UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

Studio di tracciati accelerometrici per la valutazione della variabilità della frequenza cardiaca

Study of accelerometric tracings for the evaluation of heart rate variability

Relatore: Prof.

Ennio Gambi

Tesi di Laurea di:

Martina Greco

A.A. 2019/2020

Indice

Introduzione

Capitolo I Il segnale ballistocardiografico (BCG)

1.1 Cenni di fisiologia dell'apparato cardiocircolatorio

1.2 Significato fisico del segnale

1.3 Anamento caratteristico del segnale BCG

Capitolo II Il sensore Murata SCA11H

2.1 Caratteristiche tecniche del sensore

2.2 Posizionamento

2.3 Configurazione e calibrazione

Il sensore Polar H10

2.4 Modalità d'uso

Capitolo III Analisi del segnale BCG

3.1 Frequenza e periodo cardiaco

3.2 Frequenza e periodo respiratorio

Capitolo IV Variabilità della frequenza cardiaca in diverse situazioni

4.1 Cosa s'intende per HRV

4.2 Il ruolo della frequenza cardiaca sotto sforzo

4.2.1 Prova sotto sforzo e valutazione del segnale acquisito con sensore Murata e Polar H10

4.3 Il ruolo della frequenza cardiaca durante la notte e classificazione delle fasi del sonno

4.3.1 Valutazione del segnale acquisito con sensore Murata e Polar H10 durante la notte

Conclusioni

Bibliografia

INTRODUZIONE

La telemedicina è l'insieme di tecniche mediche ed informatiche che permettono la cura di un paziente a distanza o più in generale di fornire servizi sanitari a distanza.

Tale tecnica prevede inoltre l'educazione dei pazienti e del personale, utilizzando sistemi che consentano un pronto accesso alla consulenza di esperti ed alle informazioni del paziente, indipendentemente da dove il paziente o le informazioni risiedano.

Gli obiettivi della telemedicina sono:

- *Servizio in aree non raggiungibili*: necessità di fornire un sevizio sanitario in aree scarsamente abitate, case di reclusione o comunità isolate.
- *Servizio a pazienti disagiati o cronici*: si andrebbe ad evitare non solo al paziente (in tal caso anziani, disabili o malati terminali) e al medico di dover uscire ma, grazie al telemonitoraggio del paziente, anche ospedalizzazioni non indispensabili.
- *Teleconsulto e telediagnosi*: la telemedicina può consentire di condividere competenze altamente specializzate fra diversi ospedali talvolta a grande distanza.
- *Teledidattica e aggiornamento professionale*: accessibilità ad esperti di tutto il mondo, minor costo per l'addestramento del personale, aggiornamento continuo.

Tuttavia oltre ai numerosi vantaggi che la telemedicina offre, potrebbero esserci problemi di tipo operativo (dati complessi, difficili da gestire, di grande mole), di tipo economico (costi di addestramento, grande investimento iniziale per la tecnologia) e di tipo medico-legale (sicurezza e privacy dei dati, responsabilità legale).

Nel nostro Paese la spesa sanitaria cresce rapidamente; gli indicatori dimostrano che gli elementi che incidono maggiormente sono la diffusione di alcune patologie e il cronicizzarsi delle stesse, conseguenze fisiologiche di un evidente invecchiamento demografico. Gli italiani oltre i 65 anni sono circa 13,5 milioni (pari al 22,5% della popolazione complessiva), di cui quasi otto su dieci alle prese con patologie croniche. Un altro dato che dovrebbe invitare a riflettere è quello relativo al tasso di ospedalizzazione delle persone anziane, che in Italia oltrepassa abbondantemente il 20%. L'aumento esponenziale della popolazione anziana insieme alla crescita di condizioni di fragilità, di patologie croniche e di progressiva non autosufficienza in funzioni di vita quotidiana ha comportato un profondo cambiamento dei bisogni assistenziali.

Ciò ha reso l'assistenza a domicilio per anziani una necessità sempre più diffusa e spesso irrinunciabile, oltre ad essere un intervento di **prevenzione** in grado di produrre un risparmio rilevante.

In questi anni la telemedicina a supporto della deospedalizzazione, i servizi di assistenza in remoto, la robotica, le tecnologie touch screen post-computer, l'e-learning e le applicazioni user-friendly hanno registrato enormi sviluppi in termini non solo di ricerca ma anche di sperimentazione, favorendo non solo un abbattimento di costi ma anche un'alfabetizzazione digitale che già oggi interessa percentuali significative di over 65enni e che induce a presupporre che gli anziani di domani avranno sempre maggiore dimestichezza con la tecnologia.

In questo progetto sono stati prelevati alcuni parametri vitali quali frequenza cardiaca e frequenza respiratoria attraverso due sensori:

- Il sensore Murata SCA11H, particolarmente adatto a monitoraggi in ambiente domestico per il minimo ingombro e per la possibilità di inviare dati a distanza.
- Il sensore Polar H10, utilizzato principalmente in ambito sportivo, in grado di monitorare con la massima precisione la frequenza cardiaca e inviare i dati a una grande varietà di dispositivi di allenamento tramite bluetooth.

Nel I capitolo, dopo un richiamo ai concetti fondamentali sulla fisiologia dell'apparato cardiocircolatorio, verranno descritte nel dettaglio le proprietà del segnale ballistocardiografico (o segnale BCG). Nel II capitolo verranno elencate le caratteristiche del sensore Murata SCA11H e Polar H10 e le modalità di funzionamento per l'acquisizione dei dati. Nel III capitolo verrà analizzato il segnale BCG acquisito con il sensore Murata, dal quale si otterrà la frequenza cardiaca e la frequenza respiratoria. Il IV capitolo verterà sulla variazione della frequenza cardiaca in diverse situazioni, in particolare durante una prova sotto sforzo e durante la notte in modo da riuscire anche ad identificare le varie fasi del sonno.

CAPITOLO I

IL SEGNALE BALLISTOCARDIOGRAFICO (BCG)

Il segnale ballistocardiografico (BCG) è una misura delle forze meccaniche del cuore in reazione al processo di espulsione del sangue, pertanto è opportuno conoscere l'evoluzione dell'attività cardiaca.

1.1 Cenni di fisiologia dell'apparato cardiocircolatorio

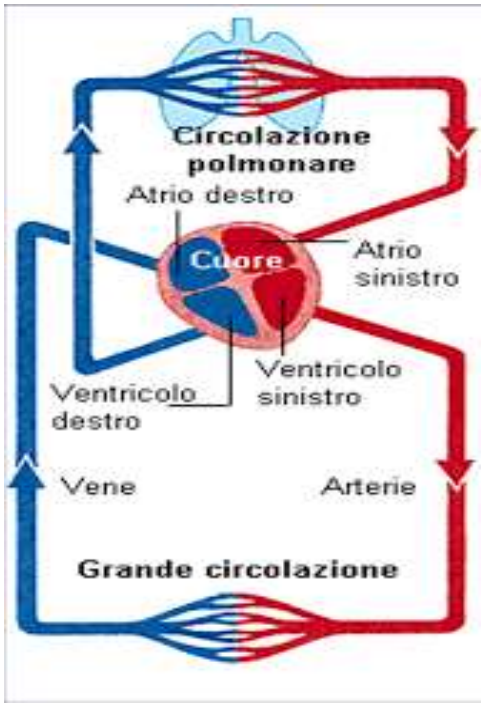


Fig. 1.1 – Schema di piccola e grande circolazione nell'uomo.

L'uomo ha una doppia circolazione, che gli consente di mantenere separato il sangue ricco di ossigeno dal sangue povero di ossigeno.

Il cuore umano [1] è diviso in quattro cavità: due atri e due ventricoli. La parte destra del cuore, detta anche cuore destro, pompa il sangue nella circolazione polmonare (o piccola circolazione), che collega il cuore ai polmoni; la parte sinistra, o cuore sinistro, pompa il sangue nella circolazione sistemica (o grande circolazione), che collega il cuore a tutti gli altri tessuti del corpo. La circolazione polmonare e sistemica avvengono in sincronia, con un meccanismo perfettamente coordinato. La circolazione polmonare ha lo scopo di ossigenare il sangue ed eliminare il diossido di carbonio ed ha inizio all'interno del ventricolo destro del cuore da cui il sangue, ricco di anidride carbonica, è spinto in un grosso vaso, il tronco polmonare, che si ramifica nell'arteria polmonare destra e nell'arteria

polmonare sinistra, ognuna delle quali si dirige verso un polmone; qui il sangue cede anidride carbonica e si arricchisce di ossigeno, quindi passa nelle vene polmonari e infine nell'atrio sinistro del cuore.

Arterie e vene del circolo polmonare hanno una peculiarità: le arterie, contrariamente a ciò che accade normalmente nel circolo sanguigno, trasportano sangue povero di ossigeno ma hanno comunque la struttura tipica delle arterie perché devono sostenere la forte spinta del sangue che ricevono dal cuore invece le vene polmonari, contrariamente alle vene nel corpo, trasportano sangue ricco di ossigeno al cuore ma le loro pareti sono quelle tipiche delle vene, poiché la pressione sanguigna è bassa.

La circolazione sistemica trasporta ossigeno e nutrienti a tutto il corpo. Ha inizio nel ventricolo sinistro da cui, successivamente, il sangue è spinto nell'aorta; le arterie che si diramano dall'aorta portano il sangue verso tutti i distretti del corpo. Le ramificazioni principali comprendono le arterie coronarie, che portano il sangue alle pareti del cuore, le arterie carotidi, che trasportano il sangue al cervello, le arterie succlavie, che si dirigono verso le spalle, le arterie mesenteriche, che si portano all'intestino, le arterie iliache, che vanno alle gambe e le arterie renali, che portano il sangue ai reni. Le vene che tornano dalla parte superiore del corpo si riuniscono nella vena cava superiore, mentre quelle che provengono dalla parte inferiore del corpo si riuniscono nella vena cava inferiore. Le due vene cave portano il sangue all'atrio destro e da qui viene spinto nel ventricolo destro, dove riprende la circolazione polmonare.

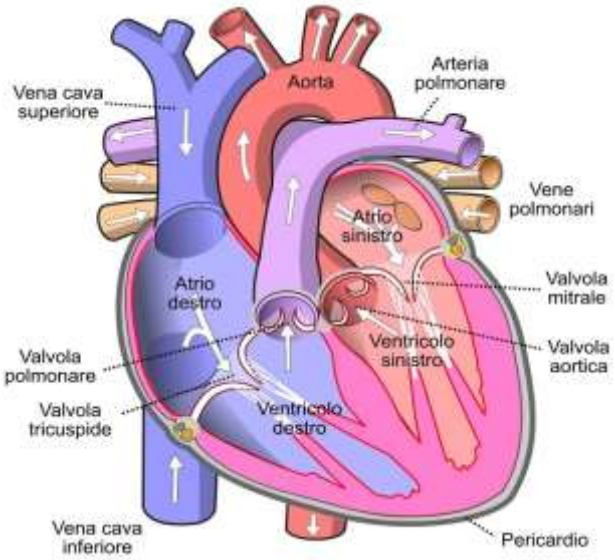


Fig. 1.2 – Schema del cuore umano

Contraendosi ritmicamente, il cuore spinge attivamente il sangue in tutto il corpo, mentre durante la fase di rilassamento si riempie passivamente del sangue proveniente dai polmoni e dagli altri organi e tessuti. Una sequenza completa di contrazione e rilassamento costituisce il ciclo cardiaco ed ha,

generalmente, la durata media di 0.8 secondi (riferito ad un individuo con una frequenza cardiaca di 75 bpm).

Quando il cuore è completamente rilassato, in una fase chiamata diastole, il sangue fluisce passivamente in tutte e quattro le sue cavità. Dal momento che le valvole atrioventricolari sono aperte, il sangue fluisce liberamente verso i ventricoli; la valvola atrioventricolare destra è detta tricuspide mentre la valvola atrioventricolare sinistra è detta bicuspide o mitrale. La diastole dura circa 0.4 secondi, il tempo sufficiente affinché i ventricoli si riempiano quasi del tutto di sangue.

La fase di contrazione del ciclo cardiaco è detta sistole e comincia con una brevissima contrazione degli atri (0.1 secondi), che riempie completamente i ventricoli di sangue (sistole atriale). La forza della successiva contrazione dei ventricoli (sistole ventricolare, della durata di circa 0.3 secondi) chiude le valvole atrioventricolari, apre quelle semilunari localizzate all'uscita di ciascun ventricolo e spinge il sangue nelle arterie. Durante la seconda parte della sistole, il sangue inizia a fluire negli atri.

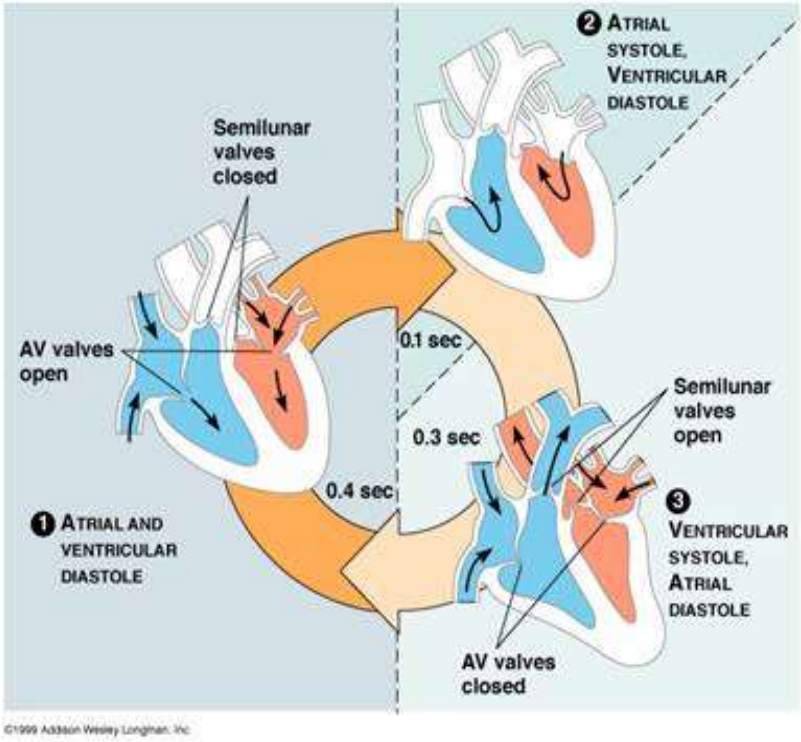


Fig. 1.3 – Ciclo cardiaco

La quantità di sangue [2] pompata al minuto dal ventricolo sinistro è chiamata gittata cardiaca. Questo volume corrisponde alla quantità di sangue pompata da un ventricolo ogni volta che si contrae moltiplicata per la frequenza cardiaca, vale a dire il numero di battiti (contrazioni) al minuto. Sia la

frequenza sia la gittata cardiaca possono variare in base all'età, allo stato di salute, all'intensità dello sforzo fisico e ad altri fattori.

La registrazione dell'attività elettrica del cuore durante il suo funzionamento, registrata a livello della superficie del corpo attraverso degli elettrodi, prende il nome di elettrocardiogramma (ECG). I singoli componenti del tracciato elettrocardiografico corrispondono agli eventi elettrici, dimostrando la relazione fra questi e i singoli eventi del ciclo cardiaco:

- **ONDA P:** è la prima onda che s'identifica nel ciclo. Corrisponde alla depolarizzazione (contrazione) degli atri e ha origine dal nodo senoatriale.
- **COMPLESSO QRS:** si tratta di un insieme di tre onde che si susseguono l'una all'altra, corrispondente alla depolarizzazione dei ventricoli. In questo intervallo è compresa anche la ripolarizzazione (rilassamento) atriale che non risulta visibile perché mascherata dalla depolarizzazione ventricolare molto più imponente.
- **ONDA T:** rappresenta la prima onda della ripolarizzazione dei ventricoli.

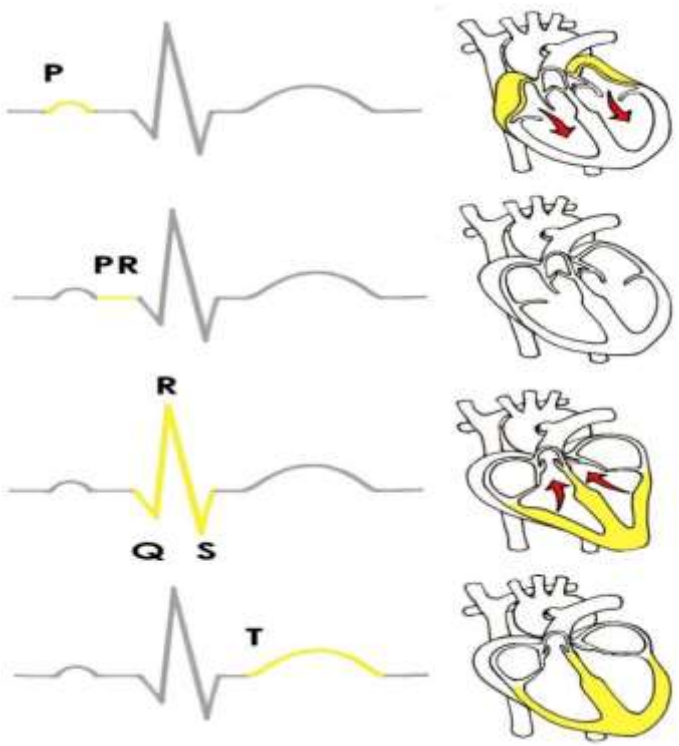


Fig. 1.4- Comparazione tra ciclo cardiaco e tracciato elettrocardiografico (ECG).

1.2 Significato fisico del segnale

Il principio che sta alla base della ballistocardiografia è la misura delle forze meccaniche che hanno origine dal corpo di un paziente quando questo è addormentato, infatti il segnale BCG registra i movimenti causati dalle forze associate alla contrazione del cuore e all'accelerazione/decelerazione

del sangue mentre viene espulso e spostato nei grandi vasi; i principali vantaggi dell'utilizzo di questo segnale per il rilevamento delle risorse umane derivano dalla sua convenienza, basso costo e facilità d'uso.

È stato dimostrato per la prima volta, dopo un lungo lavoro di ricerca del Dr. Isaac Starr, che l'effetto delle principali disfunzioni cardiache può essere identificato osservando e analizzando il segnale BCG.

I micromovimenti registrati dal segnale BCG possono essere misurati mediante spostamento, velocità o accelerazione in tutte e 3 le dimensioni spaziali e, in virtù di ciò, sono diversi i sensori utilizzati per la misurazione:

- **Sensori estensimetrici:** gli estensimetri sono dei trasduttori che misurano la deformazione. Un materiale varia la propria resistenza quando viene sottoposto ad una sollecitazione e la variazione di resistenza è misurata con un ponte di Wheatstone.
- **Sensori piezoelettrici:** la piezoelettricità è la proprietà di alcuni materiali di generare una differenza di potenziale quando sono soggetti a una deformazione meccanica (effetto piezoelettrico diretto) e al tempo stesso di deformarsi in maniera elastica quando sono sottoposti ad una tensione elettrica (effetto piezoelettrico inverso).
- **Sensori di forza:** i sensori di forza misurano le forze che agiscono su un corpo, trasducendo il valore in una grandezza diversa e misurando carichi statici e carichi dinamici, in trazione e compressione. Il sensore più comune è la cella di carico ma esistono anche altre tipologie che si differenziano per principio di funzionamento, campo di misura e precisione.
- **Sensori di pressione:** è uno strumento costituito da un elemento di rilevazione della pressione che determina la pressione reale applicata al sensore e da alcuni componenti che convertono tali informazioni in un segnale in uscita (è una misura puntuale di forza).
- **Sensori accelerometrici:** è uno strumento di misura delle vibrazioni in grado di rilevare un'accelerazione e convertirla in un segnale elettrico misurabile. Tali sensori possono sfruttare diversi principi per misurare una vibrazione (accelerometro piezoelettrico, sensori MEMS ecc.), ciascuno adatto per determinati ambiti applicativi. In questo elaborato verrà analizzata l'acquisizione di segnali utilizzando un sensore MEMS e, dal momento che l'accelerazione è un vettore, potrà essere misurata nella direzione di ciascun asse di rilevazione del MEMS.

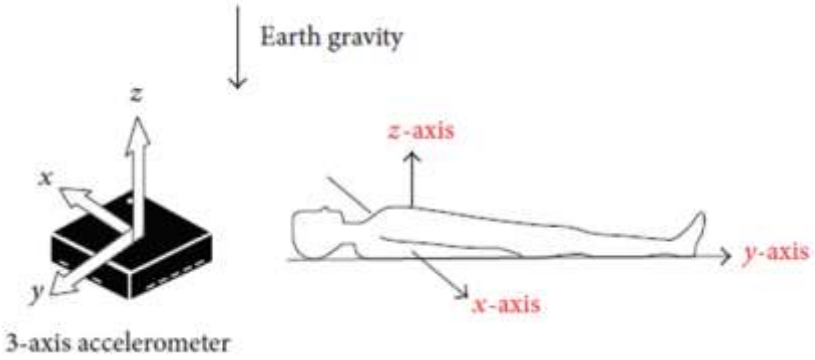


Fig. 1.5 – Direzioni delle accelerazioni registrate.

1.3 Andamento caratteristico del segnale BCG

Il segnale BCG è un'alternativa del segnale elettrocardiografico convenzionale (ECG) in molte applicazioni, ad esempio, rilevamento della frequenza cardiaca (HR), analisi della variabilità della frequenza cardiaca (HRV) ecc. Rispetto alla misurazione ECG, che richiede almeno due elettrodi attaccati alla pelle, il BCG può essere misurato senza contatti degli elettrodi.

Ogni ciclo di battito cardiaco in BCG è costituito da più picchi invece di un singolo picco pronunciato come il picco R in ECG, inoltre le onde BCG sono strettamente correlate agli eventi cardiaci e possono quindi avere un valore clinico, esistono infatti sette punti fiduciali (H, I, J, K, L, M e N) che andremo ad analizzare.

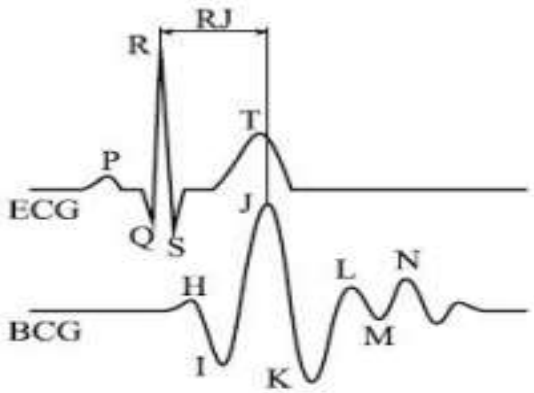


Fig. 1.6 – Confronto tra segnale ECG e segnale BCG

Entrambi i segnali sono riportati graficamente in funzione del tempo sull'asse x ed in funzione di una generica ampiezza sull'asse y (la cui unità di misura varia a seconda del sensore utilizzato), ora verrà descritto il significato fisico di ciascun picco del segnale BCG [3].

