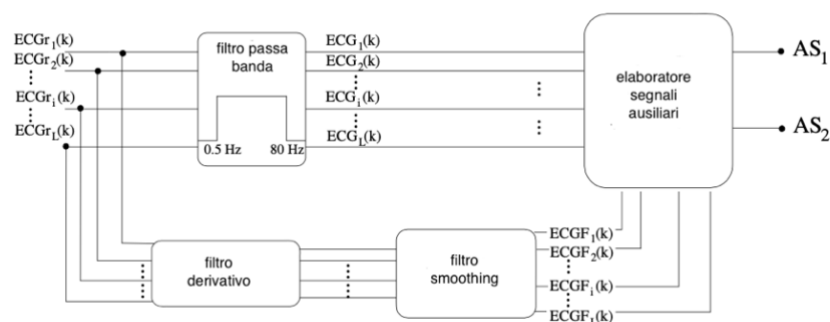


Figura 3.1 schema a blocchi dell’elaborazione del segnale ECG. [6]

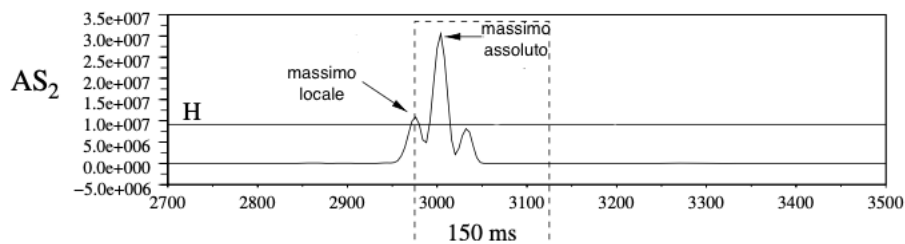


Figura 3.2 Ricerca del massimo assoluto in AS2 mediante la soglia. [6]

AS1 è utilizzato per il rilevamento degli onsets e degli offsets attraverso delle ipotesi statistiche. Prima si applicano al segnale sei finestre di ricerca per effettuare una prima individuazione grossolana dell'inizio e della fine dell'onda P, del complesso QRS e dell'onda T, successivamente si applicano all'interno delle finestre le ipotesi statistiche per l'individuazione delle variazioni del valor medio. Il segnale AS1 è visto come somma del suo valor medio e del rumore a valor medio nullo, si sfruttano le variazioni di valor medio per determinare l'onset delle onde. Una procedura analoga è sfruttata per l'offset, con la differenza che la ricerca dei cambiamenti del valor medio viene effettuata a ritroso. Per entrambi i database utilizzati l'algoritmo individua accuratamente gli istanti significativi dell'ECG. L'algoritmo mostra risultati migliori con il PTB database, questo perché contiene più derivazioni e quindi più informazioni per ricavare gli istanti d'interesse. I vantaggi del metodo sono: non è necessario scegliere la derivazione migliore prima della segmentazione ed è robusto rispetto alla variazione della linea di base per come sono stati definiti i segnali ausiliari e per il CUSUM test. L'algoritmo è stato testato e validato per l'individuazione dell'onda T usando il QT Database, inoltre è stato testato su tracciati ECG a più derivazioni provenienti da pazienti affetti da fibrillazione atriale, nei quali ha rilevato l'onda T e il corrispondente istante anche nei casi in cui quest'ultimo non era ben visibile in nessuna delle derivazioni.

### 3.2 “Un approccio basato sulle derivate per l'estrazione del segmento QT da un segnale digitalizzato ECG”

[7] In questa trattazione si propone un approccio basato sulla derivazione del segnale ECG per estrarne i punti caratteristici e le peculiarità in tempo nell'intervallo QT, essendo la sua valutazione un indicatore di suscettibilità rispetto a certi tipi di tachiaritmia.

L'algoritmo proposto è stato testato con registrazioni ECG sintetiche di 30 s composte da una singola derivazione sia normale che anormale provenienti dal MIT Database.

L'algoritmo in esame è progettato per processare ECG digitali prelevati a 1000 campioni/s, quindi con un periodo di campionamento di 1ms. La prima operazione svolta è il filtraggio dei dati applicando una funzione 'spline', successivamente si effettua la localizzazione dei picchi R. Dal momento che nel complesso QRS sono presenti delle importanti variazioni di pendenza si procede derivando il segnale due volte (fig. 3.3).

Dopo la seconda operazione di derivazione sono visibili solo i punti più acuti del segnale, cercando i massimi ( $y_{1\max}$ ) nel set di dati ottenuto derivando si ricava un indice che potrebbe corrispondere ai punti Q, R o S. Un'ulteriore ricerca viene effettuata tra questi indici applicando una finestra di ricerca di 60 ms per identificare il picco più pronunciato che viene marcato come il picco R più alto ( $R_{\max}$ ). Tutti i picchi nel set di dati con ampiezza superiore al 5% al valore del massimo iniziale ( $y_{1\max}$ ) sono selezionati per la ricerca dei picchi R mediante la finestra temporale, al termine si ottiene il set di punti corrispondenti ai picchi R del segnale.

Il rilevamento del picco e della fine dell'onda Q viene effettuato partendo dalla posizione del picco R e procedendo verso sinistra. La ricerca viene effettuata per trovare: il valore minimo di voltaggio (picco Q) e la fine dell'onda Q; il picco viene identificato cercando il minimo valore di voltaggio a sinistra del picco R, dal punto identificato come picco si attua una finestra di ricerca di 30 ms per trovare il campione avente la minima pendenza media. L'indice di tale campione viene marcato come il punto finale dell'onda Q.

Criteri analoghi vengono utilizzati per determinare la posizione della fine e del picco dell'onda S, tuttavia la finestra di ricerca viene applicata a destra del picco R.

Prima della determinazione del picco dell'onda T viene valutata la direzione dell'onda calcolando la pendenza media nei 100 campioni di segnale che seguono l'offset dell'onda S, se la pendenza è maggiore di zero allora è presente il picco dell'onda T (positivo o negativo). Successivamente viene applicata una finestra di ricerca di 270 ms che si estende tra due offsets dell'onda S per la ricerca di un massimo nel valore del voltaggio. La posizione del massimo cercata in questa porzione di segnale viene presa come indice del picco dell'onda T. La ricerca dei punti di onset e di offset dell'onda T viene fatta cercando i campioni con pendenza media minima a destra e a sinistra del picco.

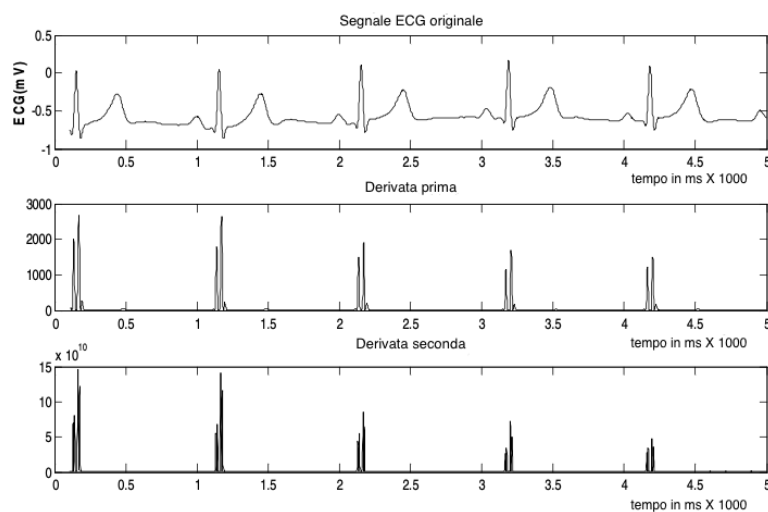


Figura 3.3 operazione di derivazione dell'ECG per determinare i picchi R. [7]



Il rilevamento dei picchi R viene effettuato su 150 segnali derivanti da pazienti normali e su 40 segnali di pazienti patologici. L'algoritmo presenta una sensibilità media del 96%.

