



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

SENSORI INDOSSABILI A BASSO CONSUMO PER APPLICAZIONI HEALTH- CARE

LOW-POWER WEARABLE SENSORS FOR HEALTH-CARE APPLICATIONS

Relatore:

Prof. Massimo Conti

Tesi di Laurea di:

Lorenzo Gabrielli

A.A. 2020/21

Sommario

1. Introduzione	4
2. Stato dell'arte sui dispositivi wearable health-care.....	6
2.1 Protocolli Wireless per Body Area Network	8
2.2 Dispositivi indossabili Health-Care commerciali	10
2.3 Demo Board Wearable Health-Care	33
3. Demo Board utilizzata: Steval MKSBOX1V1.....	35
3.1 Hardware	35
3.2 Funzionalità basilari	36
3.3 Sensori.....	36
3.4 Ambiente di sviluppo.....	44
4. Risultati sperimentali.....	47
4.1 Test della board	47
4.1.1 Applicazione preimpostata "Compass"	47
4.1.2 Applicazione preimpostata "Data recorder".....	49
4.1.3 Applicazione creata "Giroscopio"	51
4.1.4 Applicazione creata "Accelerometro LE"	55
4.1.5 Applicazione creata "Accelerometro inclinometro"	59
4.1.6 Applicazione creata "Confronto accelerometri".....	60
Tabella riassuntiva	62
4.2 Misure del battito cardiaco sul materasso.....	63
4.2.1 Board sulla dogha - Accelerometro.....	64
4.2.2 Board tra due doghe – Accelerometro	65
4.2.3 Board in prossimità del cellulare – Microfono.....	68
4.2.4 Board in prossimità del cellulare – Accelerometro	69
4.2.5 Board in prossimità del cellulare – Accelerometro Inclinometro	70
4.2.6 Board in prossimità dell'amplificatore audio – Accelerometro.....	72
4.2.7 Board in prossimità dell'amplificatore audio – Accelerometro inclinometro	74
4.2.8 Board sotto materasso con amplificatore audio – Accelerometro	75
4.2.9 Board sotto materasso con amplificatore audio ai piedi del letto – Accelerometro..	79
4.2.10 Board sotto materasso con amplificatore audio sopra la cima del materasso - Accelerometro	82
4.2.11 Board sopra il materasso con amplificatore audio ai piedi del letto - Accelerometro	85
4.2.12 Board tra due doghe – Accelerometro inclinometro	88
Tabella riassuntiva	91
5. Conclusioni	93
6. Bibliografia.....	94

1. Introduzione

In molte malattie croniche è richiesto il monitoraggio continuo dei segnali vitali del paziente in ospedale o a casa del paziente. In molti casi, l'invasività nella vita del paziente e nella routine quotidiana può essere un problema. Incorporare sistemi di monitoraggio nel letto d'ospedale o in un normale letto di casa potrebbe avere benefici sia per i pazienti che per gli operatori sanitari. I segnali vitali che vengono spesso monitorati sono la frequenza cardiaca e la frequenza respiratoria.

Ad oggi esistono svariate modalità di monitoraggio di parametri corporei quali, ad esempio, la frequenza cardiaca, la frequenza respiratoria o la qualità del sonno. Una delle differenze principali tra le varie tecniche di misura di questi dati riguarda l'invasività dei dispositivi utilizzati.

La balistocardiografia (BCG) è una tecnica che misura la frequenza cardiaca dalle vibrazioni meccaniche del corpo ad ogni ciclo cardiaco. Molti dispositivi indossabili utilizzano queste tecniche. Alcune tecniche non invasive utilizzano la balistocardiografia posizionando i sensori su una sedia o nel letto dove è posto il paziente.

L'obiettivo principale della tesi è quello di ottenere informazioni in merito alla frequenza cardiaca e al monitoraggio dell'attività del sonno, tramite dispositivi non invasivi e senza l'utilizzo di elettrodi, applicando tecniche di balistocardiografia e di sismocardiografia.

Nel lavoro di sviluppo di questa tesi si è utilizzata una board della ST Microelectronics al fine di monitorare la salute dell'utente, prestando attenzione al consumo di energia da parte del dispositivo. Si elaborano i dati ottenuti dai sensori accelerometro e microfono presenti su una demo board, messa in prossimità o a contatto con il materasso. Sono state eseguite varie prove di misurazione della frequenza cardiaca variando la posizione del dispositivo indossabile, variandone le modalità di utilizzo e, talvolta, servendosi anche di dispositivi ausiliari al fine di registrare un segnale con buona qualità e poter ricavare le informazioni di interesse con maggior precisione.

La prima parte della tesi riguarda lo stato dell'arte, si fa un'introduzione riguardante i dispositivi indossabili, entrando nello specifico dell'evoluzione delle tecnologie e delle funzionalità dei vari strumenti; poi si parla dei vari protocolli wireless che consentono il collegamento tra dispositivo indossabile e computer o cellulare e infine si fa un elenco di dispositivi indossabili mirati al monitoraggio del battito cardiaco, analizzando le caratteristiche principali e le tecnologie per la stima della frequenza cardiaca tramite stime dell'elettrocardiogramma o, senza necessità di elettrodi, attraverso la balistocardiografia e la sismocardiografia, utilizzando solamente

accelerometri e sensori di peso per stimare la frequenza cardiaca, la frequenza respiratoria e la qualità del sonno.

La seconda parte dell'elaborato riguarda la descrizione dettagliata della strumentazione utilizzata e dell'ambiente di sviluppo su cui si è operato per effettuare gli esperimenti.

L'ultima parte, invece, riguarda l'applicazione a cui si sono applicati gli strumenti di misura, descrivendo l'utilizzo che si è effettuato delle board ed esaminando i risultati sperimentali ottenuti dai vari test al variare dei parametri dei vari sensori.

2. Stato dell'arte sui dispositivi wearable health-care

I sistemi health-care basati su sensori indossabili hanno richiamato una sempre maggior attenzione da parte della comunità scientifica e da parte del mondo dell'industria. A differenza dei tradizionali strumenti health-care, che necessitano di un utilizzo da parte di personale medico all'interno di strutture sanitarie e di costo elevatissimo, i dispositivi wearable health-care sono accurati, poco ingombranti, hanno un costo ridotto e possono essere utilizzati ovunque ed in qualsiasi momento.

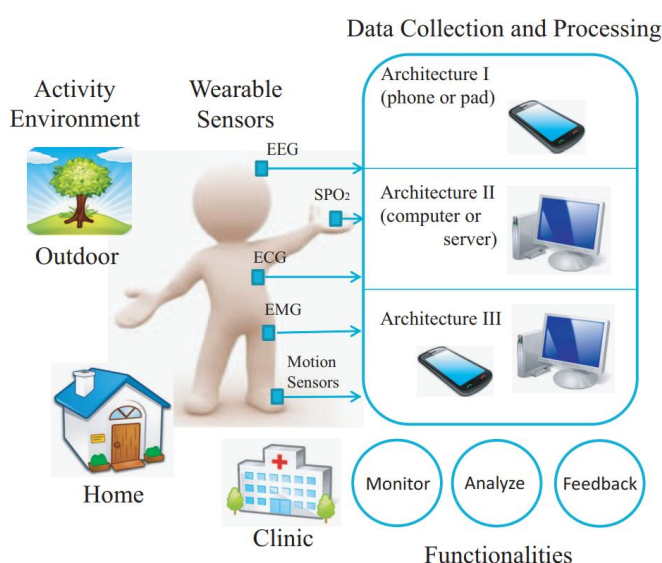


Figura 2.1 Un'architettura di un sistema Health-care. [2]

L'utente può portare con sé questi leggeri dispositivi in ogni luogo, al chiuso o all'aperto, senza necessitare dell'ausilio di personale medico. Alla base di questi sistemi health-care ci sono i sensori che danno la possibilità di avere accesso a bio-segnali come: sensori di movimento, elettroencefalogramma, elettrocardiografia, elettromiografia o saturazione dell'ossigeno. Tramite questi sensori si raccolgono e si elaborano i dati, queste operazioni possono essere eseguite dal sensore, da un computer o da uno smartphone. L'hardware con capacità di calcolo ha funzionalità di monitorare, analizzare e fornire un biofeedback. Nella figura sono mostrate tre architetture basiche di un sistema wearable health-care, si può usare: un computer per l'aggregazione e l'elaborazione dei dati, un cellulare per aggregazione ed elaborazione dei dati oppure si può usare un cellulare per l'aggregazione dei dati e un computer per l'elaborazione.[1]

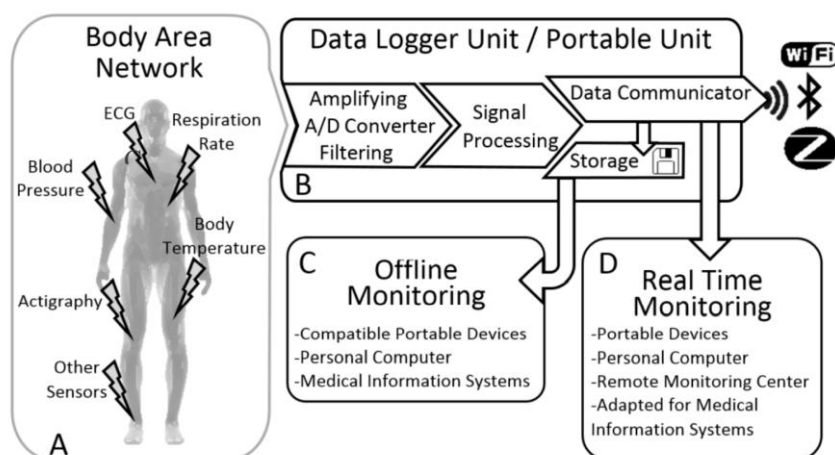


Figura 2.2 Architettura di un dispositivo Health-care nello specifico [2]

Nello specifico, una generica architettura di un dispositivo Health-Care indossabile, è composta da 4 moduli: Body Area Network, l'unità mobile, il monitoraggio dei dati in tempo reale e la memorizzazione dei dati registrati. La Body Area Network è una rete rappresentata dall'interconnessione tra tutti i sensori posizionati sul corpo, raccolgono i dati e li inviano ad una unità mobile. La connessione di tutti i sensori è conveniente in quanto si abilita la centralizzazione dei dati in una singola unità mobile, inoltre si migliora il controllo, la sincronizzazione e la programmazione dell'intero sistema; in questo modo si ottiene una complessiva ottimizzazione nell'utilizzo delle risorse. L'unità mobile è il modulo in cui vengono raccolte tutte le informazioni, contiene tutti gli output e gli input dei dispositivi Health-Care indossabili e può anche ricevere dati da altri dispositivi elettronici connessi. Dopo aver ricevuto i segnali analogici, l'unità mobile li amplifica o li filtra e li converte in segnali digitali; l'elaborazione dei segnali può avvenire nell'unità mobile oppure successivamente, in seguito al trasferimento dei dati su altri dispositivi. L'elaborazione avviene estrapolando dai segnali le caratteristiche che consentono di valutare le condizioni di salute del soggetto, rilevando anomalie all'interno dei segnali ricevuti. I dati non elaborati, poi, possono essere trasmessi in tempo reale tramite un protocollo wireless oppure possono essere salvati su un dispositivo di memoria, ad esempio una micro SD, e poi elaborati in seguito. La trasmissione in tempo reale trova il suo principale impiego nelle situazioni in cui un paziente ha necessità di essere controllato in tempo reale e, al verificarsi di un'anomalia, si può prevenire tempestivamente una situazione pericolosa per la sua salute; in questo modo, il paziente può svolgere tranquillamente tutte le sue attività quotidiane essendo continuamente monitorato. Tutti i dati memorizzati hanno l'obiettivo principale di fornire diagnosi cliniche e previsioni della malattia da parte di professionisti medici.[2]

2.1 Protocolli Wireless per Body Area Network

La comunicazione tra l'unità mobile e il computer o cellulare può avvenire sia via cavo che in modalità wireless, quest'ultima risulta essere più conveniente per l'utente in quanto meno invasiva. La comunicazione wireless tra l'unità mobile e utente coinvolge le tecnologie delle wireless area network locali, che appartengono alla famiglia di standard IEEE 802. Le reti wireless area network locali e la rete di mesh WiFi, appartengono allo standard IEEE 802.11; le reti wireless area network personali, appartengono allo standard IEEE 802.15. Quest'ultimo standard include tecnologie quali: la tecnologia Bluetooth, le tecnologie wireless PAN ad alta frequenza come l'UWB e altre tecnologie di comunicazione wireless quali, ad esempio, l'NFC.

La WiFi è una tecnologia che consente ad un dispositivo elettronico di scambiare dati o di connettersi a Internet in modo wireless, sfruttando le radio frequenze a 2.4 GHz UHF e a 5.0 GHz SHF. La WiFi ha, solitamente, un punto di accesso centralizzato fornendo una connessione Client-Server asimmetrica e tutto il traffico fatto passare attraverso il punto di accesso. L'UWB è una tecnologia radio che può lavorare a bassissimo consumo di energia, in un corto raggio di trasmissione, a banda estremamente elevata utilizzando un ampio spettro di frequenze. L'NFC è un set di standard per smartphone e dispositivi simili per instaurare una connessione radio ponendo i due dispositivi che interagiscono a contatto tra di loro o ponendoli a distanza di pochi centimetri l'uno dall'altro.[1]

Bluetooth Low Energy è una tecnologia wireless PAN [3] progettata per applicazioni nel mondo dell'assistenza sanitaria, fitness, per i beacon [4], per la sicurezza, per l'industria dell'intrattenimento domestico e per le industrie automobilistiche e dell'automazione. Rispetto al Bluetooth "classico", il Bluetooth Low Energy ha lo scopo di fornire un consumo energetico e un costo notevolmente ridotto, mantenendo un intervallo di frequenze di lavoro simile (la banda ISM 2.400-2.4835 GHz). Bluetooth Low Energy non è compatibile con il precedente protocollo Bluetooth Base Rate/Enhanced Data Rate (BR/EDR) [5].