- **PICCO H:** è una deflessione verso l'alto relativamente piccola associata alla contrazione del cuore; la sua durata varia da 0,05 a 0,07 secondi. L'onda H riflette le forze associate alla brusca decelerazione del flusso sanguigno che ritorna al cuore e termina quasi con la fine del primo suono cardiaco; nelle malattie cardiache, può diventare grande in ampiezza, uguale o superiore all'altezza dell'onda J.
- **PICCO I:** è un'onda ripida e discendente associata all'espulsione ventricolare e si verifica nelle prime fasi della sistole ventricolare.
- **PICCO J:** Questa è generalmente l'onda dominante del ballistocardiogramma ed è correlata all'espulsione ventricolare. L'onda J si presenta normalmente tra 0,22 e 0,26 secondi dopo il complesso QRS del segnale ECG (è l'analogo del picco R).
- **PICCO K:** Questa onda normalmente precede l'inizio del secondo suono cardiaco (dovuto alla chiusura delle valvole semilunari) ed ha una durata che va da 0,01 a 0,02 secondi, quindi si verifica quasi a fine sistole. Contrariamente alle onde I e J, l'onda K è interamente dovuta alla circolazione sistemica, infatti è causata dalla decelerazione del sangue in discesa dall'aorta.
- **PICCO L, M, N:** riflettono lo stato della circolazione periferica e non hanno particolare rilievo ai fini dell'analisi del segnale.

A loro volta, tali onde possono essere suddivise in tre gruppi:

- Onde presistoliche (F, G)
- Onde sistoliche (H, I, J, K)
- Onde diastoliche (L, M, N)

La ballistocardiografia è influenzata da numerosi artefatti, in particolare i movimenti del corpo e la respirazione che sono collegati alla linea di base del ballistocardiogramma. Per la maggior parte dei tipi di ballistocardiogrammi, la linea di base può essere definita come una linea "neutra" che indica la posizione del corpo quando non si muove ancora. In realtà, i movimenti del corpo sono sempre presenti, quindi la base piatta non viene raggiunta. Tuttavia, ridurre i movimenti del paziente aiuta a stabilizzare la linea di base del BCG. Mentre, per quanto riguarda la respirazione, essa distorce il segnale BCG a causa delle componenti cardiache e respiratorie che presentano spettri sovrapposti nel dominio della frequenza. Ad esempio, l'ampiezza dell'onda J aumenta con l'inizio dell'inspirazione.

Altre fonti di distorsione sono le vibrazioni del pavimento, i tremori muscolari, la conformità del corpo, stato di salute e altre caratteristiche fisiche del soggetto. Anche il fumo influisce sul segnale BCG. Inoltre, se un soggetto è sdraiato sul letto, il segnale BCG è influenzato dalle caratteristiche del materasso e dei vestiti. Va considerato che la forza di gravità e qualsiasi contatto del corpo con oggetti

esterni impedisce i movimenti del corpo indotti dalle forze di rinculo; di conseguenza, il BCG misurato sulla Terra è sempre influenzato da alcuni distorsioni.

In questo elaborato, proprio a partire dalle distorsioni dovute alla respirazione, si riuscirà a ricavare la frequenza e il periodo respiratorio mentre, il picco che ci permetterà di distinguere i battiti e quindi di calcolare la frequenza e il periodo cardiaco è il picco J, in quanto risulta essere il massimo in ampiezza.

CAPITOLO II

IL SENSORE MURATA SCA11H

Il segnale ballistocardiografico è un segnale di forza, ed è possibile rilevarlo mediante diversi tipi di sensori.

In questo elaborato sono stati acquisiti segnali BCG da un sensore di tipo MEMS, progettato e venduto dall'azienda giapponese Murata, che utilizza un accelerometro ultra sensibile per catturare micro movimenti dovuti al flusso sanguigno per essere successivamente tradotti in informazioni sui segnali vitali del paziente (frequenza del battito cardiaco, frequenza respiratoria, HRV).

Il sensore MURATA SCA11H [4] rappresenta un approccio non invasivo ed economico per il monitoraggio remoto dei pazienti, nella cura degli anziani negli ospedali, nella vita assistita e persino nelle case.

2.1 Caratteristiche tecniche del sensore

Come appena anticipato, il sensore in questione è di tipo MEMS (Micro Electro Mechanical System), un dispositivo che integra in un solo chip di silicio sia le parti meccaniche sia quelle elettroniche e risulta composto dal modulo sensore BCG SCA10H, che contiene un accelerometro ad asse singolo, e un modulo di comunicazione Wi-Fi conforme a IEEE 802.

Le sue dimensioni molto ridotte (83.7 x 40.7 x 17.6 mm) rendono il sensore MURATA SCA11H particolarmente adatto per monitoraggi a lungo termine sia in ambiente ospedaliero che domestico; inoltre, trattandosi di un dispositivo senza contatto, ha il vantaggio di non procurare alcuno stress o disagio al soggetto rendendo pertanto veritiere le misure, soprattutto per le analisi delle condizioni del sonno. Si ha quindi un sistema in grado di captare informazioni dall'ambiente traducendo le grandezze fisiche in impulsi elettrici, di elaborare tali informazioni facendo uso di opportune logiche ed, infine, di rispondere con alcune azioni.

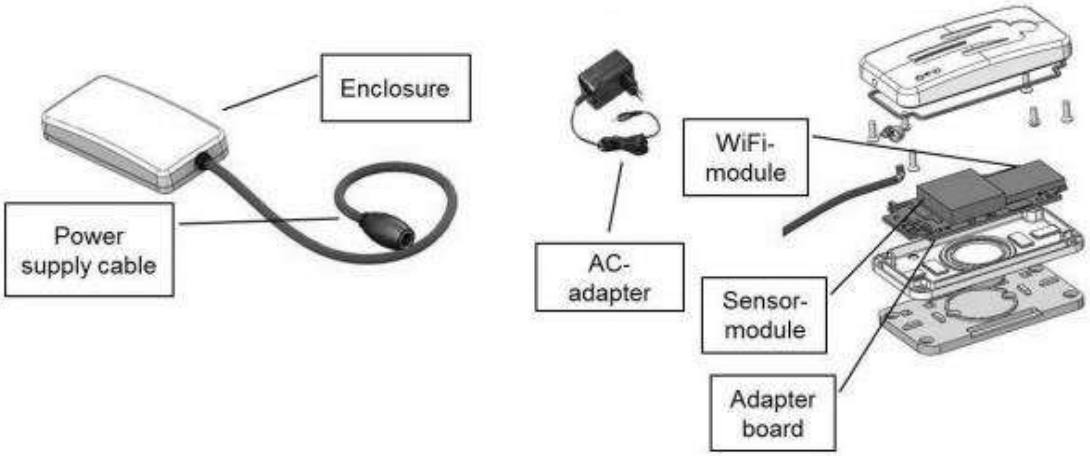
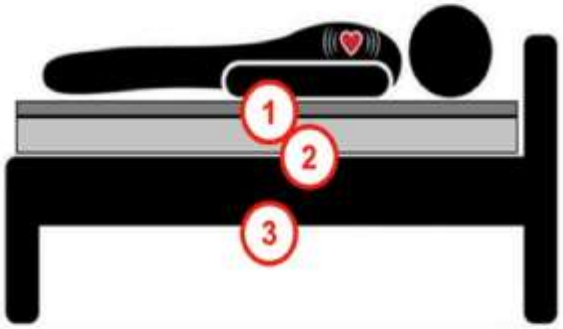


Fig. 2.1 – Elementi costitutivi del sensore

2.2 Posizionamento

Il sensore SCA11H misura le vibrazioni del letto causate dalla circolazione sanguigna, pertanto il suo posizionamento è molto importante. In Fig. 2.2 sono riportati i punti più idonei per collegare il sensore:



1. Sotto l'imbottitura del materasso
2. Su un lato del materasso
3. Sul telaio del letto

Fig. 2.2 – Possibili posizioni del sensore Murata SCA11H

In tutti i casi il dispositivo non deve essere a diretto contatto con il soggetto e, poiché le forze generate dalla circolazione sanguigna vengono trasmesse al sensore mediante le vibrazioni del letto, è fondamentale che quest'ultimo non sia in contatto con le pareti: se viene impedita la vibrazione del letto non ci sarà nessun segnale da misurare.

2.3 Configurazione e calibrazione

Dopo aver correttamente posizionato il dispositivo, è necessario eseguire la procedura di configurazione e calibrazione [5] che consiste nella scelta di alcuni parametri e modalità di funzionamento.

I principali passaggi da eseguire sono:

1. Rimozione del piatto magnetico dal sensore
2. Alimentazione del sensore
3. Connessione del pc alla rete Wi-Fi predisposta dal sensore
4. Reinserimento del piatto magnetico sul sensore e posizionamento dello stesso
5. Accesso tramite pc all'indirizzo IP della pagina predisposta alla calibrazione
6. Calibrazione del sensore nella sezione Bed Sensor Settings
7. Selezione della rete Wi-Fi alla quale il sensore si deve connettere nella sezione Network Settings
8. Inserimento dell'indirizzo IP del server al quale il sensore deve inviare i dati elaborati presso la sezione Communication Settings (solo nel caso in cui si scelga di lavorare in modalità "Cloud Mode")
9. Conferma delle modifiche effettuate
10. Rimozione e riapplicazione dell'alimentazione.

La fase di calibrazione riveste un ruolo molto importante nell'acquisizione di un segnale in quanto garantisce l'affidabilità di uno strumento di misura, pertanto si consiglia di eseguire la calibrazione ogni qual volta che viene mutato l'ambiente di analisi o il soggetto in esame. La procedura [6] consiste nell'acquisizione di un minuto di segnale con il letto vuoto e un minuto in cui invece è occupato dalla persona che sarà oggetto della misura; successivamente viene eseguita la fase di configurazione in cui sono valutate varie modalità di funzionamento del sensore, il quale è programmato per lavorare in:

- **RAW MODE o DATA LOGGER:** il sensore elabora un segnale in ampiezza con frequenza pari a 1000 campioni al secondo, la cui successione nel tempo costituisce il segnale BCG puro e grezzo ovverosia né filtrato né elaborato.
- **BCG MODE:** il sensore fornisce in uscita dieci parametri alla frequenza di 1 Hz che rappresentano i dati relativi ai parametri vitali ma che non hanno niente a che fare con il segnale BCG. I parametri che vengono valutati sono:
    - T → Time
    - HR → Heart Rate (frequenza cardiaca espressa in battiti/minuto)

- RR → Respiratory Rate (frequenza respiratoria espressa in respiri/minuto)
- SV → Relative Stroke Volume (gittata sistolica)
- HRV → Heart Rate Variability (variabilità del ritmo cardiaco)
- SS → Signal Strength (valore quadratico medio della potenza del segnale)
- ST → Status (livello del segnale)
- B2B → Beat to beat time (tempo che intercorre tra due battiti, espresso in ms, nel caso in cui in un secondo non vi sia più di un battito, dunque è il periodo cardiaco)
- B2B' → Beat to beat time' (tempo che intercorre tra due battiti, espresso in ms, nel caso in cui in un secondo vi siano due battiti)
- B2B" → Beat to beat time" (tempo che intercorre tra due battiti, espresso in ms, nel caso in cui in un secondo vi siano tre battiti)

Successivamente bisogna valutare la modalità di trasmissione dei dati:

- **CLOUD MODE:** questa modalità viene selezionata quando si decide di operare in BCG MODE, in quanto è possibile usufruire di un'interfaccia predisposta da Murata che mostra in tempo reale i dieci parametri vitali, ma senza avere la possibilità di salvarli in un file
- **LOCAL MODE:** questa modalità viene selezionata quando si decide di operare in DATA LOGGER, l'acquisizione viene eseguita direttamente dal pc sfruttando la rete Wi-Fi selezionata in Network Settings alla quale sono collegati sia il sensore sia il pc. In seguito viene mandato in esecuzione un programma (nel nostro caso Phyton) che genera un file di testo che riporta i valori acquisiti dall'accelerometro in formato esadecimale i quali verranno poi convertiti in formato decimale con un algoritmo scritto in linguaggio C.

Le analisi in questo elaborato sono state effettuate impostando il dispositivo in DATA LOGGER e modalità di trasferimento in LOCAL MODE in modo da valutare i "dati grezzi" che rappresentano il segnale BCG RAW; quest'ultimo verrà analizzato nel capitolo III mediante la piattaforma Matlab.

IL SENSORE POLAR H10

Il cardiofrequenzimetro è un dispositivo in grado di rilevare istantaneamente la frequenza cardiaca, un parametro che sta ad indicare il numero di battiti che il cuore compie in un minuto. La frequenza cardiaca è un dato che racchiude molte informazioni e che permette di capire quanto duramente sta lavorando il cuore sia a riposo sia durante gli esercizi fisici. Di conseguenza, la precisione di questo

dato fa una grossa differenza per gli atleti e per chi si vuole allenare usando le frequenze cardiache di riferimento.
In commercio si possono trovare numerose tipologie di cardiofrequenzimetri dal peso e dal costo contenuto; alcuni modelli sono in grado di offrire un'ampia gamma di funzioni, come il contapassi, il consumo calorico e di ossigeno, la velocità, l'altimetro, i tempi parziali ecc.
Solitamente questi dispositivi si possono trovare in due varianti: una fascia da indossare intorno al petto o un sensore integrato in un dispositivo da polso.

I sensori che s'indossano tramite una fascia che circonda il petto rilevano l'impulso cardiaco tramite un segnale elettrico e inviano i dati a un dispositivo esterno, che sia uno smartphone o un fitness tracker mentre i rilevatori da polso, tramite la bioimpedenza, rilevano il battito cardiaco inviando segnali elettrici attraverso la pelle e misurando la resistenza dei tessuti per calcolare i battiti al minuto. Tuttavia i sensori da polso utilizzano la misurazione ottica, che illumina la pelle con LED lampeggianti per poi misurare la quantità di luce che ritorna verso il dispositivo. Il sangue assorbe la luce e pertanto le variazioni rilevate dal sensore possono essere usate per determinare la frequenza cardiaca.

Entrambi i tipi di sensori hanno i loro pro e contro. Quelli che s'indossano sul petto possono risultare scomodi e difficili da indossare, ma sono più precisi perché sono premuti saldamente sulla pelle e sono vicini al cuore invece quelli da polso sono più comodi da indossare, ma hanno bisogno di essere posizionati con cura per assicurare una lettura dei dati precisa.

In questo elaborato è stato utilizzato il dispositivo Polar H10 [7] il quale è dotato di un trasmettitore e di una fascia Polar Pro, una fascia morbida con elettrodi di alta qualità che assicurano che la frequenza cardiaca sia misurata con precisione e senza interferenze; è comoda da indossare grazie al materiale in tessuto morbido, ai punti in silicone antiscivolo e alla fibbia di sicurezza. Polar H10 è principalmente utilizzato in ambito sportivo, infatti dispone di una memoria interna per i dati di frequenza cardiaca di una sessione di allenamento i quali possono essere trasferiti a Polar Beat, l'app di Polar pensata per l'allenamento e per il fitness, tuttavia può essere utilizzato anche in altre circostanze.

2.4 Modalità d'uso

Prima di utilizzare il sensore Polar H10 bisogna eseguire i seguenti passaggi, come mostrato in Fig.2.3:

1. Inumidire gli elettrodi presenti sull'elastico
2. Agganciare il trasmettitore all'elastico
3. Fissare l'elastico intorno al torace e regolarlo in modo che sia sufficientemente aderente ma risulti comodo
4. Verificare che gli elettrodi inumiditi aderiscano alla pelle e che il logo Polar del trasmettitore si trovi in posizione centrale e verticale

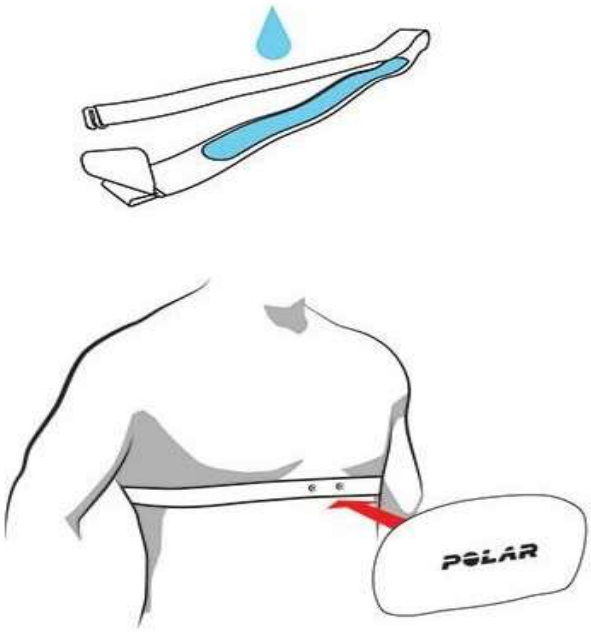


Fig. 2.3 – Come indossare correttamente il sensore Polar H10

L'H10 trasmette il segnale simultaneamente tramite Bluetooth e ANT+ e con la memoria integrata di Polar H10 è possibile monitorare la frequenza cardiaca (FC) e trasferire i dati all'app Polar Beat; il sensore smette di registrare la FC quando si rimuove il trasmettitore dalla fascia. Successivamente bisogna ricollegare il trasmettitore alla fascia e indossare nuovamente il dispositivo sul petto e, in tal modo, il battito cardiaco attiverà la connessione del sensore all'app in cui verranno visualizzati i dati da analizzare.

Tale apparecchio, che è già in commercio, è stato utilizzato in questo progetto per confrontare e verificare l'attendibilità dei dati prelevati con il sensore Murata.

CAPITOLO III

ANALISI DEL SEGNALE BCG

Nel terzo capitolo verrà analizzato il segnale BCG RAW (dunque il dato "grezzo") acquisito su un soggetto adulto sano con lo scopo di ricavare alcuni parametri vitali quali frequenza cardiaca, periodo cardiaco, frequenza respiratoria e periodo respiratorio.

I risultati ottenuti, con i relativi grafici, sono stati elaborati mediante la piattaforma Matlab.

3.1 Frequenza e periodo cardiaco

Dall'acquisizione del segnale è possibile notare la presenza di picchi di ampiezza dovuti a distorsioni del segnale, probabilmente associati ad artefatti di movimento o respirazione.

Nella Fig. 3.1 è mostrato l'andamento temporale del segnale per una durata di circa 30 minuti, in funzione del tempo (asse x) e dell'ampiezza (asse y).

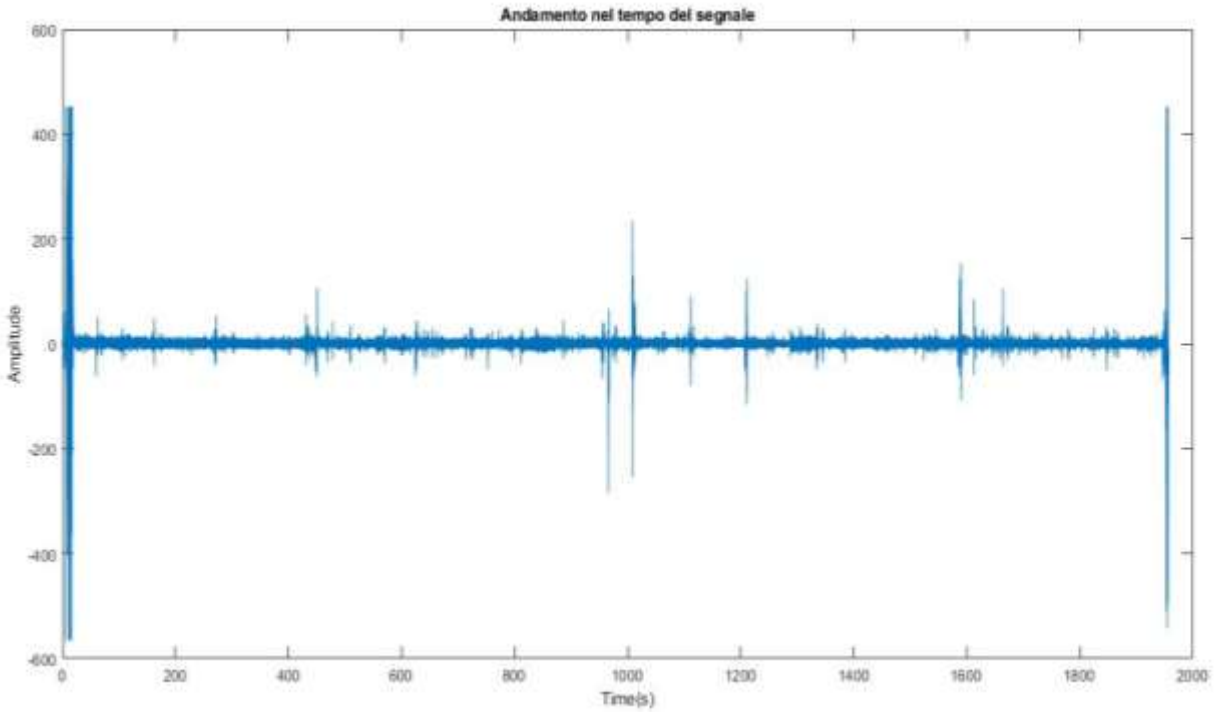


Fig 3.1 – Andamento temporale dell'intero segnale acquisito su un soggetto adulto sano.

Da questa figura è possibile notare la presenza di oscillazioni periodiche, dovute a rumori e artefatti da movimento. Pertanto, per avere un'analisi più precisa, si procede con un'operazione di filtraggio utilizzando due filtri Butterworth del 6° ordine: un passa alto con frequenza di taglio ad 1 Hz ed un passa basso con frequenza di taglio pari a 12 Hz. In questo modo il segnale ottenuto risulta privo delle

componenti ad alta frequenza, responsabili del rumore, ma resta presente il contributo delle componenti a bassa frequenza dovute alla presenza della costante respirazione.

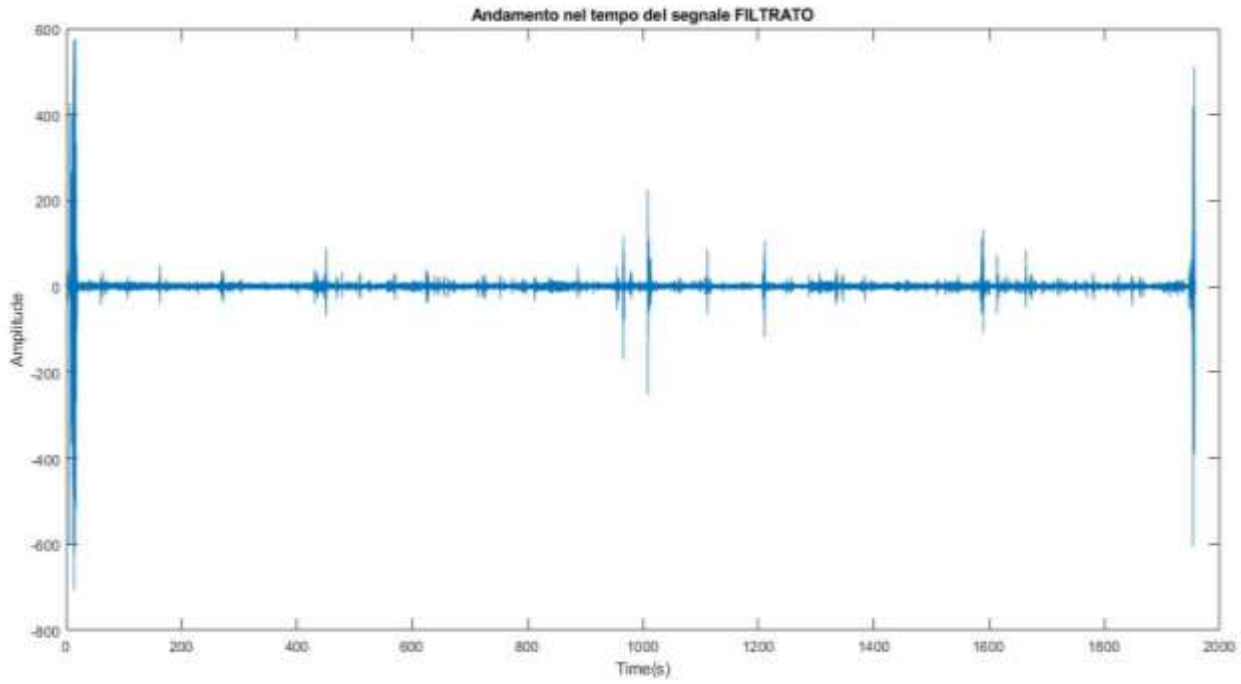


Fig 3.2 – Andamento temporale dell'intero segnale filtrato con filtro Butterworth del 6° ordine.