Dal momento che i database presentano intervalli R-R di durata differente, l'accuratezza nel rilevamento dei segmenti temporali viene valutata mediante l'uso di un coefficiente di variazione definito come rapporto tra la deviazione standard e il valor medio. La variazione media valutata sui 190 segnali è pari al 0.031.

L'algoritmo descritto fornisce risultati soddisfacenti, tuttavia in alcuni casi per una marcata modulazione della linea di base può succedere che non rilevi alcuni picchi R, tale problematica è risolvibile eliminando questo disturbo e successivamente effettuando la localizzazione. In generale, il metodo descritto può essere utilizzato per identificare e diagnosticare differenti tipologie di anomalie cardiache.

### 3.3 "Estrazione delle caratteristiche in tempo dell'ECG usando la trasformata di Hilbert, soglie variabili e un approccio di rilevazione della pendenza"

[8] Si vuole ora trattare di un algoritmo basato sull'operazione di derivazione e sulla trasformata di Hilbert per il rilevamento di punti caratteristici del segnale ECG. Le performance di questa metodologia sono state testate con due tipi (normali e con infarto miocardico) di registrazioni costituite da 12 derivazioni appartenenti al PTB Diagnosis ECG Database.

La derivata prima è applicata allo "smoothed ECG" fungendo da filtro passa alto: il complesso QRS non viene modificato nel passaggio attraverso tale filtro in quanto caratterizzato da componenti ad alta frequenza, mentre le regioni dell'onda P e dell'onda T, avendo componenti a più bassa frequenza, vengono attenuate. Successivamente viene applicata la trasformata di Hilbert al segnale derivato.

Si procede effettuando una ricerca sul segnale trasformato dei campioni aventi ampiezza massima utilizzando una soglia, i campioni che la eccedono vengono marcati. Dal momento che l'altezza e la morfologia del picco R sono diverse a seconda della derivazione considerata, si applicano soglie differenti, migliorando significativamente l'accuratezza nella rilevazione dei picchi R. Antitrasformando il segnale, i campioni marcati che subiscono delle inversioni di pendenza sono identificati come picchi R.

Sfruttando i picchi R trovati precedentemente si procede ora all'individuazione del picco Q del complesso QRS. Viene effettuata una ricerca nel segnale non trasformato a sinistra del picco R per identificare un punto a pendenza nulla o in cui vi è una variazione di pendenza, trovato un punto che soddisfi una delle due condizioni viene marcato come picco Q. Successivamente a partire dal picco Q il primo punto a pendenza orizzontale viene marcato come onset del complesso QRS.

Il rilevamento del picco S e della fine del complesso QRS vengono effettuati con una metodologia analoga a quella appena descritta tuttavia la ricerca avviene a destra del picco R.

L'identificazione del picco dell'onda T viene attuata sul segnale trasformato con una finestra temporale che si estende tra gli offsets di due complessi QRS consecutivi per la ricerca del campione con ampiezza massima, sempre all'interno di tale intervallo temporale vengono marcati i campioni con ampiezza inferiore al 50% di quella massima. Tra questo set di campioni viene identificato come picco dell'onda T il campione in cui è presente un'inversione di pendenza. Prendendo il picco come riferimento si procede a sinistra e a destra per la ricerca di punti a pendenza orizzontale, i primi identificati vengono marcati rispettivamente come inizio e fine dell'onda T.

Per valutare le performance dell'algoritmo nel rilevamento dei picchi R, sono stati utilizzati due indicatori statistici, la sensibilità (Se) che indica la porzione di eventi avvenuti correttamente individuati e la 'positive predictivity' (PP) che fornisce la porzione di rilevamenti che corrispondono ad eventi accaduti. I risultati derivanti dall'algoritmo dipendono dalla soglia utilizzata, nel caso in esame si hanno valori di Se e di PP pari a 99.81% e 99.93%.

Le novità derivanti da questo approccio risiedono nella sua velocità di elaborazione del segnale ECG, bastano meno di 3 secondi per processare 26343 campioni, il che lo rende adatto per applicazioni in tempo reale.

#### 3.4 "Utilizzo della trasformata Wavelet per la caratterizzazione dell'ECG, una tecnica di signal processing on-line"

[9] L'analisi con la trasformata Wavelet è uno strumento matematico che permette di ottenere una buona stima sia in tempo che in frequenza della localizzazione dei punti caratteristici. L'analisi del segnale a varie risoluzioni è ottenuta decomponendo in funzioni elementari sia nel dominio del tempo che in frequenza.

Per testare le performance della procedura sono stati utilizzati 8 segnali ECG di durata di 30 minuti provenienti da due database standard: il MIT BIH ECG Database, utilizzato per la localizzazione dei complessi QRS e il CSE ECG per il rilevamento degli onsets e degli offsets dell'onda P, del complesso QRS e dell'onda T.

Come prima operazione si effettua il rilevamento del complesso QRS, la quale è basata sul modulo della trasformata Wavelet: i massimi del modulo e gli attraversamenti dell'asse delle ascisse (zero crossings) corrispondono a tratti spigolosi del segnale. Infatti, il complesso QRS è caratterizzato da due massimi con segno opposto tra i quali è presente uno zero crossing (fig. 3.4), che vengono determinati utilizzando delle opportune soglie applicate su diverse scale del segnale. Prima si procede con l'applicazione alla scala  $2^4$  per poi procedere all'applicazione su scale minori ( $2^3$ ,  $2^2$ ,  $2^1$ ), alla fine le posizioni dei massimi individuate nelle varie scale della trasformata vengono marcate.

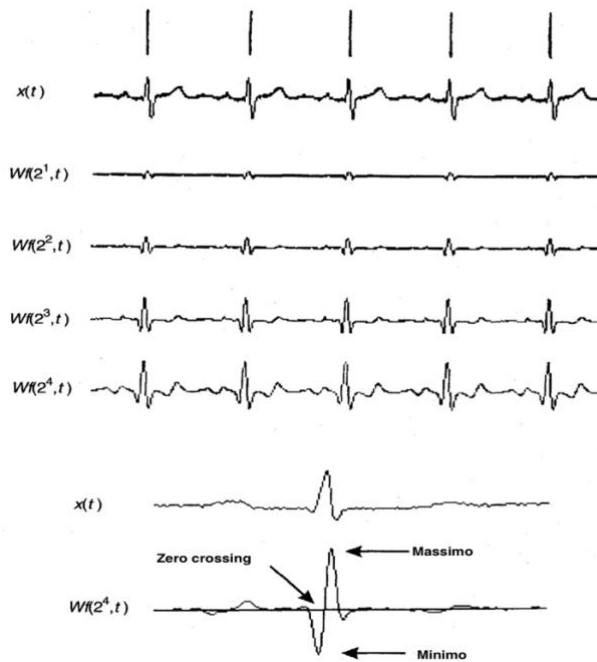


Figura 3.4 trasformata Wavelet del segnale ECG nelle scale  $2^1, 2^2, 2^3, 2^4$ ; ingrandimento massimo, minimo e zero crossing situati nella scala  $2^4$ . [9]