Nel 2010, con l'uscita delle specifiche della versione Bluetooth 4.0 si punta alla riduzione dei consumi nella trasmissione di dati. Questa funzionalità, denominata appunto "Low Energy" nasce con l'obiettivo di aggregare dati provenienti da sensori diversi tramite un'ottimizzazione della struttura di trama e l'impiego di dispositivi più efficienti, inoltre il raggio di comunicazione di questa tecnologia è superiore rispetto a quello del Bluetooth classico; tutto ciò, però, va a discapito della velocità. Per ovviare a questo problema di velocità di trasmissione, si è utilizzata la tecnica di trasmissione e ricezione dei segnali UWB (ultra-wide-band) che consente di inviare segnali mediante l'utilizzo di impulsi di energia a radiofrequenza di durata temporale estremamente ridotta (da poche decine di picosecondi a qualche nanosecondo) e quindi con

occupazione spettrale molto ampia. Bluetooth Low Energy utilizza le stesse frequenze radio a 2.4 GHz come il Bluetooth classico, il che consente ai dispositivi dual-mode di condividere una singola antenna radio.[6]

Lo stack di protocollo del BLE è composto da due parti principali: il controller e l'host. Lo stack di controller è composto dal livello fisico e dal livello di collegamento, mentre lo stack di host è composto dai livelli superiori dello stack e contiene: il protocollo di controllo e adattamento del collegamento logico (L2CAP), il protocollo dell'attributo (ATT), il protocollo di gestione della sicurezza a basso consumo (SMP), il profilo di attributo generico (GATT), il profilo di accesso generale (GAP). Il livello fisico definisce 40 canali a radio frequenza con una spaziatura tra i canali di 2 MHz. Viene usato un meccanismo a salto di frequenza adattivo e viene implementata una modulazione Gaussian Frequency Shift Keying. Lo stack di collegamento trasmette i dati tra i due dispositivi. La trasmissione si divide in due passi: la creazione della connessione e la trasmissione dei dati. Il BLE definisce i due ruoli di ciascun dispositivo per creare la connessione: il master e lo slave. Quando vengono trasmessi i dati, gli slave sono normalmente in modalità "sleep" e si accendono periodicamente per eventuali ricezioni di pacchetti da parte del master. La funzione dell'L2CAP è quella del multiplexing dei dati tra i diversi protocolli di livello superiore. L'ATT è associato all'L2CAP e consente a un client di leggere e/o scrivere determinati attributi esposti dal server e il GATT usa L'ATT per lo scambio di dati. L'SMP gestisce l'associazione e la distribuzione delle chiavi specifiche per il trasporto delle informazioni. Infine, il GAP, è il livello più alto dello stack di protocollo e ha la funzione di gestire l'avvenuta connessione e la sicurezza.[1][7]

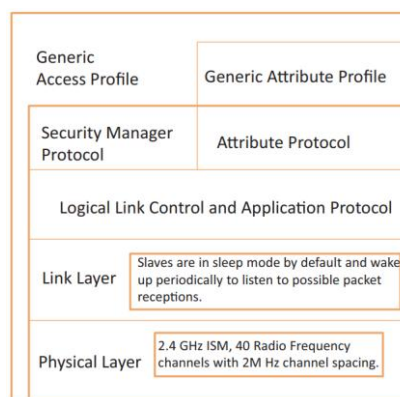


Figura 2.3 Tipico stack di protocollo della tecnologia BLE [1]

Il BLE è una delle principali tecnologie che rendono possibile l'Internet of Things (IoT), moltissimi dispositivi connessi a Internet utilizzati per: l'assistenza sanitaria personale, il fitness, lo sport, l'intrattenimento e la localizzazione ora utilizzano il Bluetooth LE per comunicare con smartphone e tablet. La durata della batteria di questi dispositivi dipende da vari fattori: dall'hardware, dalla distanza di trasmissione e dal ciclo di lavoro. In generale, la durata è stimata

in un range da 1 a 40 mesi. Ad esempio, un iBeacon – un dispositivo che emette impulsi Bluetooth periodici per consentire la localizzazione – potrebbe facilmente funzionare per un paio di anni prima che la batteria si scarichi.

Il BLE è interessante per l'elettronica di consumo e per i produttori di macchine connesse a Internet a causa del basso costo, della lunga durata della batteria e della facilità di implementazione. Dai termometri e dai cardiofrequenzimetri, dagli smartwatch ai sensori di prossimità, il Bluetooth Low Energy facilita la trasmissione di dati wireless a corto raggio tra dispositivi, alimentata da una semplice una batteria per orologi.[5]

Un altro protocollo di comunicazione wireless utilizzato nell'ambito della sensoristica indossabile è l'ANT+, che è una rete di sensori senza fili multicast a basso consumo energetico. Ha molte caratteristiche in comune con il Bluetooth Low Energy, entrambi operano nella banda di frequenze ISM a 2,4 GHz e sono progettati per trasmettere i dati a basso consumo energetico e a bassa velocità. A differenza della tecnologia BLE, l'ANT+ è una tecnologia multicast: ogni nodo ANT+ può funzionare sia come master che come slave e può trasmettere, ricevere o fungere da ripetitore. [8][9]

2.2 Dispositivi indossabili Health-Care commerciali



Figura 2.4 Alcuni esempi di dispositivi Health-care indossabili [2]

L'ambito di interesse dei dispositivi Health-Care indossabili non è esclusivamente quello medico ma, anche, quello legato al benessere personale e allo sport. Negli ultimi anni, in particolare, il commercio di massa di dispositivi di monitoraggio della propria salute da parte degli utenti è stato indirizzato agli smartwatch: strumento che si indossa come un orologio, nato nel 2002 con la sua prima versione che aveva le funzionalità di monitoraggio della frequenza cardiaca, della

saturazione dell'ossigeno nel sangue e della temperatura cutanea; già questo strumento comunicava i dati attraverso un modulo wireless. I più recenti smartwatches consentono di monitorare le attività vitali rimanendo attivi per più di 24 ore; essi sono sviluppati per monitorare: le attività di fitness, le calorie bruciate, la distanza percorsa, la frequenza cardiaca e anche i cicli di sonno.

Altri strumenti commerciali riguardano il monitoraggio del movimento, come ad esempio il braccialetto Moov, che a seconda della parte del corpo su cui viene indossato si adatta all'utilizzo per diverse attività sportive. Google Eye Lens sono delle lenti che rappresentano il futuro dei dispositivi indossabili, si applicano sugli occhiali e, in futuro, raggiungeranno dimensioni tali da poter essere introdotte nel corpo. Ci sono dispositivi che si applicano alle orecchie e hanno la funzionalità di misurare il battito cardiaco e la saturazione dell'ossigeno del sangue, in questo modo riescono ad ottenere un segnale 100 volte più pulito rispetto a quello fornito dagli smartwatch in quanto non sono soggetti all'interferenza da parte del muscolo.[2]

Esistono altri strumenti in grado di monitorare il battito cardiaco come, ad esempio, cinghie da applicare al petto, fascette adesive e t-shirt con elettronica embedded.

A seconda dell'accuratezza con cui i vari dispositivi riescono a misurare la frequenza cardiaca, esistono tre tipi di prodotti commerciali:

- i dispositivi HR, che forniscono una stima della frequenza cardiaca stimando il valore del picco R dell'elettrocardiogramma, anche se non sono in grado di determinare la forma d'onda;
- i dispositivi "R-R interval" che, pur non essendo in grado di determinare la forma d'onda dell'elettrocardiogramma, riescono a misurare il tempo tra due picchi R;
- i dispositivi ECG che sono in grado di acquisire la forma d'onda dell'elettrocardiogramma da cui possono essere estratti parametri morfologici e ottenere delle diagnosi di malattie cardiovascolari o analisi di riabilitazione cardiovascolare.

La Figura 2.5 schematizza le varie categorie di dispositivi commerciali per misurare la frequenza cardiaca in base alla grandezza e all'ambiente in cui essi vengono utilizzati. Chiaramente man mano che l'accuratezza dei dati forniti aumenta, l'ambito di utilizzo del dispositivo si sposta verso quello della medicina.

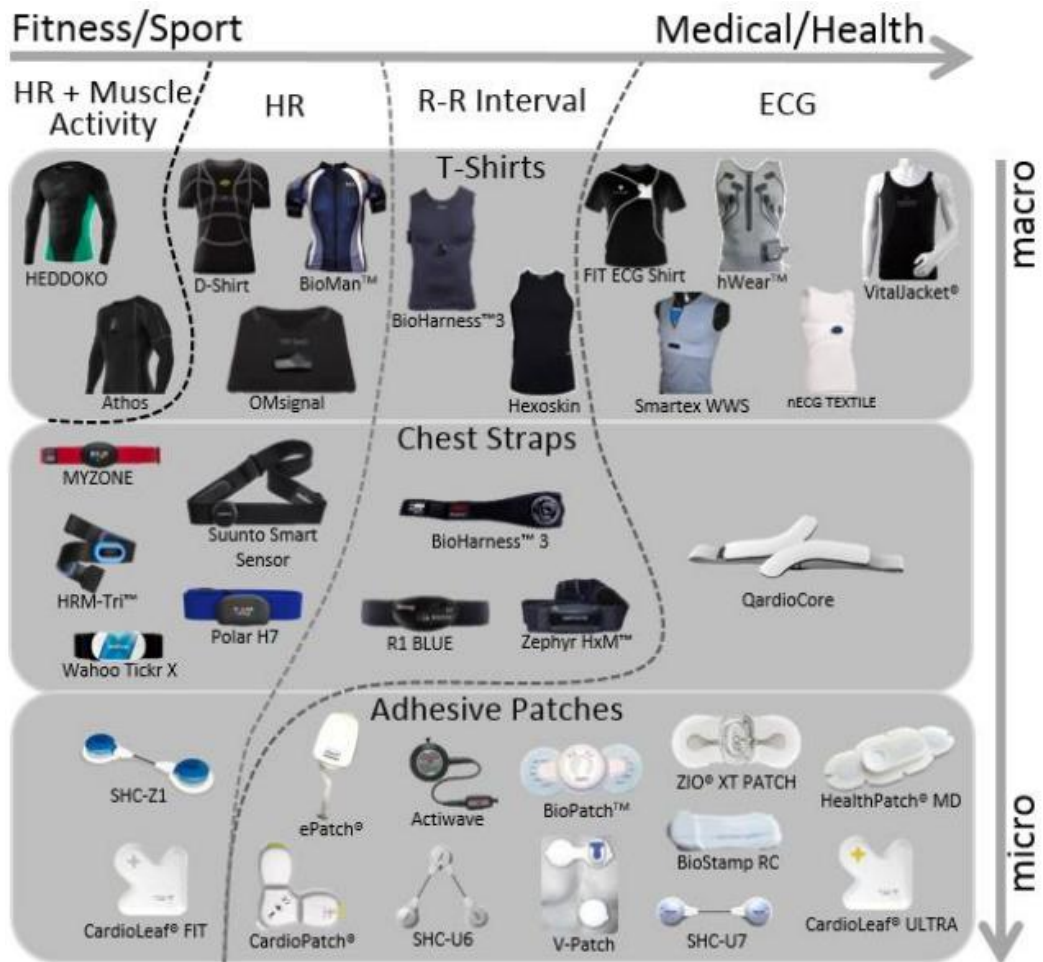


Figura 2.5 Dispositivi per il monitoraggio dell'attività cardiaca, suddivisi per: tipo di indumento, grandezza e precisione nella stima della frequenza cardiaca [2]

Un'alternativa alla misura della frequenza cardiaca tramite misurazioni del picco R dell'elettrocardiogramma si può avere tramite l'intercettazione di picchi J del balistocardiogramma. Il balistocardiogramma registra tutti i micromovimenti interni del sangue durante i cicli cardiaci, misurando nelle tre dimensioni la risultante delle forze di eiezione cardiaca. La forma d'onda del BCG rappresenta la risposta meccanica combinata dell'impulso del sistema vascolare e del corpo all'espulsione cardiaca di sangue dal ventricolo sinistro. La misurazione del BCG può avvenire anche da letto in maniera meno invasiva rispetto all'ECG in quanto non è necessario l'utilizzo di elettrodi nella misurazione del BCG e il sonno sarebbe meno soggetto a disturbi. Per ottenere il BCG si utilizzano principalmente sensori di accelerazione, piattaforme inerziali e sensori di peso [10], ma anche sensori di pressione idraulici [31] insieme a trasduttori. Il principio che sta alla base della balistocardiografia (BCG) è la misura delle forze meccaniche che hanno origine dal corpo di una paziente quando questo è addormentato, l'esame prevede l'acquisizione dei dati richiesti tramite un accelerometro che non deve essere fisicamente posizionato sul corpo del paziente.[11]

I sensori che forniscono i dati inerenti la balistocardiografia possono essere molteplici e posizionati in zone differenti del materasso affinché, a seconda dell'intensità della grandezza misurata, si riesca a percepire se i movimenti corporei siano dovuti ad uno spostamento posturale o a spostamenti degli arti.[30]