Per ottenere un'analisi più accurata, si considera una finestra temporale del segnale iniziale della durata di 30 secondi da cui è possibile riconoscere i picchi J che serviranno per ricavare frequenza e periodo cardiaco. Infatti, facendo riferimento alla Fig. 3.5 e ricordando il significato fisiologico delle onde del segnale BCG ed ECG, è possibile paragonare la distanza R-R del segnale ECG con la distanza J-J del segnale BCG: così come per l'intervallo tra i picchi R, anche quello tra i picchi J rappresenta il periodo cardiaco, ovvero l'intervallo temporale che intercorre tra un battito e l'altro, per cui calcolando l'inverso del periodo cardiaco si ottiene la frequenza cardiaca.

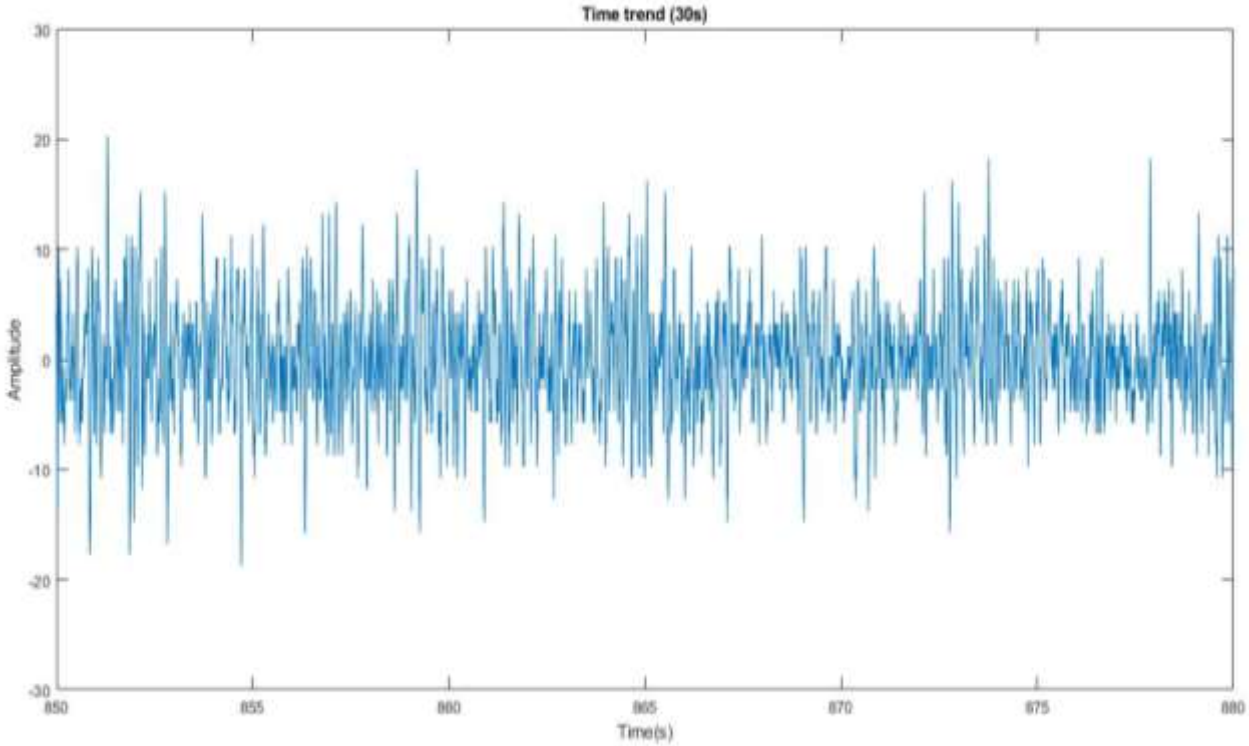


Fig 3.3 – Andamento di una finestra temporale di 30 s di segnale non filtrato (Fig 3.1).

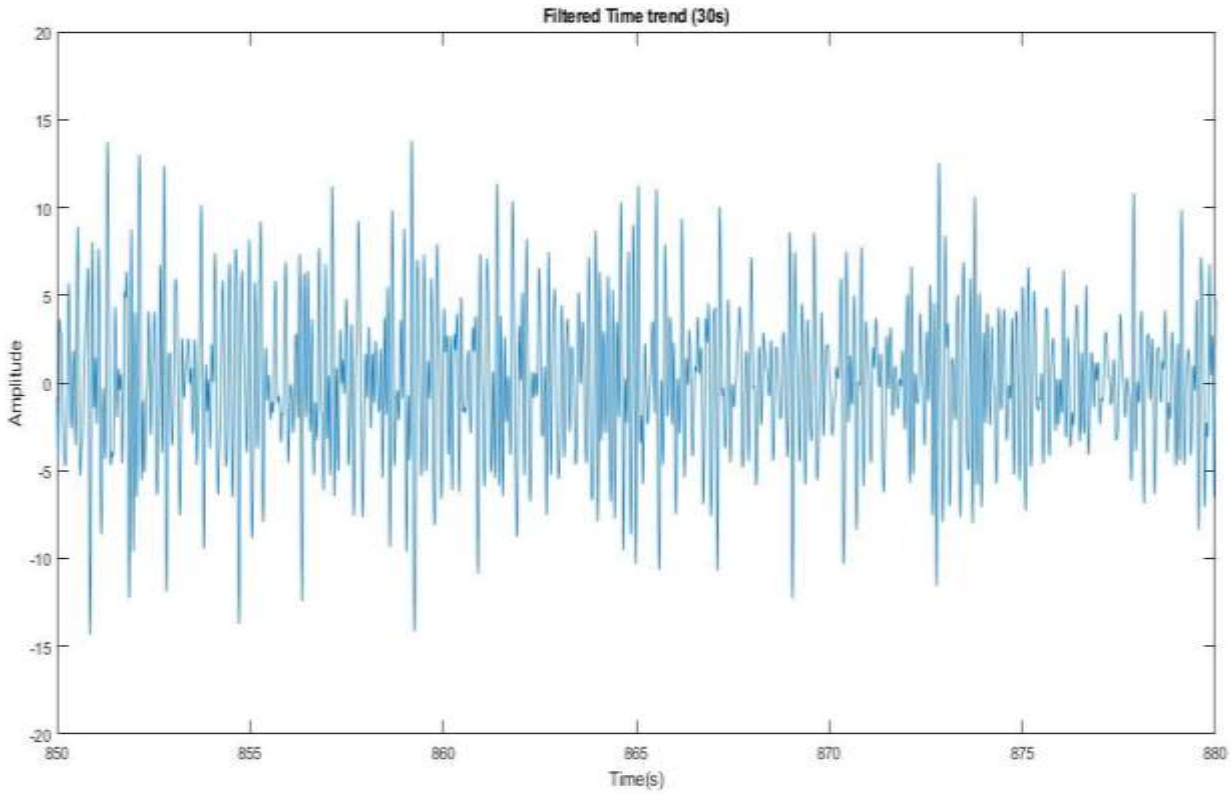


Fig. 3.4 – Andamento di una finestra temporale di 30 s di segnale filtrato (Fig. 3.2).

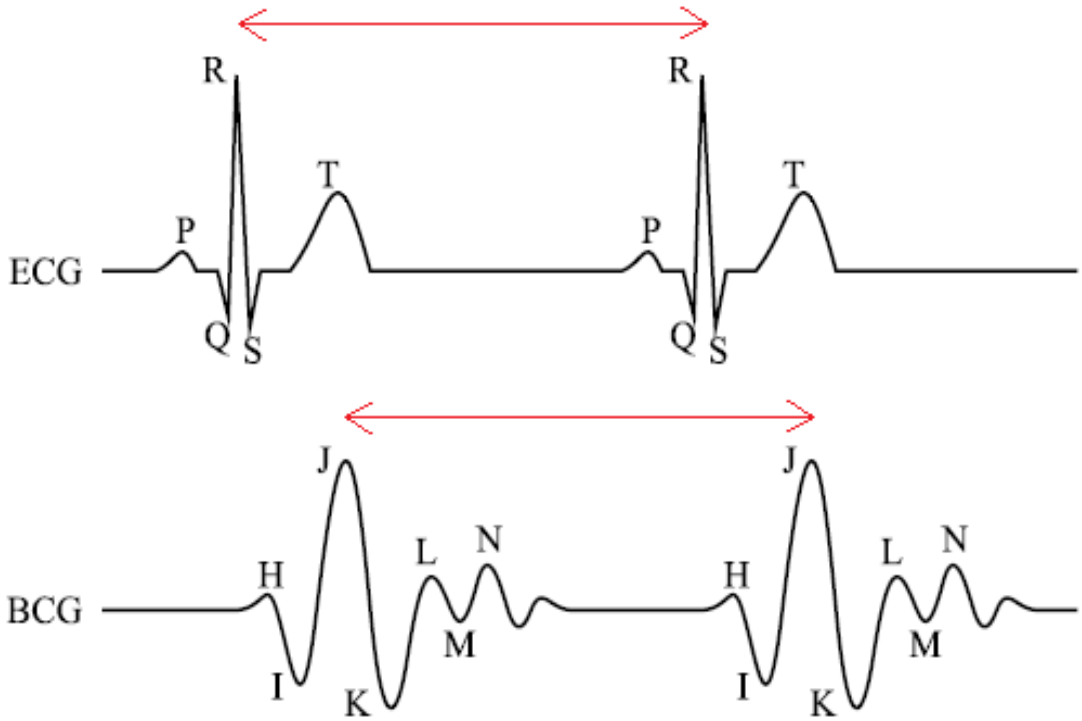


Fig. 3.5 – Confronto tra segnale ECG e segnale BCG: la distanza R-R è paragonabile alla distanza J-J.

Per rendere più individuabili gli intervalli J-J e per sfruttare al meglio il confronto tra il segnale BCG ed ECG [8], si eleva ogni campione del segnale al quadrato-conservandone il segno-e si applica una soglia fissa in ampiezza (di valore pari a 30) in modo che tutti i campioni al di sotto di tale soglia vadano a zero, mentre gli altri conservino il loro valore: otteniamo così il segnale rappresentato in Fig. 3.6.

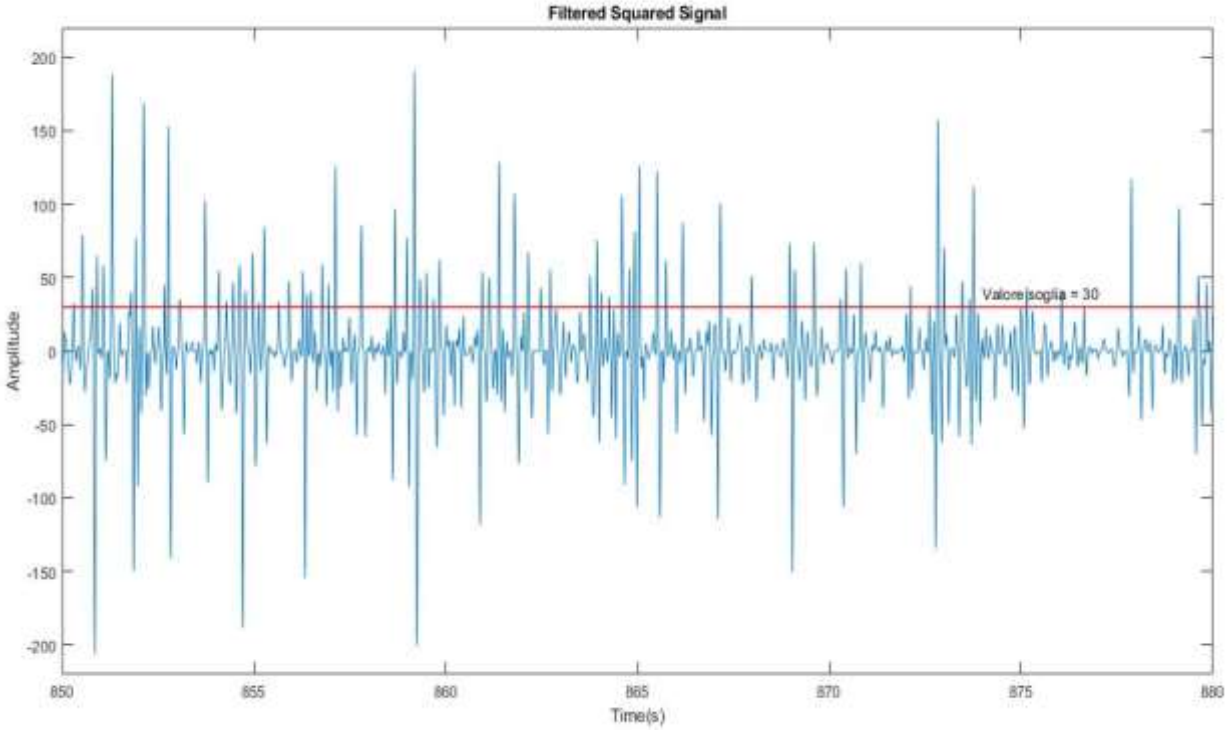


Fig. 3.6 – Andamento del segnale elevato al quadrato conservando il segno. In rosso è rappresentata la soglia fissata per l'individuazione dei picchi J.

Nonostante ciò permane una piccola oscillazione a livello delle ampiezze che si sovrappone a quella dei picchi J. Per eliminare questo effetto indesiderato si costruisce un nuovo segnale formato da tutti gli elementi che hanno superato il valore della soglia in modo da isolare i picchi J da tutti gli altri e in seguito si procede con un'ulteriore fase di filtraggio considerando due filtri Butterworth del 6° ordine: un filtro passa alto con frequenza di taglio pari a 0.8 Hz e un filtro passa basso con frequenza di taglio pari a 2 Hz. La scelta della frequenza dei due filtri non è arbitraria ma è legata al fatto che generalmente la frequenza cardiaca di un soggetto sano adulto a riposo è di circa 70 bpm (cioè in un secondo vi sono circa 1.16 battiti), ciò significa che tra un battito e un altro intercorre un periodo di circa 0.86 secondi. Per tale motivo è possibile prevedere che nello spettro in frequenza vi sia un picco di ampiezza attorno a 1 Hz e pertanto lo spettro del segnale utile si troverà in tale intervallo, oltre il quale ci saranno solo componenti armoniche relative alla respirazione. Nella Fig. 3.8 si osserva il segnale 'Filtered Beats Signal' dopo il filtraggio.

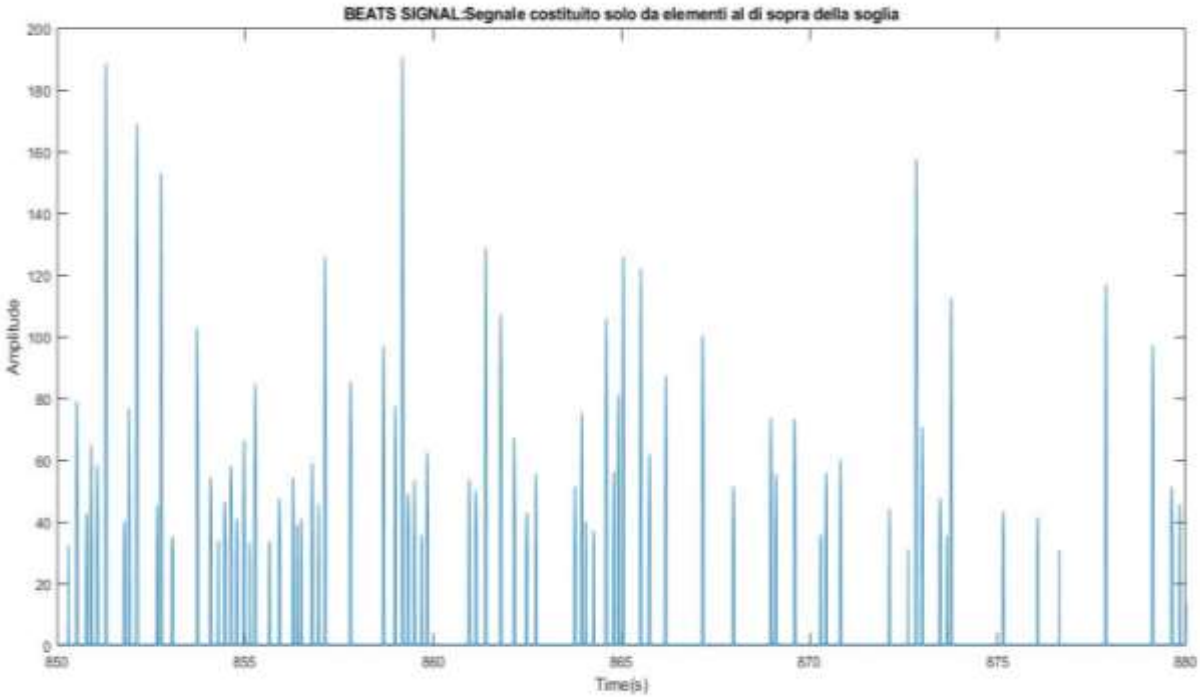


Fig. 3.7 – Segnale costituito solo da elementi al di sopra della soglia.

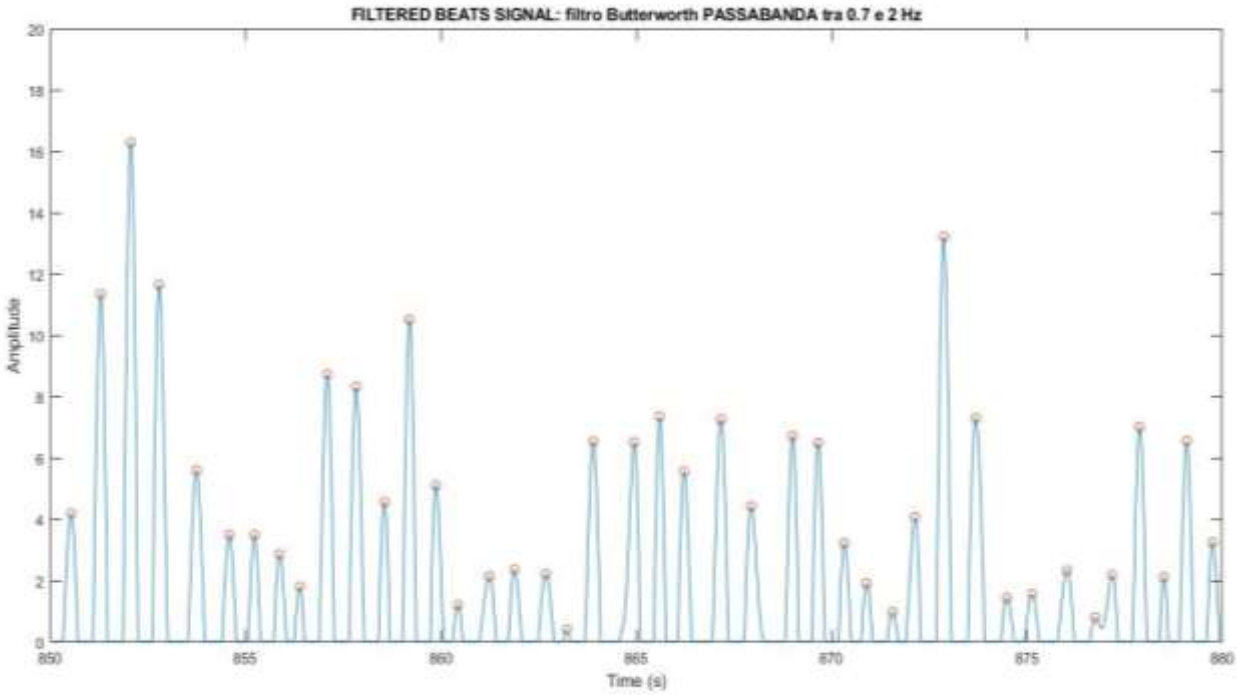


Fig. 3.8 – Segnale dopo la fase di filtraggio contenente i soli picchi J.

Confrontando questi ultimi due segnali è possibile notare che i picchi indesiderati presenti in 'Beats Signal' non sono più presenti in 'Filtered Beats Signal' che, a questo punto, contiene solo i picchi J.

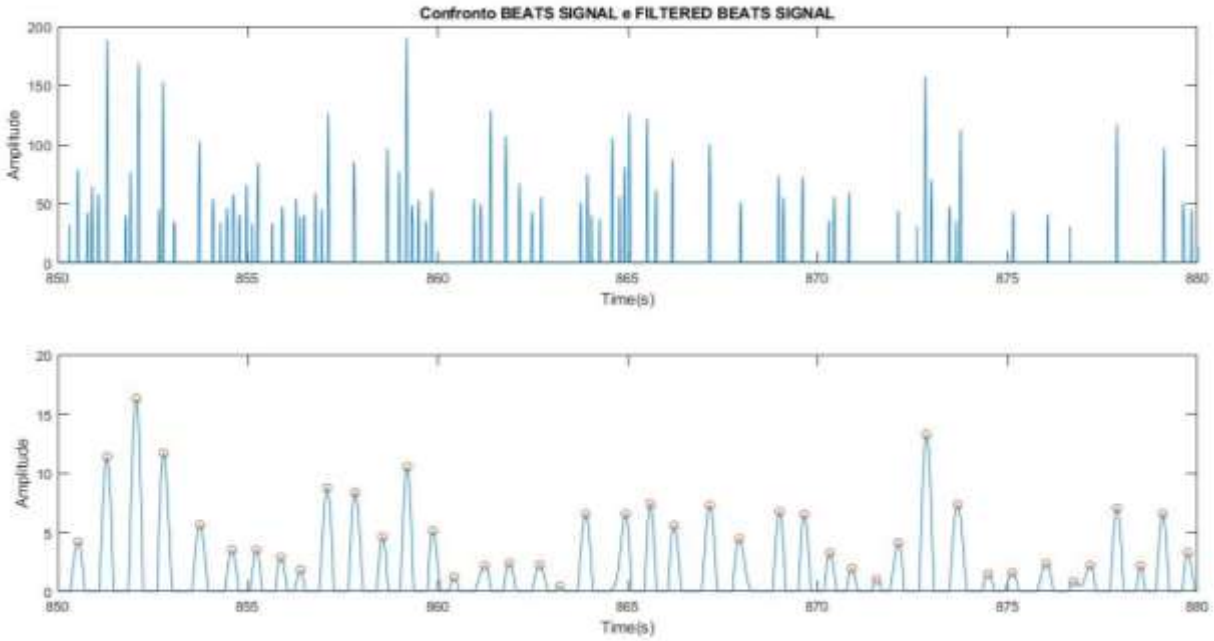


Fig. 3.9 – Confronto il segnale dei battiti prima e dopo il filtraggio.

Pertanto, il periodo cardiaco non è altro che la distanza tra i picchi J adiacenti mentre la frequenza cardiaca [9] sarà equivalente all'inverso (F=1/T). Il risultato viene plottato in funzione del tempo e rappresenta tutti i valori assunti dalla frequenza (vedi Fig. 3.10) e dal periodo (vedi Fig. 3.11).