Utilizzando questa strategia si riduce il rumore ad alta frequenza presente sulle scale minori e permette la riduzione del numero di massimi presenti su scale maggiori. In questa rappresentazione del segnale ECG l'onda R corrisponde a una coppia massimo minimo in ciascuna scala e la larghezza del complesso QRS è leggermente inferiore all'intervallo interposto tra due massimi nella scala  $2^1$ , inoltre in accordo con le relazioni derivanti dalla trasformata gli zero crossings in questa scala corrispondono ai picchi R. Inoltre, per aumentare ulteriormente la robustezza dell'algoritmo si utilizza una finestra di refrattarietà di 200ms a partire dal complesso QRS in quanto non possono esserne presenti due consecutivi in tale intervallo temporale, oltretutto se entro un certo limite non si rileva un complesso QRS viene effettuata una ricerca a ritroso abbassando i valori delle soglie. L'onset del complesso viene identificato come l'inizio della coppia di massimi del modulo, mentre l'offset come la fine.

Successivamente si procede con la determinazione dell'onset, dell'offset e della larghezza dell'onda P, per evitare errori nel rilevamento dovuti alla modulazione della linea di base e ad artefatti da movimento si utilizza la scala  $2^3$ . L'onda P consiste generalmente in una coppia di massimi di segno opposto del modulo della trasformata, la ricerca viene effettuata a sinistra dell'onset complesso QRS con una finestra di 200ms. Una volta individuata la coppia di massimi, lo zero crossing interposto tra i due corrisponde al picco dell'onda P, per ricavare l'onset dell'onda P viene effettuata una ricerca a ritroso dal massimo che si trova a sinistra dello zero crossing, la ricerca termina quando si rileva un punto che ha un'ampiezza pari o inferiore al 5 % del massimo, che viene marcato come onset

dell'onda P. Per il rilevamento dell'offset si applica una metodologia analoga, tuttavia la ricerca viene effettuata a seguire il massimo situato a destra dello zero crossing.

L'onda T ha caratteristiche simili all'onda P quindi la rilevazione dei punti caratteristici è analoga a quella descritta per l'onda P, l'unica differenza risiede nel fatto che la ricerca viene effettuata a destra del complesso QRS.

A partire dalle registrazioni ECG fornite dai database i primi 5 minuti di registrazione sono usate come periodo di apprendimento e le valutazioni effettuate partono dal termine di questo intervallo temporale. La sensibilità media nel rilevamento dei complessi QRS è pari al 98.8%. La valutazione delle performance nella localizzazione degli altri punti caratteristici è stata effettuata utilizzando la deviazione standard comparandola ai relativi limiti di accettabilità. Tutti i punti caratteristici presentano una deviazione standard ben al di sotto di tali limiti.

Il vantaggio relativo a questa procedura risiede nel fatto che le principali sorgenti di rumore sovrapposte al segnale in ambiente clinico sono automaticamente eliminate grazie a caratteristiche intrinseche della trasformata.

### 3.5 "individuazione dei punti di riferimento nel segnale ECG usando delle soglie variabili basate su processi iterativi"

[10] In questa trattazione si vuole presentare un metodo efficiente per il rilevamento di punti caratteristici come: la fine delle onde S e T e l'inizio delle onde P e Q; tali punti sono di fondamentale importanza per il calcolo degli intervalli e per diagnosticare eventuali aritmie.

I risultati sono ottenuti applicando l'algoritmo a dodici registrazioni ECG provenienti dal MIT-BTH Database nei quali sono presenti vari tipi di aritmia.

Come primo passaggio si procede all'individuazione dei picchi R, il metodo proposto utilizza l'algoritmo integrato nel pacchetto software del WaveForm Database (WFDB), tuttavia un cambiamento della procedura di individuazione dei picchi R non modifica i risultati ottenuti successivamente. Il secondo punto riguarda la localizzazione dei picchi delle onde P e T, che diventano punti di riferimento salienti (RSP) nell'intervallo di ricerca, il quale si estende tra due picchi R consecutivi. Dal momento che in condizioni fisiologiche generalmente l'ampiezza dei picchi di entrambe le onde è positivo, l'algoritmo processa la derivata prima e seconda entro l'intervallo di ricerca, i punti che hanno derivata prima nulla e mostrano una variazione del segno della derivata seconda vengono selezionati come candidati per essere punti RSP. Tra questo set di punti la probabilità che uno dei punti candidati sia effettivamente un RSP aumenta se la pendenza tra due punti consecutivi è elevata e positiva, i due punti che presentano valori massimi di questi parametri

vengono marcati come RSP (picco onda P e picco onda T). L'individuazione dei punti RSP viene effettuata utilizzando una soglia che varia in modo adattivo ed iterativo in base alla forma d'onda: se la variazione di pendenza di un punto supera tale soglia quest'ultimo viene marcato come candidato RSP; tra questi, concordemente a quanto detto sopra, vengono considerati come RSP i due punti che hanno valori di variazione di pendenza maggiori rispetto alla soglia. A partire dalla posizione dei due RSP si procede alla ricerca dell'onset dell'onda P e dell'onda Q e dell'offset dell'onda S e dell'onda T. L'algoritmo presenta tre differenti approcci a seconda del numero di RSP individuati, nella figura 3.5 è presentato lo schema a blocchi di tale procedura. I primi blocchi mostrano tre diversi metodi nel rilevamento del picco dell'onda P e dell'onda T, la scelta tra questi dipende dal numero di RSP localizzati. La sequenza di blocchi centrali riguarda l'elaborazione di segnali ECG fisiologicamente normali, nel blocco superiore invece è assunto che non sia presente l'onda P e per tale motivo viene rilevato solo l'offset dell'onda T. Inoltre, l'algoritmo assume che in un battito sia presente una contrazione atriale prematura (PVC) se l'intervallo RR corrente si discosta significativamente da quello precedente. Il blocco situato in basso viene eseguito se sono presenti problematiche atriali (PVC), rumore o errori nella localizzazione delle posizioni dei picchi R. Infine, il blocco di rilevamento dell'offset dell'onda S e dell'onset dell'onda Q è comune a tutte le procedure, in generale gli errori che possono insorgere nel rilevamento dei 2 punti sopracitati possono minimizzati riducendo la finestra di ricerca tra due picchi consecutivi.

Per valutare le performance dell'algoritmo i punti salienti del tracciato ECG sono marcati manualmente mediante l'utilizzo di un opportuno software. Le percentuali di punti caratteristici non rilevati dall'algoritmo sono: 0.17%, 0.04%, 0.07% e 0.71% rispettivamente per l'onset dell'onda P, onset dell'onda Q, offset dell'onda S e offset dell'onda T; le performance di tale algoritmo sono in linea con quelle di algoritmi di segmentazione standard e ne permettono l'utilizzo per diagnosticare aritmie anche nel caso in cui ci siano delle variazioni morfologiche del segnale ECG.