La misura della frequenza cardiaca può avvenire anche tramite la sismocardiografia (SCG): tale tecnica misura le vibrazioni locali della parete toracica dovute al battito cardiaco, in particolare alla contrazione del cuore e all'eiezione del sangue dai ventricoli all'albero vascolare. Il sismocardiogramma può essere rilevato ponendo un accelerometro sul petto. L'accelerazione verrà misurata nelle sue tre componenti ma quella funzionale al rilevamento della frequenza cardiaca è quella relativa all'asse dorsoventrale. La forma d'onda del grafico che si ottiene monitorando la variazione di accelerazione per questa variabile si compone di alcuni picchi, ognuno dei quali corrispondente all'evento che si crede che sia rappresentato: MC, chiusura della valvola mitrale; IVC, contrazione isovolumetrica; AO, apertura della valvola aortica; RE, eiezione rapida; AC, chiusura della valvola aortica; MO, apertura della valvola mitrale e RF riempimento rapido.[10]

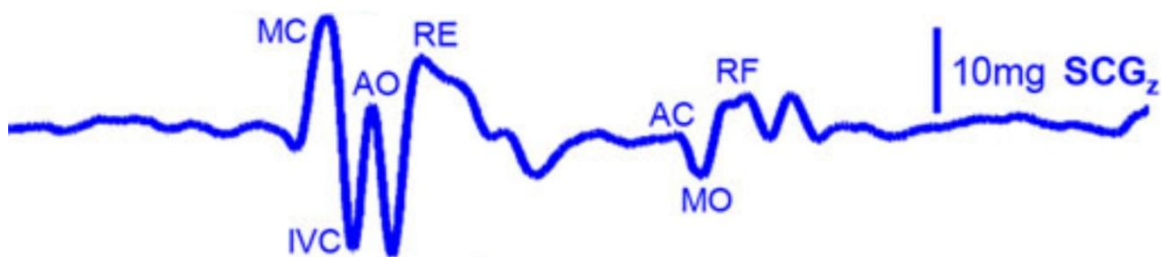


Figura 2.6 componente dorsoventrale dell'accelerazione registrata dal sismocardiogramma con in evidenza i vari picchi menzionati pocanzi [10]

Tramite la sismocardiografia è possibile monitorare la qualità del sonno, misurando la frequenza cardiaca, la frequenza respiratoria e i movimenti corporei che si compiono durante il ciclo di sonno. Per questo tipo di monitoraggio, il sismometro viene posizionato al lato del letto in modo tale da non risultare invasivo e da non essere a contatto con il corpo umano durante il ciclo del sonno. Attraverso le variazioni di accelerazione si osservano le componenti oscillatorie di questi grafici e, al variare dell'intensità e della frequenza dell'accelerazione si riescono ad estrarre le informazioni in merito ai parametri corporei citati testé.[39]

Un'altra modalità di rilevazione della frequenza cardiaca e, in generale, dei movimenti corporei, è basata sull'acquisizione di dati tramite sensori basati su interferometri a fibra ottica (OFI). Gli OFI sono strumenti estremamente sensibili in grado di percepire cambiamenti della lunghezza della fibra ottica estremamente piccoli, causati da forze esterne dovute non solo al movimento degli arti ma anche al battito cardiaco o alla respirazione. Gli esperimenti che riguardavano la misura della frequenza cardiaca tramite questo metodo sono stati effettuati con l'utente a riposo

sul letto e hanno dato percentuali di precisione nel rilevamento delle informazioni molto prossime alla totalità.[29]

Tramite due accelerometri posizionati sul petto e sull'addome, è possibile ottenere un monitoraggio della frequenza respiratoria durante il sonno tramite strumenti non invasivi. Il parametro della frequenza respiratoria risulta essere particolarmente rilevante nella previsione di eventi cardiaci avversi, è un indicatore di progressione della malattia per pazienti con malattie respiratorie croniche o neuromuscolari. Per ottenere la frequenza respiratoria si sfrutta la misura la componente sagittale dell'accelerazione ed un segnale di pitch. Per ogni periodo di 30 secondi, i dati vengono normalizzati rispetto al massimo rilevato nell'intervallo. Viene poi applicato un algoritmo di rilevamento del picco all'accelerometro e al segnale di pitch per ogni intervallo, con un tempo minimo tra due picchi fissato e una soglia adattiva applicata alla prominenza e all'altezza del picco. Durante ogni periodo, i picchi vengono confrontati per il segnale della componente sagittale dell'accelerometro e per il segnale di pitch, con il segnale risultante nei picchi più regolari (quelli con minor deviazione standard) selezionati. La frequenza respiratoria (respiri al minuto) viene calcolata come il doppio del numero di picchi rilevati durante ogni intervallo di 30 secondi del segnale selezionato [32].

Nel seguito verrà fornito un elenco di prodotti commerciali indossabili.

Athos Men's shirt



Figura 2.7 Athos Men's shirt [12]

La Men's shirt della Athos è una maglietta per il fitness che offre il monitoraggio biometrico in tempo reale fornendo informazioni in merito all'attività muscolare, alla frequenza cardiaca, al dispendio calorico e al tempo di attività rispetto al tempo di riposo; essa inoltre tiene traccia dello sforzo dei principali gruppi muscolari della parte superiore del corpo: pettorali, bicipiti, tricipiti, deltoidi e dorsali. I sensori incorporati nell'indumento leggono i biosegnali e forniscono

tali dati direttamente all'app mobile, mostrando quali muscoli sono attivi e quanto vengono esercitati.

La t-shirt contiene 14 sensori, di cui 12 sensori EMG e 2 sensori della frequenza cardiaca. La t-shirt è composta per il 76% da nylon e per il 24% da Spandex Lycra ed è progettata con materiale di compressione versatile costruito con tecnologia traspirante. Questo prodotto richiede un Athos Core (non incluso) per raccogliere i dati e l'applicazione è compatibile solo con dispositivi iOS. Il prezzo di questo dispositivo è di 199 euro. [12]

Cityzen Sciences D-Shirt



Figura 2.8 Cityzen Sciences D-Shirt [33]

La D-Shirt è una smart t-shirt per utilizzo sportivo che è stata realizzata con uno speciale tessuto intrecciato e con sensori che registrano la frequenza cardiaca, la posizione GPS, il percorso, la velocità e l'altitudine. Le informazioni rilevate dalla maglietta, arrivano ad un trasmettitore rimovibile, il quale le invia allo smartphone tramite Bluetooth. Il cellulare non si può trovare ad una distanza maggiore di 10 metri dal trasmettitore, altrimenti la connessione non può avvenire. Se si va a correre e si porta il cellulare con sé, allora è possibile monitorare i dati in tempo reale, altrimenti i dati verranno trasmessi non appena avverrà la connessione tra smartphone e trasmettitore. Alla fine di ogni sessione di corsa, l'applicazione fornisce un riepilogo del percorso, del tempo di attività, della velocità, della frequenza cardiaca e del numero di calorie bruciate. La maglietta è realizzata con un tessuto Smart Sensing intrecciato con micro-sensori chip integrati. Questo tessuto ha un costo del 30-40% superiore rispetto ai materiali ordinari ma e, attualmente, si sta lavorando su sensori che riguardano il monitoraggio del calore, della respirazione e del sudore. [13]

Bioman+ AiQ Smart Clothing



Figura 2.9 Indumenti Bioman+ AiQ Smart [14]

Bioman+ è una soluzione di abbigliamento intelligente per diversi capi di abbigliamento che coinvolgono la parte superiore del corpo. Il tessuto è costituito da elettrodi tessili a base di fibre conduttive per l'acquisizione dell'attività elettrica del corpo umano e filo conduttivo per trasportare i segnali elettrici al modulo di elaborazione e trasmissione che viene agganciato all'indumento.

Bioman+ è stato convalidato con la maggior parte dei principali fornitori di moduli ECG e frequenza cardiaca leader del settore e continua ad essere il partner Smart Clothing di prima scelta per i nuovi fornitori di moduli che entrano in questo segmento in rapida crescita. Bioman+ è stato utilizzato in un'ampia varietà di applicazioni: come, ad esempio, maglietta per il monitoraggio della frequenza cardiaca per frequentatori di palestra e appassionati di fitness, giubbotto di compressione per il monitoraggio della frequenza cardiaca per sport di resistenza come maratone e ciclismo, giubbotti di monitoraggio dell'elettrocardiogramma da 1 a 3 derivazioni in assistenza agli anziani, monitoraggio remoto della salute, riabilitazione cardiaca e fitness. [14]

MyZone MZ-1



Figura 2.10 Fascia elastica MyZone MZ-1 [19]

La fascia elastica MyZone MZ-1 è un dispositivo indossabile per uso sportivo si applica al petto e consente la visualizzazione in tempo reale dei dati biometrici tramite app per smartphone, smartwatch o display "in club". I sensori presenti forniscono una precisione del 99,4% sull'elettrocardiogramma.

Questo dispositivo consente la connessione con diversi dispositivi: utilizza il protocollo di comunicazione Bluetooth e ANT + per connettersi con app e dispositivi di terze parti, mentre utilizza un protocollo di comunicazione analogico per connettersi con le attrezzature Cardio in palestra. [19] L'evoluzione di questo prodotto è la fascia MyZone MZ-3.

MyZone MZ-3



Figura 2.11 Fascia elastica MyZone MZ-3 [20]

Un'ulteriore funzionalità che presenta questa fascia rispetto alla precedente è, ad esempio, la possibilità di poter memorizzare i dati biometrici raccolti all'interno di una memoria presente nella unità mobile di questo dispositivo. Inoltre, grazie all'ausilio di questa memoria, i dati possono essere mantenuti anche durante sessioni di allenamento successive e confrontati tra loro. Ci si può registrare anche alla piattaforma online che consente di salvare tutti i dati su cloud e, grazie alla connessione internet, vengono settati mensilmente obiettivi di allenamento stabiliti dall'Organizzazione Mondiale della Sanità.[20]

Garmin HRM-Tri e HRM-Swim



Figura 2.12 Fasce elastiche Garmin HRM-TRI e HRM-SWIM [34]

Le fasce cardio Garmin HRM-Tri e HRM-Swim rappresentano un passo in avanti nell'evoluzione della strumentazione sportiva grazie a questi strumenti, triatleti e nuotatori potranno monitorare la propria frequenza cardiaca anche in acqua. Dal design minimale e compatto, sono allo stesso tempo confortevoli e altamente resistenti, studiate per chi pratica sport come triathlon e nuoto, e vuole avere sotto controllo le proprie prestazioni durante un allenamento o una gara. Entrambi i modelli sono in grado di registrare e memorizzare fino a 20 ore di dati. Sono compatibili con i GPS sportwatch di Garmin, se abbinati a questi dispositivi inviano automaticamente i dati della frequenza cardiaca una volta usciti dall'acqua. Le nuove fasce cardio Garmin utilizzano il protocollo di comunicazione ANT+ per trasmettere le informazioni in modalità wireless alla strumentazione abbinata.

Specificamente progettata per i triatleti, HRM-Tri è la fascia cardio Garmin più piccola, compatta e leggera. Studiata per non provocare nessun fastidio una volta indossata, rileva i dati della frequenza cardiaca durante ogni frazione della competizione di triathlon. Quando la fascia HRM-Tri è abbinata agli sportwatch, fornisce dati sulle dinamiche di corsa, come oscillazione verticale e tempo di contatto con il suolo. La batteria interna è intercambiabile e prevede una durata fino a 10 mesi. La fascia HRM-Swim è stata studiata e realizzata per la registrazione e l'analisi dei dati della frequenza cardiaca durante il nuoto in piscina. Antiscivolo, è resistente anche all'uso più frequente. Dal design minimale, è stata ideata per non creare nessun tipo di attrito in acqua e fastidi una volta indossata. La batteria interna è intercambiabile e prevede una durata fino a

18 mesi. Naturalmente HRM-Tri e HRM-Swim consentono di acquisire i dati di frequenza cardiaca e scaricarli su Garmin Connect, la community online dedicata al mondo dello sport, anche nella sua versione per smartphone app Garmin Connect Mobile: qui si potrà analizzare informazioni specifiche come ritmo, indice di swolf, grafici sul battito cardiaco e altro, oltre a pianificare allenamenti e attività, condividendoli con altri utenti. [21]

Wahoo TICKR X



Figura 2.13 Wahoo TICKR X [22]

Il cardiofrequenzimetro a fascia TICKR X monitora frequenza cardiaca, consumo calorico, dati analitici sulla corsa e cadenza di pedalata indoor. Dotato di tecnologia Bluetooth e ANT+, si connette alle app di allenamento, agli orologi GPS e ai computer da bicicletta preferiti, e ora supporta fino a tre connessioni Bluetooth simultaneamente. Con il suo design è uno dei cardiofrequenzimetri più leggeri e sottili: pesa 48 grammi e ha uno spessore di 12,01 millimetri; mentre il sensore di frequenza cardiaca integrato e il design della cinghia garantiscono una connessione e una vestibilità più sicure per prevenire lo spostamento e lo scivolamento durante l'allenamento. TICKR X offre inoltre 50 ore di memoria integrata per la registrazione dei dati relativi a frequenza cardiaca e calorie, offrendoti la libertà di allenarti senza dispositivi.