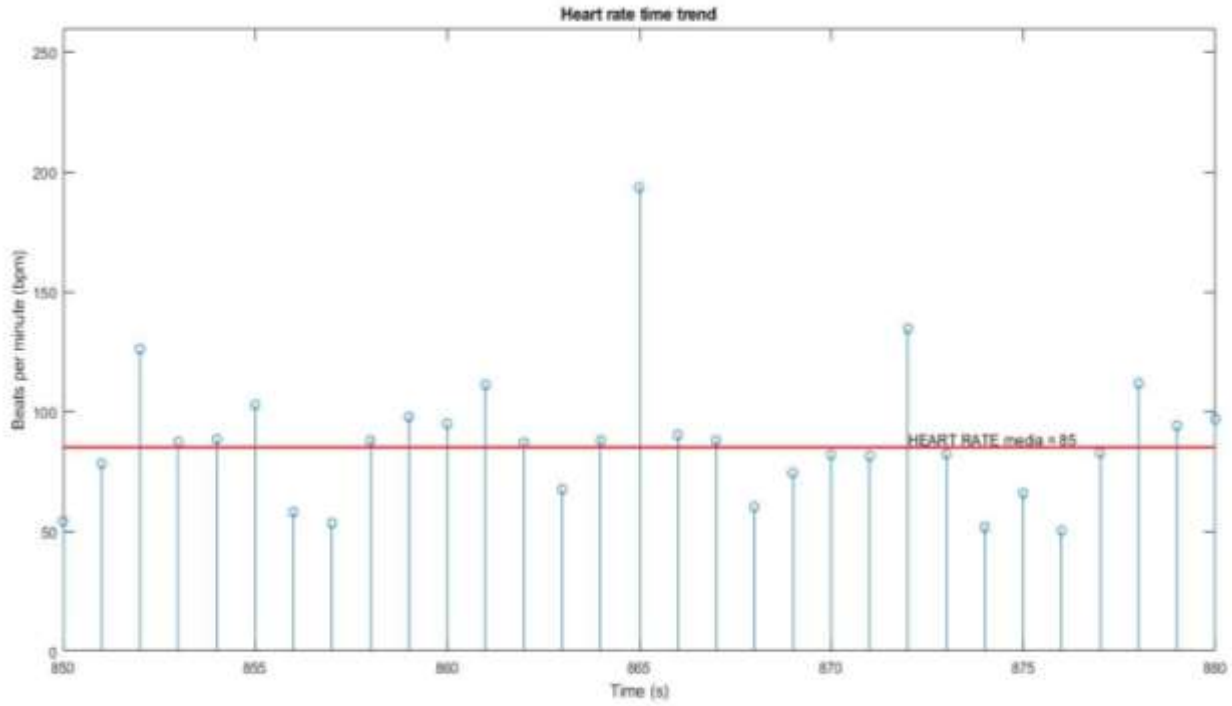


Fig. 3.10 – Andamento della frequenza cardiaca in funzione del tempo e confronto con il valor medio calcolato.

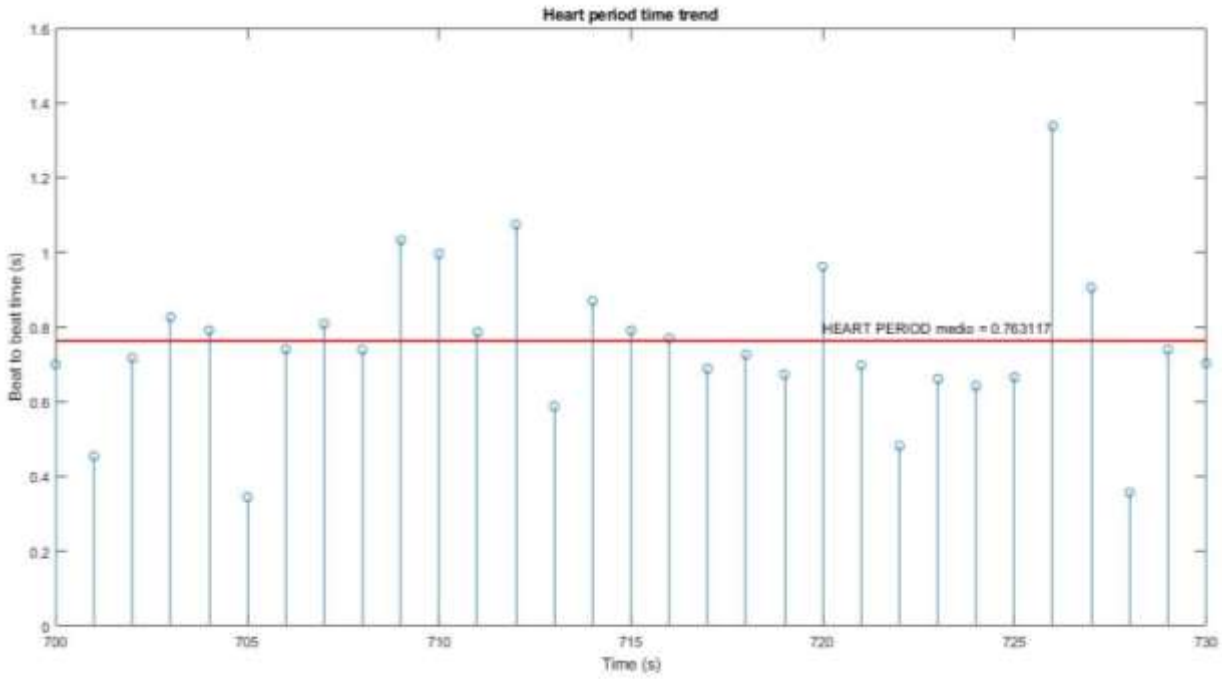


Fig. 3.11 – Andamento del periodo cardiaco in funzione del tempo e confronto con il valor medio calcolato.

Calcolando i valor medi abbiamo ottenuto:

- ✓ un valore di frequenza cardiaca pari a 85 bpm, in linea con il valore fisiologico che va dai 60 ai 90 bpm;
- ✓ un valore di periodo cardiaco pari a 0.76 s, in linea con il valore fisiologico (che va da 1 a 0.66 s).

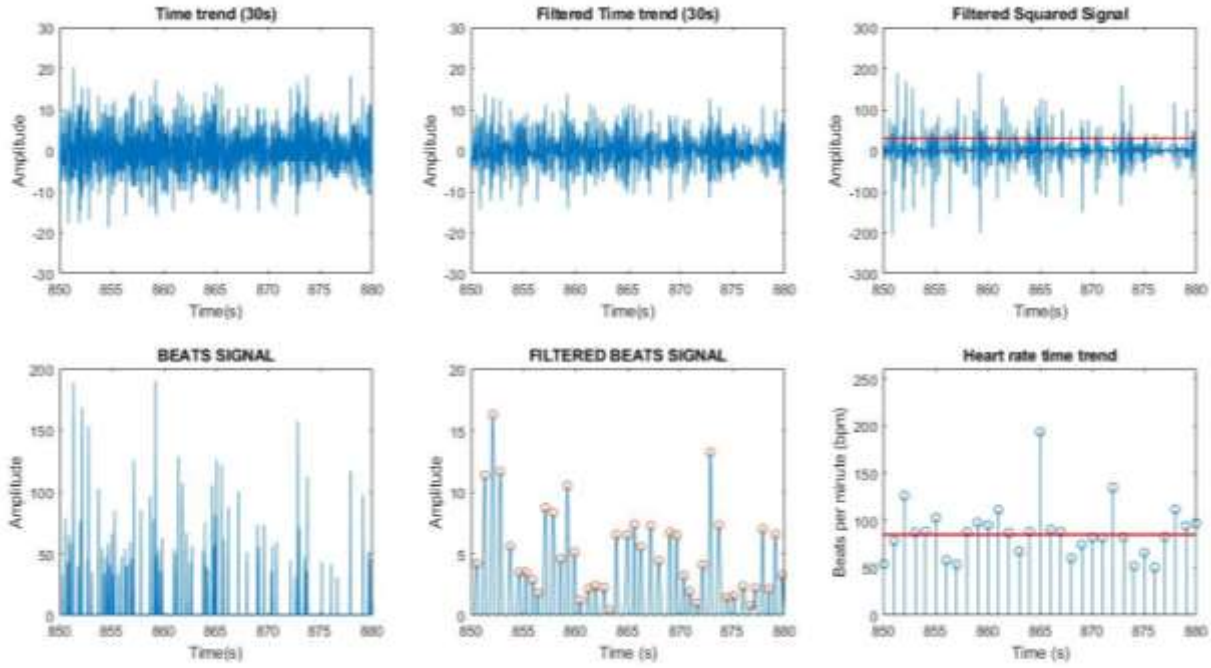


Fig. 3.12 – Riepilogo di tutti i grafici ottenuti per ricavare la frequenza cardiaca.

3.1 Frequenza e periodo respiratorio

La frequenza respiratoria [10] è strettamente legata alla frequenza cardiaca, se essa sale, per un'intensa attività fisica del soggetto, anche la frequenza respiratoria sale per aumentare la ventilazione polmonare e soddisfare il fabbisogno di ossigeno. Al contrario un soggetto in apnea registrerà un abbassamento della frequenza cardiaca.

Per estrarre la frequenza respiratoria è stata analizzata la stessa porzione di segnale del paragrafo precedente, dunque si fa riferimento allo stesso soggetto adulto sano e nelle stesse condizioni.

Viene effettuato un ragionamento simile a quello che ha portato all'estrazione della frequenza cardiaca: alla porzione di segnale considerato si va ad applicare un filtro Butterworth del 6° ordine di tipo passa basso con frequenza di taglio pari a 0.7 Hz in modo da eliminare tutte le componenti a frequenza maggiore di quella respiratoria.

Il segnale filtrato presente in Fig. 3.13 presenta un andamento lentamente variabile nel tempo di periodo tra i 3-4 secondi, attribuibile al periodo respiratorio.

La frequenza respiratoria costituisce un fondamentale parametro vitale ed indica il numero di atti respiratori compiuti in un minuto e, in un adulto sano, si aggira attorno ai 12-20 atti per minuto che corrisponde a periodi respiratori compresi tra 5 e 3 secondi.

Per estrarre i periodi respiratori è necessario analizzare solo i picchi utili del segnale, vale a dire quelli presenti sul semipiano positivo delle y per cui si definisce una soglia fissa in ampiezza posta a 0, in modo che al di sotto di essa vadano a zero mentre gli altri conservino il loro valore. Otteniamo così un nuovo segnale che chiameremo 'Breaths Signal'.

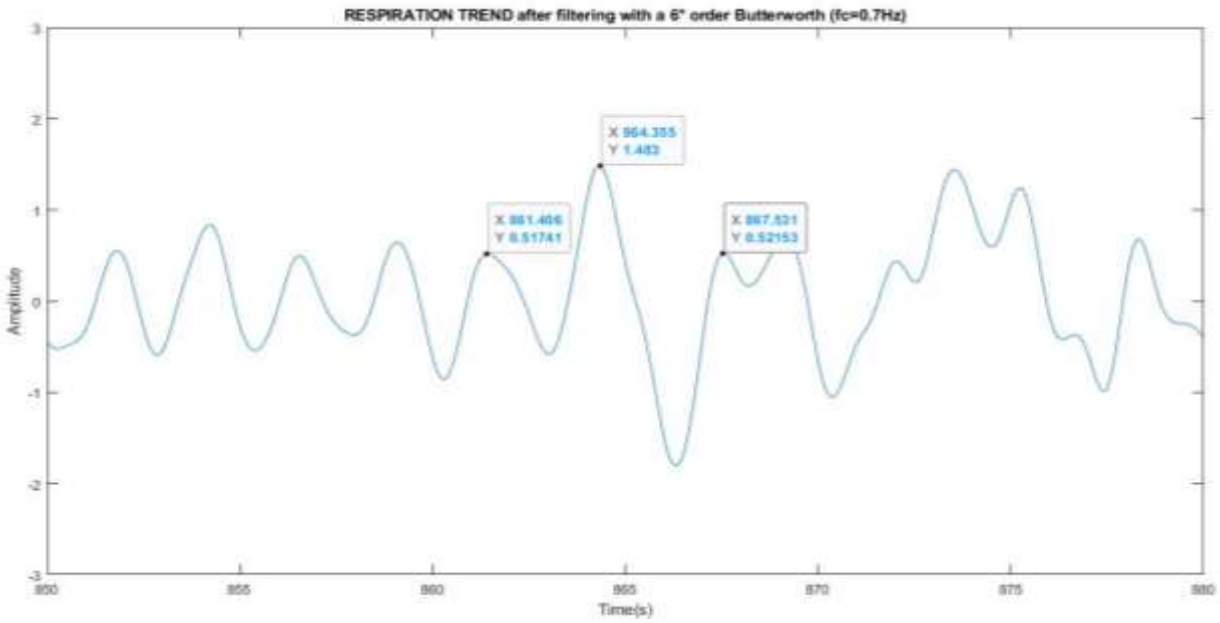


Fig. 3.13 – Andamento nel tempo del segnale (30s) BCG raw filtrato acquisito su un soggetto adulto sano.

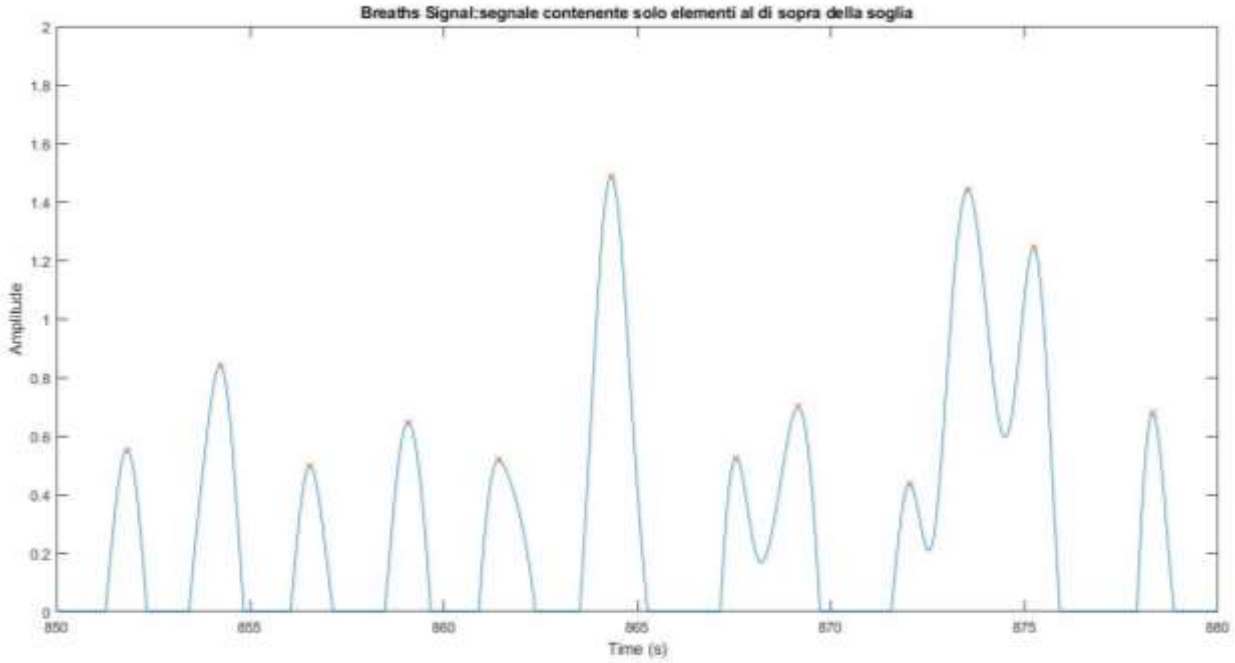


Fig. 3.14 - Segnale contenente tutti e soli i campioni di ampiezza maggiore di zero del segnale di Fig. 3.13.

Considerando che il soggetto respiri in modo regolare, per eliminare il problema della presenza di doppi picchi o di picchi troppo distanti tra loro, si può ricorrere ad una delle seguenti approssimazioni matematiche laddove il periodo cardiaco non sia compreso nel range di normalità:

1. In presenza di picchi troppo vicini tra loro, si possono sostituire con un unico picco posizionato a metà tra l'uno e l'altro;
2. Sia in presenza di picchi troppo vicini che troppo distanti, si può attribuire al periodo cardiaco il valore assunto nell'istante precedente.

Come per il periodo e frequenza cardiaca, si plotta in funzione del tempo l'andamento del periodo (Fig. 3.15) e della frequenza respiratoria (Fig. 3.16).

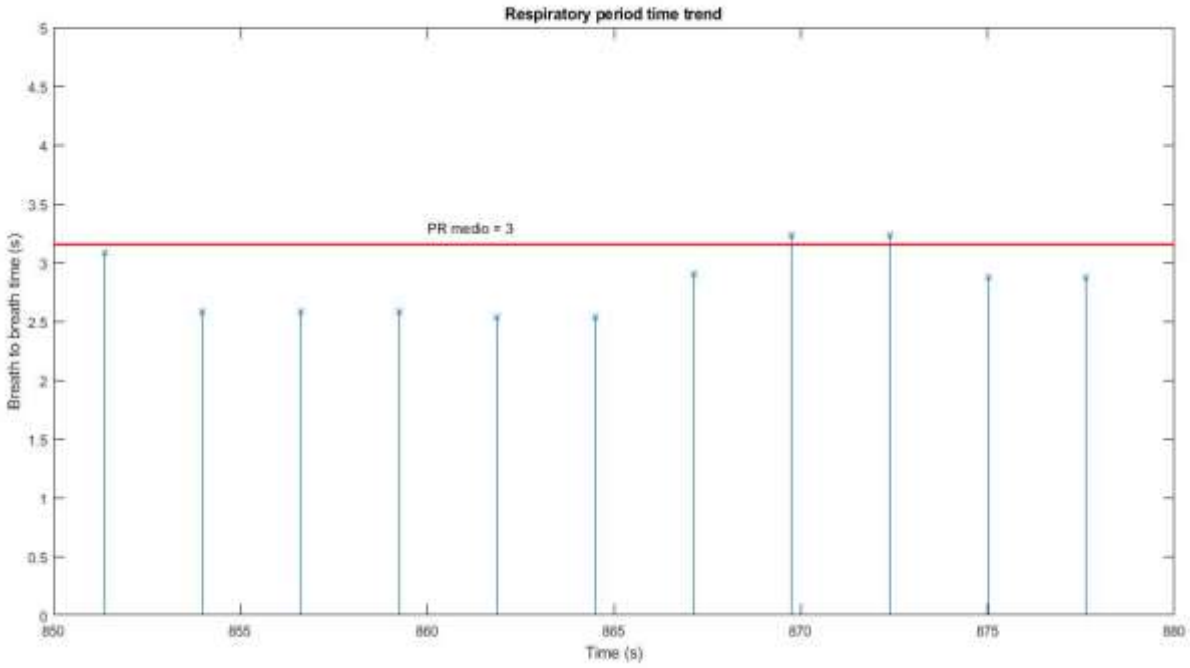


Fig. 3.15 – Andamento nel tempo del periodo respiratorio.

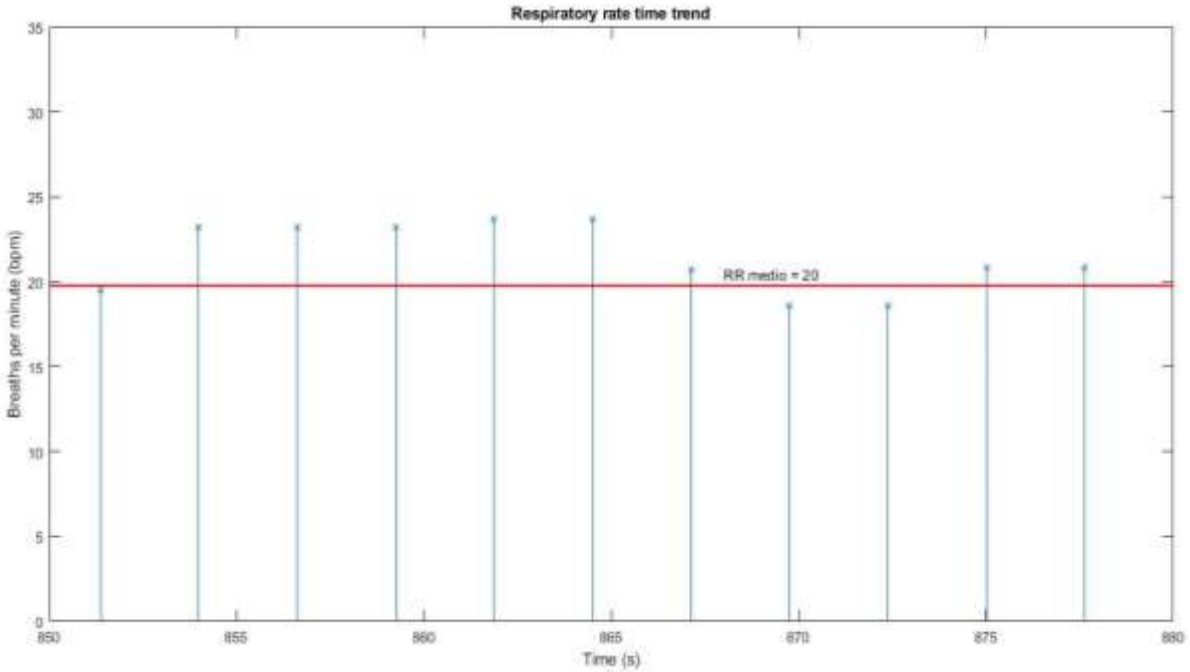


Fig. 3.16 – Andamento nel tempo della frequenza respiratoria.

Anche in questo caso è possibile calcolare i valor medi dei due parametri, ottenendo:

- ✓ un valore del periodo respiratorio pari a 3 s, in linea con il valore fisiologico che va dai 5 ai 3 s;
- ✓ un valore di frequenza respiratoria pari a 20 atti al minuto, in linea con il valore fisiologico che va dai 12 ai 20 atti al minuto.

CAPITOLO IV

Variabilità della frequenza cardiaca in diverse situazioni

4.1 Cosa s'intende per HRV

La frequenza cardiaca (heart rate) è definita come il numero medio di battiti cardiaci al minuto. In realtà, il tempo che passa fra un battito cardiaco e l'altro non è costante ma cambia continuamente. Ciascuno di noi presenta una naturale **variabilità della frequenza cardiaca** in risposta a fattori quali il ritmo del respiro, gli stati emozionali, lo stato di ansia, stress, rabbia, rilassamento, pensieri; in un cuore sano la frequenza cardiaca risponde in maniera rapida a tutti questi fattori, modificandosi a seconda della situazione, in modo che l'organismo riesca ad adattarsi nel miglior modo possibile alle diverse situazioni che si possano presentare.

Lo studio della **Heart Rate Variability** (HRV) consiste nella misura ed analisi della variabilità della frequenza cardiaca al fine di dedurre alcune importanti informazioni come, ad esempio, valutare il rischio di aritmie cardiache e di infarto, la qualità e la quantità del sonno di cui si ha bisogno e inoltre permette di capire quanto tempo il nostro corpo impiega per tornare alla normalità dopo un intenso allenamento.

In tale elaborato si è valutata la variazione della frequenza cardiaca (FC) prelevando dei segnali in diverse situazioni:

- durante la notte, in cui la FC varia nelle diverse fasi del sonno
- dopo aver eseguito una prova sotto sforzo.

4.2 Il ruolo della frequenza cardiaca sotto sforzo

La FC incide fortemente sulla nostra salute generale, infatti questo parametro può essere utilizzato come indicatore del livello di fitness.