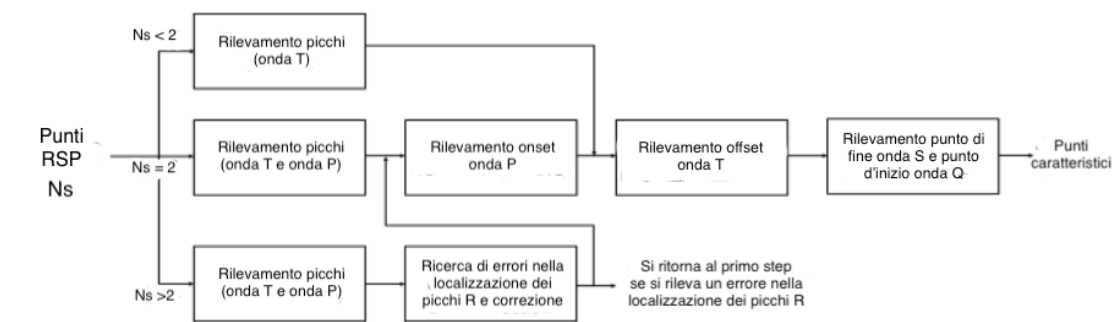


Figura 3.5 Schema a blocchi della procedura di individuazione dei punti caratteristici in relazione al numero di RSP (Ns) [10]

### 3.6 “Delineatore ECG basato sulla trasformata Wavelet: valutazione su database standard”

[11] La trasformata Wavelet fornisce una descrizione del segnale nel dominio del tempo consentendo la rappresentazione delle caratteristiche temporali a differenti risoluzioni; oltretutto, è uno strumento adatto per analizzare il segnale ECG, il quale è caratterizzato da un’occorrenza ciclica di pattern con contenuto in frequenza differente (complesso QRS, onda P e onda T). Inoltre, il rumore e gli artefatti riguardanti il segnale ECG sono eliminati quando si applica la “discrete wavelet transform” (DWT). Per la validazione di questo algoritmo sono stati utilizzati dei database standard o comunque facilmente reperibili, come il MIT-BIH Arrhythmia database (MITDB), il QT Database (QTDB), il database europeo ST-T (EDB) ed il data-set 3 del CSE, il quale è un database a più derivazioni (CSEDB).

Nell’approccio presentato l’algoritmo viene applicato all’ECG digitalizzato senza filtrare il segnale, in quanto applicando la DWT implicitamente si sta anche effettuando un filtraggio nel dominio della frequenza, rendendo tale approccio applicabile anche ad ECG grezzi.

In figura 3.7 sono presenti diverse onde simulate simili a quelle presenti in un ECG, rappresentate nelle prime cinque scale della DWT. Nel tracciato (a) si nota come un’onda monofasica produce un massimo e un minimo in ogni scala, tra i quali è interposto un attraversamento dell’asse dei tempi (zero crossing): tutti i cambiamenti bruschi della pendenza, ovvero un segnale spigoloso, sono caratterizzati da questa morfologia. Nell’onda (b) che simula un complesso QRS è apprezzabile che i picchi dell’onda Q e dell’onda S sono associati a zero crossing nelle scale  $2^1$  e  $2^2$ . Onde con morfologia simile all’onda P o T hanno componenti principalmente nelle scale  $2^4$  e  $2^5$ , dove gli artefatti producono massimi o minimi isolati che possono essere facilmente non considerati.

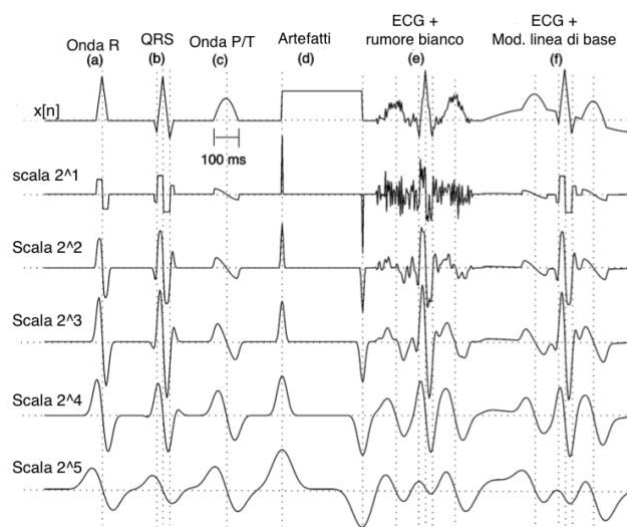


Figura 3.7 Rappresentazione di onde simulate simili a quelle presenti in un ECG nelle prima cinque scale della Trasformata Wavelet [11]

Come prima operazione si procede all'identificazione dei complessi QRS, si opera una ricerca di massimi nel modulo della trasformata che eccedano 4 soglie applicate dalla scala  $2^1$  alla  $2^4$ . Successivamente si procede scartando tutti i massimi isolati e ridondanti e marcando come QRS lo zero crossing alla scala  $2^1$  posto tra un massimo e un minimo. Una delle novità apportate da tale approccio risiede nell'identificazione delle singole onde costituenti il complesso QRS, l'algoritmo inizia la ricerca dalla posizione del complesso QRS che deve essere affiancata da una coppia di massimi con segno opposto nella scala  $2^2$ , per considerare un massimo (positivo o negativo) significativo deve superare una soglia. Gli zero crossing interposti tra pendenze significative nella scala  $2^1$  vengono considerati come picchi delle onde e elaborati a seconda del segno e della sequenza di massimi. L'algoritmo considera tutte le morfologie possibili del complesso QRS anche quando è costituito da meno di tre onde.

L'onset del complesso QRS è collocato a sinistra della prima variazione significativa di pendenza del complesso, la quale è associata a un massimo del modulo della trasformata. Come prima operazione quindi si determina il primo campione associato a un picco del complesso QRS ( $n_{\text{first}}$ ), successivamente si sceglie un set di punti seguendo due criteri: si ricerca il campione il cui modulo della trasformata è inferiore ad una soglia e contestualmente si cerca un minimo nella trasformata collocato prima di  $n_{\text{first}}$ . Infine, il campione più vicino al complesso che soddisfa le due condizioni sopracitate viene marcato come onset. La procedura per l'identificazione dell'offset è analoga a quella applicata per l'onset, con la differenza che la finestra di applicazione è collocata a destra del complesso.

Il processo di identificazione e delineazione dell'onda T è costituito dai seguenti passaggi: inizialmente si definisce una finestra di ricerca per ogni battito basata sulla posizione del complesso QRS e sull'intervallo RR. All'interno di questa finestra si cercano i massimi del modulo della trasformata, se almeno due superano una soglia si considera la presenza di un'onda T. In questo caso, il massimo locale avente un'ampiezza maggiore di un'altra soglia viene correlato alla pendenza dell'onda. In relazione al numero e alla polarità dei massimi, si assegnano sei possibili morfologie dell'onda T: positiva (+), negativa (-), bifasica (+/- o -/+), solo verso l'alto e solo verso il basso.

L'algoritmo utilizzato per l'onda P è simile a quello usato per l'onda T, si utilizzano una finestra di ricerca dipendente dall'intervallo RR e delle soglie opportunamente modificate. Per l'onda P esistono quattro morfologie: positiva (+), negativa (-) e bifasica (+/- e -/+).