Quando TICKR X è accoppiato a un orologio GPS multisport o da corsa, il sistema ANT+ Running Dynamics sarà trasmesso sul TICKR X e registrato sull'orologio per un feedback in tempo reale. La visualizzazione di questi dati in tempo reale ha lo scopo di aiutare l'utente ad effettuare

regolazioni formali, come la corretta cadenza, per migliorare le prestazioni durante l'allenamento. [22]

BioHarness 3



Figura 2.14 Bioharness 3 t-shirt [35]

Il BioHarness 3.0 è un dispositivo di telemetria di monitoraggio fisiologico destinato al monitoraggio degli adulti in casa, ambienti di lavoro e in ambito medico. Il dispositivo è costituito da una fascia toracica e da un modulo elettronico che si attacca al cinturino o alla maglietta.[15] Il dispositivo memorizza e trasmette i dati dei segni vitali tra cui ECG, frequenza cardiaca, frequenza respiratoria e attività del corpo. Il BioHarness 3.0 fornisce una funzione per rilevare e trasmettere segnali ECG a derivazione singola da ricevere da strumenti ECG qualificati tramite Bluetooth / USB. Il BioHarness 3.0 raccoglie e trasmette le misurazioni acquisite sia durante la sedentarietà che durante le attività per la frequenza cardiaca, la postura e l'attività. I valori della frequenza respiratoria vengono trasmessi con precisione solo durante periodi sedentari.

Il modulo BioHarness è attaccato alla fascia toracica durante la modalità di monitoraggio e i dati fisiologici vengono inviati e visualizzati su pc. L'alimentazione è data solamente da una cella a base di polimeri ricaricabile; i sensori passivi nella fascia rilevano i segnali ECG cardiaci tramite pad conduttivi. Un sensore di pressione nella cinghia sul lato sinistro del soggetto rileva l'espansione della gabbia toracica a causa di azione respiratoria, un termistore misura la temperatura interna del dispositivo, un accelerometro a 3 assi nel modulo BioHarness misura il livello di attività e la posizione del soggetto (in piedi, supino, prono, capovolto).

Tutti i dati del sensore vengono elaborati all'interno del modulo BioHarness, viene calcolata un'indicazione dello stato fisiologico del soggetto (verde/arancione/rosso) in base all'input del sensore e i valori di soglia del soggetto vengono memorizzati all'interno del dispositivo quando è configurato. I dati fisiologici vengono inviati in modalità wireless tramite Bluetooth o 802.15.4 a un dispositivo ricevente appropriato con interfaccia grafica.[16]

Smartex WWS



Figura 2.15 Maglie che compongono lo Smartex WWS [17]

Wearable Wellness System (WWS) è un sistema indossabile completamente integrato per il monitoraggio continuo di parametri fisiologici.

Il sistema WWS è composto da una maglia sensorizzata e da una elettronica che permette all'utente il monitoraggio continuo di ECG, respiro ed attività grazie all'integrazione di sensori tessili ed accelerometri al fine di controllare lo stato di salute, il livello di preparazione atletica, la qualità del sonno con un sistema holter in real-time.

WWS trova le sue applicazioni principali in ambito sanitario nella telemedicina e nella domotica, nella preparazione sportiva, nella sicurezza degli anziani e delle forze dell'ordine.

Il sistema WWS è composto da:

- Un indumento sensorizzato;
- Un dispositivo elettronico dedicato all'acquisizione, il processamento e l'immagazzinamento dei dati;
- Una suite completa di software per la gestione e la visualizzazione dei dati acquisiti nonché per la configurazione personalizzata del dispositivo elettronico.

Il sistema è in grado di acquisire simultaneamente i seguenti segnali fisiologici:

- segnale elettrocardiografico (ECG) con derivazione parallela DI;
- segnale respiratorio;
- accelerometro 3D.

Un processore a bordo del dispositivo elettronico elabora continuamente i segnali acquisiti per estrarre, attraverso sofisticati algoritmi di signal processing, una serie di parametri ed indici quali:

- ritmo cardiaco e respiratorio;
- indice di qualità dei segnali respiratorio e cardiaco;
- variabilità delle frequenza cardiaca correlata all'indice simpato-vagale;

- classificazione della postura e/o dell'attività (sdraiato, seduto/in piedi, camminando, correndo);
- stima della spesa energetica istantanea;
- numero di passi al minuto.

Il segnale ECG e quello respiratorio sono ottenuti tramite l'utilizzo di sensori costituiti da fibre tessili integrate direttamente nella struttura che compone l'indumento. Postura e movimenti sono invece monitorati attraverso un accelerometro triassiale inserito all'interno del dispositivo elettronico ed un' algoritmo di classificazione.

Il sistema WWS offre quindi un elevato livello di comfort che lo rende particolarmente indicato per il monitoraggio dei parametri fisiologici anche per lunghi periodi.[17]

Sigma Sport R1 Blue



Figura 2.16 Fascia Sigma Sport R1 Blue [23]

Il trasmettitore R1 BLUE di Sigma Sport trasmette la frequenza cardiaca tramite la tecnologia Bluetooth® low energy. Ciò consente a R1 BLUE di comunicare con più smartphone, computer e dispositivi sportivi. Tutte le app per lo sport che supportano la tecnologia Bluetooth® Smart Ready e utilizzano i dati della frequenza cardiaca possono visualizzare i valori di R1 BLUE. Basta sfogliare gli app store per scoprire i tanti piccoli ausili per le attività sportive quotidiane.

Grazie alla tecnologia Bluetooth® Low Energy, la batteria di R1 BLUE ha una durata di circa 1-3 anni. Il dispositivo è alimentato tramite una batteria a bottone CR 2032 standard ed è impermeabile fino a una pressione statica dell'acqua di 3 ATM per un periodo limitato.

Tutte le contrazioni del muscolo cardiaco sono precedute da un'onda di eccitazione elettrica. Nell'ECG, il segno più chiaro di eccitazione per un battito cardiaco è l'onda R, che è esattamente ciò che rileva l'R1 BLUE. Il divario temporale tra due battiti cardiaci (onde R) è noto come

intervallo RR e differisce in lunghezza. L'R1 BLUE misura l'intervallo RR in millisecondi e lo emette per le valutazioni della variabilità della frequenza cardiaca (HRV). [23]

Qardio QardioCore

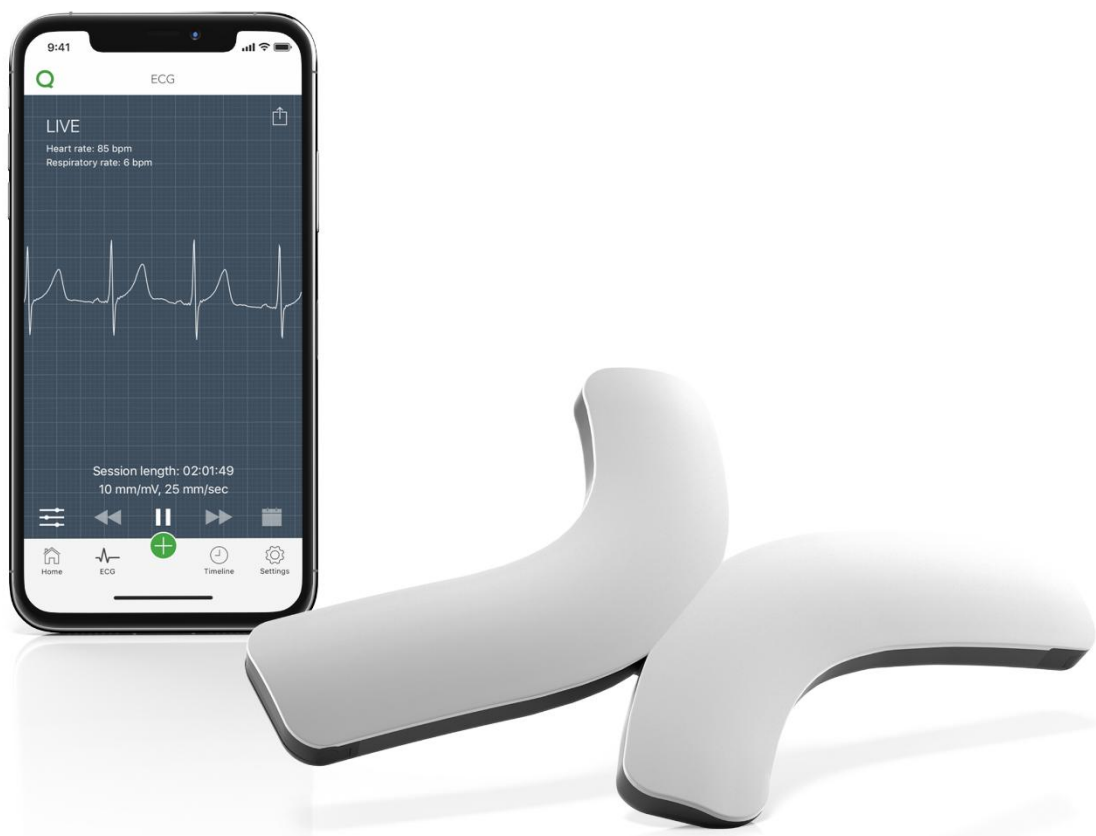


Figura 2.17 QardioCore [24]

La fascia elastica QardioCore è uno strumento per uso sanitario per controllare l'elettrocardiogramma, progettato per fornire dati continui di qualità medica adattandosi allo stile di vita del paziente. È particolarmente adatto alle persone con salute a rischio a causa di una predisposizione familiare, attacchi di cuore o ictus passati, pressione alta, colesterolo alto, diabete o peso in eccesso.

La tecnologia a sensori di QardioCore consente un monitoraggio clinico preciso dell'attività cardiaca, sempre e ovunque. Il monitor bluetooth wireless QardioCore per l'ECG è resistente alla pioggia e agli schizzi, ed è progettato per l'uso quotidiano. Oltre a registrare continuamente i dati ECG, QardioCore monitora anche la frequenza cardiaca, la sua variabilità, il livello di stress, la temperatura cutanea, la frequenza respiratoria e le attività svolte - offrendo ai medici una panoramica approfondita della salute cardiaca e dello stile di vita del paziente. Il dispositivo è alimentato tramite una batteria ai polimeri di litio e può avere un'autonomia massima di un

giorno. La frequenza della risposta varia da 0.05 a 40 Hertz, il tasso di campionamento A/D è di 600 campioni al secondo e la risoluzione di campionamento è di 16 bit. I dati rilevati vengono inviati tramite Bluetooth al dispositivo iOS su cui è installata l'applicazione Qardio Heart Health. [24]

CardioLeaf FIT, PRO e ULTRA

I prodotti CardioLeaf sono dei cardiofrequenzimetri a "toppa adesiva" che sfruttano la tecnologia ECG-on-Chip a bassissima potenza che consente il monitoraggio e la registrazione dell'elettrocardiogramma (ECG) dell'intero ciclo cardiaco completamente integrato, wireless, multi-derivazione (fino a 12 derivazioni). CardioLeaf® viene indossato come un cerotto sul torace, senza fili e resistente all'acqua, offrendo ai pazienti molta libertà di movimento e la capacità di svolgere le loro normali attività quotidiane. La tecnologia brevettata di CardioLeaf® a bassissimo consumo energetico consente di acquisire con precisione i dati ECG completi per un massimo di sette giorni. La sua architettura multicanale fa sì che il dispositivo sia abbastanza flessibile da incorporare altri segni vitali di monitoraggio o registratori sensoriali come un elettromiogramma o un elettroencefalogramma. Inoltre, è possibile aggiungere altri componenti come accelerometri (monitoraggio dell'attività motoria) o sensori di temperatura per un monitoraggio dei segni vitali più completo. A differenza dei dispositivi ECG a derivazione singola comunemente disponibili, CardioLeaf® a 3 derivazioni registra una quantità di dati ECG tre volte superiore e con un tempo di funzionamento esteso, fornendo un'immagine più completa e affidabile del cuore umano per l'analisi. Ciò è particolarmente importante per le aritmie cardiache, che sono sporadiche e difficili da monitorare. [25] [26]

Entrando nel dettaglio si osservano le differenze di funzionalità e di pubblico a cui si rivolgono i tre prodotti.