L'HRV è utilizzato nella misurazione delle nostre risposte ai fattori di stress. Per uno sportivo, ad esempio, l'allenamento è il primo fattore di stress, pertanto raccogliere dati relativi alla variabilità della frequenza cardiaca nello sport può diventare molto interessante; infatti, il monitoraggio della variazione delle misurazioni rispetto al nostro valore di riferimento, chiamato linea base, permette di capire meglio quanto tempo il nostro corpo ha bisogno per tornare alla normalità dopo un

allenamento, in altre parole finché l'HRV non si avvicinerà alla nostra linea base sarà sconsigliato inserire un nuovo intenso programma di lavoro.

Di recente sono stati sviluppati nuovi strumenti di misurazione, a cui sono stati apportati notevoli miglioramenti a livello di accessibilità e semplicità di utilizzo. Questi strumenti tipicamente si basano su cardiofrequenzimetri disponibili in commercio (un esempio è la fascia toracica), tuttavia esistono applicazioni prive di sensori o dispositivi esterni con le quali è possibile calcolare con precisione e in breve tempo (circa 1 minuto) l'HRV e fornire così una buona guida per l'utente.

4.2.1 Prova sotto sforzo e valutazione del segnale acquisito con sensore Murata e Polar H10

Nel terzo capitolo è stato analizzato un segnale BCG prelevato con il sensore Murata SCA11H per analizzare alcuni parametri fisiologici come frequenza cardiaca e frequenza respiratoria.

In questo paragrafo, invece, verrà analizzato un segnale BCG acquisito dopo una prova sotto sforzo per evidenziare la variazione della frequenza cardiaca e dopo quanto tempo ritorna ai valori iniziali.

Nello stesso intervallo di tempo e nelle medesime condizioni verrà prelevato un segnale con il dispositivo Polar H10, ideale per la misurazione della frequenza cardiaca ad alta precisione in qualsiasi sport, in modo da poter verificare l'attendibilità dei risultati ottenuti con il sensore Murata.

Una volta posizionata la fascia cardio Polar H10 intorno al torace, è stato registrato il segnale **durante** la corsa attraverso l'app Polar Beat (come mostrato in figura 4.1).

Fig. 4.1– Andamento nel tempo del segnale acquisito DURANTE la corsa con sensore Polar H10

In ambito clinico si è soliti usare 5 minuti di registrazione per misurare la variabilità della FC ma studi recenti hanno mostrato che anche solo 1 minuto di acquisizione può essere sufficiente, soprattutto se si limita l'analisi del dato al dominio del tempo.

Dunque **dopo** aver corso per circa 3 minuti è stato prelevato, contemporaneamente, 1 minuto di segnale con entrambi i dispositivi (il sensore Murata è stato posizionato sotto il letto mentre il sensore Polar intorno al torace) sullo stesso soggetto adulto sano di genere femminile di 22 anni posto sul letto in posizione supina con lo scopo di analizzarne l'andamento.

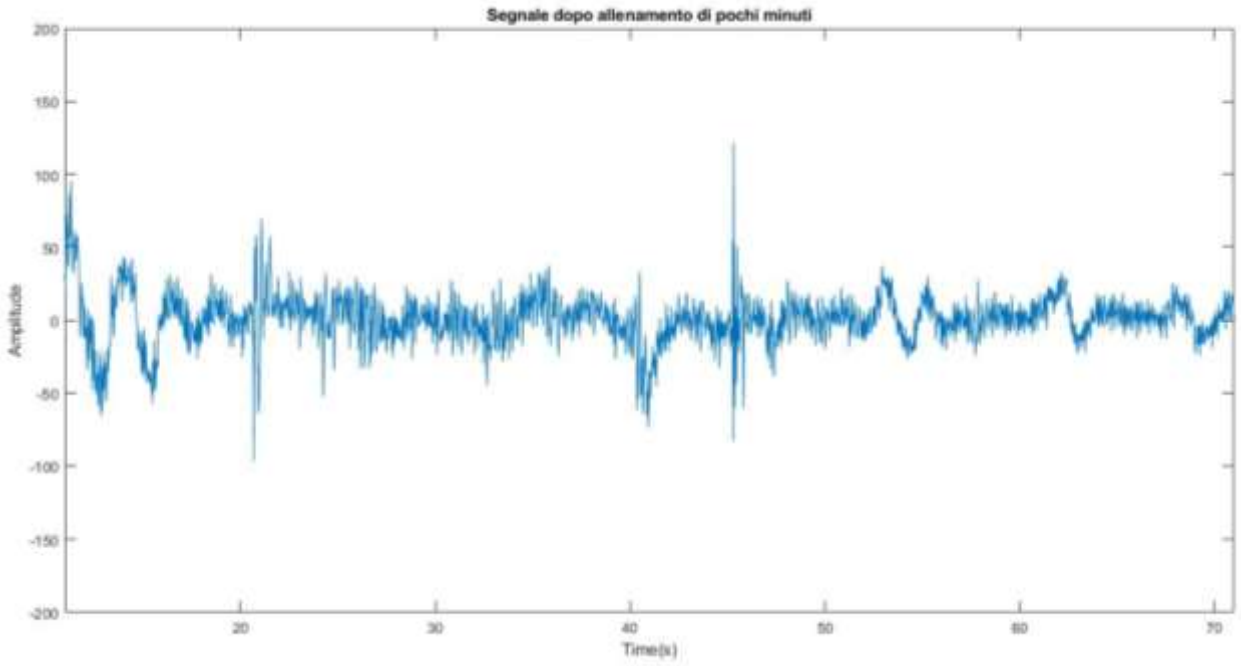


Fig. 4.2– Andamento nel tempo di 1 minuto di segnale acquisito sul letto DOPO la corsa con sensore Murata

Fig. 4.3– Andamento nel tempo di 1 minuto di segnale acquisito sul letto DOPO la corsa con sensore Polar H10

Grazie alla piattaforma Matlab, è stato possibile ricavare i valori di frequenza cardiaca media e periodo cardiaco medio relativi alla Fig. 4.2.

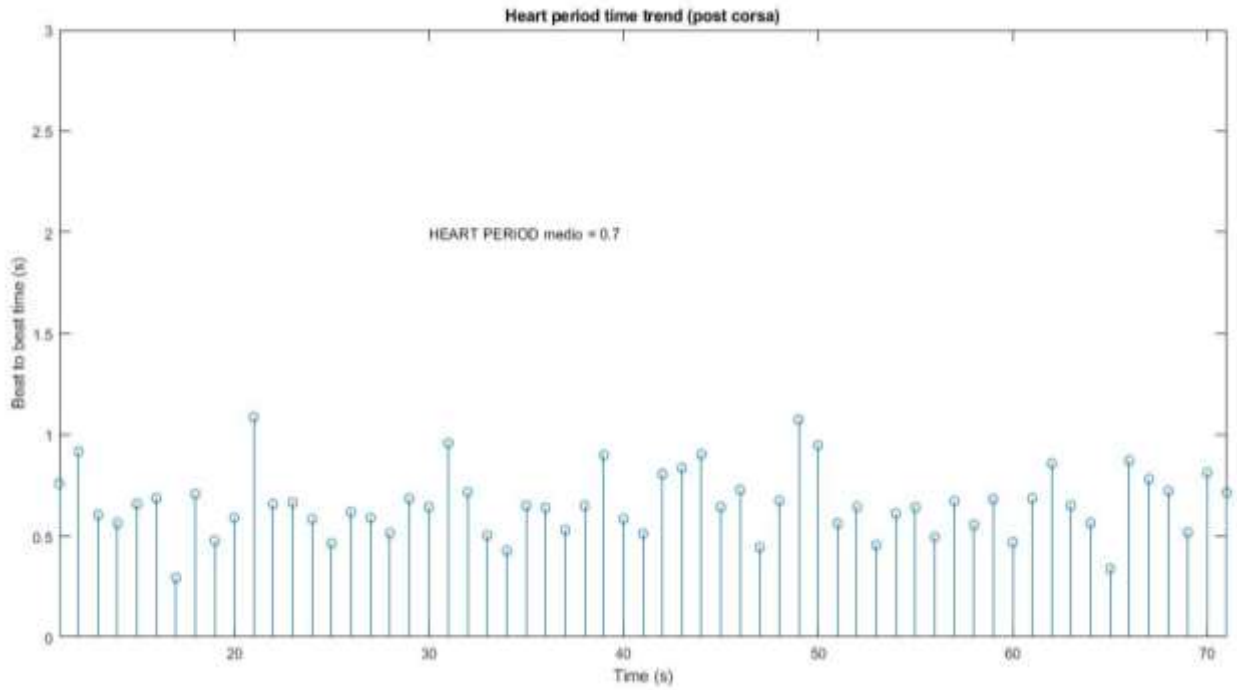


Fig. 4.4– Andamento nel tempo del periodo cardiaco post corsa

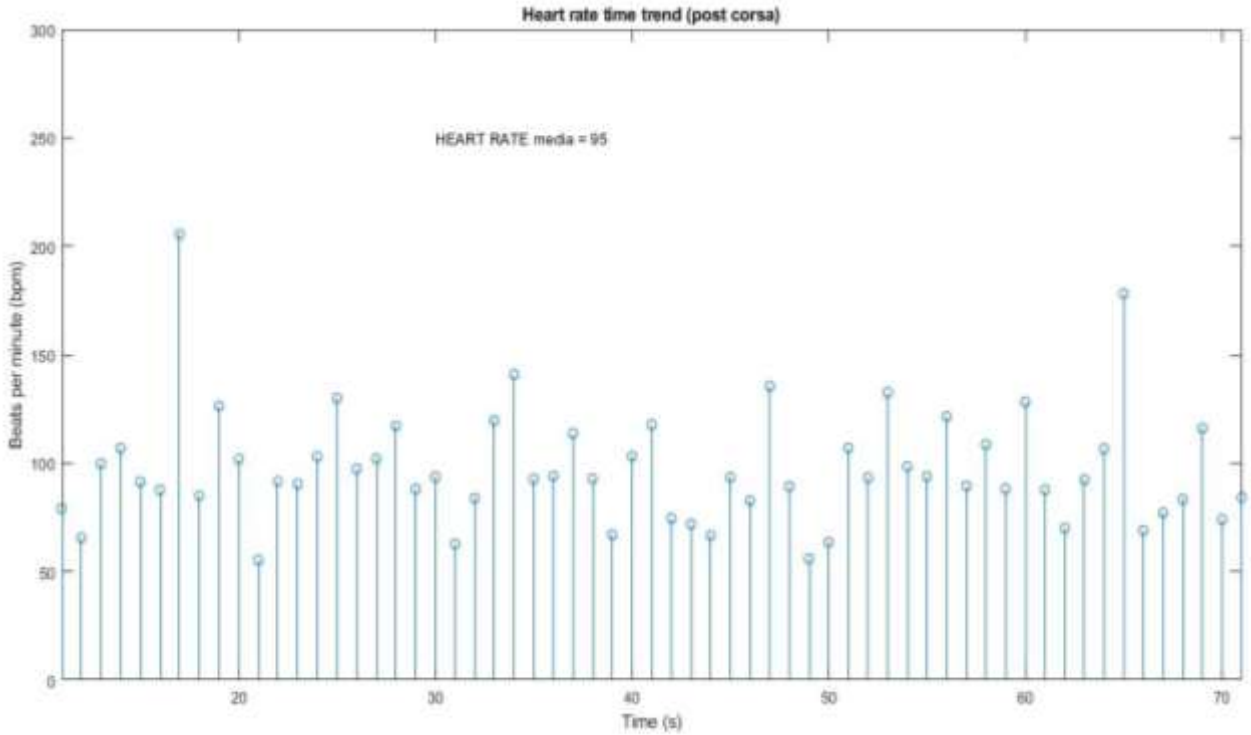


Fig. 4.5– Andamento nel tempo della frequenza cardiaca post corsa

Si evidenzia, dopo la corsa, un valore di frequenza cardiaca medio pari a circa 95 bpm su tutto l'intervallo temporale quindi c'è un aumento rispetto ai valori standard e ciò è dovuto allo sforzo fisico, inoltre conoscendo la frequenza cardiaca sotto sforzo è possibile adattare l'allenamento entro quei valori basandosi sugli obiettivi prefissati per ogni sessione di esercizi.

La frequenza cardiaca ritorna a valori standard con l'aumentare del tempo. Per mettere in risalto tale decadimento si andranno a considerare i seguenti intervalli temporali sia del segnale presente in Fig. 4.2 sia del segnale presente in Fig. 4.3:

- intervallo compreso tra 15 s e 30 s
- intervallo compreso tra 32 s e 47 s

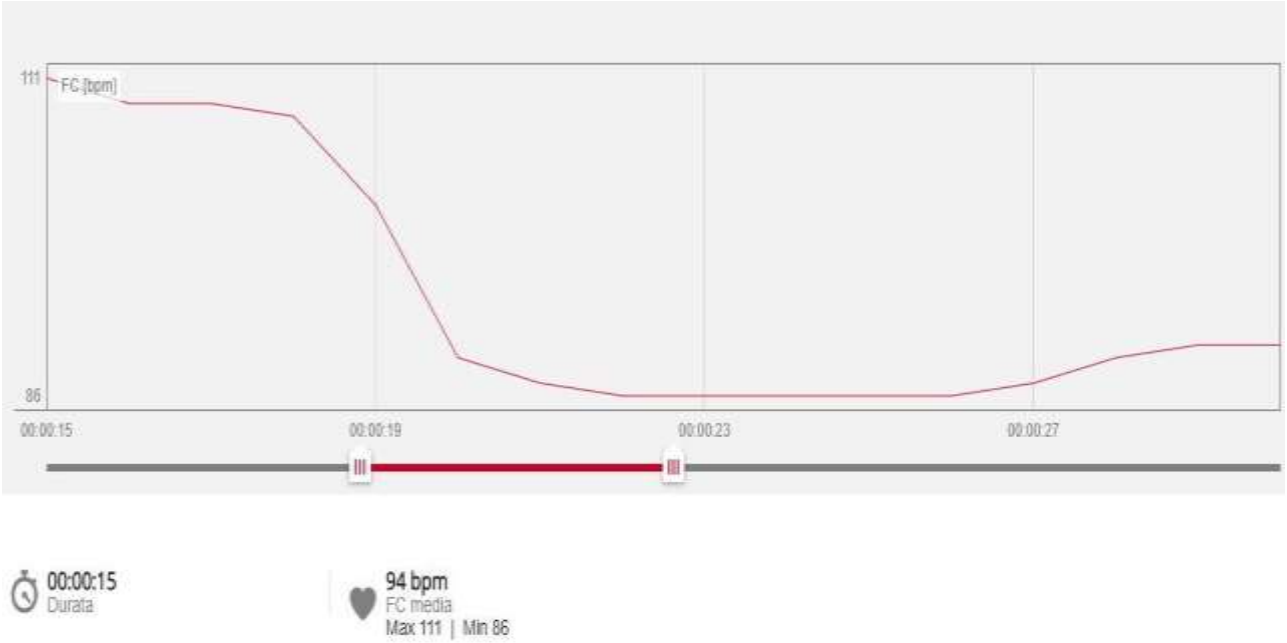


Fig. 4.6– Finestra temporale compresa tra 15 secondi e 30 secondi del segnale presente in Fig. 4.3 (post corsa)

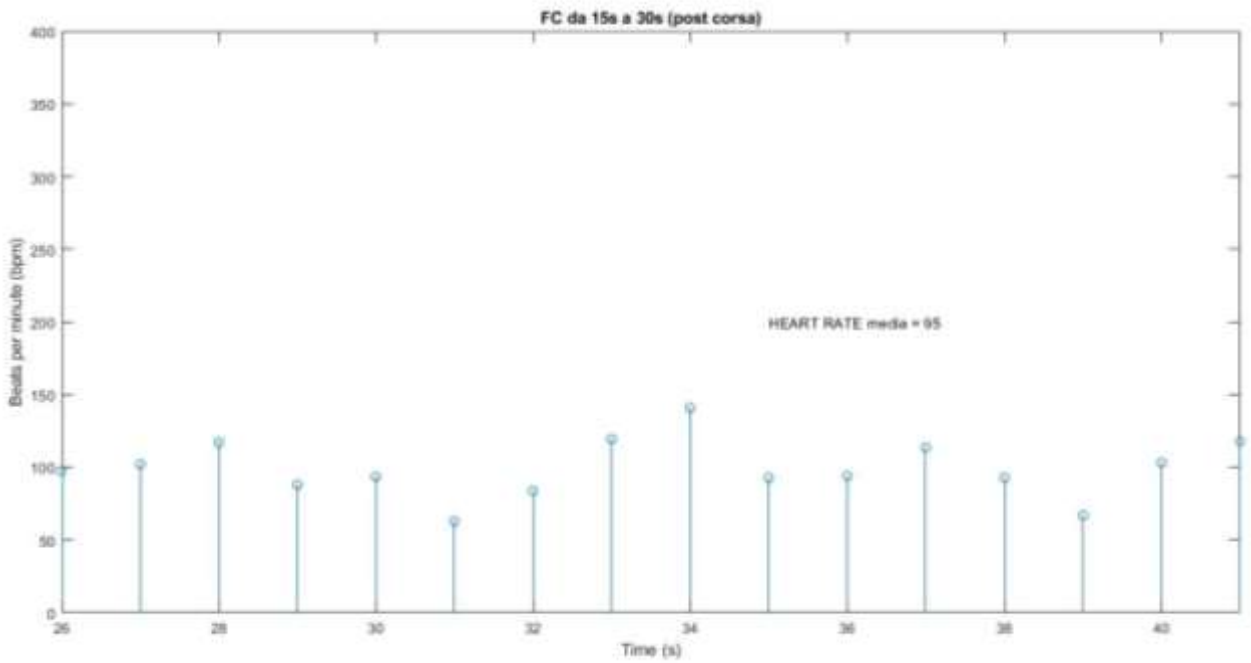


Fig. 4.7– Andamento della FC considerando la finestra temporale compresa tra 15 secondi e 30 secondi del segnale presente in Fig. 4.2 (post corsa)

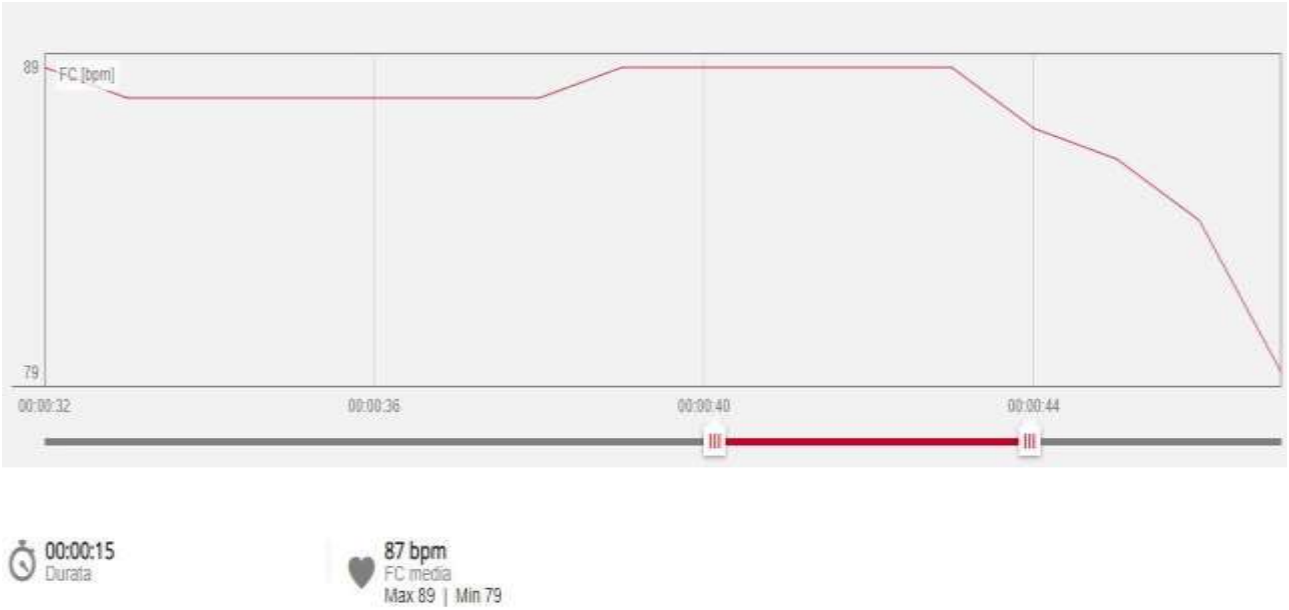


Fig. 4.8– Finestra temporale compresa tra 32 secondi e 47 secondi del segnale presente in Fig. 4.3 (post corsa)

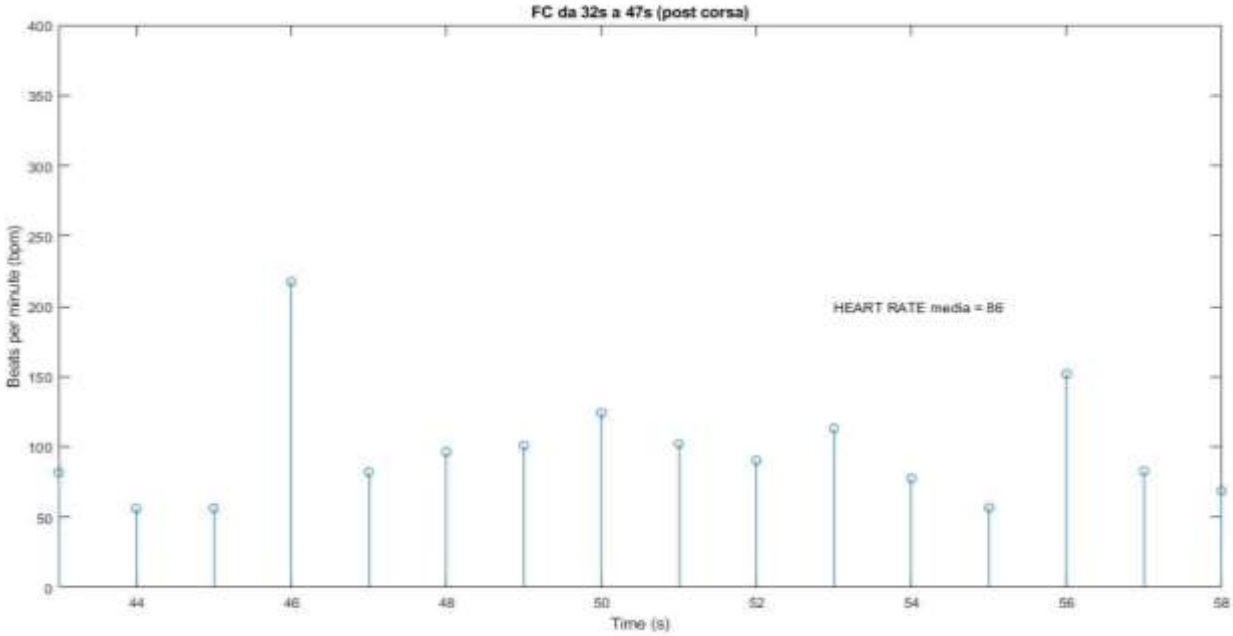


Fig. 4.9– Andamento FC della finestra temporale compresa tra 32 secondi e 47 secondi del segnale presente in Fig. 4.2 (post corsa)

Dunque, nel primo intervallo temporale si registra un leggero decremento della FC rispetto al valor medio ottenuto durante l'acquisizione di tutto il segnale mentre nel secondo intervallo temporale si registra un decremento molto maggiore rispetto al primo intervallo.