Le performance di rilevamento del complesso QRS sono state valutate usando il MITDB, il QTDB e l'EDB. Molti degli algoritmi sono stati testati sull'MTDB, i quali considerano i primi 5 minuti di registrazione come periodo di apprendimento, dato che l'algoritmo descritto non prevede questa fase

tutto il segnale è stato considerato come oggetto di ricerca. I risultati ottenuti sono  $Se = 99.84\%$  e  $PP = 99.70\%$ , che sono comparabili con quelli ottenuti da altri tre algoritmi basati sulla trasformata Wavelet. Successivamente si sono valutate le performance del delineatore in esame sull'EDB ottenendo una  $Se$  pari a  $99.84\%$  e una  $PP$  pari al  $99.70\%$ , in generale sui 3 set di dati i risultati statistici sono  $Se = 99.84\%$  e una  $PP = 99.73\%$  ottenuti su più di 974042 battiti.

Le performance di delineazione delle onde sono state valutate utilizzando il QTDB mostrando che l'algoritmo rileva con una ottima sensibilità le onde T e P in relazione alle annotazioni effettuate dai cardiologi ( $Se = 98.97\%$  per l'onda P e una  $Se = 99.77\%$  per l'onda T), inoltre la delineazione delle onde avviene effettuando errori che sono pari o minori ad un campione (4ms).

Confrontando i risultati ottenuti con quelli relativi ad altri approcci si ricava che l'algoritmo trattato ha delle performance chiaramente migliori nella delineazione dell'onda T, soprattutto nel rilevamento dell'offset in cui la deviazione standard dell'errore è ridotta di un terzo. I risultati ottenuti negli altri punti sono piuttosto simili.

In conclusione, l'algoritmo presentato fornisce una delineazione precisa ed accurata del segnale ECG, con performance al di sopra di altri algoritmi.

### 3.7 conclusioni

Sono stati appena presentati sei diverse tipologie di algoritmi di segmentazione del segnale ECG basati su diversi approcci. L'identificazione affidabile dei punti e degli intervalli caratteristici ha un ruolo chiave nell'aumento della qualità della diagnosi clinica, soprattutto nei casi in cui le condizioni patologiche non causano variazioni morfologiche o temporali significative. Di seguito nella tabella 3.1 si riassumono le peculiarità dei sei algoritmi identificati.



Algoritmo	Landmarks identificati	Database	Metodo utilizzato	Risultati
3.1	Onset/offset/picco QRS Onsets/offsets P, T	QT, PTB	Rilevamento brusco delle variazioni	N.D.
3.2	Onsets/offsets/Picco QRS, T	MIT-PTB	Basato sulle derivate	Sensibilità Picco R= 96%
3.3	Onsets/offsets/picco QRS, T	MIT	Trasformata di Hilbert, soglie variabili e inversioni di pendenza	Sensibilità=99.81%
3.4	Onsets/offsets/picco P, QRS, T	MIT-BIH CSE	Trasformata Wavelet	Sensibilità =98.8%
3.5	Onsets/offsets/picco QRS Onset/picco P Offset/picco T	MIT-BIH	Soglie variabili basate su processi iterativi	Sensibilità: onset P = 99.83% onset Q = 99.96% offset S = 99.93% offset T = 99.29%
3.6	Onsets/offsets/picco QRS Presenza/picco/polarità P, T	MIT, QT, EDB CSEDB	Trasformata Wavelet	Sensibilità: QRS = 99.66% T = 99.77% P = 98.87%

Tab. 3.1 Tabella riassuntiva dei sei algoritmi di segmentazione [6] [7] [8] [9] [10] [11]

## **CAPITOLO 4: IDENTIFICAZIONE DEI PUNTI CARATTERISTICI ELETTROCARDIOGRAFICI**

### 4.1 Database

Le Misurazioni dell'ampiezza e degli intervalli caratteristici del segnale ECG sono di fondamentale importanza per poter rilevare variazioni patologiche della conduzione elettrica cardiaca, del ritmo e per diagnosticare eventuali danni al tessuto miocardico. Lo sviluppo di algoritmi automatici per l'individuazione di tali anomalie è stato ostacolato dalla mancanza di database standardizzati, che contenessero un numero sufficientemente elevato di annotazioni effettuate manualmente. Si è cercato di risolvere tale problematica creando un database contenente le suddette annotazioni, il QT Database. Gli ECG scelti per formare tale Database contengono svariate morfologie del complesso QRS, del segmento ST e dell'onda T, così da permettere di testare gli algoritmi con una variabilità che rispecchi quella reale. Le registrazioni in primis sono state scelte da database esistenti: il MIT-BIH Arrhythmia Database, l'European Society of Cardiology ST-T Database e altri database prelevati al Boston's Beth Israel Deaconess Medical Center. Le registrazioni supplementari sono state inserite per rappresentare gli estremi fisio-patologici del cuore, le quali provengono da tracciati Holter di pazienti deceduti a causa di morte cardiaca improvvisa e da pazienti senza patologie cardiache.

Il Database contiene 105 estratti di registrazioni ECG della durata di 15 minuti a due canali campionate a 250 Hz, i quali sono stati scelti per evitare una eccessiva modulazione della linea di base o altri artefatti. All'interno di ogni tracciato sono presenti dai 30 ai 100 battiti annotati manualmente da diversi cardiologi che hanno identificato: l'inizio, il picco e la fine dell'onda P, l'inizio e la fine del complesso QRS (la rilevazione del picco R è stata effettuata da un rilevatore automatico), il picco e la fine dell'onda T e il picco e la fine dell'onda U. Per permettere lo studio delle variazioni tra due battiti consecutivi, quando possibile, sono stati annotati 30 battiti consecutivi della morfologia dominante. Nelle registrazioni aventi una variabilità significativa nella forma del complesso QRS, sono stati annotati fino a 20 battiti della morfologia dominante e altrettanti di quella non dominante.

I battiti sono stati segnati negli ultimi 5 minuti di registrazione, questo per permettere agli algoritmi di utilizzare i primi di 10 minuti come periodo di apprendimento. In totale sono stati annotati 3622 battiti, una volta inserite le annotazioni queste sono state ricontrollate per eliminare eventuali errori grossolani, in ogni caso il posizionamento definitivo è stato lasciato ad annotatori particolarmente esperti.

Le registrazioni sono fornite con un format analogo a quello utilizzato nel MIT-BIH Database, le quali hanno dei nomi nella forma 'selnnnn' dove 'nnnn' è il nome della registrazione nel database di

provenienza. Ogni registrazione contiene diversi file: uno contenente il segnale, uno contenente la descrizione del formato del segnale e diversi contenenti le annotazioni.

Infine, le annotazioni sono state poste sul segnale da due esperti utilizzando il software 'WAVE', entrambi hanno marcato i punti caratteristici dell'onda generando due file contenenti le annotazioni manuali.

#### 4.2.1 Pre-elaborazione dei dati

La prima operazione svolta è stata quella acquisire il segnale sfruttando la posizione della prima e l'ultima annotazione fornita dal QT Database, le quali comprendono solo una porzione del segnale. Successivamente il tracciato è stato processato con un filtro Butterworth passa banda del sesto ordine con banda passante compresa tra 0.7 Hz e 40 Hz, allo scopo eliminare il rumore in alta e bassa frequenza (inspessimento del segnale e modulazione della base-line).

