



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in Ingegneria Informatica e dell'Automazione

**ELABORAZIONE DI SEGNALI
ACCELEROMETRICI**

**ACCELEROMETER DATA
ANALYSIS**

Relatore: Prof.
GAMBI ENNIO

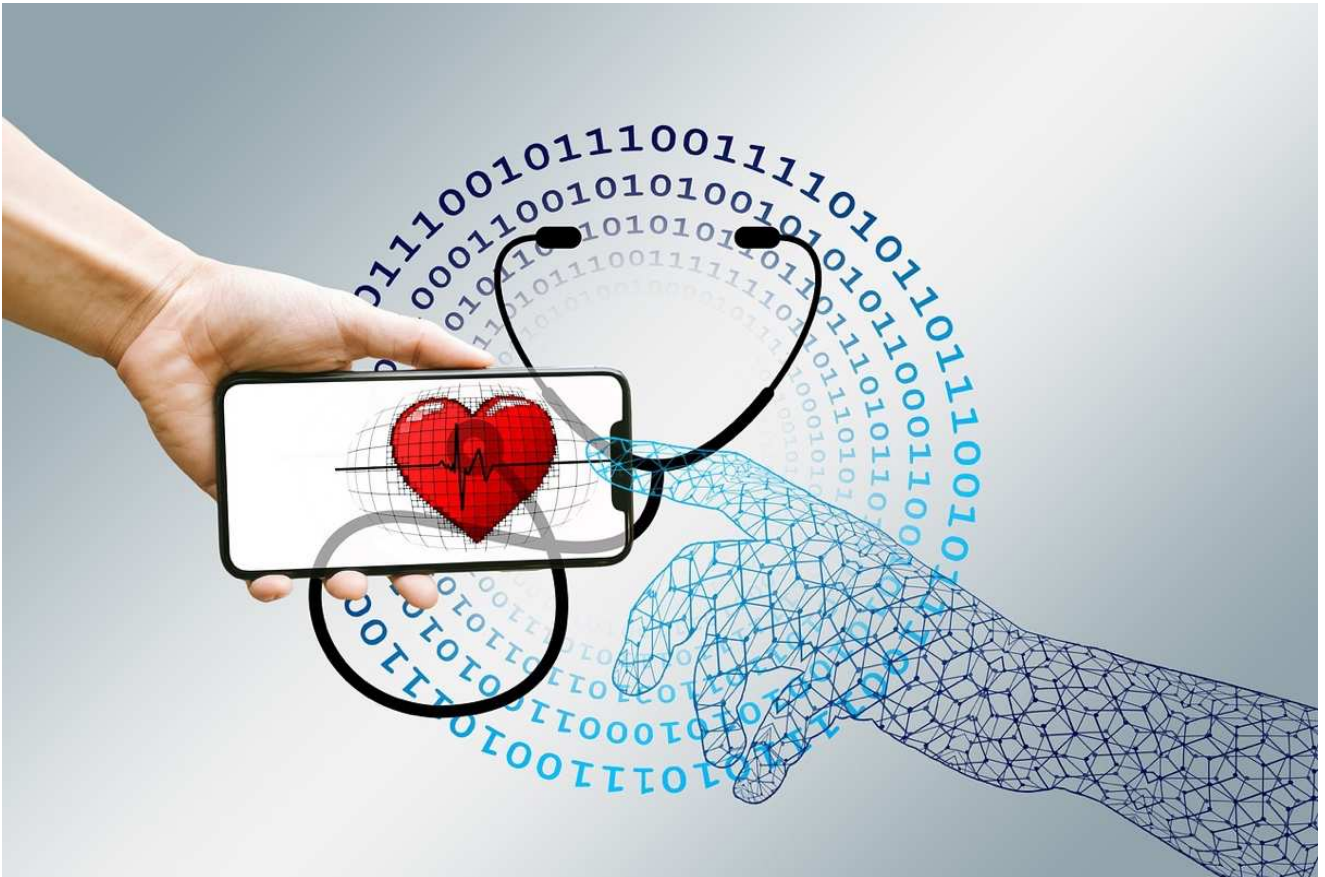
Tesi di Laurea di:
ARCANGELI GIOVANNI EDOARDO

A.A. 2022/2023

INDICE

INTRODUZIONE	3
E-HEALTH	4
IL TELEMONTORAGGIO	5
CENNI SUL SISTEMA CARDIOVASCOLARE	6
BATTITI CARDIACI A RIPOSO	8
RESPIRAZIONI A RIPOSO	9
SEGNALE BALLISTOCARDIOGRAFICO	10
INTRODUZIONE E CENNI STORICI.....	10
PERIODICITÀ DEL SEGNALE BCG.....	12
CONFRONTO TRA ECG E BCG.....	13
METODI	14
IL SENSORE MURATA SCA11H	14
CARATTERISTICHE	14
POSIZIONAMENTO E INSTALLAZIONE.....	15
CONFIURAZIONE DEL SENSORE	16
LO SMARTWATCH GARMIN Vivo 4	17
TRASFORMATA DI FOURIER	18
LA TRASFORMATA DI FOURIER VELOCE (FFT)	19
RISULTATI E COMMENTO	20
ACQUISIZIONE SEGNALE E PRIMA RAPPRESENTAZIONE	20
ISOLAMENTO SEGNALE BATTITI CARDIACI	22
CONFRONTO CON BCG IN LETTERATURA	23
EXTRASISTOLIA	25
ISOLAMENTO DEL SEGNALE RESPIRATORIO	25
CITAZIONI	29

INTRODUZIONE

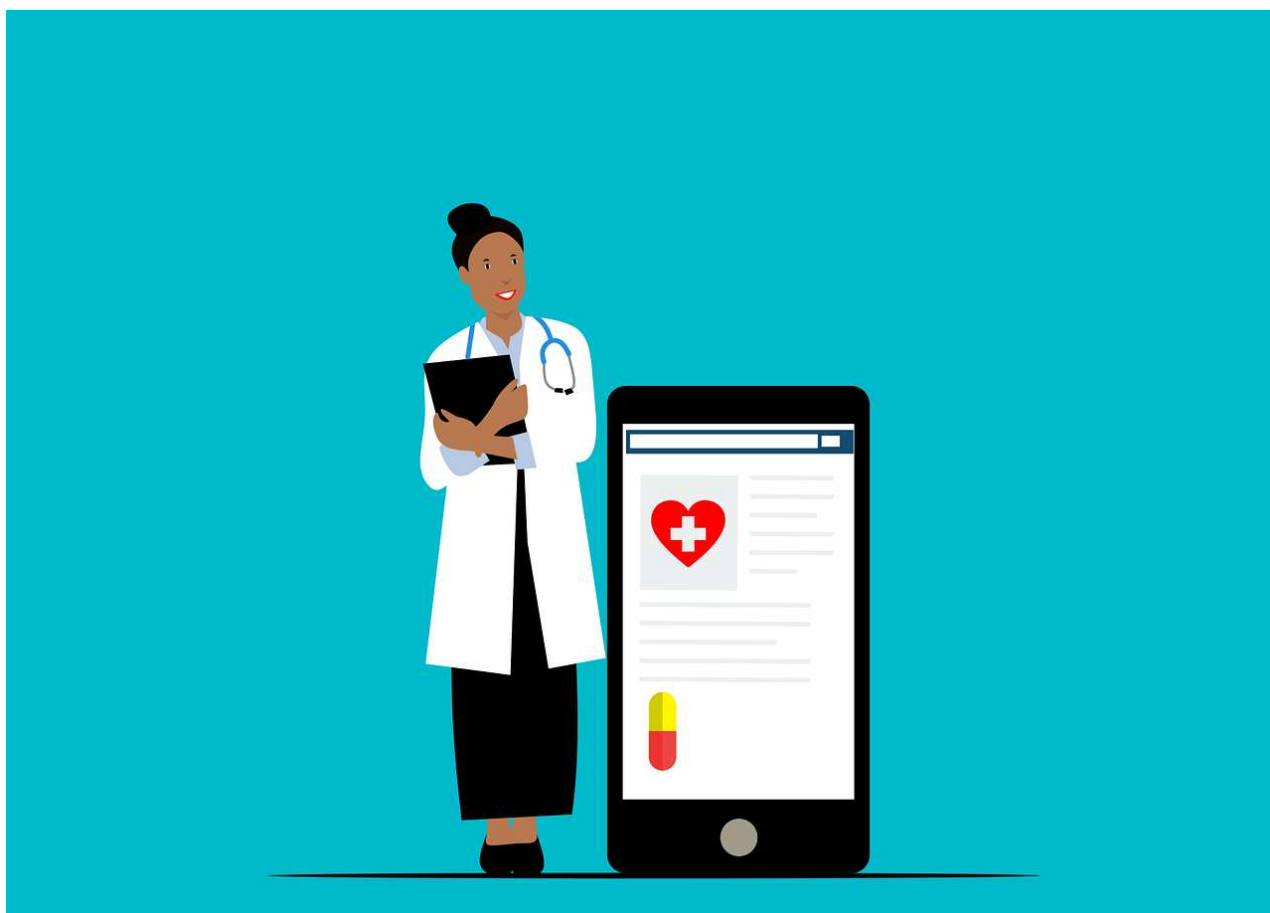


Negli ultimi decenni è diventato sempre più importante in ambito sanitario il concetto di E-HEALTH cioè un utilizzo di strumenti di gestione e acquisizione informatizzata di dati sanitari.

Gli impieghi di un sensore indossabile sono molteplici e tra i principali casi d'uso abbiamo il monitoraggio di persone fragili o con particolari patologie croniche.

Questi dati possono poi essere caricati su database sicuri per facile accesso da parte del personale sanitario. Il Telemonitoraggio in ambito sanitario utilizza la tecnologia per il monitoraggio remoto dei pazienti, offrendo numerosi vantaggi sia per i pazienti che per i professionisti sanitari e contribuisce a una gestione più tempestiva e personalizzata delle condizioni di salute, migliorando la qualità della vita dei pazienti.

E-HEALTH



La sanità elettronica, nota anche come E-HEALT o salute digitale, si riferisce all'applicazione delle tecnologie digitali e dell'informazione nel campo della sanità. Il suo obiettivo è utilizzare in modo innovativo la tecnologia per migliorare l'accesso ai servizi sanitari, ottimizzare la gestione dei dati sanitari e promuovere risultati migliori per i pazienti.