CardioLeaf FIT



Figura 2.18 CardioLeaf FIT [36]

Tramite un controllo rapido di tre minuti, i consumatori possono utilizzare CardioLeaf(R) FIT per determinare la propria "salute cardiaca" personale (misurazione dell'indice cardiaco e della frequenza cardiaca) e dei livelli di stress. In questo modo si potranno gestire attivamente le attività quotidiane, prevenendo potenziali complicazioni legate al cuore. È adatto anche per atleti professionisti, che desiderano monitorare i propri livelli di forma fisica e assicurarsi che il proprio carico cardiaco e mentale operi sempre a ritmi ottimali. [26]

CardioLeaf PRO



Figura 2.19 CardioLeaf PRO [37]

Questo è un dispositivo per l'ambito medico, estremamente semplice da usare che non necessita di cavi esterni. È in grado di monitorare e registrare la frequenza cardiaca e la forma d'onda del ciclo cardiaco completo, fornendo agli operatori sanitari dati che consentono di comprendere le condizioni cardiache dei pazienti. La sua esclusiva funzione "dual-mode" consente un evento di tre minuti o una registrazione Holter di 24 ore, fornendo sia ai pazienti che ai medici una maggiore flessibilità nel monitoraggio di una più ampia varietà di condizioni cardiache. Può anche essere utilizzato per il monitoraggio remoto dei ritmi cardiaci anormali ovunque e in qualsiasi momento. [26]

CardioLeaf ULTRA



Figura 2.20 CardioLeaf ULTRA [38]

Questo prodotto è destinato ad ambienti clinici e di ricerca, in cui è richiesto un monitoraggio ECG prolungato, come nel caso di pazienti sottoposti a chirurgia cardiaca o in fase di recupero da ictus. I pazienti indossano il dispositivo monouso ininterrottamente per un massimo di sette

giorni, per monitorare la loro attività cardiaca durante la loro vita normale. Il prodotto si rivolge anche a società di scoperta di farmaci o organizzazioni di ricerca clinica, che hanno bisogno di monitorare l'attività cardiaca dei pazienti della sperimentazione clinica che assumono nuovi farmaci. [26]

HealthPatch MD



Figura 2.21 HealthPatch MD [28]

HealthPatch MD, sviluppato da Vital Connect, è un cerotto adesivo per la misurazione accurata degli indicatori cardiaci, come ECG, frequenza cardiaca e variabilità della frequenza cardiaca, nonché misurazione della frequenza respiratoria di grado clinico, temperatura cutanea, conteggio dei passi, postura del corpo e rilevamento delle cadute. Il dispositivo viene utilizzato negli studi clinici e per il monitoraggio da remoto dei pazienti. [28]

Vital Jacket



Figura 2.22 Vital Jacket versione sportiva commerciale [18]

Il Vital Jacket® è un sistema indossabile di monitoraggio dei segni vitali che unisce i tessuti con la microelettronica. È stato progettato e sviluppato per essere uno strumento pratico utilizzabile per diversi scenari clinici: in ospedale, a casa o in movimento; che richiedono un monitoraggio continuo o frequente dei segni vitali di alta qualità da parte di chi lo indossa. A seconda delle esigenze specifiche dell'utente, il sistema indossabile può essere configurato per acquisire diversi parametri vitali (ECG, temperatura, respirazione, movimento/caduta, postura, actigrafia, saturazione di ossigeno, ecc.) e variabili psicosociali (pulsante antipánico, somministrazione di farmaci, abitudini di attività, posizione, ecc.) tramite sensori indossabili o posti sul letto. Inoltre,

questo capo è lavabile, facile da indossare utilizzando elettrodi monouso e un gran numero di questi monitor indossabili può essere collegato alla sua infrastruttura informatica. Tutte le variabili vitali vengono trasmesse tramite canali wireless, archiviate ed elaborate per generare allarmi, tendenze e grafici dei risultati che vengono presentati agli operatori sanitari o agli operatori sanitari attraverso l'infrastruttura informatica basata sul web.

La parte indossabile del concetto precedente si è evoluta in una linea di prodotti focalizzata in nicchie specifiche, vale a dire negli sport ad alte prestazioni e nella cardiologia. La prima versione era composta da due parti, una maglia senza cuciture con proprietà elastiche in cui sono incorporati i sensori e una giacca in cui è stata inserita la microelettronica mentre la sua versione evoluzione sportiva è composta solo da una semplice T-shirt con elettronica incorporata in tessuto. La giacca sportiva Vital è pensata per essere un "monitoraggio delle onde cardiache". Quando viene utilizzato in palestra, può inviare dati ECG e frequenza cardiaca di qualità clinica tramite connessione wireless Bluetooth al PDA di un personal trainer. Allo stesso tempo, tutti i dati vengono raccolti in una scheda di memoria SD che può essere utilizzata per l'analisi offline. Inoltre, nella versione "cardiology evolution", il Vital Jacket Cardio dispone di 1, 3 o 5 derivazioni ECG e di un accelerometro a 3 assi. Tutte queste informazioni possono essere trasmesse in tempo reale, non solo a un PDA o a un PC, ma anche a un sistema informativo cardiologico tramite reti dati mobili wireless LAN, GPRS o UMTS (Figura).[18]

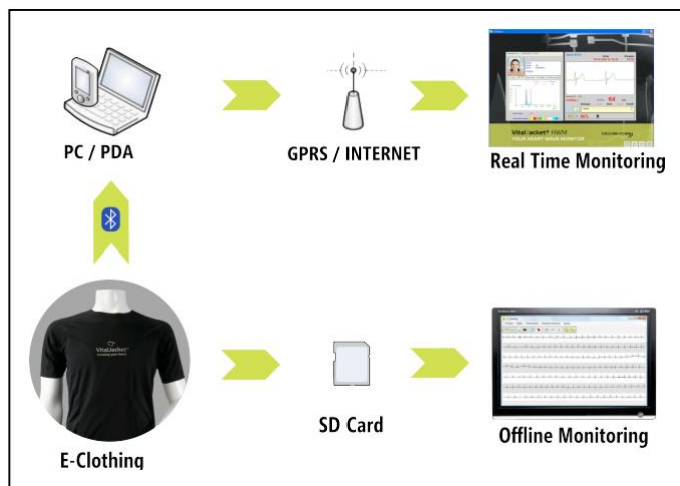


Figura 2.23

Connessioni wireless online Vital Jacket e analisi dati offline basata su scheda SD [18]

Multi-Sense CardioPatch

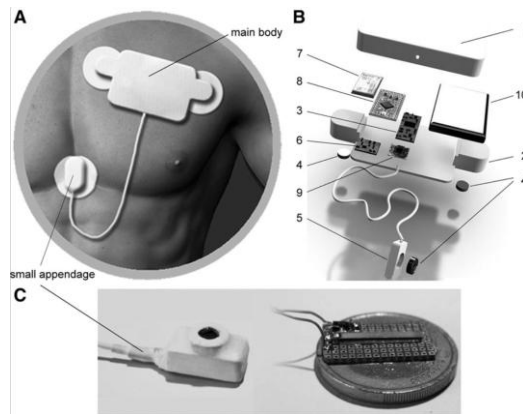


Figura 2.24 Prototipo Multi-Sense CardioPatch (a), dettaglio dei componenti (b), accelerometro per HS (c) [27]

Questo dispositivo è un cerotto multi sensore indossabile per il monitoraggio cardiaco remoto volto a fornire una diagnostica dello stato cardiaco dettagliata e completa. Il sistema integra più sensori in un unico cerotto per il rilevamento dell'attività cardiaca sia elettrica (elettrocardiogramma, ECG) che meccanica (suoni cardiaci, HS), oltre all'attività fisica (PA). Il sistema prototipale comprende anche una scheda microcontrollore con un'unità di comunicazione Bluetooth con baud rate di 115200 ed è alimentato da una batteria ricaricabile agli ioni di litio di capacità di 1000 mAh. I risultati delle valutazioni preliminari su soggetti sani hanno dimostrato che il prototipo può misurare con successo l'attività cardiaca elettromeccanica, fornendo utili indici cardiaci. Il sistema ha il potenziale per migliorare il monitoraggio remoto della funzione cardiaca nei pazienti con malattie croniche sottoposti a programmi di riabilitazione cardiaca domiciliare.

Il sistema è composto da due parti: il corpo principale che è una cassa di silicio che comprende un modulo standard per la registrazione ECG, un accelerometro MEMS triassiale per la registrazione dell'attività fisica, un'unità di comunicazione radio (modulo Bluetooth) e tutta l'elettronica (microcontrollore, circuiti di condizionamento, batteria). Due ali laterali sporgenti dal corpo principale includono due bottoni a scatto metallici per elettrodi ECG monouso standard. La seconda componente del sistema è l'appendice che è una piccola cassa in silicio comprendente un accelerometro piezoelettrico in miniatura per il rilevamento del suono cardiaco e un terzo bottone metallico per l'elettrodo ECG di riferimento. L'appendice consente di regolare la posizione dell'accelerometro piezoelettrico sul torace per rilevare il segnale HS più alto. I dati rilevati dai vari sensori vengono poi elaborati dal microcontrollore e in seguito inviati ad un notebook tramite Bluetooth.

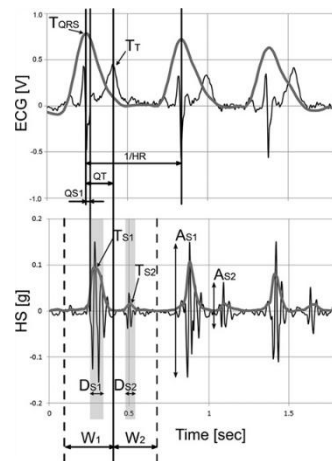


Figura 2.25 Esempio di forme d'onda ECG e HS ottenute dalle rilevazioni della board [27]

Per quanto riguarda l'elaborazione dell'elettrocardiogramma viene applicato al segnale acquisito un filtro passa-banda (10-30 Hz) per isolare le componenti QRS predominanti e per attenuare le basse frequenze delle onde P e T. Il segnale filtrato viene differenziato e quadrato per enfatizzare le componenti ad alta frequenza QRS e quindi integrato (tramite filtraggio passa-basso, frequenza di taglio di 3 Hz) per ottenere la forma d'onda ECG elaborata riportata in Figura 2.25 (parte superiore, linea grigia in grassetto). Un algoritmo di rivelatore di picco, basato su una soglia dinamica, trova i picchi R nella forma d'onda ECG elaborata e i tempi corrispondenti (TQRS), fornendo così intervalli R-R e frequenza cardiaca (HR). Per rilevare l'onda T, invece, viene applicato al segnale ECG acquisito un filtro passa-banda (0,5-30 Hz). Quindi, il picco T viene cercato all'interno di una finestra che inizia da TQRS e termina dopo un periodo uguale all'intervallo QT stimato usando la formula di Bazett, $QT = \frac{3,5}{\sqrt{HR}}$. Per il rilevamento dell'onda P, il software stima una finestra temporale dinamica (finestra d'onda P) che inizia da $t = (TQRS - 20\%$ della durata del ciclo cardiaco) e termina a $t = TQRS$.

L'elaborazione del suono cardiaco HS è strettamente correlata all'elaborazione ECG, come si evince dalla figura. Il segnale HS acquisito è preliminarmente differenziato, quadrato e filtrato tramite un passa-basso (frequenza di taglio 10 Hz). Si selezionano due finestre di ricerca per l'analisi S1 e S2 sulla base del complesso QRS identificato, dell'onda T e della finestra dell'onda P: S1 si ricerca all'interno di una finestra temporale (W1) dall'inizio della finestra d'onda P al tempo del picco T (TT), mentre S2 si ricerca all'interno di una finestra temporale (W2) da TT al seguente inizio della finestra d'onda P, come mostrato in figura.

Le ampiezze (AS1, AS2) e le durate (DS1, DS2) delle due componenti HS più rilevanti (S1, S2) sono calcolate nel seguente modo: in primis, un algoritmo di peak detector viene applicato al segnale HS elaborato (linea grigia in grassetto nella parte inferiore della figura) per trovare i picchi all'interno di W1 e W2; DS1 (DS2) viene calcolato come l'intervallo di tempo tra gli istanti in cui il segnale HS elaborato scende al di sotto del 50% del suo picco, spostandosi avanti e

indietro rispetto al tempo del picco (TS1 (TS2)) e l'ampiezza picco-picco del segnale HS acquisito all'interno di DS1 (DS2) l'intervallo è associato ad AS1 (AS2). [27]

Murata BCG SCA11H



Figura 2.26 Board Murata BCG SCA11H [12]

BCG SCA11H di Murata è una board contactless da letto con applicazioni ospedaliere e di cura per gli anziani. È composta dal modulo sensore BCG SCA10H, che contiene un accelerometro a un asse, un modulo di comunicazione Wi-Fi che appartiene allo standard IEEE 802.11 b/g/n e un microprocessore host. L'accelerometro opera con una frequenza di campionamento di 1 kHz e ha una risoluzione per il rilevamento pari a 90 μ g. Grazie a un algoritmo sviluppato da Murata, il segnale rilevato può essere elaborato in modo da fornire più parametri ogni secondo. Questi includono la frequenza cardiaca, la frequenza respiratoria, la gittata sistolica relativa (SV – Stroke Volume) e la variabilità della frequenza cardiaca (HRV – Heart Rate Variability).[11] Inoltre, sono riportate parecchie altre indicazioni di natura non clinica come ad esempio stato di occupazione del letto e rilevazione dello stress. Di dimensioni pari a soli 83,7×40,7×17,6 mm, il sensore SCA11H è ricoperto da un contenitore plastico impermeabile, richiede una tensione di alimentazione di 9V DC (valore nominale) e supporta aggiornamenti firmware in modalità OTA (Over-The-Air). Per l'accesso locale al nodo è possibile utilizzare il protocollo TCP/IP; il nodo può altresì essere configurato per inviare i dati direttamente a una rete che eroga servizi basati sul cloud. Il nucleo centrale del sensore SCA11H è rappresentato dal modulo accelerometro SCA10H, che contiene un accelerometro MEMS ad asse singolo. Per la comunicazione con il modulo MEMS viene utilizzata un'interfaccia UART standard. Un apposito documento relativo alle specifiche del protocollo binario riporta in modo dettagliato i formati del frame dei messaggi e dei dati che il modulo utilizza per la comunicazione mediante l'interfaccia UART.