Per l'acquisizione delle annotazioni è stato necessario inserirle in una tabella al fine di poter prelevare solo la posizione in campioni dei punti caratteristici e la loro tipologia (fig. 4.1), il posizionamento sul segnale precedentemente acquisito è stato svolto mediante l'identificazione della tipologia di annotazione (onset onda P, picco onda P, offset onda P, onset QRS, picco R, offset QRS, picco T e offset T) e procedendo all'allocazione in un vettore della posizione della stessa. I primi punti ad essere identificati sono stati i picchi delle onde e successivamente l'onset e l'offset, sfruttando il fatto che nel file contenente le annotazioni i due punti citati precedono e seguono rispettivamente i picchi delle onde.

Al termine di questa procedura si ottengono tanti vettori quanti sono le tipologie di punti presenti nel file delle annotazioni, contenenti la posizione espressa in campioni dei punti caratteristici del segnale. In seguito, si è effettuato il posizionamento dei punti ottenuti dalle annotazioni sul segnale, come si può apprezzare dalla figura 4.2 il risultato ottenuto non è soddisfacente, in quanto in alcuni battiti è presente una marcata discrepanza tra il punto annotato e quello reale.

Tempo	Campioni	tipo	sub	canale	numero
10:01.088	150272	(	0	0	0
10:01.160	150290	p	0	0	0
10:01.188	150297	)	0	0	0
10:01.264	150316	(	0	0	1
10:01.320	150330	N	0	0	1
10:01.336	150334	)	0	0	1
10:01.576	150394	t	0	0	0
10:01.676	150419	)	0	0	2

Figura 4.1 Formato delle annotazioni

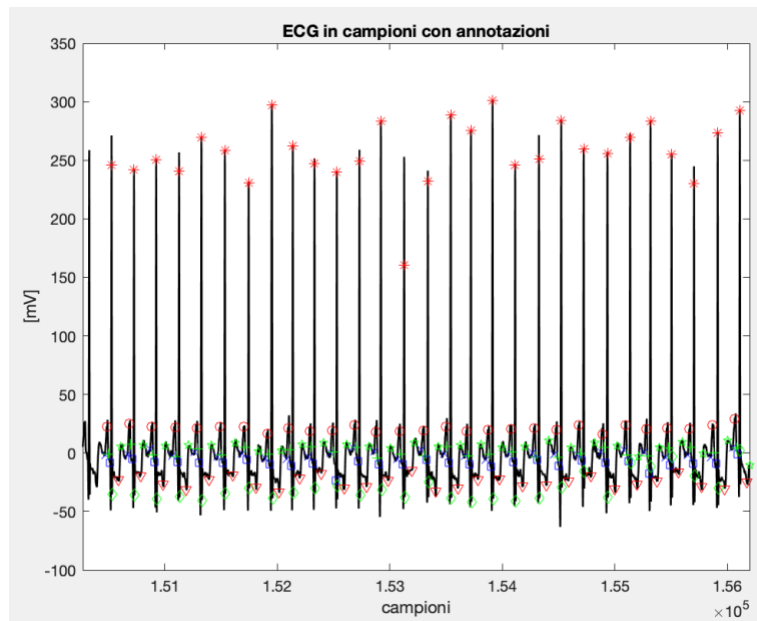


Figura 4.2 Annotazioni del QT Database senza correzione

Per risolvere tale problematica è stata necessaria una procedura di correzione, la quale per ogni battito sfruttando la posizione del picco R fornita dalle annotazioni, seleziona un intorno circolare avente per raggio otto campioni e ivi effettua una ricerca del massimo del segnale, il quale corrisponderà sicuramente al picco R.

Ottenuta la posizione del picco R reale si traslano anche tutti gli altri punti del battito di un valore pari alla distanza tra il punto annotato e quello calcolato, dato che questa operazione non è necessaria per tutti i battiti viene effettuata solo nel caso in cui la cui distanza è diversa da zero.

Il risultato della procedura sopra descritta è mostrato in figura 4.3.

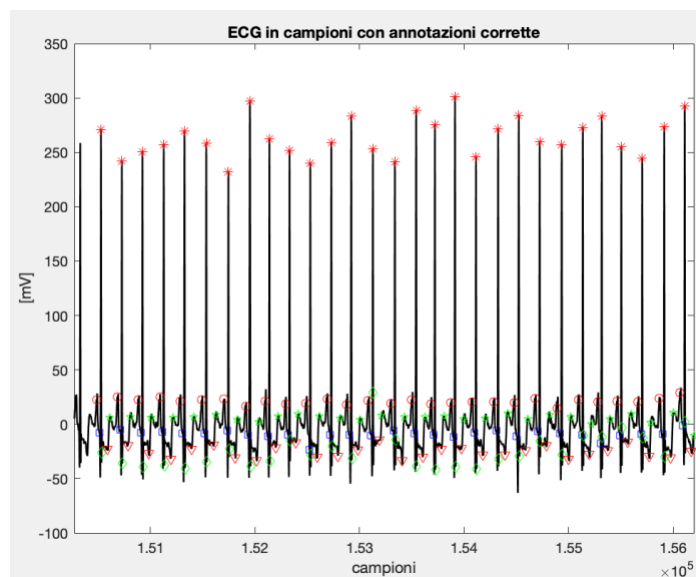


Figura 4.3 Annotazioni del QT Database a seguito della procedura di correzione

#### 4.2.2 Descrizione algoritmo

Una volta effettuata la preelaborazione si ottiene il segnale sul quale sono correttamente applicate le annotazioni, successivamente si è applicato l'algoritmo "compute landmarks", al quale si è fornito per ogni battito una finestra temporale centrata sulla posizione del picco R corretta e che si estende: 250 ms prima e 450 ms dopo il picco; in particolare l'algoritmo identifica i seguenti punti caratteristici:

1. picco onda P, identificato come massimo assoluto presente a sinistra del picco R;
2. picco R, in questa applicazione il picco R era fornito in ingresso e quindi non è stato necessario effettuare la ricerca mediante l'algoritmo, ad ogni modo la sua identificazione viene effettuata come ricerca del massimo assoluto in tutto il battito;
3. picco onda T, identificato come il massimo assoluto presente a destra del picco R;
4. onset complesso QRS, identificato come il punto nel quale il segnale derivato cambia segno per la penultima volta prima del picco R;
5. offset complesso QRS, localizzato come la posizione del punto in cui il segnale derivato cambia segno per la seconda volta dopo il picco R;
6. offset onda T, riconosciuto come il punto in cui il segnale derivato cambia segno per la prima volta dopo il picco dell'onda T.

#### 4.2.3 Statistica

Successivamente alla procedura di applicazione dell'algoritmo si è effettuata la valutazione statistica dei risultati ottenuti in relazione a quelli delle annotazioni corrette.

Come prima operazione in questa porzione di codice si è calcolato l'errore, il quale è ottenuto come differenza tra la posizione del punto fornito dalle annotazioni e quella ottenuta dall'algoritmo, tale operazione è stata svolta per tutte le tipologie di punti identificate dall'algoritmo.

Una volta ottenuti gli errori espressi in campioni si è calcolato l'errore medio e la deviazione standard dei punti espressi in ms.