Inoltre, come mostrato in figura 3.5 del terzo capitolo, i picchi J del segnale BCG equivalgono ai picchi R del segnale ECG, che sono i picchi di nostro interesse per la valutazione della frequenza cardiaca. Pertanto per verificare ulteriormente l'attendibilità dei dati ottenuti con il sensore Murata è stato calcolato lo spettro del segnale contenente i picchi J ed è emerso che non è presente, come nella maggior parte dei casi, un picco attorno ad 1 Hz, che è correlato ad un tipico valore di frequenza cardiaca a riposo, ma è stato evidenziato un picco in corrispondenza di 1.58 Hz dovuto, appunto, all'aumento della frequenza cardiaca. Oltre a ciò, nella Fig. 4.10, si nota un andamento più veloce nella parte iniziale e man mano più lento nella parte finale in ragione del fatto che, con il tempo, la frequenza cardiaca si stabilizza a valori normali.

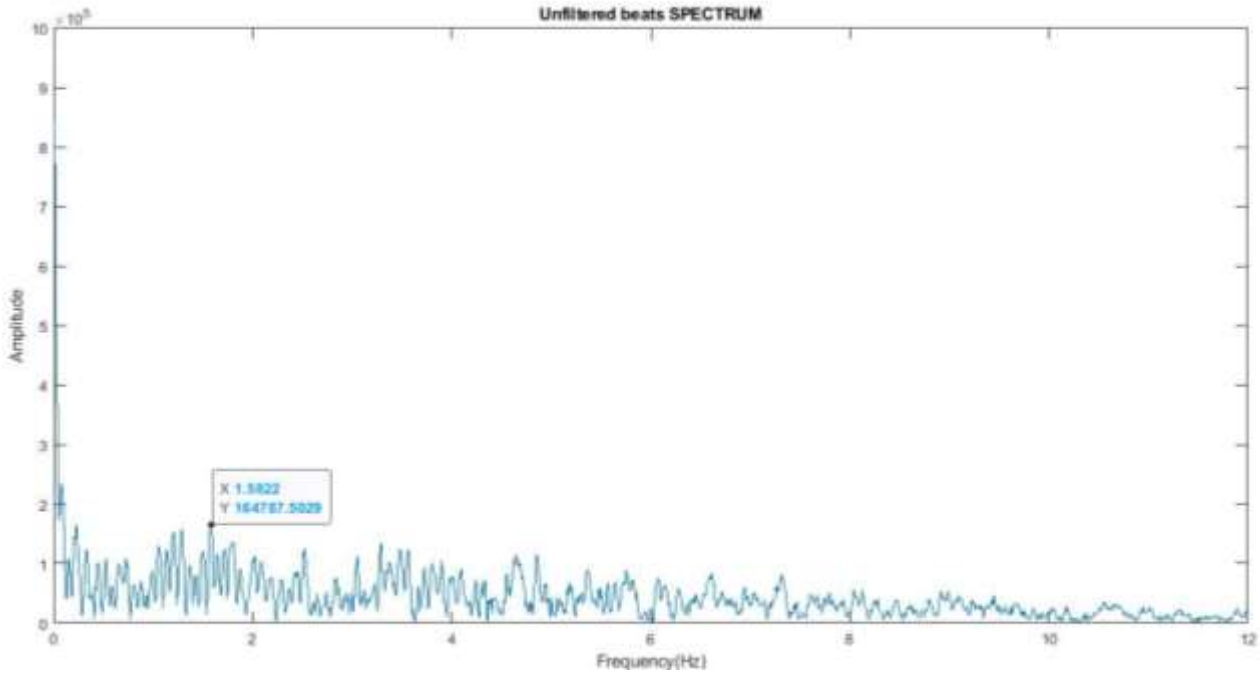


Fig. 4.10– Spettro del segnale contenente un picco in 1.5822 Hz, dovuto all'aumento della frequenza cardiaca

Successivamente è stata eseguita una prova sotto sforzo diversa dalla precedente considerando un altro soggetto adulto sano di genere femminile di 22 anni a cui viene chiesto di salire le scale per circa 3 minuti, ottenendo i risultati mostrati nelle immagini che seguono.

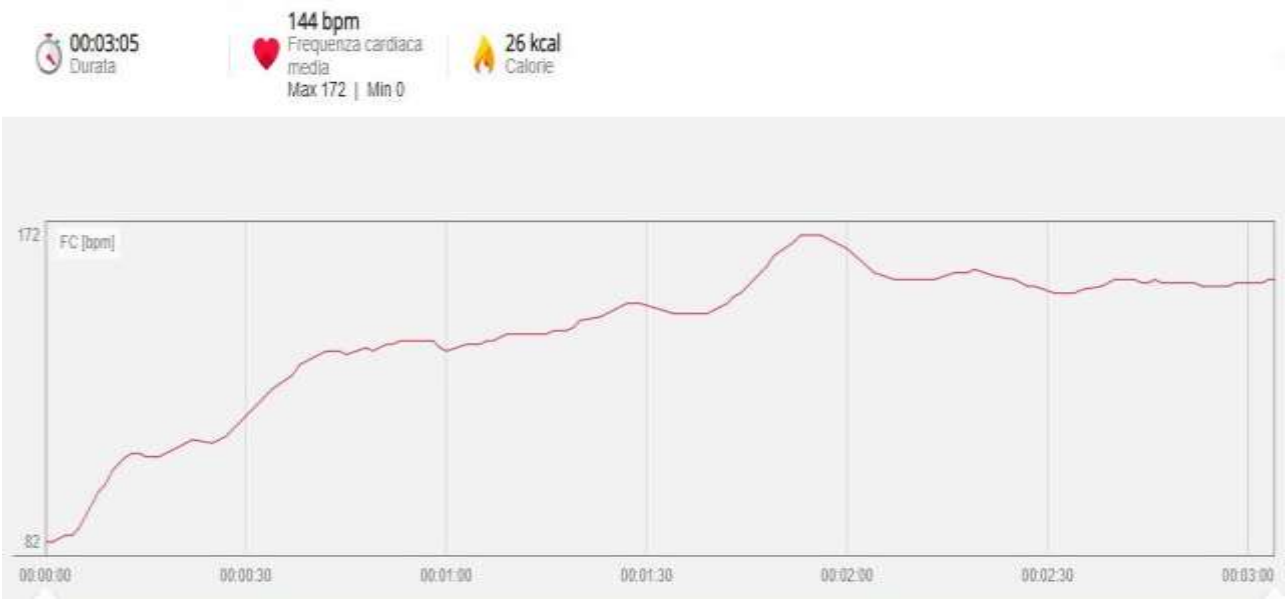


Fig. 4.11– Andamento nel tempo del segnale acquisito DURANTE la salita delle scale con sensore Polar H10

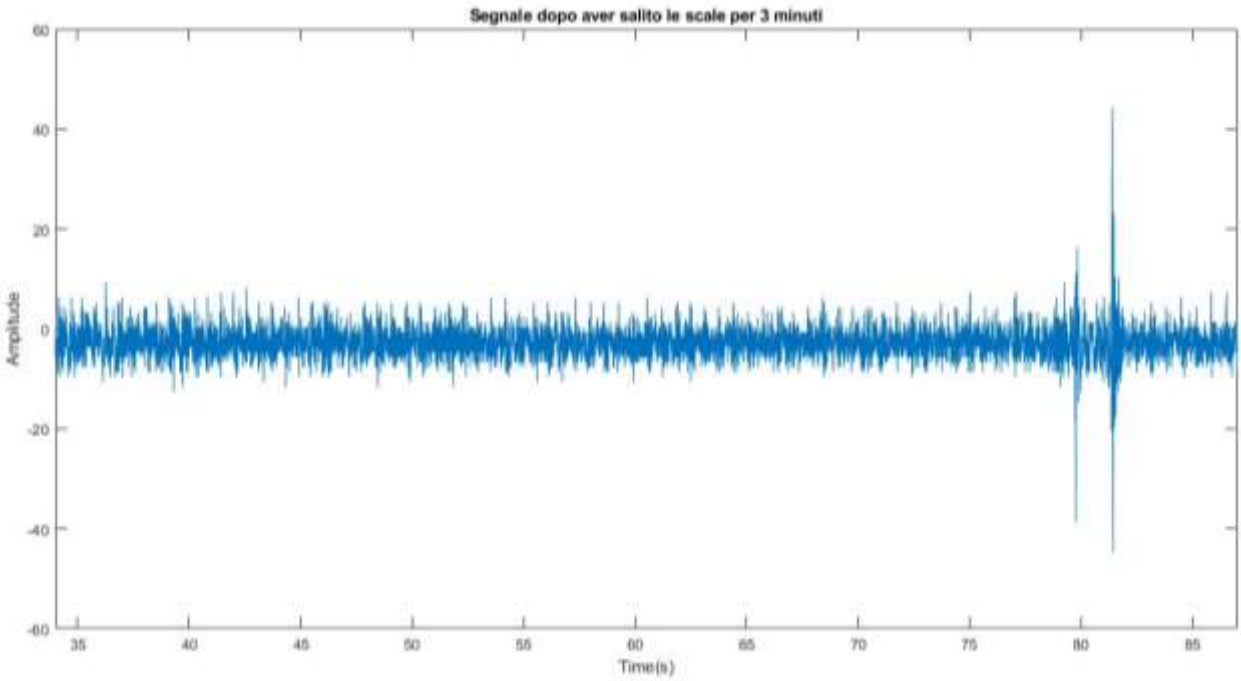


Fig. 4.12– Andamento nel tempo del segnale acquisito sul letto DOPO aver salito le scale con sensore Murata

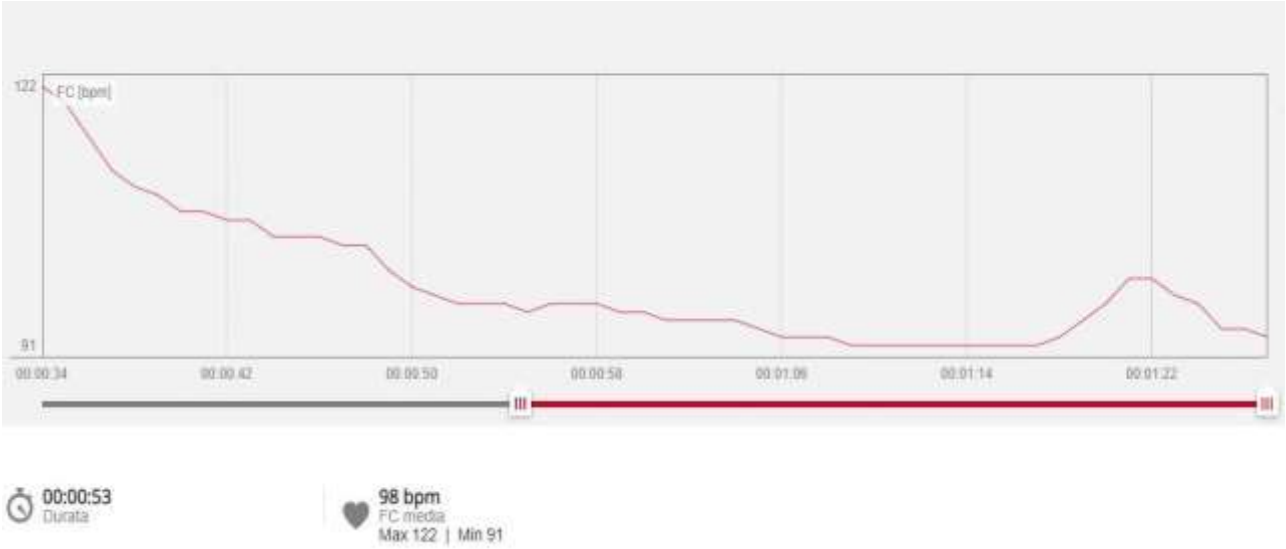


Fig. 4.13– Andamento nel tempo del segnale acquisito sul letto DOPO aver salito le scale con sensore Polar H10

Come per il caso precedente, è stata calcolata la frequenza cardiaca media e il periodo cardiaco medio relativi al grafico presente in Fig. 4.12.

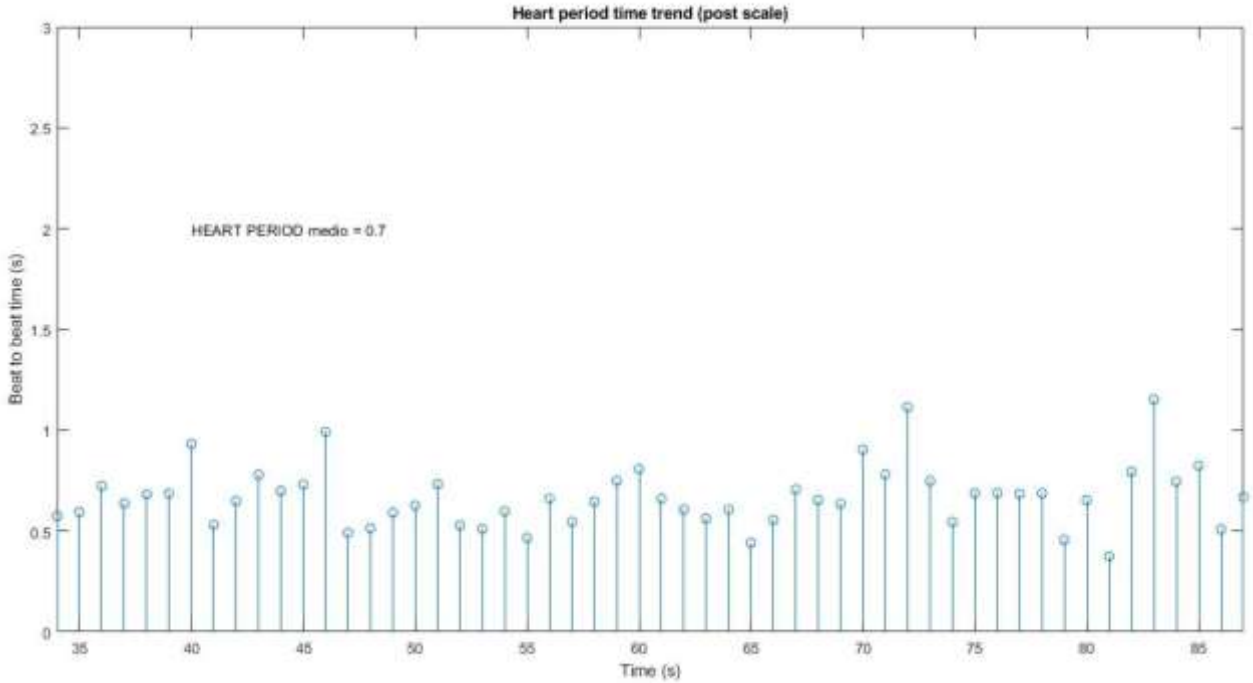


Fig. 4.14– Andamento nel tempo del periodo cardiaco dopo aver salito le scale

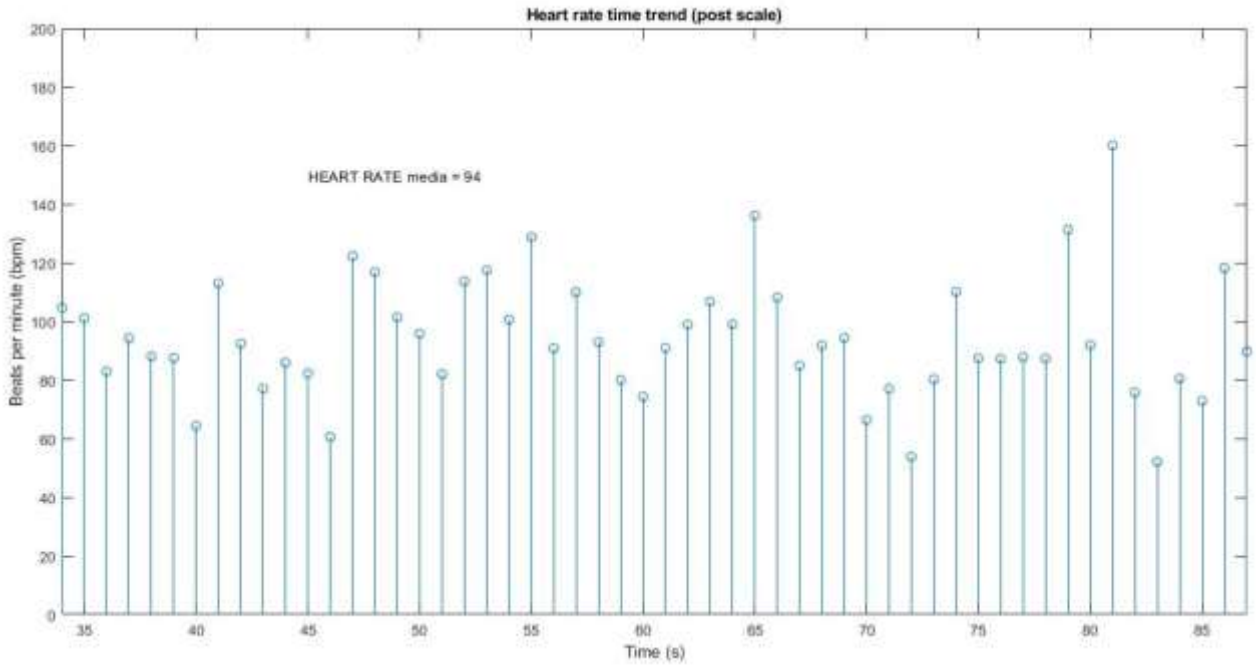


Fig. 4.15– Andamento nel tempo della frequenza cardiaca dopo aver salito le scale

Anche in questo caso i risultati ottenuti con Matlab sono in linea con quelli presenti sul tracciato ricavato con l'app Polar Beat in Fig. 4.13 (si discostano di poco, essendo il sensore Polar H10 più preciso).

Inoltre, le prove eseguite in tale elaborato sono piuttosto simili alle modalità di esecuzione nel caso di ECG sotto sforzo in cui inizialmente si chiede al paziente di "riscaldarsi" per circa 2-3 minuti poi, nella fase successiva della durata di circa 2-5 minuti detta fase di recupero, il paziente recupera gradualmente i valori che aveva a riposo. Nel corso dell'esame vengono valutati ad intervalli regolari parametri quali frequenza cardiaca, pressione arteriosa (mediante sfigmomanometro a bracciale) e di conseguenza le variazioni dell'elettrocardiogramma.
Pertanto si potrebbe pensare di migliorare ed utilizzare, direttamente da casa, questo metodo come alternativa al classico ECG sotto sforzo per valutare, in maniera periodica e costante, l'andamento della frequenza cardiaca e la sua variazione durante un allenamento.

4.3 Il ruolo della frequenza cardiaca durante la notte e classificazione delle fasi del sonno

Il sonno [11] è definito come stato di riposo contrapposto alla veglia. Varie definizioni indicano il sonno come "una periodica sospensione dello stato di coscienza", durante la quale l'organismo recupera energia. Come la veglia, infatti, il sonno è un processo fisiologico attivo che coinvolge l'interazione di componenti multiple del sistema nervoso centrale e autonomo.

Infatti, benché il sonno sia rappresentato da un apparente stato di quiete, durante questo stato avvengono complessi cambiamenti a livello cerebrale che non possono essere spiegati solo come un semplice stato di riposo fisico e psichico.

Un adeguato sonno è fondamentale per il sostenimento della vita, infatti dalla qualità e dalla durata del sonno dipende lo stato di salute psicofisico dell'individuo [12]. I disturbi del sonno, come ad esempio l'insonnia, sono presenti in molte patologie psichiatriche nelle quali la privazione del sonno ha un notevole impatto sulla qualità della vita della persona.

Tradizionalmente, sono state usate tre misure principali per definire la fisiologia del sonno:

- l'elettroencefalogramma (convenzionalmente abbreviato come "EEG") che traduce l'attività cerebrale in onde elettriche;
- l'elettrooculogramma (convenzionalmente abbreviato come "EOG") che registra i movimenti oculari e li traduce in onde elettriche;

- l'elettromiogramma (convenzionalmente abbreviato come "EMG") che registra l'attività muscolare (solitamente in polisonnografia quella del muscolo miloioideo che è un muscolo del collo).

Per un esame approfondito del sonno si usa la polisonnografia con la quale si registrano, durante un'intera notte, una serie di parametri fisiologici come il movimento della cassa toracica e dell'addome, il flusso d'aria che transita nella cavità nasale, la saturazione dell'ossigeno nel sangue e la frequenza cardiaca.

Nel 1953 Eugene Aserinsky e Nathaniel Kleitman scoprirono la presenza dei movimenti oculari rapid i (REM) durante il sonno. Questa semplice osservazione permise di differenziare il sonno [13] in una fase REM (con movimenti oculari rapidi) e in una fase NON REM (fase NREM). Alla fine degli anni sessanta, dopo la scoperta del sonno REM e NREM e del concetto di ciclicità di queste due fasi all'interno del sonno è nata la necessità di classificare in maniera standard le variazioni elettroencefalografiche che si verificavano durante il sonno.

Nel 1968 gli studiosi Rechtschaffen e Kales, basandosi sull'analisi dei parametri elettroencefalografici, elettromiografici ed elettrooculografici scoprirono che il sonno non è uguale per tutta la sua durata ma è caratterizzato dalla presenza di due fasi principali:

- fase NON-REM (Nrem), che a sua volta si divide in quattro stadi:
  - Stadio 1 (Addormentamento): questa è la fase più leggera che permette il passaggio graduale dalla veglia al sonno. Dura in genere tra i 5 e i 10 minuti ed è caratterizzata dal rilassamento dei muscoli del corpo, dall'abbassamento della temperatura corporea e dal rallentamento del battito cardiaco;
  - Stadio 2 (Sonno leggero): la frequenza cardiaca continua a rallentare e il corpo si sta preparando ad entrare nella fase del sonno profondo, in cui tutti i muscoli sono rilassati;
  - Stadio 3 (Sonno profondo): in questa fase, in cui si è completamente addormentati, i movimenti degli occhi sono praticamente assenti infatti se si venisse svegliati in questo punto, si potrebbe avvertire un senso di disorientamento e confusione;
  - Stadio 4 (Sonno profondo effettivo): questa è la fase più profonda del sonno ed è quasi impossibile svegliare una persona o svegliarsi. Gli occhi si muovono avanti e indietro in modo irregolare ma con le palpebre chiuse. In questi minuti l'organismo si rigenera, ripristinando le riserve metaboliche.

- fase REM: è la fase in cui prevalentemente si sogna, o meglio quella in cui è più frequente ricordare cosa si sogna. Durante questo stadio il flusso sanguigno, l'attività cerebrale e la respirazione aumentano gradualmente. L'elettroencefalogramma dimostra come in questa fase il cervello sia attivo come quando si è svegli, confermato dal fatto che si consuma ossigeno e glucosio come se si stesse compiendo un'attività intellettuale e ciò è testimoniato anche dai movimenti oculari che sono più rapidi. Il sonno Rem tende a diminuire con l'avanzare dell'età in favore del sonno Non Rem.

Pertanto la **fase NREM** è caratterizzata da una diminuzione dei parametri virali, come la frequenza cardiaca, viceversa la **fase REM** è caratterizzata da un aumento della frequenza cardiaca (e di conseguenza anche dell'HRV) e da un andamento desincronizzato.

Le conseguenze negative della privazione del sonno sono numerose, soprattutto se alla lunga si viene a creare il cosiddetto debito di sonno. Le più comuni patologie legate al sonno sono: insonnia, disturbi respiratori del sonno (apnee notturne), disturbi del ritmo cardiaco nel sonno, sonnambulismo, disturbi motori del sonno (sindrome delle gambe senza riposo e bruxismo).