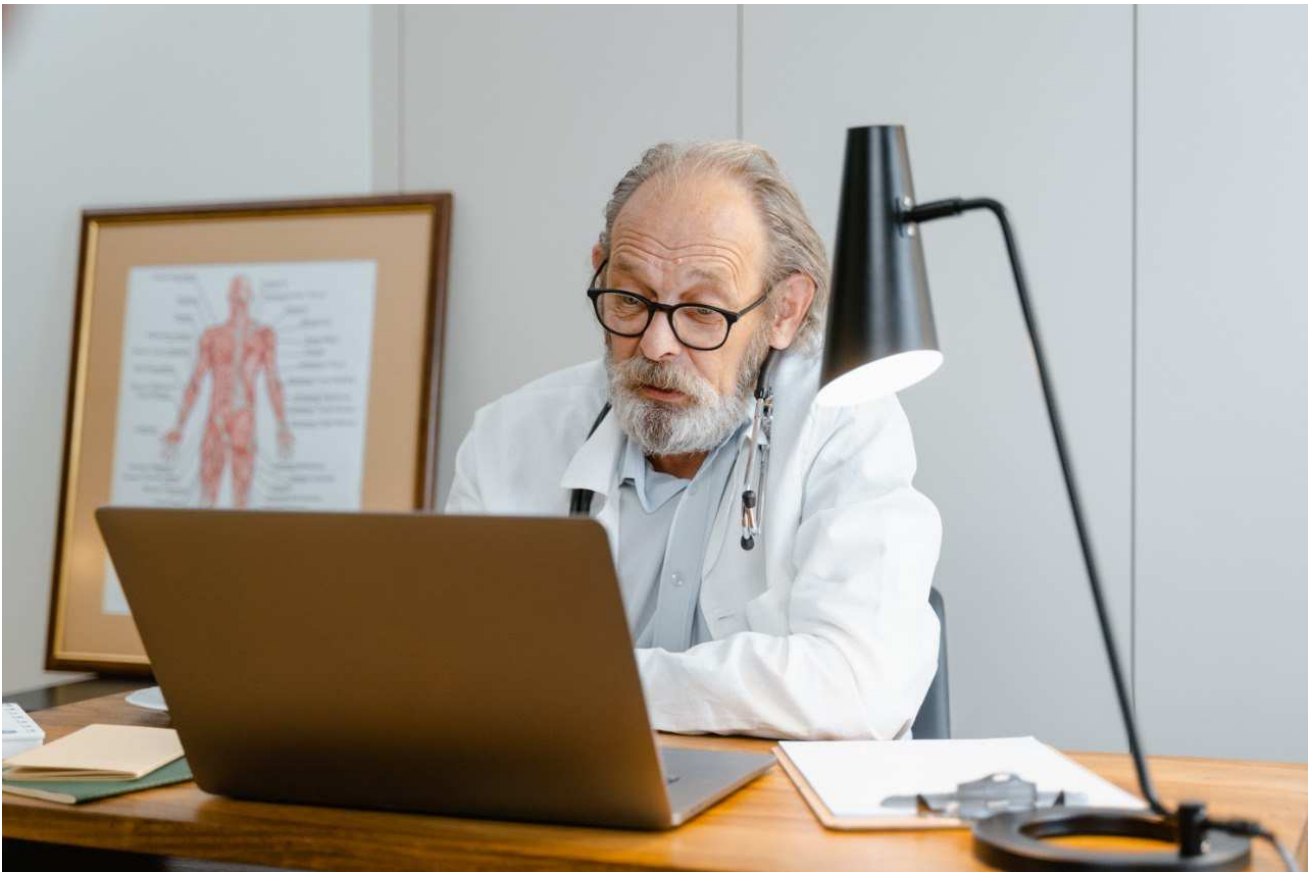
Questo campo comprende diverse applicazioni, come i sistemi di registrazione elettronica delle cartelle cliniche, la telemedicina, le app per la salute e i dispositivi indossabili.

La sanità elettronica mira anche a creare una base digitale sicura per archiviare e condividere le informazioni mediche, migliorando la comunicazione tra i professionisti sanitari e coinvolgendo i pazienti nella loro cura. Sebbene ci siano sfide da affrontare, la sanità elettronica sta trasformando il settore sanitario, migliorando l'efficienza, l'accessibilità e la qualità delle cure. [1]

L'ambito specifico dell'eHealth nel quale si inserisce il seguente elaborato è quello del Telemonitoraggio e della raccolta dati.

IL TELEMOTORAGGIO

Il Telemotoraggio in campo sanitario è l'utilizzo della tecnologia per monitorare e raccogliere dati sullo stato di salute di un paziente da remoto.



Il Telemotoraggio offre numerosi vantaggi sia per i pazienti che per i professionisti sanitari e viene utilizzato in diversi contesti, come la gestione delle malattie croniche, la riabilitazione post-operatoria e il monitoraggio di persone fragili o affette da gravi patologie. Per i pazienti, consente di monitorare costantemente i propri parametri vitali senza dover recarsi fisicamente presso una struttura sanitaria. Questo è particolarmente utile per coloro che hanno malattie croniche o complesse. Per i fornitori di assistenza sanitaria, il telemotoraggio permette di monitorare i pazienti in tempo reale e ricevere notifiche immediate in caso di anomalie [2].

Tuttavia, è importante sottolineare che non sostituisce completamente le visite in persona e l'interazione diretta tra paziente e medico, ma è uno strumento a supporto della decisione medica.

Nel presente elaborato si farà utilizzo di un sensore accelerometrico, il quale dopo essere stato correttamente posizionato sotto il letto è in grado di monitorare battiti cardiaci e atti respiratori. Il nostro scopo è stato quello di implementare tecniche di processamento del segnale accelerometrico ballistografico atte ad estrarre dati relativi a funzioni fisiologiche quali battiti cardiaci e atti respiratori.

Per farlo è stato fatto uso di un accelerometro commerciale a contatto con il materasso durante il sonno e sono stati confrontati i risultati con un riferimento dato da uno smartwatch.

CENNI SUL SISTEMA CARDIOVASCOLARE

Il ciclo cardiaco è suddivisibile in due diverse fasi (figura 1.4):

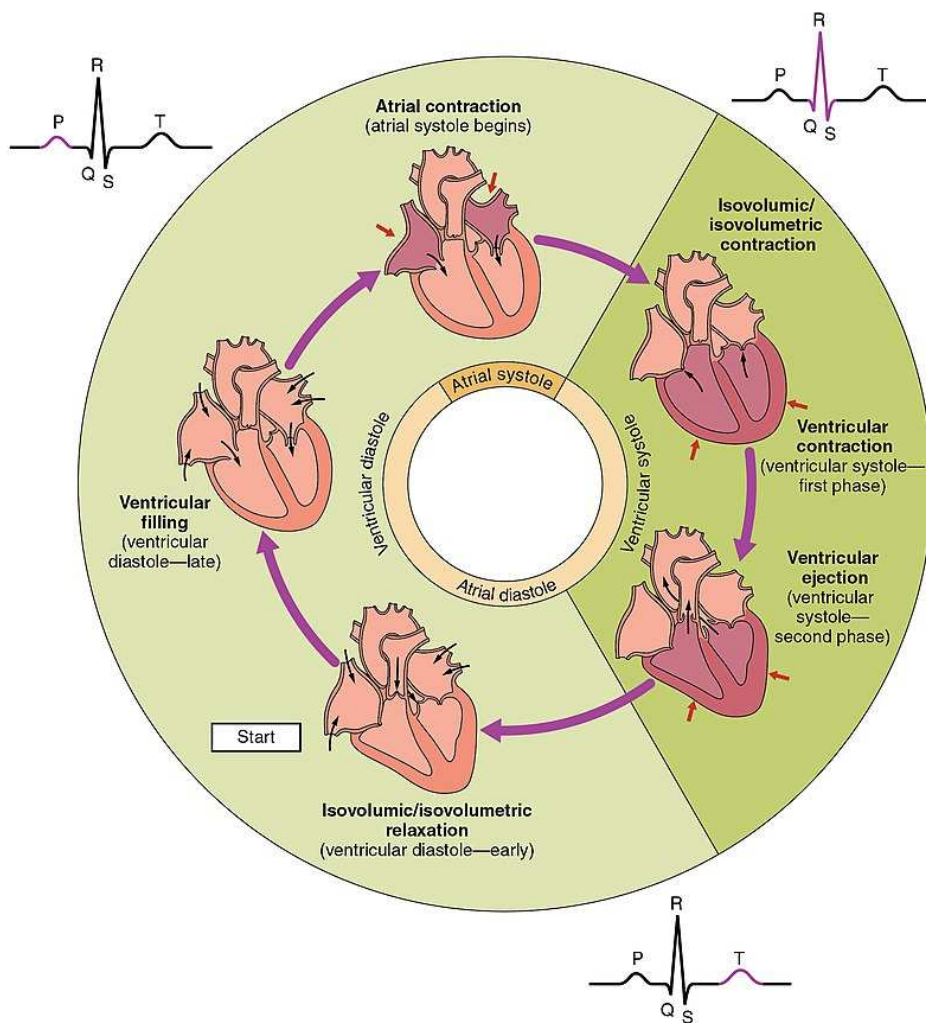


Fig. 1.4 - Il ciclo cardiaco [3]

La prima fase è detta fase sistolica e si suddivide in Atriale e Ventricolare. La fase sistolica atriale è quella durante la quale il sangue viene spinto dall'atrio al ventricolo mentre durante la fase sistolica ventricolare le valvole atrioventricolari si chiudono e successivamente si aprono le valvole ventricolari permettendo il rapido svuotamento dei ventricoli. Al termine delle contrazioni le valvole ventricolari si richiudono.

La seconda fase è detta fase diastolica ed è la fase di riposo durante la quale il sangue passa rapidamente dalle vene agli atri per poi giungere nei ventricoli. Durante questo periodo il ventricolo è quasi totalmente pieno e visto il conseguenziale aumento della pressione ventricolare le valvole atrioventricolari cominciano a chiudersi.

In condizioni standard il ciclo cardiaco è sincronizzato con il ritmo sinusale è quindi possibile monitorare e rappresentare l'attività elettrica del cuore attraverso il segnale elettrocardiogramma (ECG) (Fig. 1.5), in cui è possibile associare ad ogni onda una precisa contrazione muscolare.

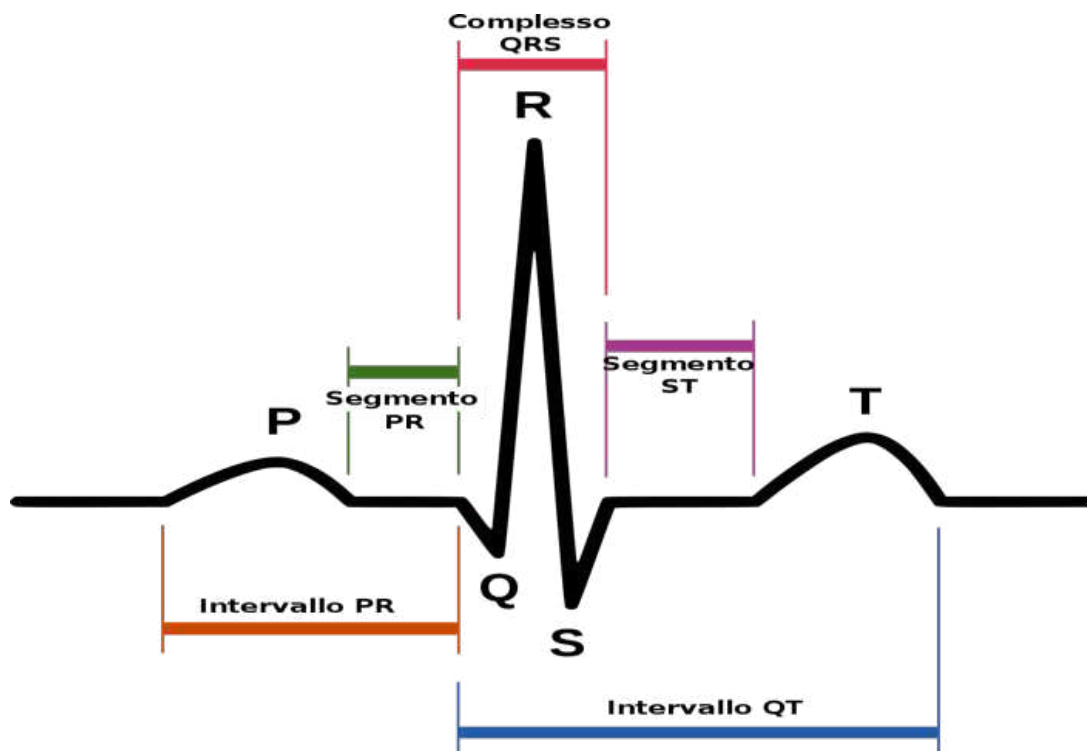


Fig. 1.5 - Andamento del segnale ECG

Fisiologicamente l'onda P rappresenta la depolarizzazione degli atri, il complesso QRS rappresenta la depolarizzazione dei ventricoli e la ripolarizzazione degli atri mentre l'onda T deriva dalla ripolarizzazione dei ventricoli.