Dai test effettuati per il monitoraggio del sonno è emerso che questa board consente, tramite la balistocardiografia, di monitorare l'attività del sonno: dai dati registrati emerge che durante

la fase REM e la fase di insonnia, la frequenza cardiaca risulta superiore rispetto alle fasi di sonno profondo e leggero. [11]

Tabella riassuntiva dei prodotti

Nome prodotto	Ambito di utilizzo: Medico/ Sportivo		Tipo Indumento	Sensori Presenti	Protocollo wireless		
	M.	S.					
Athos Men's Shirt		X	T-Shirt	Errore. Il segnalibro non è definito.	Bluetooth		
Cityzen Sciences D-Shirt		X	T-Shirt	Accelerometro, GPS	Bluetooth		
Bioman +, AiQ smart clothing	X	X	T-Shirt e Reggiseni Sportivi	ECG	Bluetooth		
Myzone	MZ-1		Fascia Elastica	ECG	Bluetooth, ANT+		
	MZ-3					X	Micro-SD
Garmin HRM TRI e SWIM		X	Fascia Elastica	Accelerometro, GPS	ANT+		
Wahoo TICKR X		X	Fascia Elastica	Accelerometro, GPS	ANT+, Bluetooth		
Bioharness	X		Fascia Elastica e T-Shirt	Accelerometro, ECG, Pressione, Temperatura	Bluetooth		
Smartex WWS	X	X	T-Shirt	Accelerometro, ECG	Bluetooth		
Sigma Sport R1 Blue		X	Fascia Elastica	ECG	Bluetooth		
QardioCore	X		Fascia Elastica	ECG, Temperatura	Bluetooth		
Cardioleaf	Fit		Cerotto Adesivo	Accelerometro, Temperatura	Bluetooth		
	Pro	X				X	ECG
	Ultra	X					ECG, EMG, EEG
Healthpatch MD	X		Cerotto Adesivo	Accelerometro, ECG, Temperatura	Bluetooth		
Vital Jacket	X		T-shirt	Accelerometro, ECG, Temperatura, Micro-SD	Bluetooth		
MultiSense CardioPatch	X		Cerotto adesivo	Accelerometro, ECG	Bluetooth		

2.3 Demo Board Wearable Heath-Care

Board BCN002V1B

Descrizione generale

Il kit di sviluppo del nodo sensore Bluetooth LE STEVAL-BCN002V1B è dotato della scheda multi sensore STEVAL-BCN002V1 basata sul processore applicativo BlueNRG-2 SoC Bluetooth Low Energy ed è alimentata da una comune batteria a bottone CR2032.



Figura 2.27 Steval BCN002V1B

La scheda sensore comunica con uno smartphone abilitato Bluetooth LE che esegue l'app ST BLE Sensor, disponibile su Google Play e iTunes Store.

La scheda programmabile STEVAL-BCN002V1D viene utilizzata per programmare ed eseguire il debug della scheda sensore. La scheda adattatore è alimentata tramite USB.

Hardware

La scheda sensore STEVAL-BCN002V1 è composta dai seguenti sensori:

- piattaforma inerziale ultra low power,
- magnetometro,
- barometro,
- igrometro,
- sensore di prossimità e tempo di volo,
- sensori microfonici.

La scheda programmabile STEVAL-BCN002V1D, invece, consente di programmare ed eseguire il debug del firmware presente sulla scheda sensore oltre a fornirle alimentazione.

La board comunica tramite Bluetooth Low Energy con gli smartphone su cui è installata l'applicazione "ST BLE Sensor".

Funzionalità basilari

Le applicazioni demo preimpostate all'interno della board sensore sono:

- applicazioni ambientali: rilevazione di temperatura, pressione ed umidità tramite gli appositi sensori;
- applicazioni legate al movimento, rilevando: l'accelerazione, le rotazioni e la distanza della board dal cellulare tramite i sensori accelerometro e giroscopio della piattaforma inerziale e il sensore di prossimità;
- applicazioni che utilizzano il giroscopio calcolando l'angolo di rotazione del dispositivo, oppure calcolando i quaternioni;
- bussola che utilizza giroscopio e magnetometro;
- applicazioni legate a specifici eventi dell'accelerometro: rilevazione di caduta libera, di cambio di posizione da seduti a in piedi, di tocchi;
- controllo di accensione o spegnimento del led dal cellulare;
- registrazione audio tramite il microfono della board impostando, opzionalmente da smartphone il "beam forming" per ridurre il rumore nell'acquisizione dei suoni.

3. Demo Board utilizzata: Steval MKSBOX1V1



Figura 3.1 Steval MKSBOX1V1

La Steval-MKSBOX1V1 è una board pronta all'uso indossabile con sensori per applicazioni pratiche legate all'ambiente ed al movimento; la board è inserita all'interno di una scatola di plastica ed è provvista di una batteria ricaricabile. Grazie all'applicazione ST BLE Sensor, la board si connette allo smartphone tramite Bluetooth e, grazie alle applicazioni preimpostate, è possibile usare le applicazioni legate ai sensori. All'interno dell'applicazione, nella modalità "esperto", si possono modificare e creare nuove applicazioni. Si possono scegliere i sensori da utilizzare regolando le modalità di consumo di potenza, la frequenza con cui vengono forniti i dati del sensore in uscita, l'ampiezza del range di dati che può essere registrato, la larghezza di banda di frequenze a cui opera il sensore. Si possono inoltre modificare gli algoritmi di elaborazione dati da far compiere nella registrazione (ad esempio l'analisi in frequenza con la trasformata discreta di Fourier (FFT), il calcolo della deviazione standard, calcolo dei valori massimo e minimo ecc.), inoltre si può scegliere dove salvare i dati in uscita: se inviarli al telefono, inviarli tramite Usb o salvarli direttamente nella microSD all'interno della board e si possono definire alcuni trigger di evento.

Vi è un'ulteriore modalità di funzionamento: la modalità "Pro" che permette, tramite il software STM32 Open Development Environment, di possono progettare applicazioni più complesse grazie alle librerie incluse all'interno del software.

3.1 Hardware

La board è composta dai seguenti sensori ad alta precisione:

- termometro;
- piattaforma inerziale a 6 assi;
- accelerometro/giroscopio MEMS a 3 assi;
- accelerometro low power a 3 assi;
- magnetometro a 3 assi;
- altimetro/barometro;

- microfono;
- igrometro;
- sensore Bluetooth low energy.

Inoltre è presente un microcontrollore Ultra-low-power ARM Cortex-M4 provvisto di processore di segnale digitale (DSP) e di un'unità di calcolo in virgola mobile (FPU).

3.2 Funzionalità basilari

Dall'applicazione "ST BLE Sensor App" si può lavorare fin da subito con la board con le funzionalità preimpostate che utilizzano i sensori precedentemente elencati, ad esempio:

- **barometro:** utilizza i sensori di temperatura, pressione ed umidità per monitorare le informazioni ambientali in tempo reale sullo smartphone o le grafica rispetto al tempo;
- **bussola e livella:** utilizza l'accelerometro, il giroscopio ed il magnetometro per monitorare in tempo reale la posizione e l'inclinazione della board e grafica le informazioni rispetto al tempo;
- **contapassi:** permette di configurare l'accelerometro per monitorare la camminata o la corsa e grafica le informazioni rispetto al tempo;
- **pianto di un neonato:** permette di configurare il microfono per rilevare eventi della voce umana quali il pianto di un bambino e invia una notifica sullo smartphone oltre ad attivare un LED sulla board;
- **monitoraggio della vibrazione:** permette la configurazione dell'accelerometro e il settaggio della board affinché riconosca come operano normalmente apparecchiature motorizzate industriali o domestiche tenendo sotto controllo eventuali vibrazioni anomale.

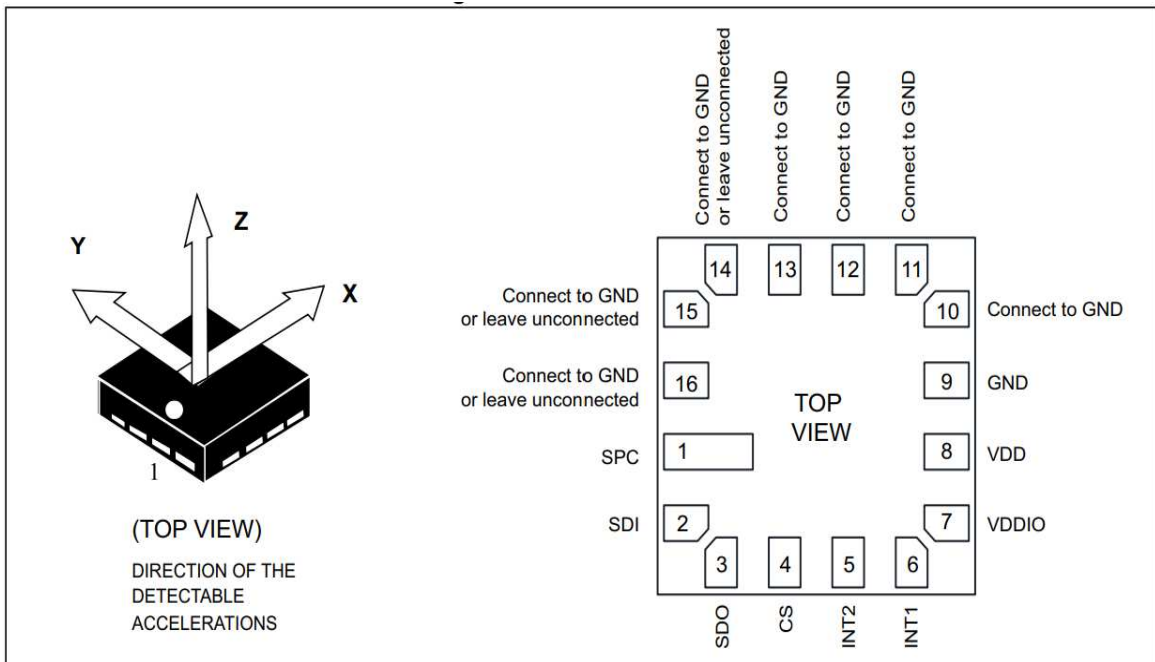
3.3 Sensori

LIS3DHH Accelerometro Inclinometro

DESCRIZIONE E CARATTERISTICHE GENERALI

- **Ampiezza range accelerazioni:** da -2.5g a +2.5g;
- **Densità spettrale di rumore:** 45µg/√Hz;
- **Quantità di bit di dati in uscita:** 16 bit;
- **Comunicazione seriale in uscita:** SPI a 4 fili;

➤ **Range di temperature di funzionamento:** da -40°C a +85°C.



PIN	NOME	FUNZIONE
1	SPC	Linea di clock dell'interfaccia SPI
2	SDI	Linea di Input dati dell'interfaccia SPI
3	SDO	Linea di output dati dell'interfaccia SPI
4	CS	Linea di chip-select dell'SPI
5	INT2	Segnale di interruzione 2 generato secondo una soglia FIFO configurabile in un registro dedicato
6	INT1	Segnale di interruzione 1 generato secondo una soglia FIFO configurabile in un registro dedicato
7	VDDIO	Tensione di alimentazione per i pin di input/output
8	VDD	Tensione di alimentazione
9	GND	Tensione 0 V
10	GND	Tensione 0 V
11	GND	Tensione 0 V
12	GND	Tensione 0 V
13	GND	Tensione 0 V
14	*	Connesso a massa o lasciato disconnesso
15	*	Connesso a massa o lasciato disconnesso
16	*	Connesso a massa o lasciato disconnesso

CARATTERISTICHE ELETTRICHE

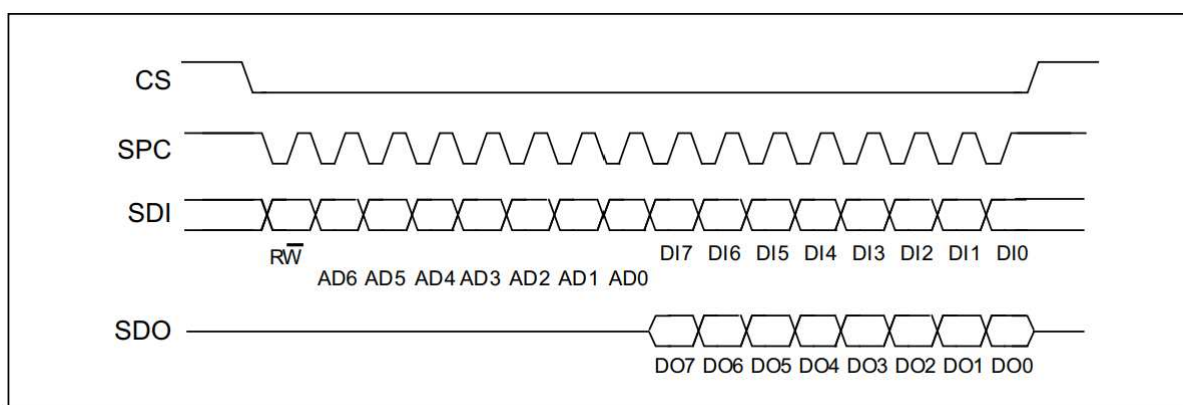
Simbolo	Parametro	Condizioni di test	Minimo	Valore tipico	Massimo	Unità di misura
Vdd	Tensione di alimentazione		1.71	2.8	3.6	V
VddIO	Tensione di alimentazione per I pin di input/output		1.71		Vdd+0.1	V
Idd	Corrente di alimentazione			2.5	5	mA
V _{IH}	Tensione del livello logico alto digitale di input		0.7*VddIO			V
V _{IL}	Tensione del livello logico basso digitale di input				0.3*VddIO	V
V _{OH}	Tensione del livello logico alto di uscita	I _{OH} =4mA	VddIO - 0.2			V
V _{OL}	Tensione del livello logico basso di uscita	I _{OL} =4mA			0.2	V
Top	Range di temperature di funzionamento		-40		85	°C
SPI_Fr	Frequenza dell'SPI	Interfaccia a 4 fili		5	10	MHz
Trise	Tempo di salita della tensione di alimentazione		0.01		100	ms
Twait	Ritardo tra Vdd e VddIO		0		10	ms

Trise è il tempo in cui la tensione di alimentazione passa dal 10 al 90 percento del suo valore finale;

Twait è il tempo tra la fine del tempo di salita di VddIO e l'inizio del tempo di salita di Vdd.