Dunque, dalla valutazione di un segnale acquisito durante la notte è possibile ricavare alcune importanti informazioni e determinati parametri.

4.3.1 Valutazione del segnale acquisito con sensore Murata e Polar H10 durante la notte

In questo paragrafo verrà analizzato un segnale prelevato su un soggetto adulto sano di 22 anni durante l'intera notte con entrambi i sensori (Murata SCA11H posizionato sotto il letto e Polar H10 intorno al torace) in cui si andranno ad evidenziare le principali fasi del sonno. Dopo aver opportunamente filtrato il segnale iniziale con un filtro Butterworth del 6 ordine è stato ricavato il grafico mostrato nella Fig. 4.16 che presenta le due fasi principali del sonno per mostrare il relativo cambiamento della frequenza cardiaca.

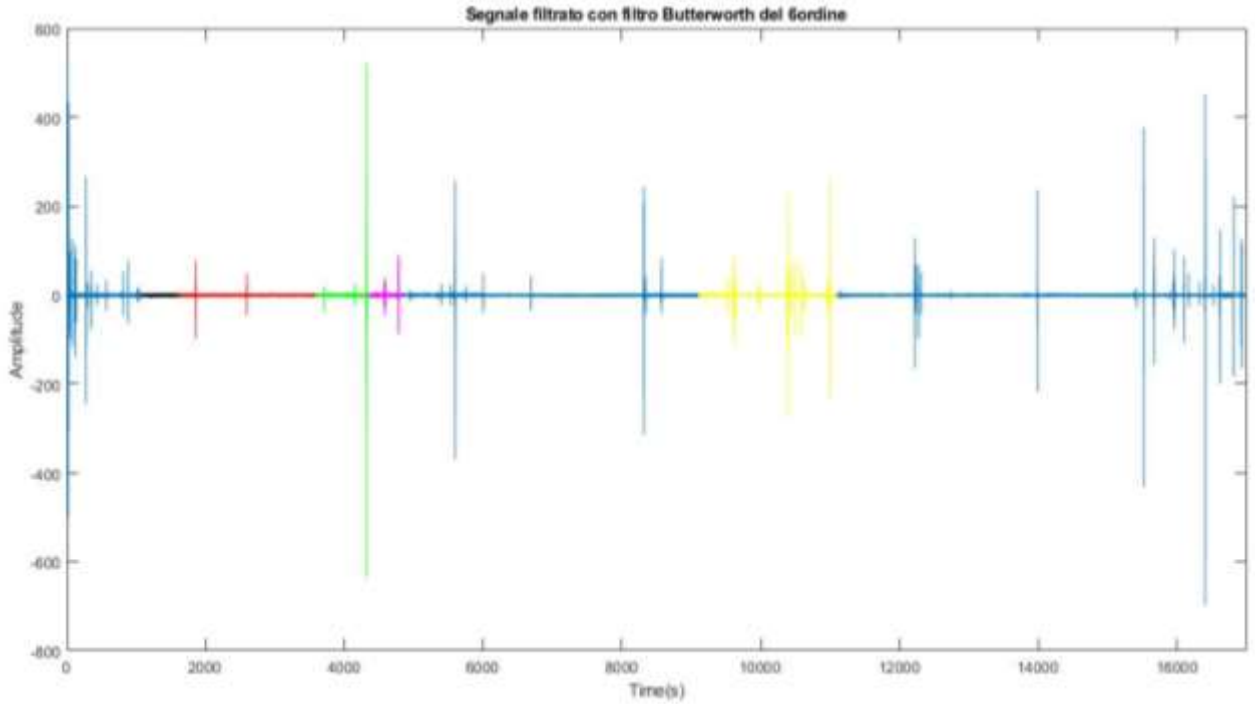


Fig. 4.16– Andamento nel tempo del segnale acquisito durante l'intera notte con sensore Murata evidenziando le varie fasi del sonno

La fase Nrem è costituita da quattro parti: fase di addormentamento (evidenziata in nero), fase di sonno leggero (evidenziata in rosso), fase di sonno profondo (evidenziata in verde) e fase di sonno profondo effettivo (evidenziata in magenta). È stata presa in esame l'ultima parte-in magenta-riportata nella Fig. 4.17 in cui è presente una maggiore diminuzione della frequenza cardiaca, tipico di questa fase.

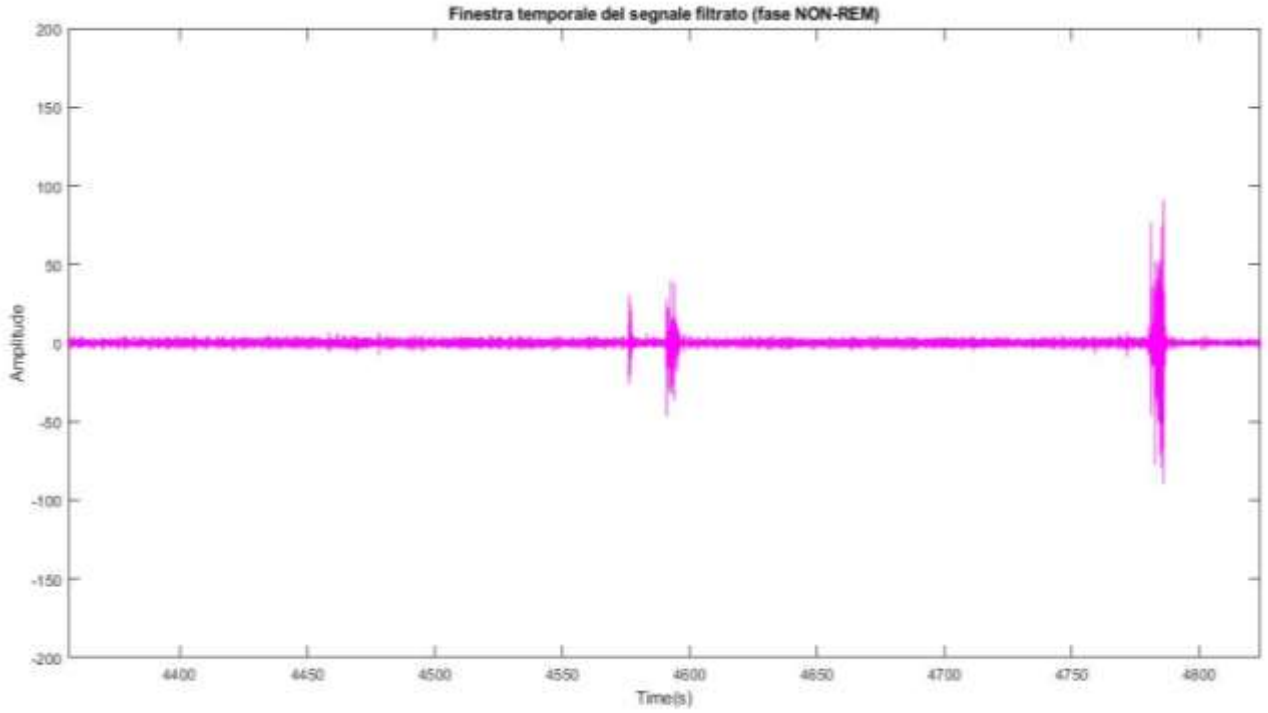


Fig. 4.17– Andamento nel tempo dell'ultima parte della fase NON-REM

Successivamente, dal grafico presente in Fig. 4.17, è stata calcolata la frequenza cardiaca come mostrato nella Fig. 4.18.

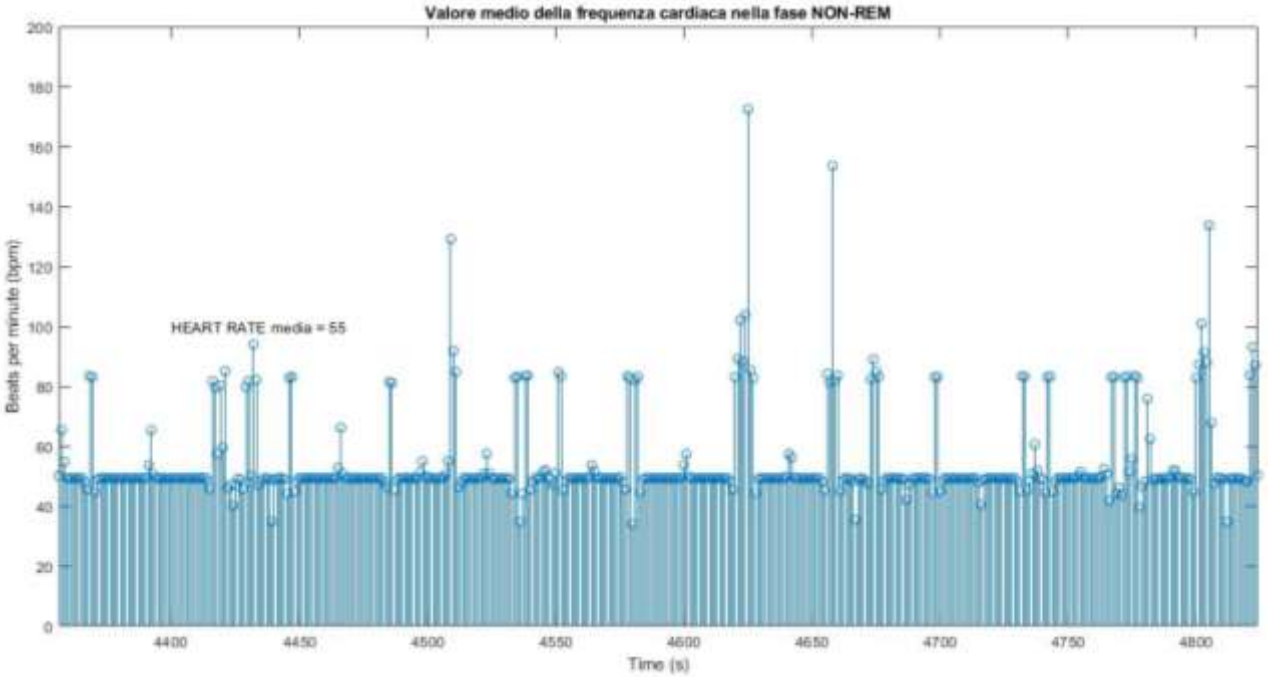


Fig. 4.18– Andamento nel tempo della FC nell'ultima parte della fase NON-REM

Come metodo di confronto è stato utilizzato il grafico ottenuto con l'app Polar Beat mostrato in Fig. 4.19 in cui è stata valutata la stessa parte di segnale analizzata con Matlab, quella in magenta, riportata nella Fig. 4.20.

Fig. 4.19– Andamento nel tempo del segnale acquisito durante l'intera notte con sensore Polar

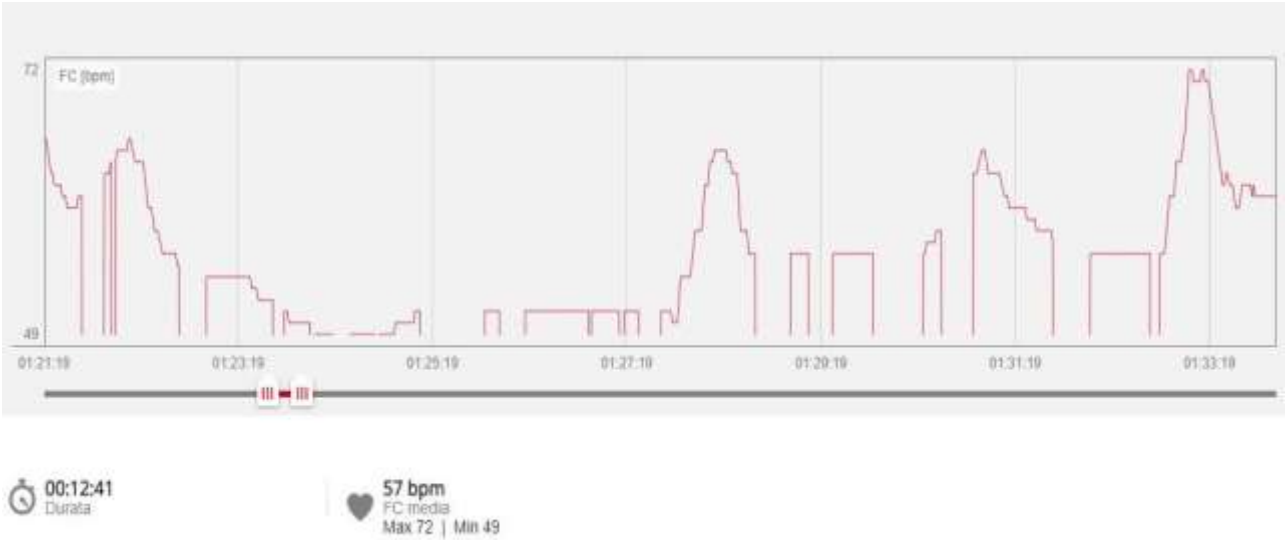


Fig. 4.20–Andamento nel tempo dell'ultima parte di segnale della fase NON-REM relativa al grafico presente in fig. 4.19

In entrambi i casi si è ottenuto un valore confrontabile di frequenza cardiaca: con il sensore Murata una frequenza cardiaca pari a 55 bpm e con il sensore Polar una frequenza cardiaca pari a 57 bpm.

In seguito è stato eseguito lo stesso procedimento per la fase REM (evidenziata in giallo nel grafico mostrato nella Fig. 4.16) la quale si presenta dopo la fase Nrem.

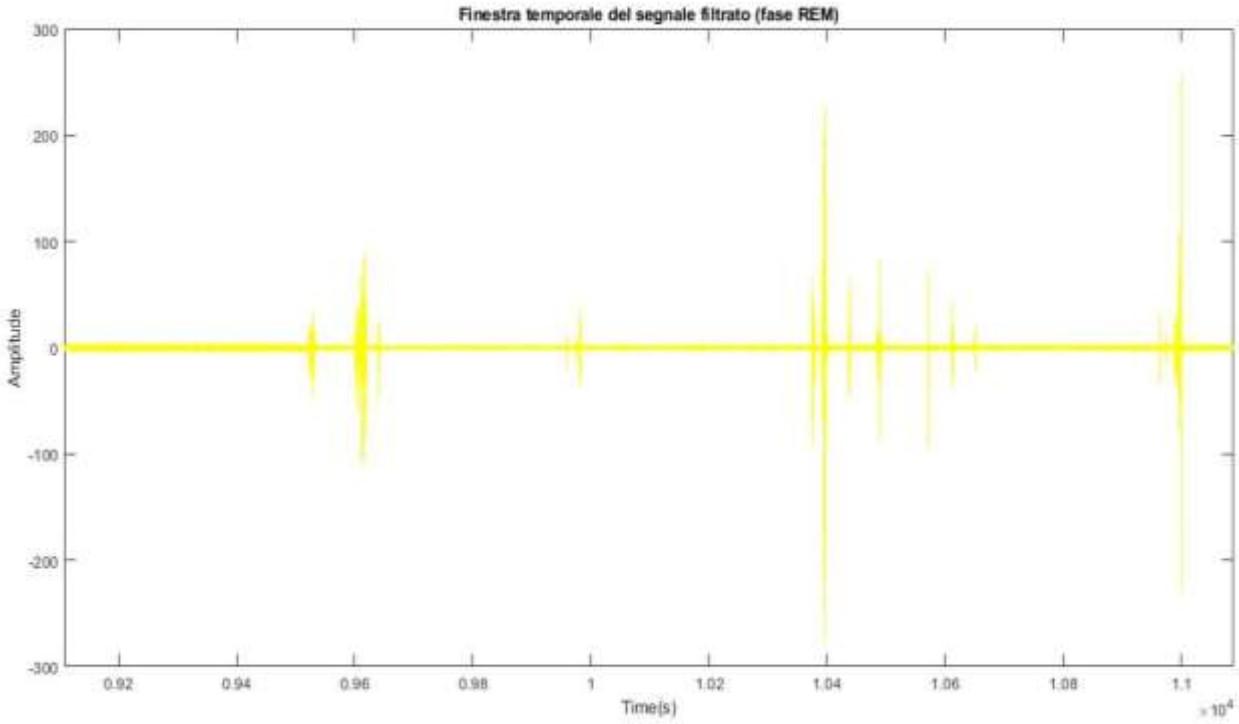


Fig. 4.21– Andamento nel tempo della fase REM

La fase REM presenta un andamento desincronizzato, un aumento della frequenza cardiaca e di conseguenza un aumento dell'HRV, dal grafico che segue è stato possibile valutare la frequenza cardiaca media attraverso la piattaforma Matlab.

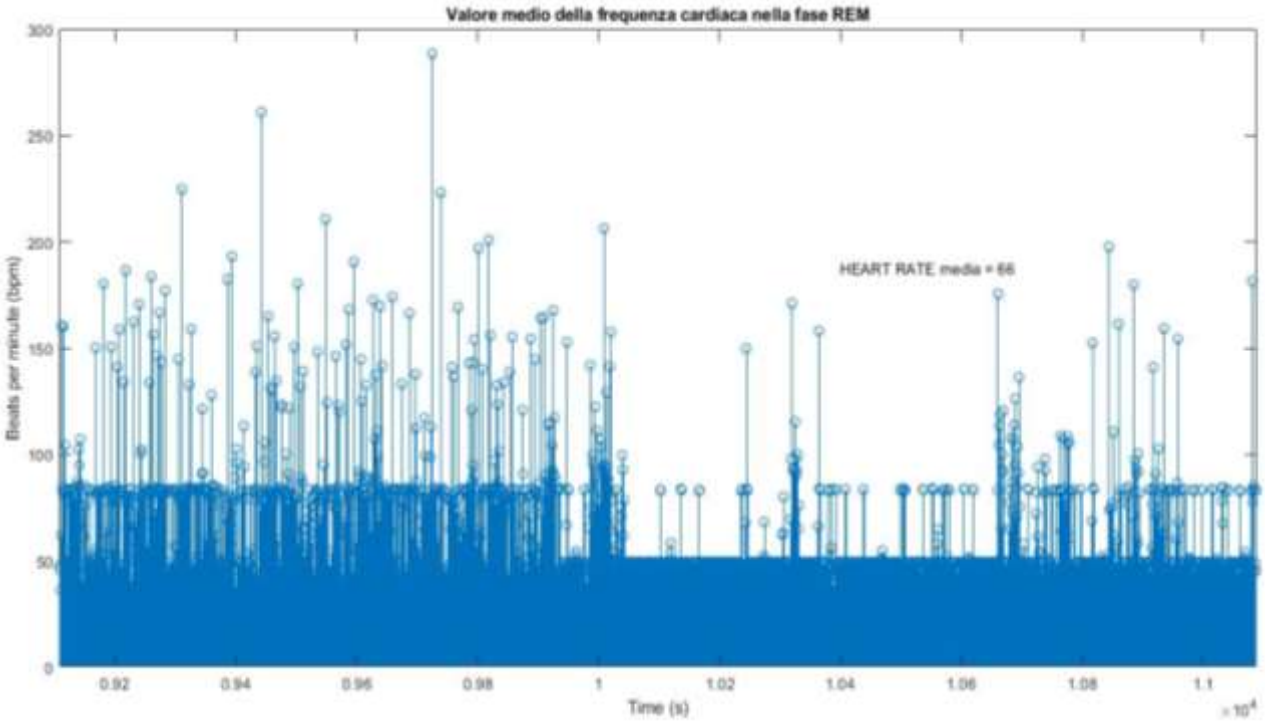


Fig. 4.22– Andamento nel tempo della FC nella fase REM

Anche in questo caso come metodo di confronto è stato utilizzato il grafico ottenuto con l'app Polar Beat evidenziando la stessa parte di segnale analizzata con Matlab, quella in giallo.

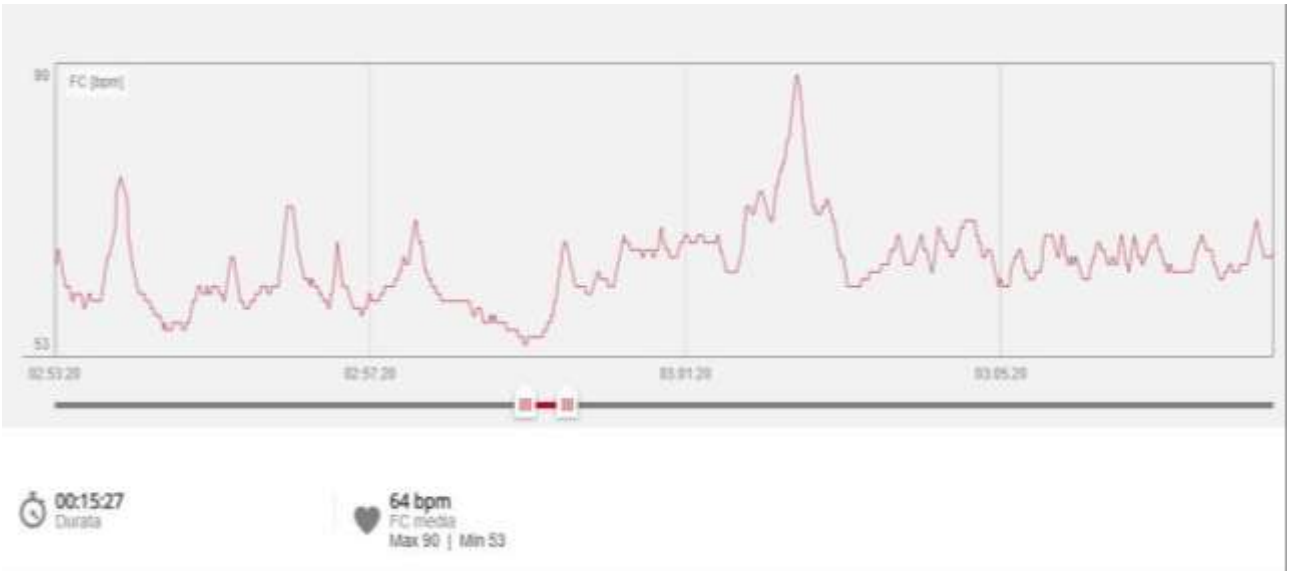


Fig. 4.23–Andamento nel tempo della fase REM relativa al grafico presente in fig. 4.19

Con entrambi i sensori si è ricavato un valore pressoché simile della frequenza cardiaca: con il sensore Murata si è ottenuto un valore pari a 66 bpm mentre con il sensore Polar un valore pari a 64 bpm.

Dunque il metodo utilizzato in questa analisi è stato il seguente:

- individuare la parte di segnale che presenta un **decremento** della FC nel caso di fase NON-REM e un **aumento** della FC nel caso di fase REM;
- evidenziare la stessa parte di segnale sia in Matlab che sull'app Polar Beat in cui è presente tale decremento/aumento della FC;
- verificare che dalla parte di segnale BCG analizzata su Matlab si ottenga la stessa frequenza cardiaca riportata sull'app Polar Beat.

Nonostante i risultati ottenuti risultino corretti si nota la presenza di picchi anomali nei grafici ricavati con Matlab, probabilmente dovuti a movimenti improvvisi durante la notte (anche perché tali picchi non sono presenti nei grafici acquisiti con il sensore Polar che, a differenza del sensore Murata, rileva solo la frequenza cardiaca senza tener conto del rumore). Tuttavia per dimostrare ulteriormente l'attendibilità dei dati ottenuti con il sensore Murata è stata calcolata, negli stessi intervalli temporali presi in esame per il calcolo della frequenza cardiaca, anche la frequenza respiratoria sia nella fase NON-REM sia nella fase REM per verificare che, oltre alla frequenza cardiaca, vari effettivamente anche la frequenza respiratoria (precisamente, deve diminuire nella fase NON-REM ed aumentare nella fase REM).