BATTITI CARDIACI A RIPOSO

È interessante valutare quale sia il risultato attendibile dalla valutazione dei battiti cardiaci. I seguenti dati provenienti dalla letteratura scientifica sono stati utilizzati come primo metodo per comprendere la bontà delle elaborazioni e delle successive conclusioni. Sapendo l'età e il sesso del soggetto preso in considerazione, cioè 28 anni e sesso maschile, è possibile sapere già in partenza quali dovrebbero essere dei risultati validi a meno di casi patologici.

ETÀ	18-25	26-35	36-45	46-55	56-65	65+
ATLETA	40-52	44-50	47-53	49-54	51-56	52-55
ECCELLENTE	56-61	55-61	57-62	58-63	57-61	56-61
BUONO	62-65	62-65	63-66	64-67	62-67	62-65
SOPRA LA MEDIA	66-69	66-70	67-70	68-71	68-71	66-69
MEDIA	70-73	71-74	71-75	72-76	72-75	70-
SOTTO LA MEDIA	74-81	75-81	76-82	73-83	76-81	74-79
NON BUONO	82+	82+	83+	84+	82+	80+

Fig. 1.6 – tabella di riferimento battiti cardiaci a riposo [4]

La tabella in figura 1.6 riporta i dati relativi a soggetti di sesso maschile. La frequenza nei soggetti di sesso femminile è mediamente più elevata di 2-7 bpm. A riposo, come visibile dalla figura 1.6 ci aspetteremo quindi dei battiti che vadano dai 50 agli 81 battiti per minuto, che corrisponde ad un intervallo di frequenza tra gli 0.83 hz e 1.35 Hz.

RESPIRAZIONI A RIPOSO

Trovato il range di valori accettabili per la frequenza cardiaca è ora importante andare a cercare l'intervallo di valori accettabili per gli atti respiratori. In letteratura un soggetto che manifesta più di

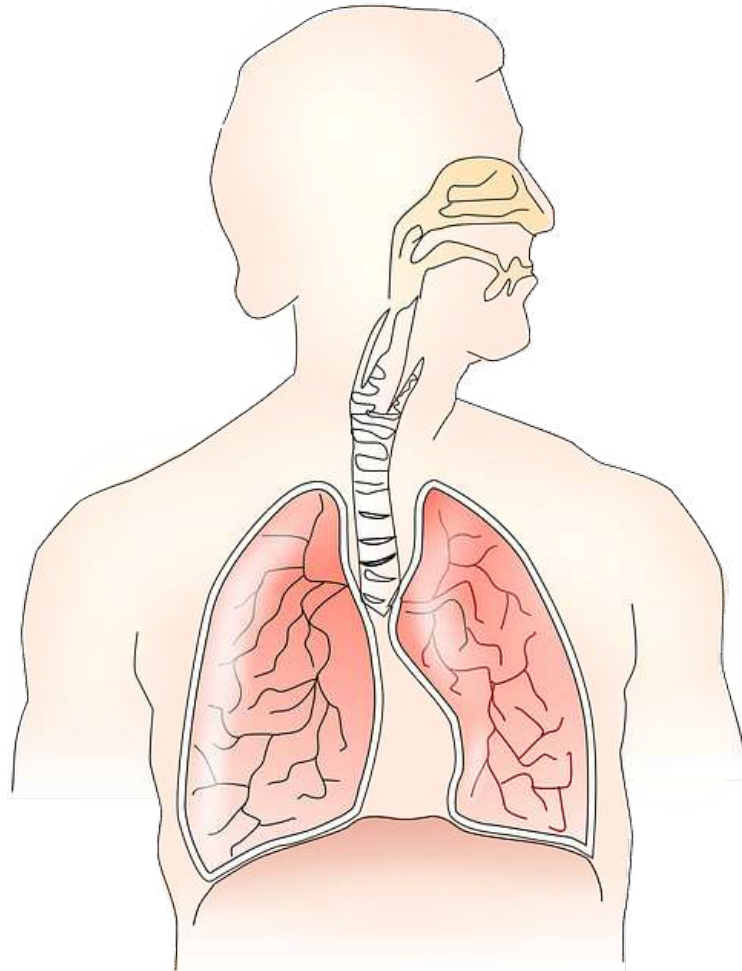


Fig. 1.7 – Apparato respiratorio

20 respiri al minuto è in uno stato anormale e i valori comuni della frequenza di respirazione per soggetti sani durante il sonno può variare dai 13 respiri al minuto fino ai 20 respiri al minuto, cioè tra 0.22 Hz e 0.33 Hz.

Il valore dei battiti cardiaci e quello degli atti respiratori dovrebbero inoltre essere allineati, previa patologie particolari del soggetto. Ad una media di 16 respirazioni dovrebbero corrispondere da 55

a 60 e viceversa. Mentre ad una media di atti respiratori più alta dovrebbe corrispondere un valore di battiti più alto.

SEGNALE BALLISTOCARDIOGRAFICO

INTRODUZIONE E CENNI STORICI

Il segnale ballistocardiografico (BCG) è una rappresentazione dei movimenti ripetuti indotti dagli atti cardiaci del corpo umano, causati dall'accelerazione del sangue nel momento in cui viene espulso e spostato nei grandi vasi.

Nello specifico, il segnale BCG è la variazione di accelerazione allo spostamento del sangue nel corpo. Per questo motivo il segnale BCG è in grado di fornire informazioni sull'andamento del sistema circolatorio.

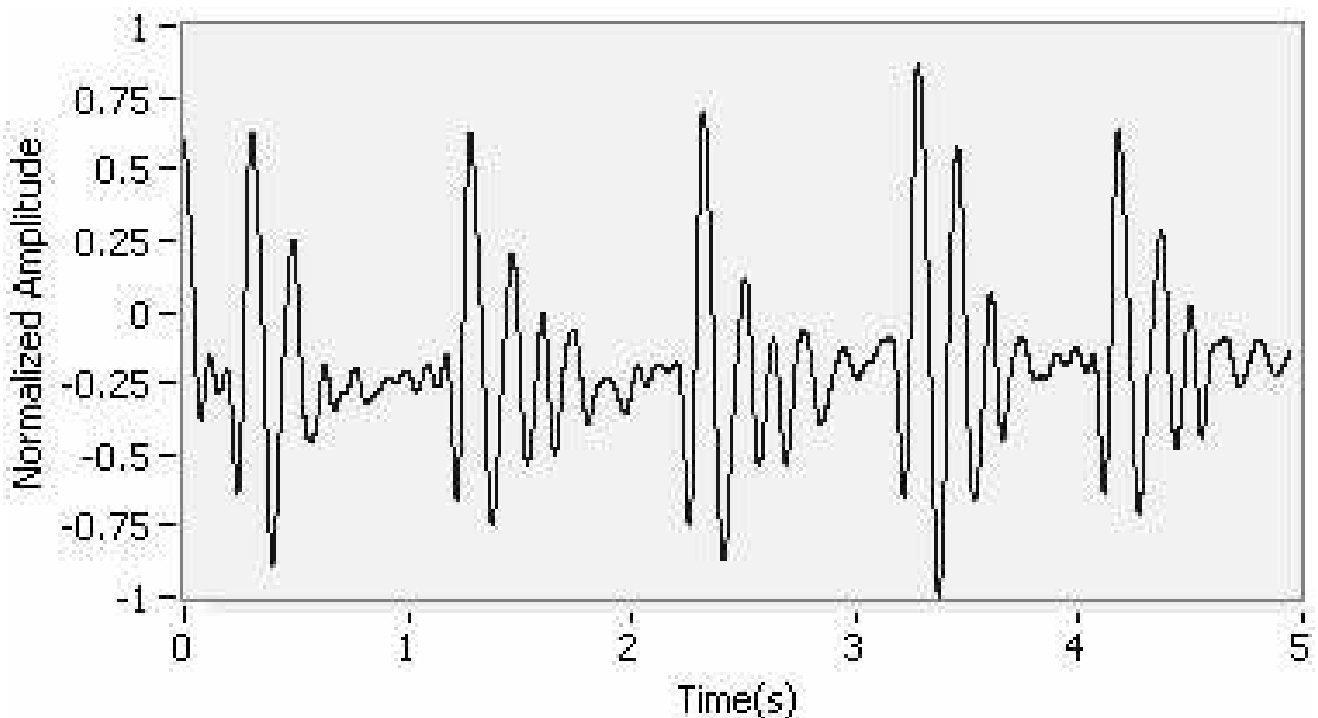


Fig. 1.8 – Esempio di segnale BCG di un soggetto seduto su sedia a rotelle [5]

I primi studi effettuati sui segnali BCG sono stati svolti da J. W. Gordon nel 1877 [6], da Henderson nel 1905 [7] ed in particolare da Isaac Starr, i quali furono tra i pionieri della ricerca delle cause fisiologiche del segnale ballistocardiografico.

Nei primi anni 80 del Novecento l'interesse per la ballistocardiografia diminuì notevolmente.

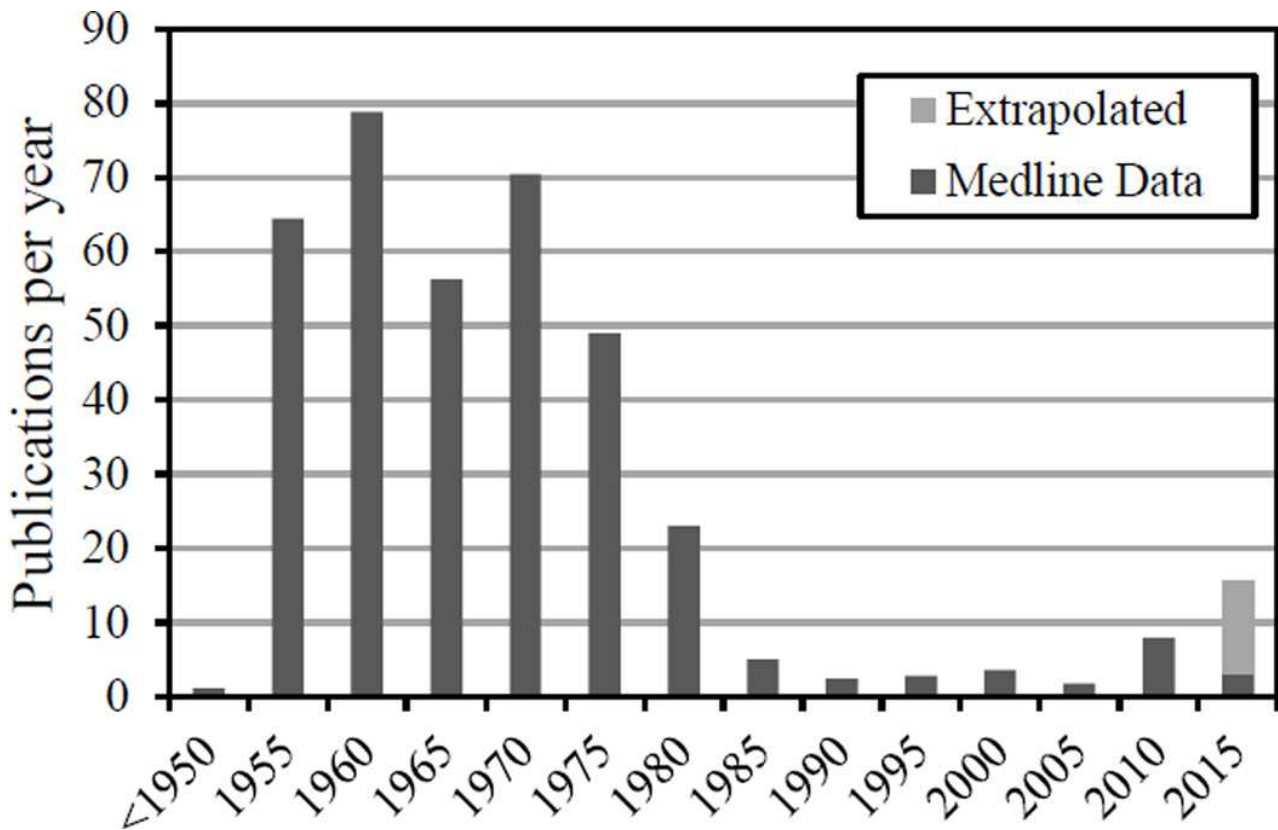


Fig.1.9 - Tasso di pubblicazione della ricerca correlata al segnale BCG. [8]

Le cause principali dell'abbandono di questa tecnica furono la mancanza di tecniche di misurazione standard e la mancanza di studi approfonditi sull'origine fisiologica del segnale BCG mentre d'altro canto le nuove tecniche come ecografia ed ecocardiografia stavano prendendo campo.