### 4.3 Risultati

Di seguito nelle tabelle 4.1 e 4.2 si riportano i dati relativi agli errori medi e alle deviazioni standard riferite a più segnali ottenuti dal QT Database, tutti i segnali analizzati sono segnali che non presentano forme patologiche del ritmo cardiaco o della conduzione.

Segnali	Numero battiti annotati	Errore medio picco onda P (ms)	Errore Medio onset QRS (ms)	Errore medio offset QRS (ms)	Errore medio picco onda T (ms)	Errore medio offset onda T [ms]
Sel 100 ML II	30	-22	-3	-11	-53	-6
Sel 100 V5	30	-9	9	5	3	19
Sel 213 ML II	71	32	-16	-14	-32	-37
Sel 213 V1	71	1	6	2	-86	-80
Sel 114 MLII	50	-46	-13	12	-77	-150
Sel 114 V5	50	-115	-53	-12	-15	-8
Sel 233 MLII	30	-4	7	1	-24	-21
Sel233 V1	30	42	35	17	16	21
Sel811 ECG1	30	-13	12	-3	-14	-21
Sel811 ECG2	30	39	24	3	13	54
Sel 820 ECG1	30	-4	2	-11	57	115
Sel 820 ECG2	30	28	19	-12	18	44

Sel 853						
ECG1	30	0	16	25	3	13
Sel 853						
ECG 2	30	59	32	28	30	13
Sel 871						
ECG1	71	17	-10	-1	-14	-13
Sel 871						
ECG2	71	-87	-12	11	-46	-50
Sel 873						
ECG1	33	-50	2	-7	-8	-15
Sel 873						
ECG2	33	12	11	3	-64	-83
Sel 883						
ECG1	30	-4	-3	-3	-12	-19
Sel 883						
ECG2	30	12	35	5	27	48
Sele 0104						
D3	30	-24	-26	-28	11	125
Sele 0104						
D4	30	-1	0	-7	3	99
Sele 0110						
V3	30	29	20	12	29	28
Sele 0110						
D3	30	22	27	3	20	23

Tabella 4.1 Errori medi dei punti caratteristici del segnale ECG

Segnali	Numero battiti annotati	Deviazione standard picco onda P (ms)	Deviazione standard onset QRS (ms)	Deviazione standard offset QRS (ms)	Deviazione standard picco onda T (ms)	Deviazione standard offset onda T (ms)
Sel 100 MLII	30	10	9	5	55	51
Sel 100 V5	30	7	8	4	7	30
Sel 213 ML II	71	61	17	17	53	80
Sel 213 V1	71	48	46	30	-80	-68
Sel 114 MLII	50	66	10	11	71	90
Sel 114 V5	50	86	36	27	19	40
Sel 233 MLII	30	9	8	14	63	54
Sel 233 V1	30	11	10	10	11	31
Sel 811 ECG1	30	9	15	10	9	21
Sel 811 ECG2	30	9	25	11	9	21
Sel 820 ECG1	30	12	8	9	25	44
Sel 820 ECG2	30	19	13	9	11	45
Sel 853 ECG1	30	7	6	7	7	33
Sel 853 ECG2	30	51	14	7	10	49



Sel 871 ECG1	71	7	6	10	9	29
Sel 871 ECG2	71	36	6	6	15	59
Sel 873 ECG1	33	21	8	7	7	25
Sel 873 ECG2	33	41	18	7	24	66
Sel 883 ECG1	30	14	8	6	7	21
Sel 883 ECG2	30	33	27	25	26	44
Sele 0104 D3	30	4	6	5	30	76
Sele 0104 D4	30	4	5	6	28	70
Sele 0110 V3	30	34	11	7	9	29
Sele 0110 D3	30	5	6	6	8	35

*Tabella 4.2 Deviazioni standard dei punti caratteristici del segnale ECG*

Di seguito si riportano le tabelle contenenti la media e la deviazione standard complessive per ogni punto caratteristico considerato precedentemente, le quali sono espresse come:

errore medio  $\pm$  deviazione standard

Battiti totali	Picco onda P (ms)	Onset QRS (ms)	Offset QRS (ms)	Picco onda T (ms)	Offset onda T (ms)
542	-3 $\pm$ 23	4 $\pm$ 10	0 $\pm$ 7	-9 $\pm$ 28	4 $\pm$ 30

*Tabella 4.3 tabella medie e deviazioni standard complessive dei punti identificati*

Infine, di seguito si riportano 2 battiti del segnale Sel100 MLII (seconda derivazione) sul quale sono presenti le posizioni dei punti caratteristici fornite dalle annotazioni e quelle ottenute dall'applicazione dell' algoritmo "compute landmarks".

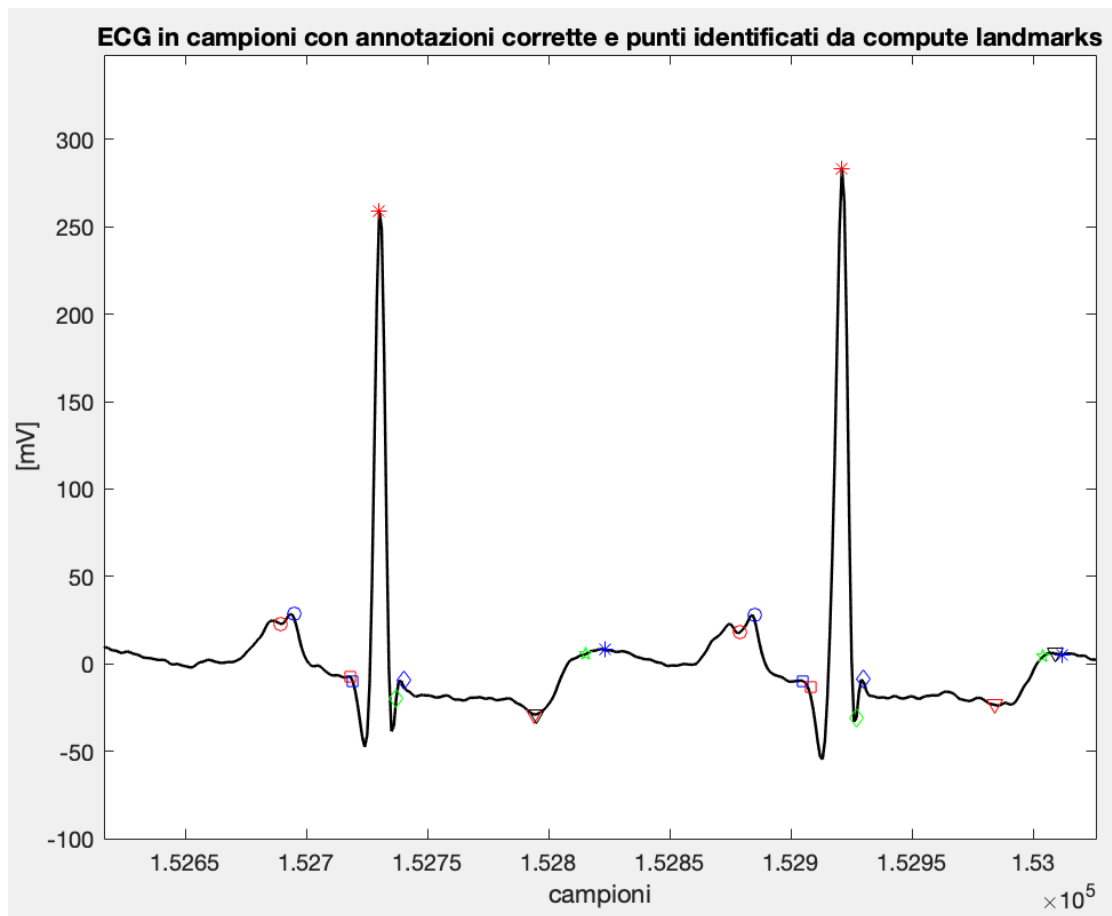


Figura 4.4

#### 4.4 Discussione

Si è appena trattata la procedura di valutazione delle performance dell'algoritmo di identificazione e segmentazione "compute landmarks", si è cercato di fornire all'algoritmo segnali ricavati da derivazioni differenti e con un numero di battiti annotati variabile, questo per porre l'algoritmo in diverse condizioni di lavoro.