I risultati ottenuti sono mostrati nelle figure che seguono.

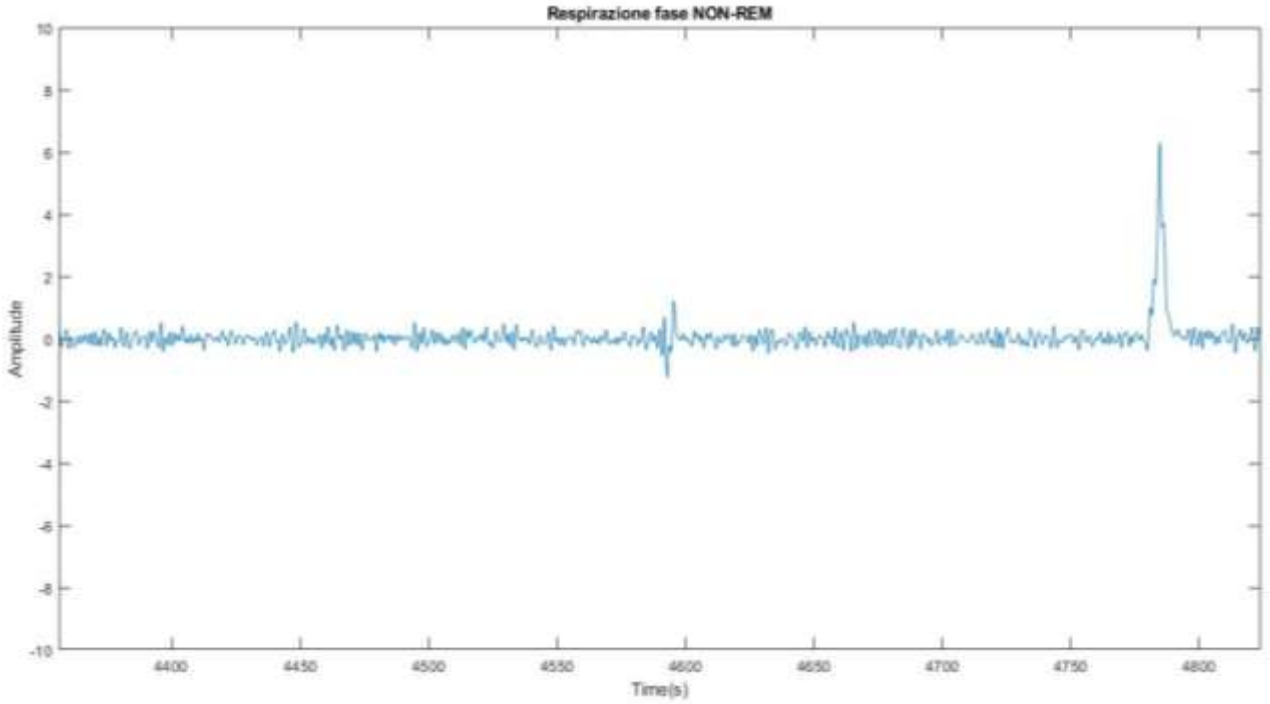


Fig. 4.24–Andamento nel tempo della respirazione nella fase NON-REM

Andando a zoomare e a considerare una finestra temporale di 35 secondi del grafico mostrato in figura 4.24 si nota un andamento **sincronizzato** e **non variabile** della frequenza respiratoria da cui si andrà a calcolare il valor medio.

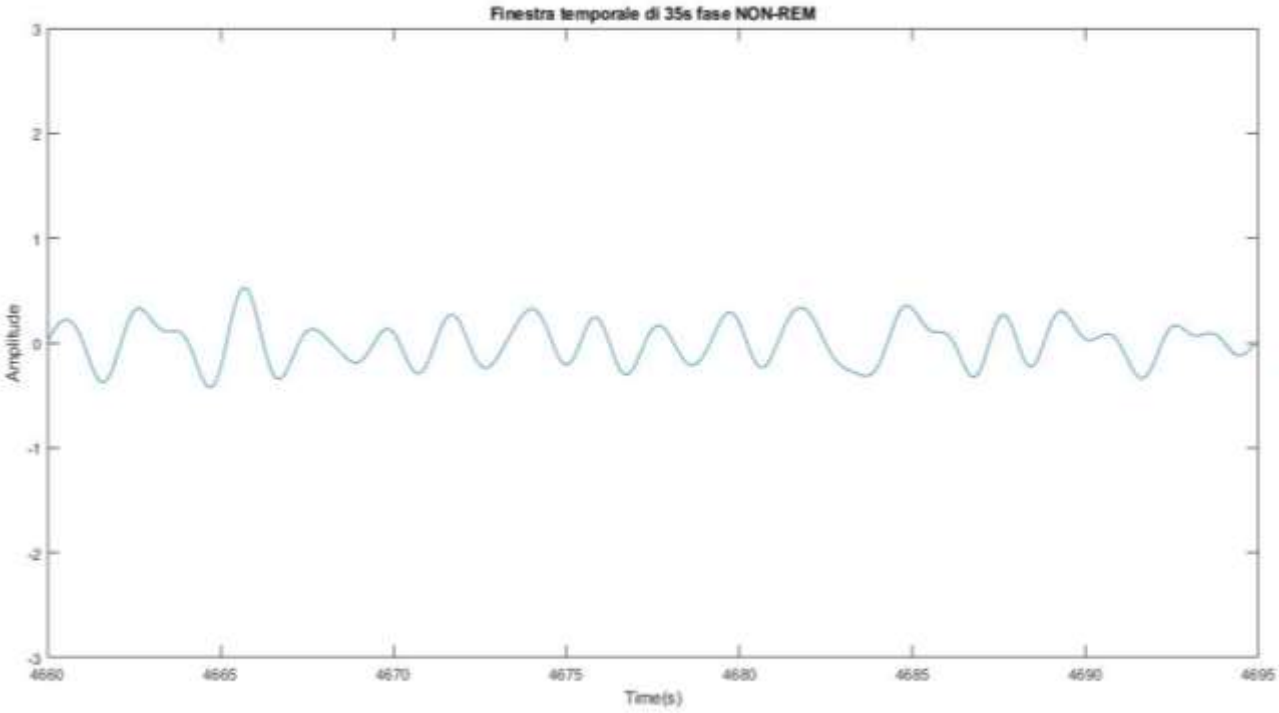


Fig. 4.25– Finestra temporale di 35s relativa alla respirazione nella fase NON-REM

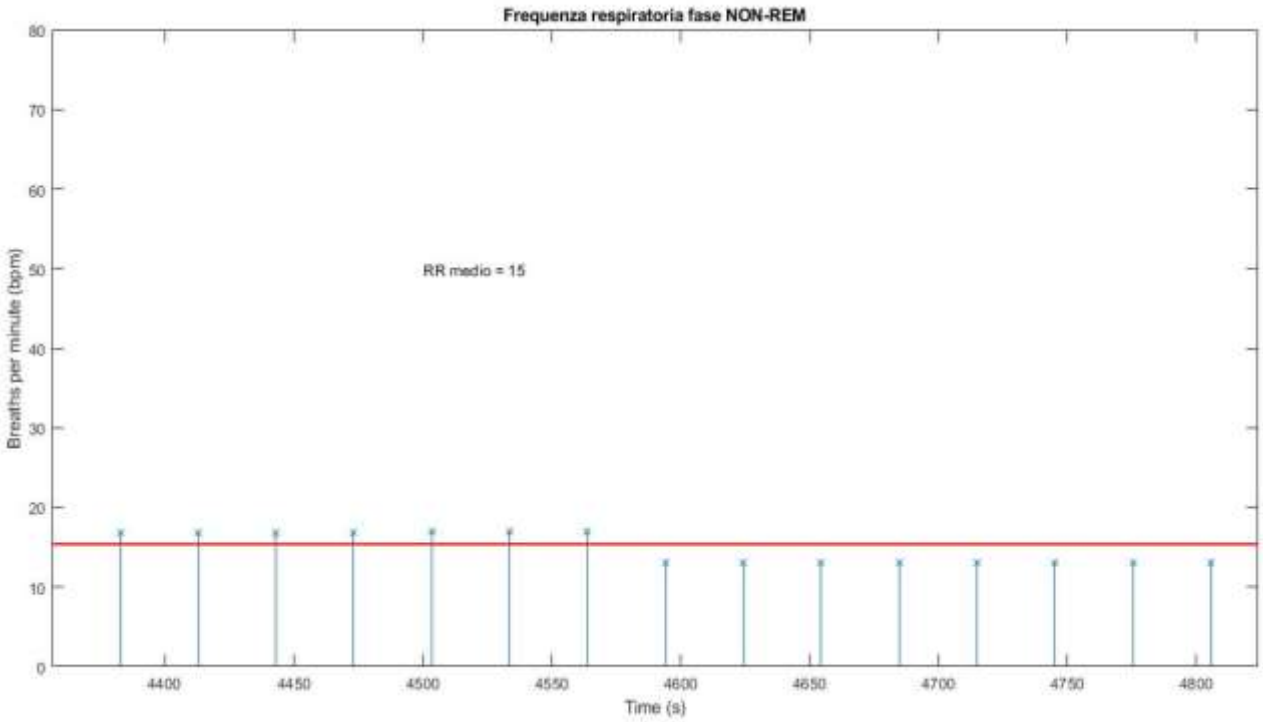


Fig. 4.26– Valor medio della frequenza respiratoria nella fase NON-REM

Dunque nella fase NON-REM si nota un andamento uniforme della frequenza respiratoria pari a 15 bpm.

Per quanto riguarda la fase REM, invece, i risultati ottenuti sono mostrati nei grafici che seguono.

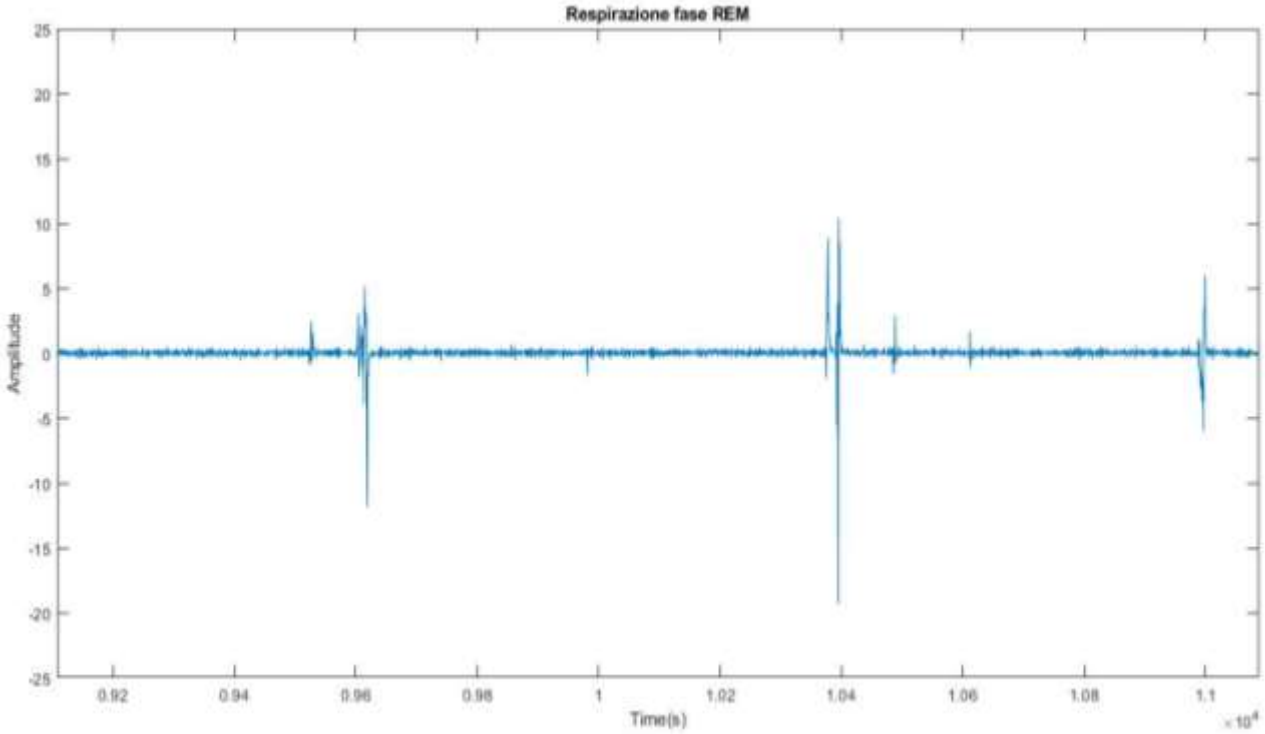


Fig. 4.27–Andamento nel tempo della respirazione nella fase REM

Considerando una finestra temporale di 35 secondi del grafico mostrato in figura 4.27 si nota, invece, un andamento **desincronizzato** e **variabile** della frequenza respiratoria da cui si andrà a calcolare il valor medio.

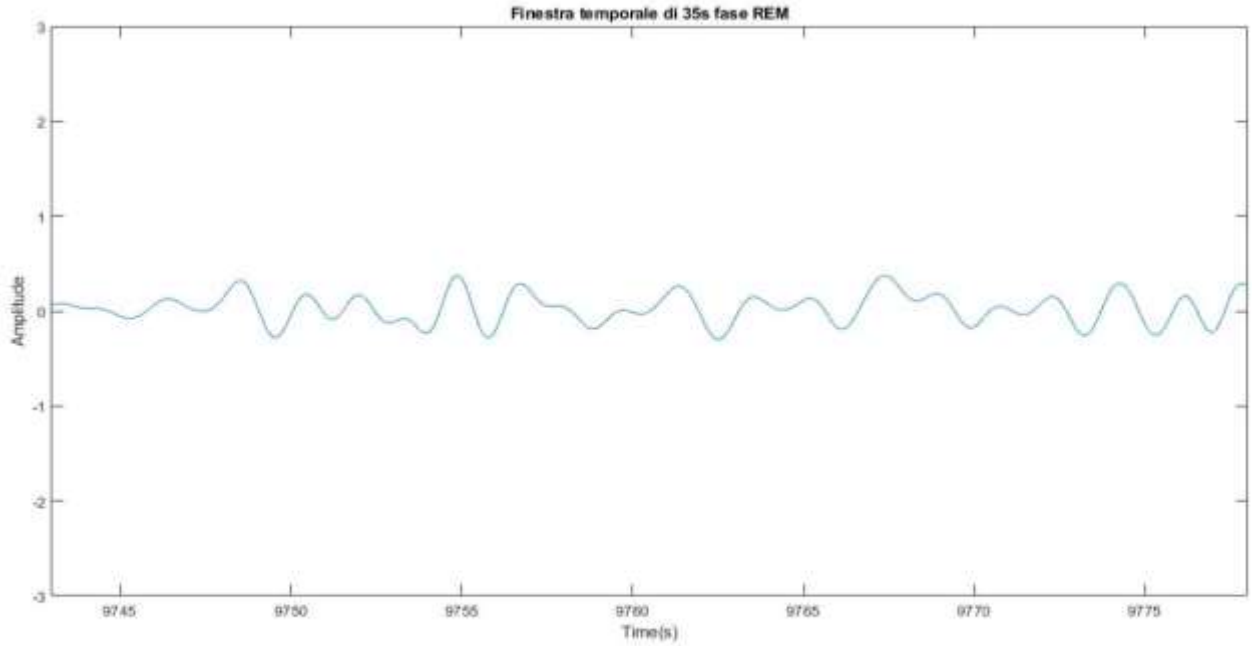


Fig. 4.28– Finestra temporale di 35s relativa alla respirazione nella fase REM

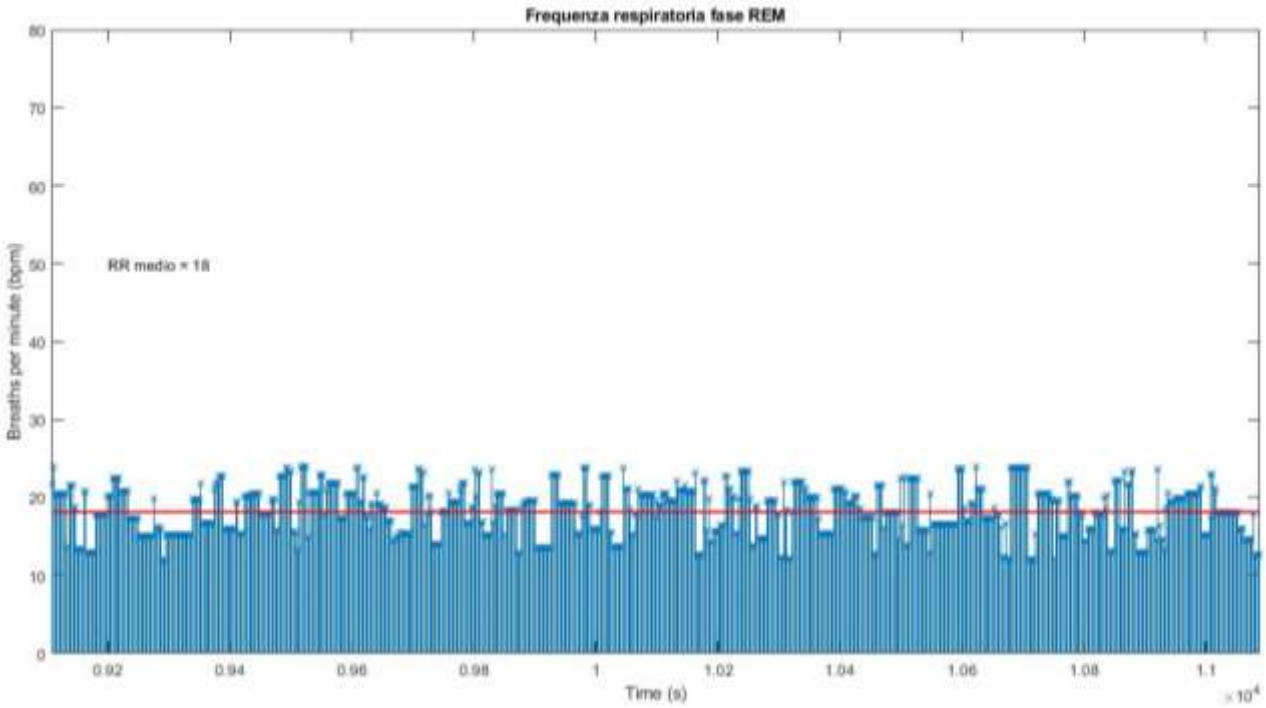


Fig. 4.29– Valor medio della frequenza respiratoria nella fase REM

Anche nel caso della respirazione i risultati ottenuti risultano coerenti in quanto si evidenzia:

- una diminuzione della frequenza respiratoria nella fase NON-REM, che risulta pari a 15 atti respiratori al minuto;
- un aumento della frequenza respiratoria nella fase REM, che risulta pari a 18 atti respiratori al minuto.

Dunque non solo il sensore Murata rappresenta un ottimo strumento per valutare la variabilità della frequenza cardiaca, ma risulta utile anche nelle analisi sulle fasi del sonno. Le sue applicazioni, inoltre, potrebbero essere estese nell'ambito della cura di patologie legate ai disturbi del sonno.

CONCLUSIONI

Lo scopo di questo elaborato è stato quello di dimostrare, attraverso una serie di analisi, la validità di una tecnica di monitoraggio cardiorespiratoria quasi sconosciuta che presenta numerosi vantaggi a livello di costo, comodità e versatilità e il suo possibile utilizzo nella valutazione dell'HRV e nel riconoscimento delle fasi del sonno.

Un problema che si è rilevato nell'utilizzo del sensore Murata riguarda la qualità del segnale a causa della presenza di rumore sovrapposto al segnale utile, tuttavia numerosi sono i vantaggi e i suoi benefici. Sono molti, infatti, i campi in cui trova applicazione:

- Polisonnografia (PSG): un esame che si svolge nelle ore notturne all'interno di un laboratorio specialistico e prevede l'applicazione di numerosi sensori sul corpo del paziente. L'intero processo è un'operazione costosa, oltre a essere intrusiva, e potenzialmente problematica per il paziente poiché solitamente molte persone fanno fatica ad addormentarsi in un letto diverso da quello abituale. Con il sensore Murata, invece, tale esame può essere condotto in ambito domestico, eliminando perciò sia i fastidiosi elettrodi utilizzati per la misura dell'ECG sia il problema di adattamento ad un nuovo ambiente.
- Monitoraggio dei pazienti, assistenza agli anziani negli ospedali, nella vita assistita e a casa e verifica della "bed occupancy" intesa come il tenere sotto controllo se il paziente si trova effettivamente a letto o meno.
- Prevenzione dei disturbi del sonno quali apnee notturne, insonnia, roncopatia, bruxismo, sindrome delle gambe senza riposo, epilessia notturna, sonnambulismo etc.
- Valutazione della qualità del sonno, momento fondamentale della giornata che influenza il benessere del nostro organismo.

Queste sono solo alcune delle possibili applicazioni ma alla base di tutte ci deve essere un grande impegno volto allo studio e alla ricerca scientifica.

Si auspica che questo dispositivo possa facilitare il monitoraggio dei parametri vitali anche a domicilio e non solo in una struttura sanitaria.

Per concludere questo progetto vorrei riportare una significativa citazione di Lucio Anneo Seneca:

"Gran parte del progresso sta nella volontà di progredire"

Bibliografia e sitografia

[1] Borgioli, von Borries, Busà “Biologia-corpo umano” volume 3

[2] Martini, Timmons, Tallitsch, “ANATOMIA UMANA”

[3] W. R. Scarborough, S. A. Talbot, J. R. Braunstein, M. B. Rappaport,W. Dock, W. F. Hamilton, J. E. Smith, J. L. Nickerson, and I. Starr, “Pro-posals for ballistocardiographic nomenclature and convention

[4] Datasheet sensore MURATA SCA11H

Link:https://www.murata.com/~/media/webrenewal/products/sensor/accel/sca10h_11h/product%20specification%201323%20rev2%20sca11h%20product%20datasheet%20eng.ashx?la=en-gb.

[5] Installazione e configurazione sensore MURATA SCA11H

Link:https://www.murata.com/~/media/webrenewal/products/sensor/accel/sca10h_11h/app%202077%20rev1%20sca11h%20installation%20guide%20eng.ashx?la=en.

[6] Modalità di funzionamento del sensore MURATA SCA11H

Link:https://www.murata.com/~/media/webrenewal/products/sensor/accel/sca10h_11h/product%20specification%201324%20rev1%20sca11h%20operation%20modes%20eng%20id%2015741.ashx?la=en-us.

[7] Manuale d’uso sensore POLAR H10

Link:https://support.polar.com/e_manuals/H10_HR_sensor/Polar_H10_user_manual_Italiano/manual.pdf

[8] L. Giovangrandi et al., "Preliminary results from BCG and ECG measurements in the heart failure clinic", *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 3780-3783, 2012

[9] E. J. Pino et al."BCG algorithm for unobtrusive heart rate monitoring", *Proc. IEEE Healthcare Innov. Point Care Technol.* pp. 180-183, 2017

[10] D. H. Phan, S. Bonnet, R. Guillemaud, and N. Y. P. T. E. Castell i, “Estimation of respiratory waveform and heart rate using an accelerometer,”

[11] Baust W, Bohnert B. The regulation of heart rate during sleep

[12] Verrier RL, Muller JE, Hobson JA. Sleep, dreams, and sudden death: the case for sleep as an autonomic stress test for the heart

[13] Snyder F, Hobson JA, Morrison DF, Goldfrank F. Changes in respiration, heart rate, and systolic blood pressure in human sleep.