Nonostante ciò, nell'ultimo decennio, la ballistocardiografia sta nuovamente tornando ad essere presa in considerazione grazie a numerosi sviluppi tecnologici nell'ambito dell'ingegneria biomedica.

Il progressivo miglioramento di sensori sia in termini di precisione che in termini di costi ha nutrito un nuovo concetto in ambito medico chiamato e E-HEALT

L' E-HEALT con l'aiuto di opportuni sensori, come quello utilizzato nel seguente elaborato, in grado di effettuare misurazioni in maniera del tutto non invasiva e senza la presenza del personale medico permette un'acquisizione di dati ed una successiva diagnosi.

PERIODICITÀ DEL SEGNALE BCG

Proprio come il segnale ECG risulta essere periodico e risulta avere un andamento caratteristico anche il segnale BCG risulta avere un andamento periodico e presenta un andamento di onda che permette di riconoscere vari movimenti fisiologici.

La figura 1.10 mostra l'andamento caratteristico del segnale BCG.

Questo segnale può variare notevolmente in ampiezza in base al sensore utilizzato

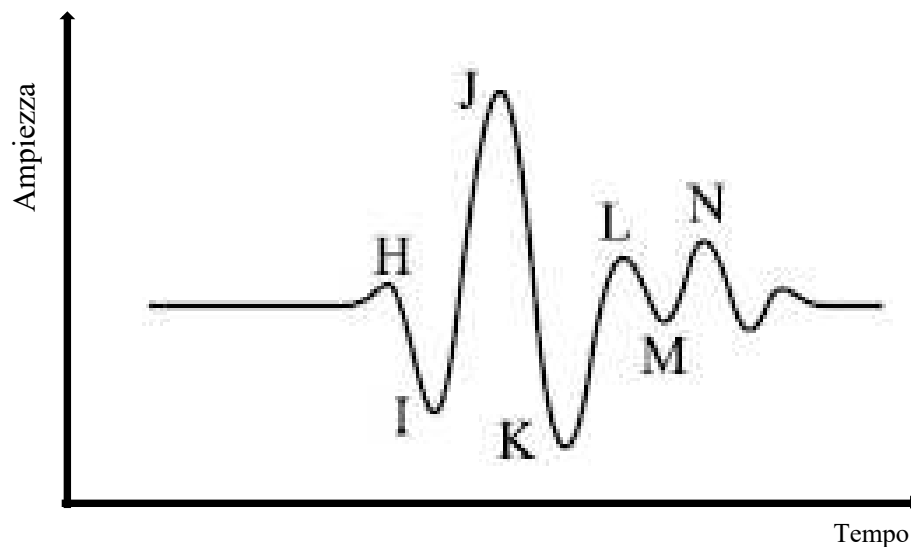


Fig. 1.10 - Andamento tipico del segnale BCG di un soggetto disteso.

Dalla letteratura sull'andamento dei segnali BCG è possibile associare ad ogni onda del segnale BCG un particolare significato fisico [9] :

- Onda H: è sincrona alla sistole isovolumica ventricolare; in condizioni patologiche la sua ampiezza risulta notevole e talvolta può eccedere quella del picco J;
- Onda I: è il primo picco minimo e rappresenta la sistole ventricolare;
- Onda J: è il picco maggiore, analogo del picco R per l'ECG, rappresenta l'accelerazione del sangue nell'aorta discendente verso l'addome;
- Onda K: rappresenta la decelerazione del sangue mentre raggiunge i vasi minori, ed è inoltre sincronizzato con il secondo suono cardiaco associato con la chiusura delle valvole semilunari;
- Onde L, M, N: riflettono lo stato della circolazione.

CONFRONTO TRA ECG E BCG

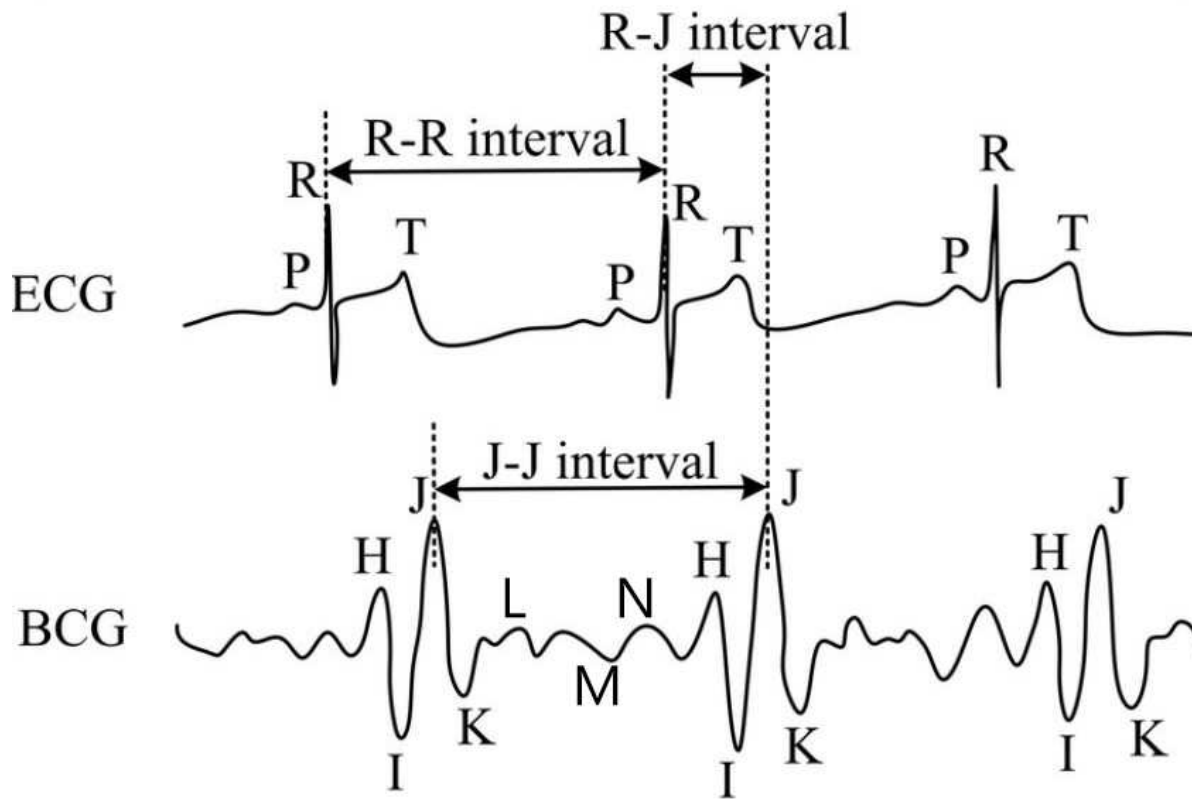


Fig. 1.11 - confronto tra ECG e BCG [10]

Dalla Fig.1.11 è possibile notare che il segnale ballistocardiografico è un segnale proveniente da variazioni di tipo meccanico che tenderà quindi ad essere notevolmente in ritardo rispetto ad un segnale elettrico come quello di una ECG.

Dalla figura si può notare come il picco maggiore di una ECG corrisponda dopo un certo ritardo al picco J del grafico BCG ma l'intervallo tra i picchi J del grafico BCG sia il medesimo rispetto a quello dei picchi R.

Questo ci suggerisce che il grafico BCG sia un modo valido di valutare gli atti cardiaci almeno quanto il grafico ECG.

METODI

IL SENSORE MURATA SCA11H

CARATTERISTICHE

Il sensore MURATA SCA11H è basato sulla tecnologia MEMS (Micro Electro Mechanical System) [11], cioè l'uso di tecniche di microfabbricazione che combinano le capacità della microelettronica con quelle meccaniche dei micro-sensori.

Nello specifico, i sensori di tipo MEMS sono creati in modo da integrare in un solo chip di silicio sia le parti meccaniche, sia i circuiti elettronici. Come è possibile vedere dal datasheet del sensore [12], MURATA SCA11H ha dimensioni molto ridotte (83.7 x 40.7 x 17.6 mm) e questa sua portabilità unita alla precisione si prestano quindi sia a casi d'uso ospedalieri sia a casi d'uso domestici.

Uno dei principali vantaggi del sensore, riguarda il suo funzionamento senza contatto diretto con il soggetto, che consente di estrarre dati in modo continuativo e prolungato senza andare a generare alcun tipo di disagio al paziente. L'assenza di contatto con il soggetto permette di non andare ad intaccare la qualità del suo sonno, compromettendo la valutazione del suo stato di salute in condizioni normali.

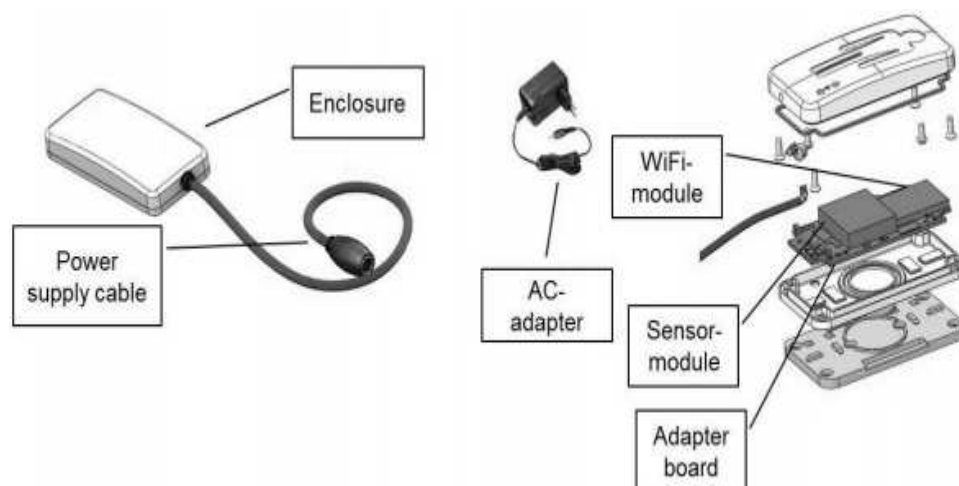


Fig. 2.1 – Sensore MURATA SCA11H.

POSIZIONAMENTO E INSTALLAZIONE

Visto che in questo elaborato il sensore MURATA SCA11H viene sfruttato per carpire dati sulla variazione di vibrazioni dovute agli atti cardiaci, risulta essere molto importante il suo posizionamento.

Le possibili posizioni, come mostrato in figura 2.2, se come consigliato dalla casa produttrice stessa sono:

- Sotto al materasso, in particolare in una posizione laterale con una distanza dal soggetto di circa 20cm;
- Sul telaio del letto;
- Sul lato del materasso.