CARATTERISTICHE DELL'INTERFACCIA DEL BUS SERIALE

L'SPI del sensore è un bus slave. L'SPI permette la scrittura e la lettura dei registri del dispositivo. L'interfaccia seriale interagisce con l'applicazione utilizzando 4 fili: CS, SPC, SDI, SDO.



CS è l'abilitazione della porta seriale ed è controllata dal master SPI. All'inizio della trasmissione si abbassa e torna alto alla fine. **SPC** è il clock della porta seriale ed è controllato dal master SPI. Viene interrotto, portandosi ad un livello logico alto, quando CS è alto (nessuna trasmissione). **SDI** e **SDO** sono rispettivamente l'ingresso e l'uscita dei dati della porta seriale. Queste linee sono pilotate al fronte di discesa di SPC e devono essere acquisite sul fronte di salita di SPC. Entrambi i comandi di lettura del registro e di scrittura del registro vengono completati in 16 impulsi di clock o multipli di 8 in caso di più byte di lettura / scrittura. La durata del bit è il tempo tra due fronti di discesa di SPC. Il primo bit (bit 0) inizia dal primo fronte di discesa di SPC dopo il fronte di discesa di CS mentre l'ultimo bit (bit 15, bit 23, ...) inizia dall'ultimo fronte di discesa di SPC appena prima del fronte di salita di CS.

bit 0: bit RW. Quando è 0, i dati DI (7: 0) vengono scritti nel dispositivo. Quando è 1, i dati DO (7: 0) vengono letti dal dispositivo. In quest'ultimo caso, il chip piloterà la linea SDO dal bit 8.

bit 1-7: indirizzo AD (6: 0). Questo è il campo dell'indirizzo del registro indicizzato.

bit 8-15: dati DI (7: 0) (modalità di scrittura). Questi sono i dati che vengono scritti nel dispositivo (prima MSb).

bit 8-15: dati DO (7: 0) (modalità di lettura). Questi sono i dati che vengono letti dal dispositivo (prima MSb).

MODALITÀ SCRITTURA

La modalità scrittura dell'SPI è eseguita in 16 impulsi di clock. Il comando di scrittura di byte multipli si esegue aggiungendo blocchi di 8 impulsi di clock al byte precedente.

bit 0: WRITE bit. Il valore è 0.

bit 1 -7: indirizzo AD(6:0). Questo è il campo degli indirizzi del registro indicizzato.

bit 8-15: dati DI(7:0) (modalità scrittura). Questi sono i dati che vengono scritti all'interno del dispositivo (MSb prima).

bit 16-... : dati DI(...-8). Ulteriori dati in più scritture di byte

MODALITÀ LETTURA

La modalità lettura dell'SPI è eseguita in 16 impulsi di clock. Il comando di lettura di byte multipli si esegue aggiungendo blocchi di 8 impulsi di clock al byte precedente.

bit 0: READ bit. Il valore è 1.

bit 1 -7: indirizzo AD(6:0). Questo è il campo degli indirizzi del registro indicizzato.

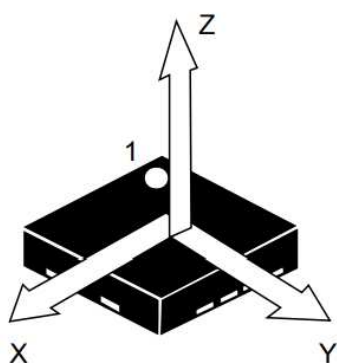
bit 8-15: dati DI(7:0) (modalità lettura). Questi sono i dati che verranno letti all'interno del dispositivo (MSb prima).

bit 16-... : dati DI(...-8). Ulteriori dati in più letture di byte.

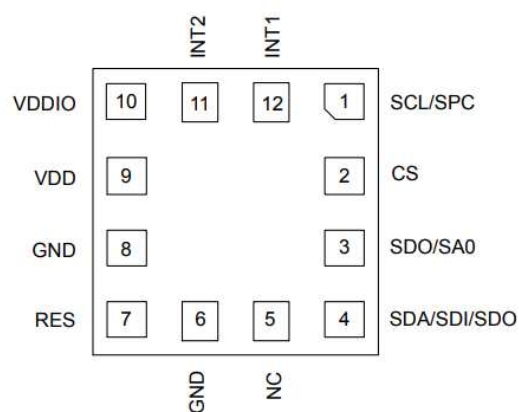
LIS2DW12 Accelerometro ultra low power

DESCRIZIONE E CARATTERISTICHE GENERALI

- **Consumi:** ultra low power 50 nA in modalità di spegnimento, fino a 1mA in attività nella modalità low power;
- **Rumorosità:** 1.3 mg RMS in modalità low power
- **Tensione di alimentazione:** da 1.62 a 3.6 V;
- **Ampiezza range accelerazioni:** $\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g/\pm 16g$;
- **Quantità di bit in uscita:** 16 bit;
- **Comunicazione seriale in uscita:** I²C/SPI ad alta velocità.



(TOPVIEW)
DIRECTION OF THE
DETECTABLE
ACCELERATIONS



(BOTTOM VIEW)

PIN	NOME	FUNZIONE
1	SCL/SPC	Clock seriali I ² C/SPI
2	CS	Abilitazione SPI, I ² C/SPI selezione modalità
3	SDO/SA0	SPI output dati seriale/I ² C bit meno significativo dell'indirizzo del dispositivo
4	SDA/SDI/SDO	I ² C input-output dati seriali/SPI input dati seriale/output dell'interfaccia seriale a 3 fili
5	NC	Non connesso, può essere collegato a VDD, VDDIO o al nodo di massa
6	GND	Tensione a 0 V
7	RES	Connesso a massa
8	GND	Tensione a 0 V
9	VDD	Tensione di alimentazione
10	VDDIO	Tensione di alimentazione per i pin di input-output
11	INT2	Segnale di interruzione 2
12	INT1	Segnale di interruzione 1

MODALITÀ DI FUNZIONAMENTO E CONSUMI

Ci sono due set di modalità di funzionamento designati per offrire all'utente una scelta di combinazioni di rumorosità/consumo di potenza:

- Low-noise disabilitato,
- Low-noise abilitato.

Per ognuno di questi due set di modalità di funzionamento, ci sono cinque modalità:

- Una modalità "High-performance" basata sulla rumorosità minore possibile,
- 4 modalità "Low-power" basate su un bilanciamento tra rumore e consumo di energia.

PARAMETRO		HIGH-PERFORMANCE	LOW-POWER 4	LOW-POWER 3	LOW-POWER 2	LOW-POWER 1
Risoluzione (bit)		14 bit	14 bit	14 bit	14 bit	12 bit
ODR (Hz)		12.5-1600	1.6-200	1.6-200	1.6-200	1.6-200
Larghezza di banda (Hz)		ODR/2, ODR/4, ODR/10, ODR/20	180, ODR/4, ODR/10, ODR/20	360, ODR/4, ODR/10, ODR/20	720, ODR/4, ODR/10, ODR/20	3200, ODR/4, ODR/10, ODR/20
Densità spettrale di rumore ($\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$)		90 110	130 160	180 210	240 300	450 550
Consumo di corrente (μA)	ODR=1.6Hz	-	0.7 0.65	0.6 0.55	0.5 0.45	0.4 0.38
	ODR=12.5Hz	120 90	5 4	3 2.5	2 1.6	1.1 1
	ODR=25Hz	120 90	10 8.5	6 4.5	3.5 3	2 1.5
	ODR=50Hz	120 90	20 16	11 9	7 5.5	3.5 3
	ODR=100Hz	120 90	39 32	21.5 17.5	13 10.5	6 5
	ODR=200Hz	120 90	77 63	42 34.5	25 20.5	12 10
	ODR=400,800,1600Hz	120 90	-	-	-	-

La densità spettrale di rumore è stata calcolata su un'ampiezza del range di accelerazioni di $\pm 2g$ e con un ODR di 200 Hz.

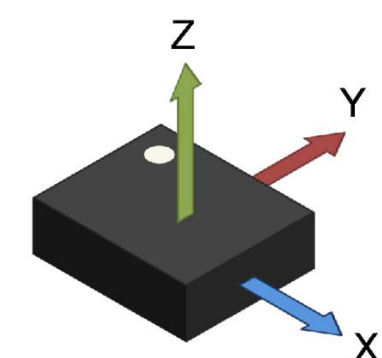
Il consumo di corrente è calcolato con una Vdd di 1.8 V.

I valori in **rosso** sono quelli calcolati con la modalità "Low-noise" disabilitata.

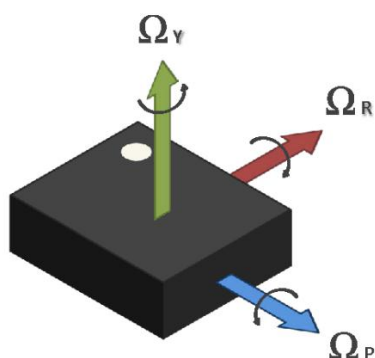
LSM6DSOX Piattaforma inerziale: giroscopio ed accelerometro always-on

DESCRIZIONE E CARATTERISTICHE GENERALI

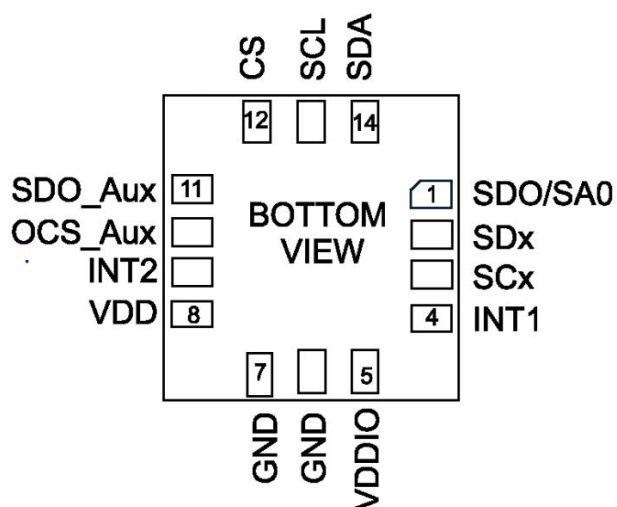
- **Consumo di corrente:** 0.55 mA nella modalità "alte prestazioni";
- **Ampiezza range accelerazioni:** $\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g/\pm 16g$;
- **Ampiezza range rotazioni:** $\pm 125/\pm 250/\pm 500/\pm 1000/\pm 2000$ dps;
- **Tensione di alimentazione:** da 1.71 V a 3.6 V;
- **Tensione di alimentazione input/output:** indipendente, 1.62 V
- **Comunicazione seriale in uscita:** interfaccia seriale SPI / I²C & MIPI I3CSM con la sincronizzazione dei dati del processore principale.



Direction of detectable acceleration (top view)



Direction of detectable angular rate (top view)



L'LSM6DSOX offre flessibilità per collegare i pin in modo da avere quattro diverse modalità di connessione e funzionalità. In dettaglio:

- **Modalità 1:** interfaccia slave I²C / MIPI I3CSM o interfaccia seriale SPI (3 e 4 fili) disponibile;
- **Modalità 2:** interfaccia slave I²C / MIPI I3CSM o interfaccia seriale SPI (3 e 4 fili) e interfaccia master I2C sono disponibili connessioni con sensori esterni;

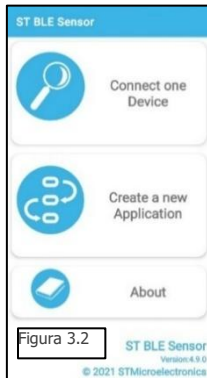
- **Modalità 3:** interfaccia slave I²C / MIPI I3CSM o interfaccia seriale SPI (3 e 4 fili) disponibile per l'applicazione interfaccia del processore mentre un'interfaccia seriale ausiliaria SPI (3 e 4 fili) per i collegamenti con sensori esterni è disponibile SOLO per il giroscopio;
- **Modalità 4:** interfaccia slave I²C / MIPI I3CSM o interfaccia seriale SPI (3 e 4 fili) disponibile per l'applicazione interfaccia del processore mentre un'interfaccia seriale ausiliaria SPI (3 e 4 fili) per i collegamenti con sensori esterni è disponibile per accelerometro e giroscopio.