Si può notare dai risultati ottenuti comparando i punti rilevati dall'algoritmo e le annotazioni fornite con il segnale che le performance di individuazione risultano essere soddisfacenti relativamente al complesso QRS (onset e offset), il quale è la porzione di battito più facile da segmentare stante la sua morfologia caratterizzata da variazioni di pendenza molto accentuate. Tra i punti caratteristici individuati dall'algoritmo in esame è presente il picco dell'onda P, questo punto viene rilevato con performance che variano significativamente in relazione a due fattori differenti: derivazione del segnale e numero di battiti; infatti, con il variare della derivazione si assiste ad una variazione della morfologia dell'onda P che può comportare una diminuzione delle performance di individuazione, inoltre nella maggior parte dei casi in cui si ha un numero maggiore di battiti si osserva un aumento della deviazione standard e dell'errore medio.

Infine, gli ultimi due punti individuati dall'algoritmo sono il picco e l'offset dell'onda T, si osserva dai risultati ottenuti che la rilevazione di quest'ultimi per alcuni segnali non è in linea con gli altri punti caratteristici appena citati, questo è dovuto al fatto che l'onda T presenta una morfologia che rende difficoltosa la corretta individuazione di tali punti, infatti le variazioni di pendenza sono minori e in generale la sua forma risulta essere piuttosto smussata, dunque la rilevazione dei punti caratteristici relativi a questa porzione di segnale può essere sottoposta ad un'operazione di miglioramento, inoltre la segmentazione dell'onda T è costante oggetto di ricerca anche per l'importanza fisiologica di questa porzione di segnale.

## CONCLUSIONE

Lo scopo principale di questo elaborato è stato quello di valutare le performance l'algoritmo "compute landmarks" e di presentare una serie di metodi, i quali effettuino l'individuazione e la segmentazione automatica del segnale elettrocardiografico, in tale ambito si è cercato di fornire metodi caratterizzati da approcci diversi e conseguentemente da risultati differenti, nonché la possibilità di utilizzarli in analisi in tempo reale del segnale ECG. Inoltre, i metodi si distinguono ulteriormente in quelli che necessitano di passaggi di filtraggio del segnale e quelli che invece per caratteristiche intrinseche agli stessi non necessitano tale operazione. Si è osservato che nei metodi selezionati la presentazione dei risultati non è sempre chiara, infatti si forniscono i parametri per la valutazione delle performance dell'algoritmo, i quali però non sono forniti per tutti i punti caratteristici rilevati dallo stesso limitando l'interpretabilità dei risultati.

Infine, sviluppi futuri riguarderanno sicuramente la corretta segmentazione dell'onda T, porzione di segnale che pone non poche sfide, ma che risulta essere di fondamentale importanza anche solo per il calcolo della durata temporale del segmento ST, anch'esso oggetto di ricerca in quanto soggetto a variazioni minime che sarebbero valutabili avendo a disposizione una segmentazione affidabile della parte di segnale sopracitata.



## BIBLIOGRAFIA

- [1] Kenneth S. Saladin, Raffaele de Caro. *Anatomia umana*. Piccin, 2017, seconda edizione italiana sulla quinta americana
- [2] Luca Mainardi, Paolo Ravazzani. *Principi di bioelettricità e bioelettromagnetismo*. Pàtron Editore, 2014, ristampa della prima edizione (2011)
- [3] Fiorenzo Conti. *Fisiologia medica*. Edi-Ermes, 2020, terza edizione.
- [4] Silverthorn D.U. *Fisiologia umana*. Pearson Italia, 2010, quinta edizione.
- [5] Francesco P. Branca. *Fondamenti di ingegneria clinica vol. 1*. Springer Verlag, 2000
- [6] Alfredo Illanes-Manriquez. *An automatic multi-lead electrocardiogram segmentation algorithm Based on abrupt change detection*. 32nd Annual international Conference of the IEEE EMBS (2010), pages 2334-2337.
- [7] R.Gupta, M.Mitra, K.Mondal, S.Bhowmick. *A derivative-based approach for QT-segment feature extraction in digitized ECG record*. Second International Conference on Emerging Application of Information Technology (2011), pages 63-66.
- [8] S.K.Mukhopadhyay, M.Mitra, S.Mitra. *Time Plane ECG Feature Extraction Using Hilbert Transform, Variable Threshold And Slope Reversal Approach*. International Conference on Communication and Industrial Application (2011).
- [9] J.S. Sahambi, S.N. Tandori, R.K.P Bhatt. *Using Wavelet Transforms for ECG Characterization*. IEEE Engineering in Medicine and Biology (1997), pages 77-83.
- [10] Wonjune Kang, Kyunguen Byun, Hong-Goo Kang. *Detection of Fiducial Points in ECG Waves using Iteration based Adaptive Thresholds*. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (2015), pages 2721-2724.
- [11] Juan Pablo Martinez, Rute Almeida, Salvador Olmos, Ana Paula Rocha, Pablo Laguna. *A*

*Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases.* IEEE Transaction on Biomedical Engineering (2004). Vol. 51 pages 570-581.

[12] <https://physionet.org>

[13] Daniele Marinucci, Agnese Sbrollini, Ilaria Marcantoni, Micaela Morettini, Cees A. Swenne, Laura Burattini. *Artificial neural network for atrial fibrillation identification in portable devices.* MDPI (2020).

## **RINGRAZIAMENTI**

Ringrazio la professoressa Laura Burattini per avermi permesso di svolgere il lavoro di tesi presso l'Università Politecnica Delle Marche.

Ringrazio la dottoressa Agnese Sbröllini per avermi seguito con dedizione e costanza durante tutto lo svolgimento del lavoro.

Ringrazio mia madre e mio padre per tutti i sacrifici fatti e che farete per me, per tutto il supporto e la vicinanza che mi avete mostrato durante tutto il percorso di studi.

Ringrazio i miei nonni e tutta la mia famiglia per il calore e la vicinanza e per essere riusciti ad alleviare anche i momenti più bui.

Ringrazio la mia ragazza Alice per avermi sempre sostenuto e per essermi stata vicina negli alti e bassi che contraddistinguono questo percorso, per aver sempre creduto in me e per avermi sempre spronato ad osare.

Ringrazio tutti i miei amici, troppi da menzionare, la vostra costante presenza ha sempre strappato in me un sorriso e un momento di leggerezza. Grazie per tutti i consigli che mi avete dato, per la motivazione e per le serate spensierate.