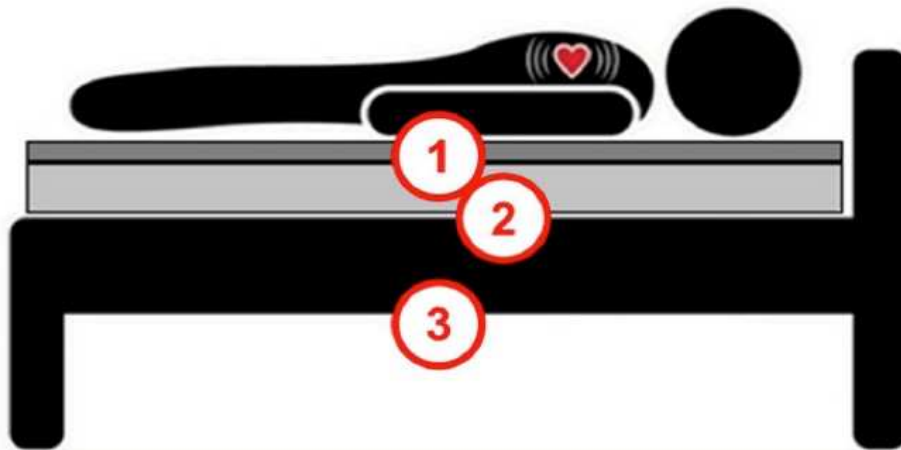


Fig. 2.2 – posizioni consigliate per il sensore.

Data la particolare forma del letto appartenente al soggetto studiato e a seguito di svariate prove il sensore per questo elaborato è stato posizionato sul lato del materasso.

Questo posizionamento ha infatti permesso di ottenere un segnale di ottima ampiezza rispetto alle altre opzioni. Nel posizionamento del sensore si deve evitare anche che la struttura del letto stia a contatto con le pareti circostanti. Il contatto con una parete causerebbe infatti l'acquisizione da parte del sensore di vibrazioni esterne a quelle del letto che andrebbero così a sporcare notevolmente il segnale di interesse. [13]

CONFIURAZIONE DEL SENSORE

In fase di configurazione del sensore MURATA SCA11H è importante definire soprattutto il tipo di funzionamento e il tipo di trasmissione dati.

Il sensore MURATA SCA11H può funzionare in due diverse modalità [16]:

- DATA LOGGER (o RAW MODE): in questa modalità il sensore ritornerà un segnale tempo discreto a 1000 campioni al secondo. Il segnale così ottenuto rappresenta esattamente quanto misurato dal sensore senza alcuna elaborazione o filtraggio.
- BCG MODE: in questa modalità il sensore elabora internamente il segnale e alla frequenza di 1 Hz manda in uscita parametri vitali del soggetto [14].

Selezionata la modalità di raccolta dati del sensore bisogna poi scegliere come si preferisce ricevere i dati relativi alle misurazioni, ci sono due possibilità:

- CLOUD MODE: in questa modalità il sensore crea una interfaccia online capace di visualizzare dati in successine temporale senza il bisogno di salvarli su un file.
- LOCAL MODE: è una modalità usata unicamente per il funzionamento in DATA LOGGER e consiste nel trasferimento dati dal sensore al PC, tramite la connessione Wi-Fi offerto dal router a cui entrambi sono agganciati. Dal momento che in questa modalità i dati vengono salvati su file, è possibile effettuare un'elaborazione di quest'ultimi al fine di ricavare dei valori vitali più precisi di quelli ottenuti in BCG MODE.

In questo elaborato si è lavorato con un funzionamento in DATA LOGGER e trasferimento in LOCAL MODE. In DATA LOGGER il sensore genera un file di testo .txt caricando numeri esadecimali che rappresentano l'andamento del segnale. Dal momento che i dati ottenuti a fine registrazione risultano in un formato esadecimale, è stato utilizzato un programma scritto in Python in grado di effettuare una conversione da esadecimale a decimale. Dopo questi passaggi, si ottiene un file testo contenenti i dati grezzi che permettono di identificare il "segnale BCG raw", ovvero sia un segnale né filtrato e né elaborato. Il processamento del segnale è effettuato sui dati grezzi provenienti dal sensore ed è stato svolto attraverso la un programma in Python

LO SMARTWATCH GARMIN VIVO 4



Lo smartwatch Garmin Vivo 4 (figura 2.3) è stato scelto come sensore di supporto per generare dati di riferimento. Esso è infatti in grado di fornire dati accurati relativi ad attività cardiaca ed atti respiratori durante il sonno.

Questi dati sono stati generati durante tutte le notti prese in esame come il sensore Murata SCA11H.

Fig. 2.3 - Smarwatch Garmin Vivo 4 [15]

Dopo la sincronizzazione con uno smartphone l'orologio carica i dati relativi al riposo sul server Garmin dove possono essere visionati (esempio in

figura 2.4).

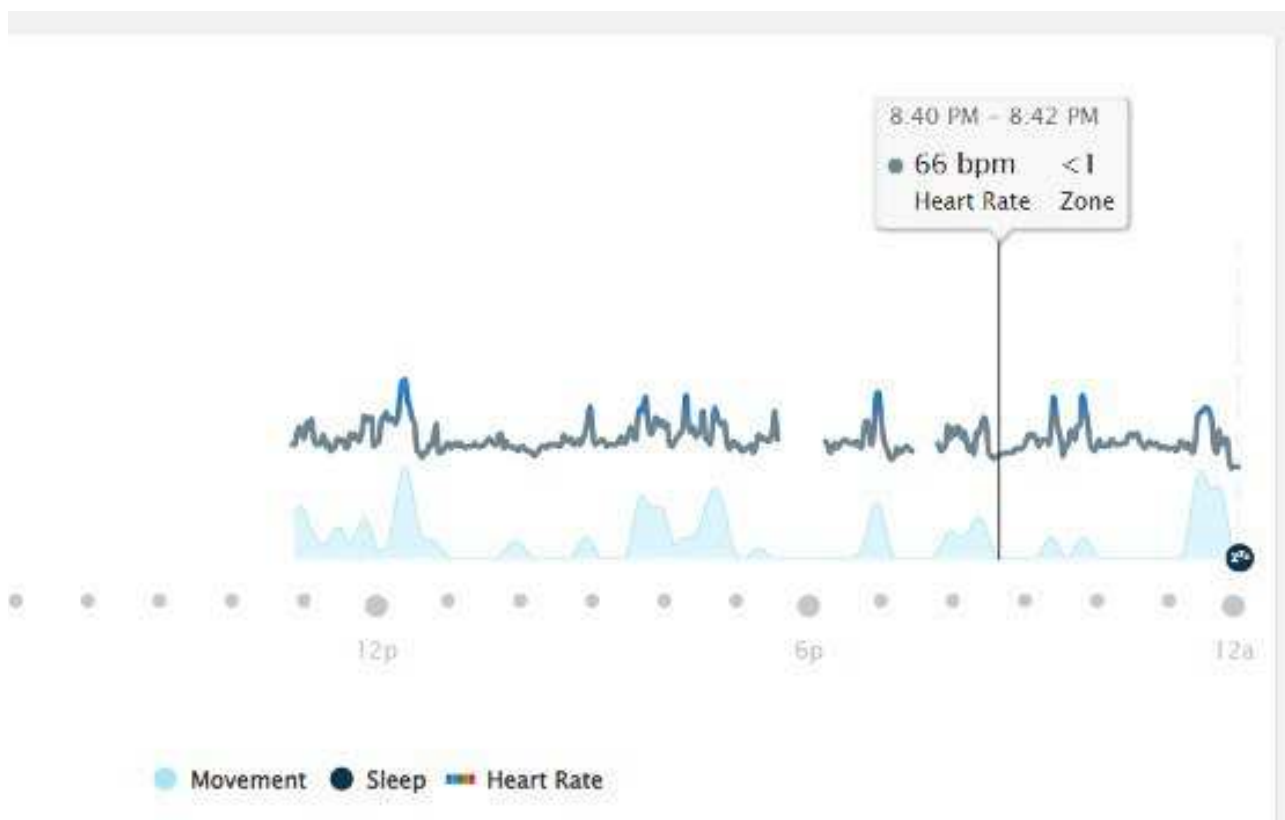


Fig. 2.4 – Esempio di Dati fisiologici raccolti con Garmin Vivo 4 [16]

TRASFORMATA DI FOURIER

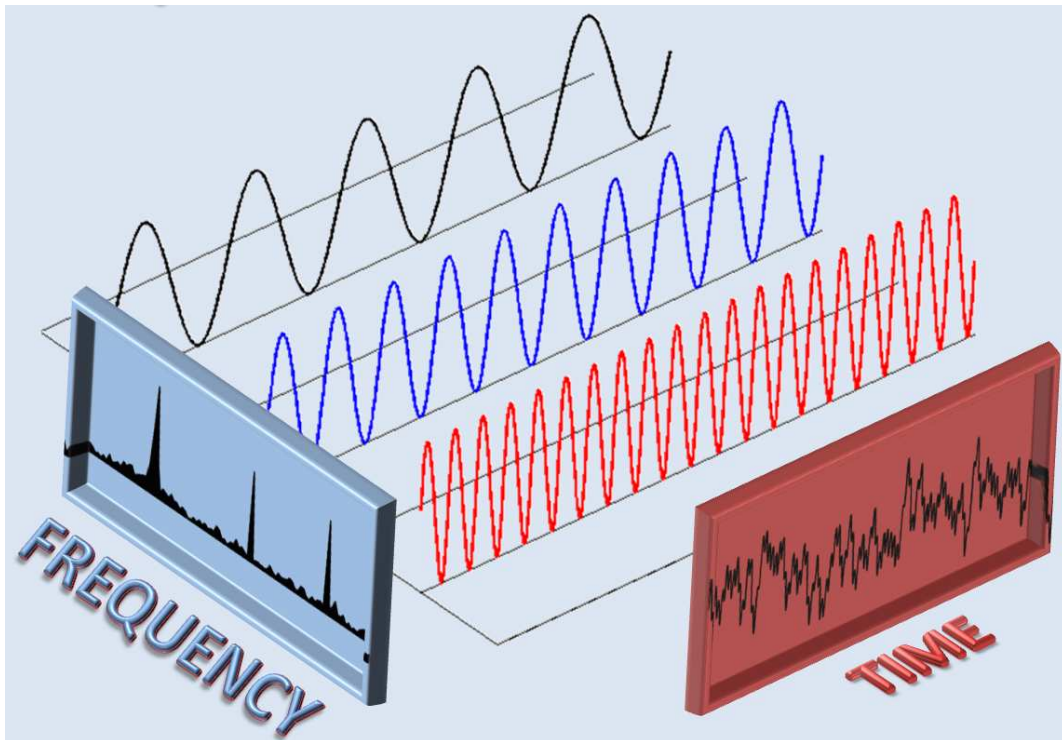


Fig. 2.5 - Rappresentazione visiva trasformata di Fourier [17]

La trasformata di Fourier e la sua implementazione pratica, la Trasformata di Fourier Veloce (FFT, dall'inglese Fast Fourier Transform), sono strumenti fondamentali nell'analisi e nella manipolazione dei segnali. La Trasformata di Fourier è una tecnica matematica che permette di scomporre un segnale complesso in una combinazione di infinite componenti sinusoidali di frequenze diverse. Questo processo consente di analizzare il contenuto in frequenza di un segnale ed ha una vasta gamma di applicazioni, tra le principali troviamo la compressione dei dati, la teoria dei segnali, l'elaborazione delle immagini e la teoria dei codici correttori di errori.

La Trasformata di Fourier è un'espansione del concetto di serie di Fourier per funzioni non periodiche, permettendo così l'analisi di segnali arbitrariamente complessi.

La trasformata porta un segnale dal dominio temporale al dominio delle frequenze, permettendo così di scomporre in molteplici (teoricamente infinite) componenti sinusoidali a varie frequenze il segnale originale.

La formula generale della Trasformata di Fourier (1) di un segnale continuo $f(t)$ è definita come:

$$F(\omega) = \int [f(t) * e^{(-i\omega t)}] dt \quad (1)$$

Dove $F(\omega)$ rappresenta il segnale nel dominio delle frequenze, ω è la frequenza angolare, t è il tempo ed i è l'unità immaginaria. Questa formula indica che la Trasformata di Fourier rappresenta il segnale come una combinazione di onde sinusoidali complesse, ognuna con una frequenza specifica e un coefficiente di ampiezza [18].

LA TRASFORMATATA DI FOURIER VELOCE (FFT)

La trasformata di Fourier classica risulta però essere estremamente onerosa in termini di calcolo computazionale per un calcolatore specialmente in ambito di teoria di segnali e di segnali campionati. Sono quindi state introdotte le FFT o Trasformata di Fourier Veloce. La FFT è un algoritmo efficiente per calcolare la Trasformata di Fourier discreta (DFT), che è una versione campionata della Trasformata di Fourier.

Siano x_0, \dots, x_{N-1} una enupla di numeri complessi. La DFT (2) sarà definita dalla seguente formula:

$$X_q = F_d(x)_n = \sum_{k=0}^{N-1} x_k e^{-i\frac{2\pi}{N}kq} \quad , \quad q=0,1,000000,N-1 \quad (2)$$

L'algoritmo FFT sfrutta la simmetria periodica dei fattori complessi presenti nella DFT per ridurre drasticamente il numero di calcoli necessari per ottenere la trasformata. L'FFT ha una complessità computazionale di $O(n \log n)$, dove n è la dimensione del segnale preso input, rendendo l'algoritmo molto efficiente rispetto al calcolo diretto della Trasformata di Fourier.

RISULTATI E COMMENTO

ACQUISIZIONE SEGNALE E PRIMA RAPPRESENTAZIONE

Per il seguente elaborato dopo essere stato correttamente posizionato il sensore è stato inizializzato in modalità RAW DATA LOGGER.

Il sensore MURATA SCA11H in modalità RAW DATA LOGGER manda in output su un file di testo .txt quanto riportato in figura 3.1.A; questi numeri, in base esadecimale, rappresentano un segnale a tempo discreto a mille hertz.

Per essere utilizzabili i seguenti dati vanno convertiti da esadecimale a decimale.

Questa conversione è stata eseguita con uno script in Python, il risultato è visibile in Figura 3.1.B.

023b	575
023b	574
023c	573
023c	572
023c	572
023c	572
023b	572
023b	571
023b	572
(A)	(B)

Fig. 3.1 (A) – Segnale originale in valori Esadecimali (B) – Segnale trasformato in valori Decimali

Per la creazione dei grafici nel seguente elaborato è stata usata la libreria Matplotlib di Python che attraverso la creazione di uno script permette di generare grafici scorrevoli che permettono perciò di visualizzare il segnale in modo pulito e coerente.

Una volta ottenuti i dati in formato decimale è stato possibile andare a graficare l'intero segnale proveniente dal sensore. Per farlo è stato sufficiente creare un vettore tempo, per l'asse X, con mille valori al secondo che ricalcassero i mille hertz del sensore. Una volta creato tale vettore e graficato utilizzando come asse Y il segnale decimale è stato creato il grafico in Figura 3.2 .

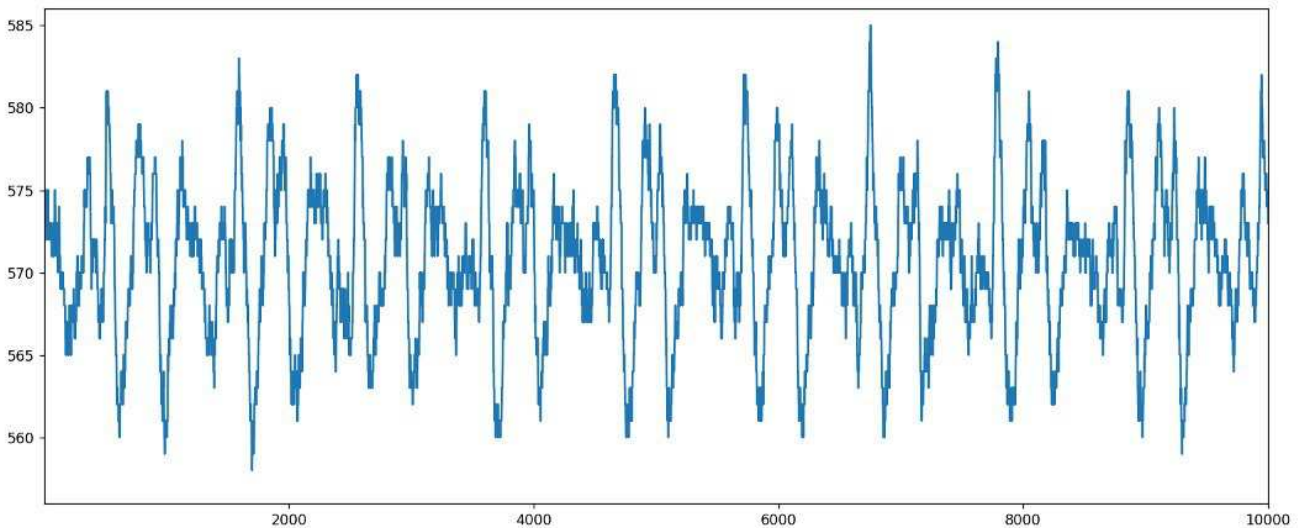


Fig. 3.2 – segnale accelerometrico non rielaborato; l'ascissa rappresenta i campioni, mentre le ordinate l'ampiezza del segnale; il grafico mostra 10 secondi di segnale campionato a 1000 Hertz.

Come facilmente intuibile dal grafico il segnale presenta una notevole quantità di rumore.

Le cause primarie di questo rumore sono la potenza del sensore, capace di cogliere vibrazioni ben al di sopra del necessario e con una frequenza di gran lunga superiore ad ogni possibile variazione fisiologica e la presenza di vibrazioni meccaniche ed elettroniche dovute ad agenti esterni ed alle componenti stesse del sensore.

Andando a studiare con attenzione il segnale in figura 3.2 si può notare la presenza di picchi che con buona probabilità rappresentano il segnale ballistocardiografico ricercato.

Per verificare questa ipotesi è stato deciso di utilizzare la teoria delle trasformate di Fourier per andare a isolare il segnale voluto.

ISOLAMENTO SEGNALE BATTITI CARDIACI

Utilizzando uno script in Python il segnale è stato sottoposto al processo di trasformazione di Fourier. Quanto riportato in figura 3.3 è il grafico che rappresenta quanto siano preponderanti i contributi al segnale originale per ogni frequenza nel range studiato.

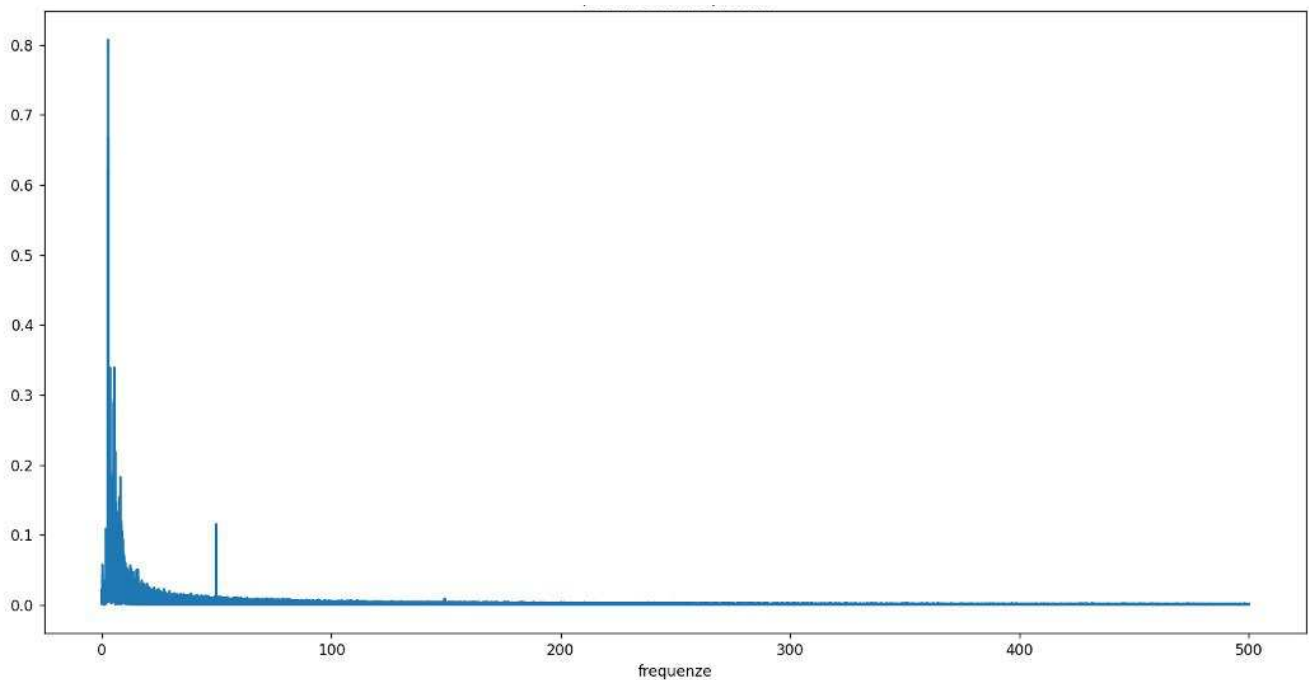


Fig. 3.3 - Grafico dello spettro in frequenza ottenuto dal segnale

Come visibilmente notevole sono presenti due picchi principali nel grafico.

Il primo picco risulta essere a circa 4 hertz mentre il secondo risulta essere a 50 hertz.

Il picco a 50 hertz è dovuto all'interferenza del segnale corrente, questo picco non è quindi stato preso in considerazione ed è stato considerato come rumore.

Dopo aver studiato il grafico in figura 3.3 è stato deciso di applicare un filtro Butterworth dalla frequenza di 0.8 hertz alla frequenza di 5 hertz.

La frequenza di 0.8 Hertz corrisponde a circa 50 battiti al minuto mentre 5 Hertz sono circa 300 battiti al minuto (battito al minuto è una unità di misura ed in questo caso non corrisponde a battito cardiaco).

Questi numeri non vanno considerati in ambito di un normale elettrocardiogramma, quest'ultimo infatti rappresenta le variazioni elettriche dovute alla contrazione dei muscoli cardiaci; quindi, oltre ad essere istantanee sono anche in un rapporto di uno ad uno tra picchi rilevati e battiti cardiaci.

In un segnale ballistocardiografico invece troviamo 4 o 5 picchi per singolo battito cardiaco. Una volta generato il segnale filtrato questo è stato graficato assieme ad un segnale temporale con mille valori al secondo in figura 3.4.

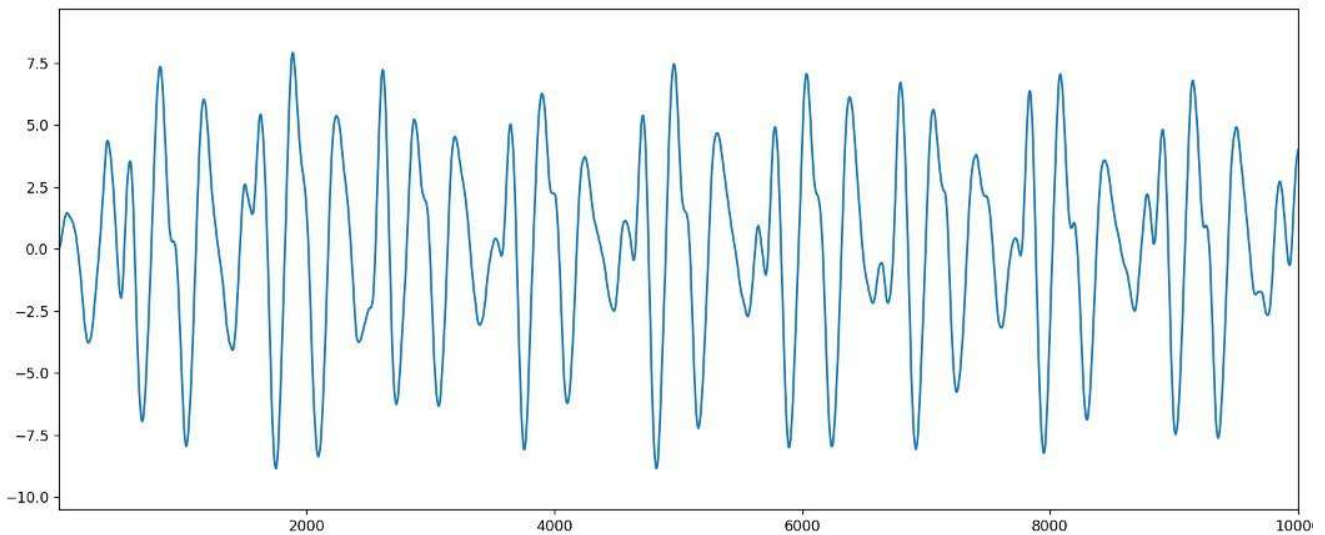


Fig. 3.4 - segnale BCG

Guardando la figura 3.4 il segnale BCG è estremamente ben distinto e i suoi picchi nella maggior parte dei casi 4 per atto cardiaco (più raramente 5) sono facilmente individuabili.

Ottenuto il seguente risultato è stato sufficiente andare a creare una funzione in grado di contare i gruppi di picchi riportati nel segnale ogni 60 secondi per ottenere il battito cardiaco del soggetto preso in esame (Figura 3.5).

```
In 600 secondi sono stati rilevati: 2454  
La media dei battiti cardiaci per il periodo considerato è di: 61.35 BPM
```

Fig.3.5 – calcolo risultato media battiti cardiaci su 10 minuti di dati

Questo risultato è stato confermato attraverso l'utilizzo del sensore GARMIN Vivo 4.

CONFRONTO CON BCG IN LETTERATURA

Andiamo ora confrontare quanto ottenuto nel seguente elaborato con quanto riportato in letteratura scientifica.

Di seguito è riportato un confronto fra un particolare atto cardiaco preso dal segnale ballistocardiografico estrapolato durante il seguente elaborato messo a confronto con un segnale ballistocardiografico preso dalla letteratura scientifica.

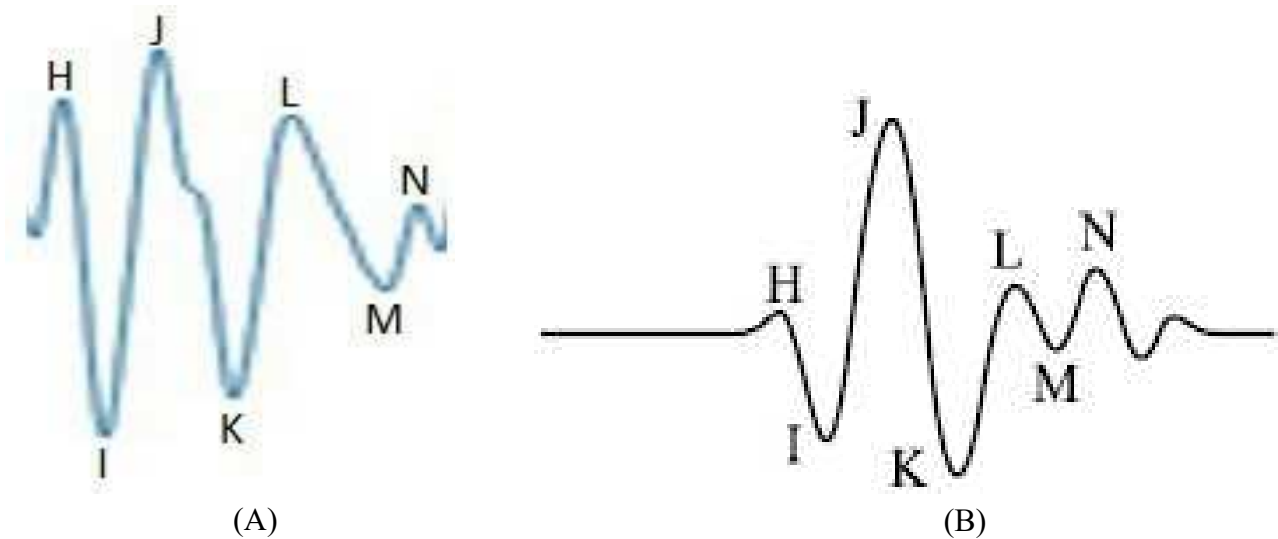


Fig 3.6 – (A)- Segnale Ballistocardiografico isolato per questo elaborato. (B) - Segnale Ballistocardiografico proveniente dalla letteratura scientifica [38]

La differenza di ampiezze è inoltre dovuta alla differente metodologia utilizzata per ricavare il segnale ballistocardiografico. L'assenza del quinto picco è dovuta plausibilmente al tipo di sensore utilizzato. Pur essendo estremamente potente, in rapporto al caso d'uso, il sensore MURATA SCA è un sensore monoassiale e quindi non trae dati dall'asse perpendicolare all'asse studiato (asse testa-piedi).

Le rare occasioni in cui un quinto picco è visibile potrebbero essere dovute al posizionamento obliquo del soggetto studiato o magari alla presenza di rumore.

Gli elaborati presenti in letteratura che riportano il quinto picco utilizzano spesso una formazione di sensori diversa da quella utilizzata nel seguente elaborato come ad esempio un sensore tri assiale o più sensori monoassiali posti in diverse configurazioni.

EXTRASISTOLIA

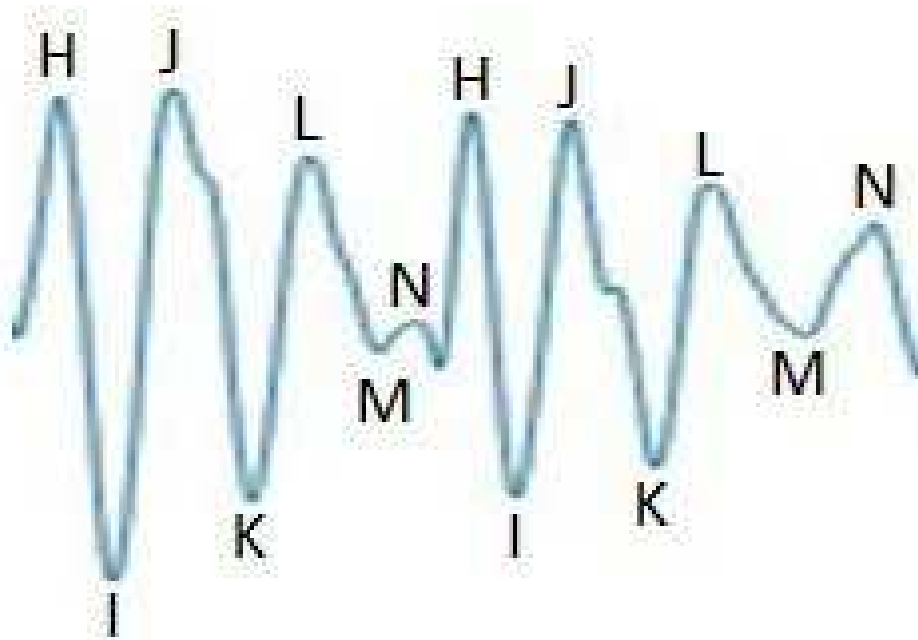


Fig. 3.7 – Esempio grafico ballistocardiografico con extrasistolia

Osservando il grafico ballistocardiografico dei battiti cardiaci del soggetto abbiamo notato come occasionalmente il picco H risultasse essere molto vicino o addirittura superare il picco J. Questo è probabilmente dovuto ad una leggera forma di extrasistolia del soggetto preso in considerazione. Le extrasistoli sono anomalie del ritmo cardiaco in cui si verificano contrazioni extra o premature del cuore al di fuori del normale ritmo. Il cuore umano batte regolarmente grazie al nodo del seno, ma a causa di vari fattori, possono verificarsi battiti extra. Questi possono essere causati da anomalie elettriche nel cuore o essere innescati da fattori esterni come lo stress, l'ansia, il consumo eccessivo di caffeina o l'assunzione di determinati farmaci. La maggior parte delle persone sperimenta extrasistoli occasionali che non rappresentano un grave problema di salute.

ISOLAMENTO DEL SEGNALE RESPIRATORIO

Trovati i battiti si è poi deciso di estrapolare i dati relativi alle respirazioni.

Studiando nuovamente il grafico del segnale originale (Figura 3.2) è possibile notare come l'andamento dei picchi di ampiezza del segnale sia modulato da un segnale quasi-periodica con frequenza più bassa.

Fourier non permette però attraverso i suoi algoritmi di estrapolare variazioni di ampiezza, si è quindi deciso di procedere a generare l'involuppo derivato dalle interpolazioni dei picchi del segnale per poterne poi studiare l'andamento.

Preso il segnale dei battiti cardiaci (figura 3.4) sono stati isolati i singoli valori di picco, questi sono stati poi graficati come visibile in figura 3.8

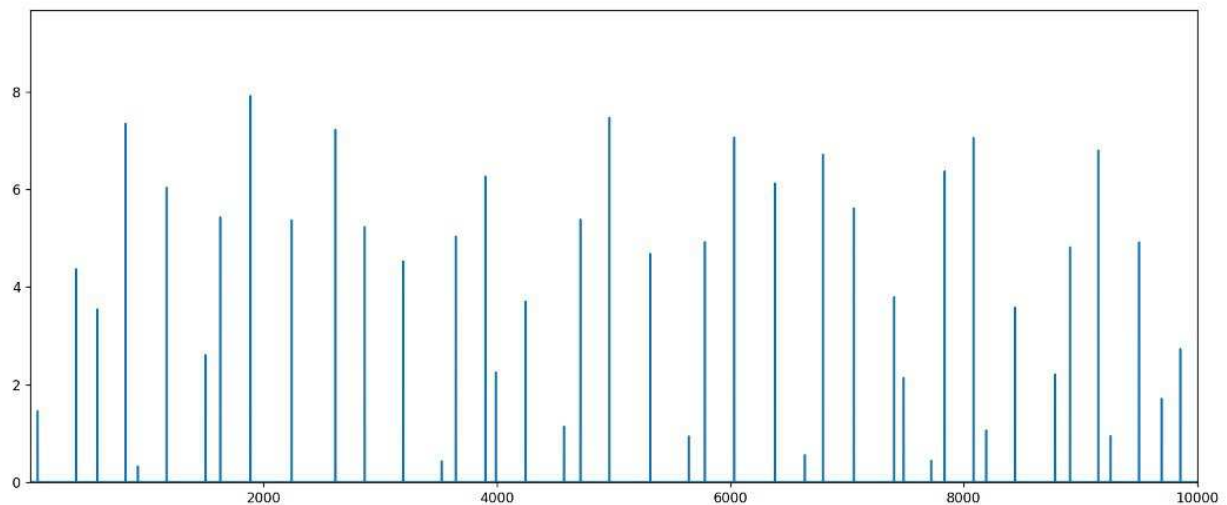


Fig. 3.8 – Grafico dei picchi del segnale BCG

Dati il grafico il Figura 3.8 si è quindi deciso di procedere isolando solamente i picchi più alti di ogni gruppo, che corrispondono all'evento J (figura 3.9).

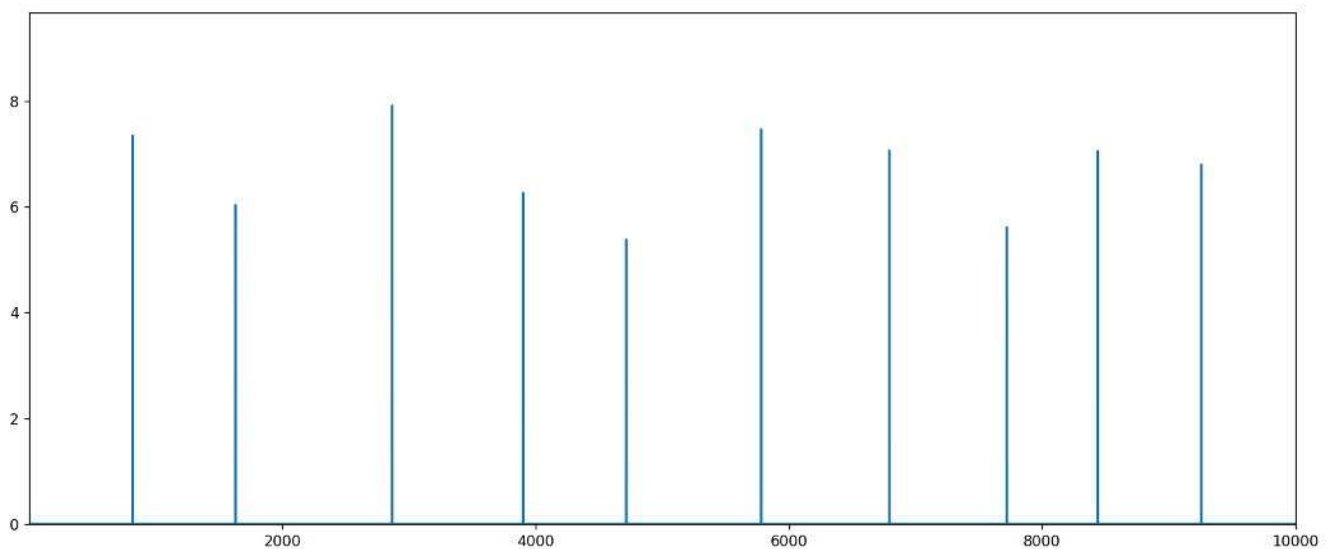


Fig. 3.9 – isolamento picchi J

Il grafico in figura 3.9 rappresenta l'altezza del picco preponderante in ogni atto cardiaco (asse Y) correttamente spaziato nel vettore tempo (asse X).

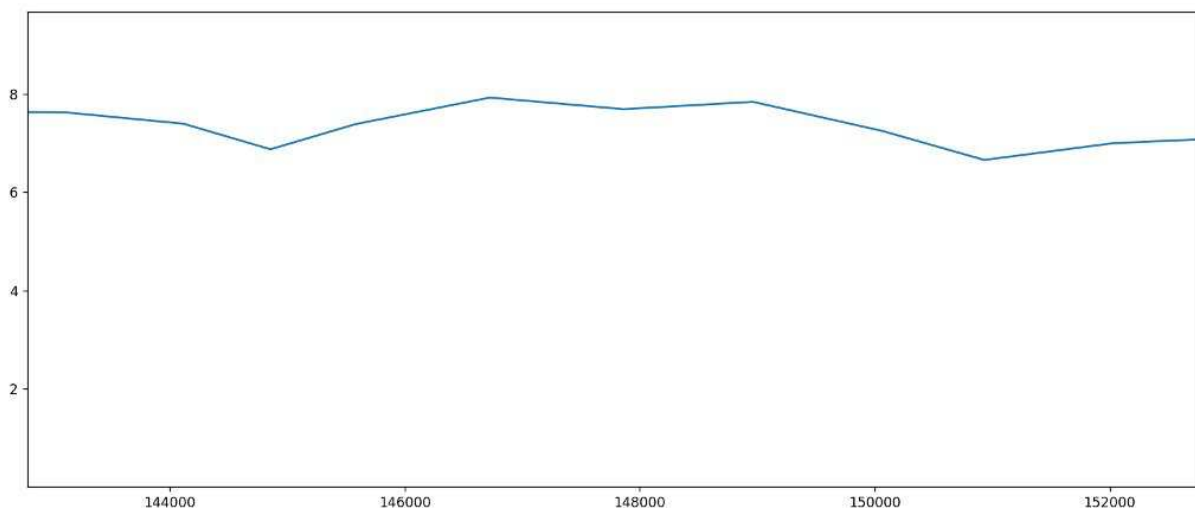


Fig. 3.10 – Segnale respiratorio ottenuto dal segnale ballistocardiografico

È stato poi deciso di interpolare i valori soprariportati per generare una curva di andamento del respiro in figura 3.910

Il grafico così ottenuto rappresenta visivamente l'andamento degli atti respiratori.

Come visibile dal grafico (figura 3.10) che copre 10 secondi (asse X) sono stati eseguiti dal soggetto circa due atti respiratori il che è perfettamente in linea con quando riportato nella letteratura medica per il soggetto studiato.

Dato il grafico Fig. 3.10 relativo all'andamento degli atti respiratori per poter trovare la media delle respirazioni nel periodo considerato è stata nuovamente utilizzata la tecnica della trasformata di Fourier veloce.

Una volta trasformato il segnale è stato possibile andare a guardare il dominio delle frequenze

Queste informazioni sono poi state graficate in figura 3.11

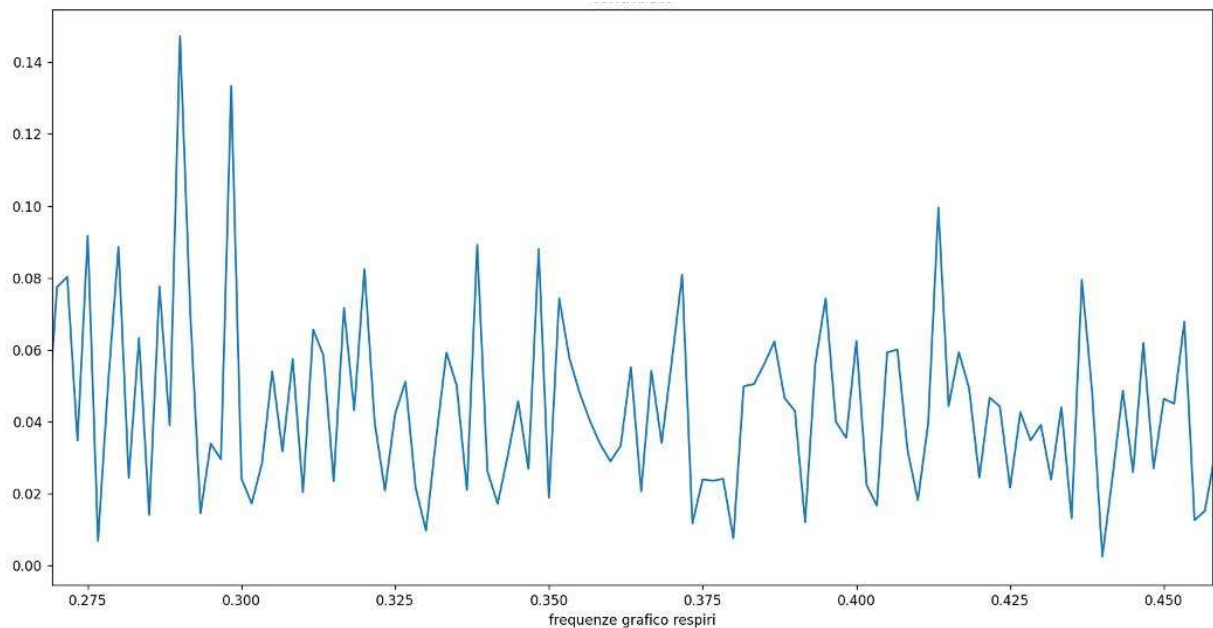


Fig. 3.11 – Grafico dei contributi in frequenza

Dalla figura 3.11 è facilmente individuabile il contributo di frequenza principale nell'onda delle respirazioni. Il picco principale si trova infatti a 0.278 Hz che corrispondono 16 atti respiratori al minuto.

Questo risultato è perfettamente in linea con la media dei battiti cardiaci ed è compatibile con i dati provenienti dallo smartwatch GARMIN Vivo 4

CITAZIONI

[1] Eysenbach, Gunther. "What is e-health?." *Journal of medical Internet research* 3.2 (2001): e833.

[2] Meystre, Stephane. "The current state of telemonitoring: a comment on the literature." *Telemedicine Journal & e-Health* 11.1 (2005): 63-69.

[3] By OpenStax College - Anatomy & Physiology, Connexions Web site. <http://cnx.org/content/col11496/1.6/>, Jun 19, 2013., CC BY 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=30148227>

[4] *Frequenza cardiaca*. (11 marzo 2023). Wikipedia, L'enciclopedia libera. Tratto il 8 luglio 2023, 09:25 da [//it.wikipedia.org/w/index.php?title=Frequenza_cardiaca&oldid=132463065](https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Frequenza_cardiaca&oldid=132463065).

[5] TY - CHAP AU - Postolache, Octavian AU - Silva Girão, Pedro AU - Pinheiro, Eduardo AU - Postolache, Gabriela PY - 2010/10/04 SP - 277 EP - 314 SN - 978-3-642-15686-1 TI - Unobtrusive and Non-invasive Sensing Solutions for On-Line Physiological Parameters Monitoring VL - 75 DO - 10.1007/978-3-642-15687-8_15 JO - Lecture Notes in Electrical Engineering ER -

[6] Gordon J W. "On certain molar movements of the human body produced by the circulation of the blood" *J. Anat. Physiol.* 1877.

[7] Henderson Y. "The mass-movements of the circulation as shown by a recoil curve" *Am. J. Physiol.* 1905.

[8] RICERCA NUMERO DI PUBBLICAZIONI

Cretikos MA, Bellomo R, Hillman K, Chen J, Finfer S, Flabouris A. Respiratory rate: the neglected vital sign. *Med J Aust.* 2008 Jun 2;188(11):657-9. doi: 10.5694/j.1326-5377.2008.tb01825.x. PMID: 18513176.8

[9]. Sadek, I., Biswas, J., & Abdulrazak, B. (2019). Ballistocardiogram signal processing: A review. *Health information science and systems*, 7, 1-23.

[10] Nedoma, Jan & Kepak, Stanislav & Fajkus, Marcel & Cubik, Jakub & Siska, Petr & Martinek, Radek & Krupa, Petr. (2018). *Magnetic Resonance Imaging Compatible Non-Invasive Fibre-Optic Sensors Based on the Bragg Gratings and Interferometers in the Application of Monitoring Heart and Respiration Rate of the Human Body: A Comparative Study*. *Sensors*. 18. 3713. 10.3390/s18113713.

[11] *La tecnologia MEMS*. Link: <https://it.emcelettronica.com/la-tecnologia-mems>

[12] *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.

[13] *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.

[14] *Modi di operazione 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.

[15] *Immagine tratta dal sito Garmin Connect*

[16] *Immagine tratta dal sito Garmin* - <https://www.garmin.com/it-IT/p/643382>

[17] Kalhara, P. & Jayasinghearachchi, Vishan & Dias, A. & Ratnayake, V. & Jayawardena, Chandimal & Kuruwitaarachchi, Nuwan. (2017). *TreeSpirit: Illegal logging detection and alerting system using audio identification over an IoT network*. 1-7. 10.1109/SKIMA.2017.8294127.

[18] *Trasformata di Fourier*. (29 maggio 2023). *Wikipedia, L'enciclopedia libera*. Tratto il 7 luglio 2023, 09:18 da [//it.wikipedia.org/w/index.php?title=Trasformata_di_Fourier&oldid=133733419](https://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Trasformata_di_Fourier&oldid=133733419).