CARATTERISTICHE ELETTRICHE

Simbolo	Parametro	Condizioni di test	Minimo	Valore tipico	Massimo	Unità di misura
V _{dd}	Tensione di alimentazione		1.71	1.8	3.6	V
V _{dd_IO}	Tensione di alimentazione per I/O		1.62		3.6	V
I _{ddHP}	Consumo di corrente del giroscopio e dell'accelerometro in modalità alte prestazioni			0.55		mA
LA_I _{ddHP}	Consumo di corrente dell'accelerometro in modalità alte prestazioni			170		μA
LA_I _{ddLP}	Consumo di corrente dell'accelerometro in modalità low power	ODR = 50 Hz ODR = 1.6 Hz		26 4.5		μA
LA_I _{ddULP}	Consumo di corrente dell'accelerometro in modalità ultra-low-power	ODR = 50 Hz ODR = 1.6 Hz		9.5 4.4		μA
I _{ddPD}	Consumo di corrente del giroscopio e dell'accelerometro in modalità di spegnimento			3		μA
T _{on}	Tempo di accensione			35		ms
V _{IH}	Tensione del livello logico alto digitale di input		0.7 * V _{DD_IO}			V
V _{IL}	Tensione del livello logico basso digitale di input				0.3 * V _{DD_IO}	V
V _{OH}	Tensione del livello logico alto digitale di uscita	I _{OH} = 4 mA		V _{DD_IO} - 0.2		V
V _{OL}	Tensione del livello logico basso digitale di uscita	I _{OL} = 4 mA			0.2	V
T _{op}	Range di temperature di funzionamento		-40		+85	°C

3.4 Ambiente di sviluppo

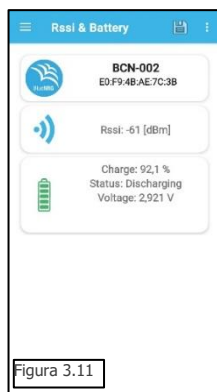
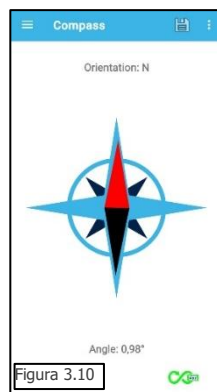
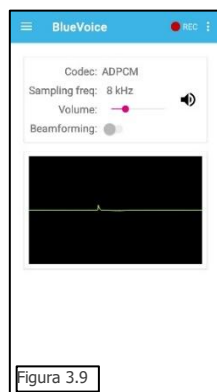
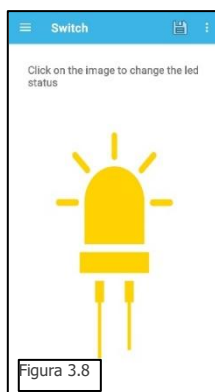
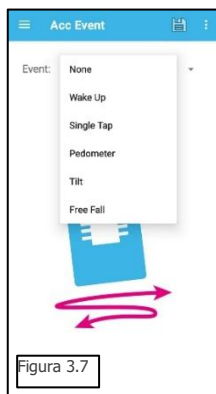
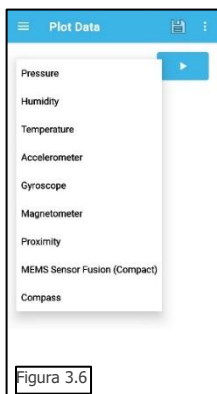
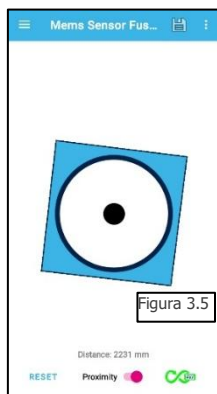
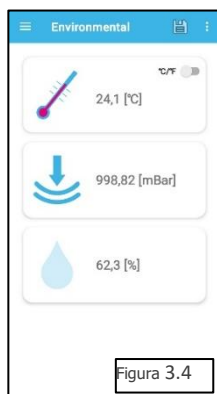
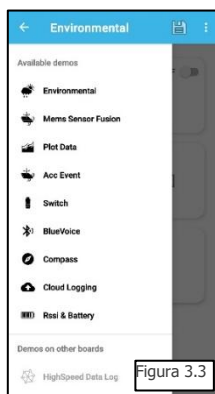
L'applicazione ST BLE Sensor consente l'utilizzo e la progettazione delle funzionalità delle board. Nella schermata iniziale (**Figura 1**) si può scegliere se connettere la board per utilizzare le applicazioni preimpostate o se caricare o creare una nuova applicazione modificando i sensori, le varie frequenze di lavoro e le modalità di funzionamento.



Selezionando la prima opzione, si scelgono le varie board presenti nelle vicinanze (**Figura 2**), se ne seleziona una e, nel caso della board MKSBOX1V1, si lavorerà con l'ultima applicazione caricata all'interno della board. Nel caso invece della board BCN002V1B si potrà scegliere da un menù a tendina una serie di applicazioni preimpostate i cui output potranno essere graficati in tempo reale sul cellulare. Selezionando invece la seconda opzione, si



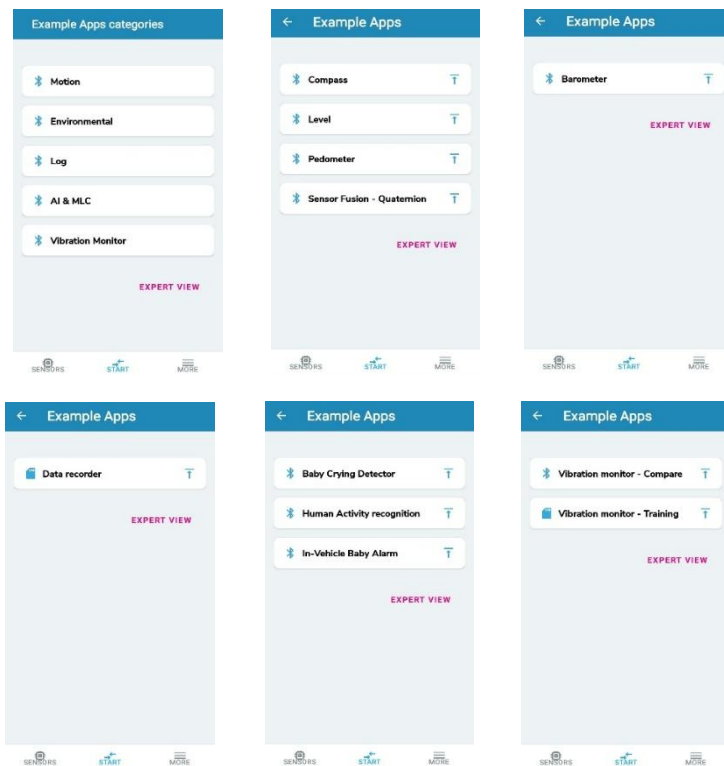
possono scegliere delle categorie di applicazioni preimpostate e selezionando una categoria comparirà un elenco di applicazioni inerenti a quella categoria che potranno essere caricate sulla board MKSBOX1V1. Oltre all'elenco delle categorie c'è anche una opzione Expert Mode che consente la creazione di una nuova applicazione, direttamente dallo smartphone, in cui si possono selezionare i sensori da utilizzare scegliendo le modalità di consumo energetico e le frequenze con cui si inviano i dati in uscita (se i dati in uscita vengono inviati in tempo reale via



- F. 3.3: elenco applicazioni preimpostate nella board BCN002V1B;
- F. 3.4: app. ambientale;
- F. 3.5: app. movimento;
- F. 3.6: elenco sensori graficabili;
- F. 3.7: funzionalità app eventi accelerometro;
- F. 3.8: accensione/spengimento led;
- F. 3.9: app. microfono;
- F. 3.10: app. bussola;
- F. 3.11: caratteristiche batteria e Rssi.

Bluetooth allo smartphone allora la frequenza massima è tra i 50 e i 54 Hertz, a seconda del sensore); inoltre si possono scegliere eventuali elaborazioni dei segnali acquisiti (ad esempio la Fast Fourier Transform, il contapassi, il calcolo degli angoli di Eulero o dei coefficienti dei quaternioni, o rilevazione dei valori massimi e minimi, calcolo della deviazione standard, la media (impostando una quantità di campioni), la varianza, la generazione della funzione di rete A.R.-M.A., il raffronto con un valore di soglia da impostare ecc.) e dove inviare i dati in uscita: su SD, tramite la connessione USB o inviarli in tempo reale tramite la connessione Bluetooth. La board BCN002V1B non consente l'utilizzo della seconda opzione in quanto non consente di creare nuove applicazioni e ha già preimpostate tutte le applicazioni per ogni sensore presente all'interno di essa.

La board MKSBOX1V1, come accennato in precedenza, consente di creare nuove applicazioni in modo semplice scegliendo i sensori, la frequenza con cui vengono inviati i dati in uscita, le eventuali elaborazioni e la destinazione di output dei dati. Dalla schermata di avvio dell'applicazione (**Figura 1**) se si seleziona la prima opzione e si connette la board MKSBOX1V1 (**Figura 2**) si lavora con l'ultima applicazione caricata nella board, se invece si seleziona la seconda opzione nella schermata iniziale, apparirà un elenco di categorie di applicazioni e, per ogni categoria, si possono scegliere alcune applicazioni preimpostate da caricare sulla board. Queste applicazioni possono essere modificate direttamente dal cellulare oppure, selezionando l'opzione "expert view" si può creare una nuova applicazione da zero impostando i sensori da utilizzare, le eventuali elaborazioni da eseguire e la modalità con cui inviare i dati in uscita.



Cliccando su "**expert view**" si aprirà una schermata contenente un elenco di applicazioni create dall'utente in precedenza che possono essere immediatamente modificate o caricate sulla board in uso. Selezionando invece l'opzione "**new app**" si può creare una nuova applicazione impostando: quali sensori utilizzare in input, quali elaborazioni far compiere al segnale e impostando le periferiche di uscita. Per i sensori in input si può impostare un tempo di acquisizione del segnale e si può impostare l'ODR. Nel caso in cui si utilizzino più sensori accade che, se i sensori hanno ODR diverse tra di loro, o non multiple, nel file generato in uscita contenente i dati delle rilevazioni si avranno delle sovrapposizioni dei dati in quanto il campionamento avviene in istanti differenti per ogni sensore e, per ogni istante di campionamento, per i sensori che non sono in funzione in tale istante vengono ripetute i dati rilevati nell'ultimo istante di campionamento.

L'app genera file di testo contenenti i dati ottenuti dalla rilevazione, contenenti data e ora di ogni rilevazione del dato con precisione al millisecondo, tale file di testo sarà poi salvato in formato .csv e quindi elaborabile e graficabile tramite software di calcolo elettronico.

4. Risultati sperimentali

Questo progetto di tirocinio ha la finalità di monitorare l'attività cardiaca e respiratoria durante il sonno tramite l'utilizzo delle board presentate precedentemente. I sensori di interesse per il monitoraggio di questo tipo di attività sono principalmente l'accelerometro e il microfono.

4.1 Test della board

Per effettuare le misurazioni, sono stati testate preliminarmente le due boards su superfici piane ed immobili per osservare quanto i dati raccolti fossero soggetti a rumore, variando: la frequenza di campionamento, la risoluzione e la modalità di consumo di energia. Di seguito si riportano le rilevazioni ottenute da queste prove.

4.1.1 Applicazione preimpostata "Compass"

L'applicazione utilizza il magnetometro e la piattaforma inerziale e salva i dati sulla scheda micro-SD inserita all'interno della board, i sensori lavorano a 50-52 Hertz. Si notano alcune anomalie nella rilevazione di dati per alcuni intervalli, in particolare per quanto riguarda il giroscopio e l'accelerometro.

Infatti i valori di deviazione standard di ogni sensore sono molto elevati: per le componenti dell'accelerometro si hanno valori rispettivamente di: 368,2921 mg, 1502,5 mg e 5279,2 mg; per il giroscopio la deviazione standard è pari a: 37,984 dps, 91,277 dps e 48,434 dps; infine, per quanto riguarda il magnetometro, i valori di deviazione standard registrati sono di: 158,2364 mG, 107,5076 mG e 237,8632 mG.

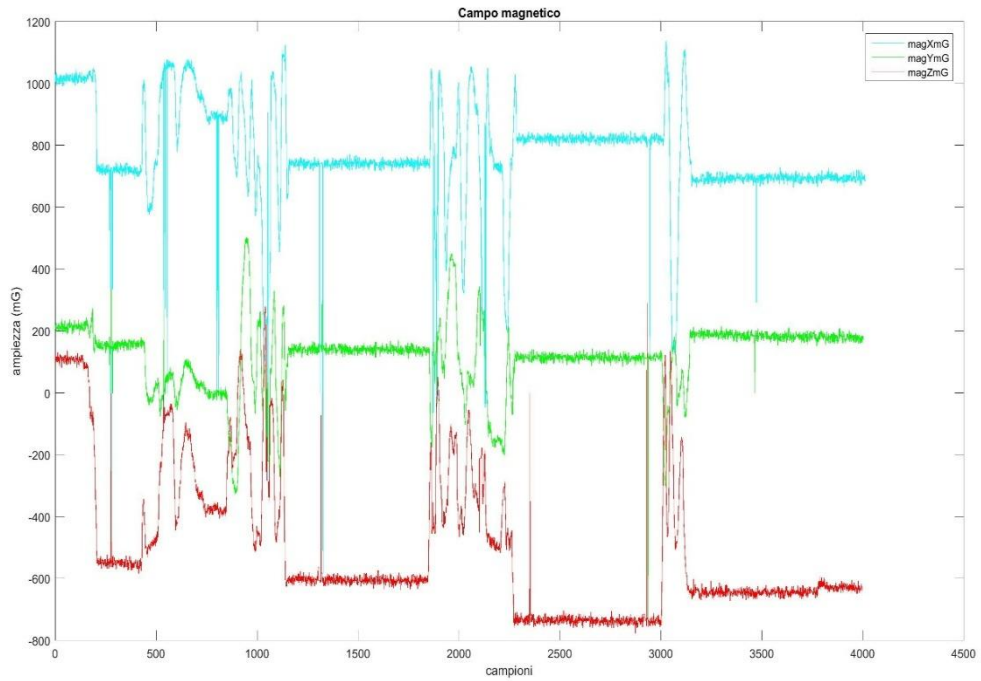


Figura 4.1 grafico campo magnetico Applicazione preimpostata "Compass"

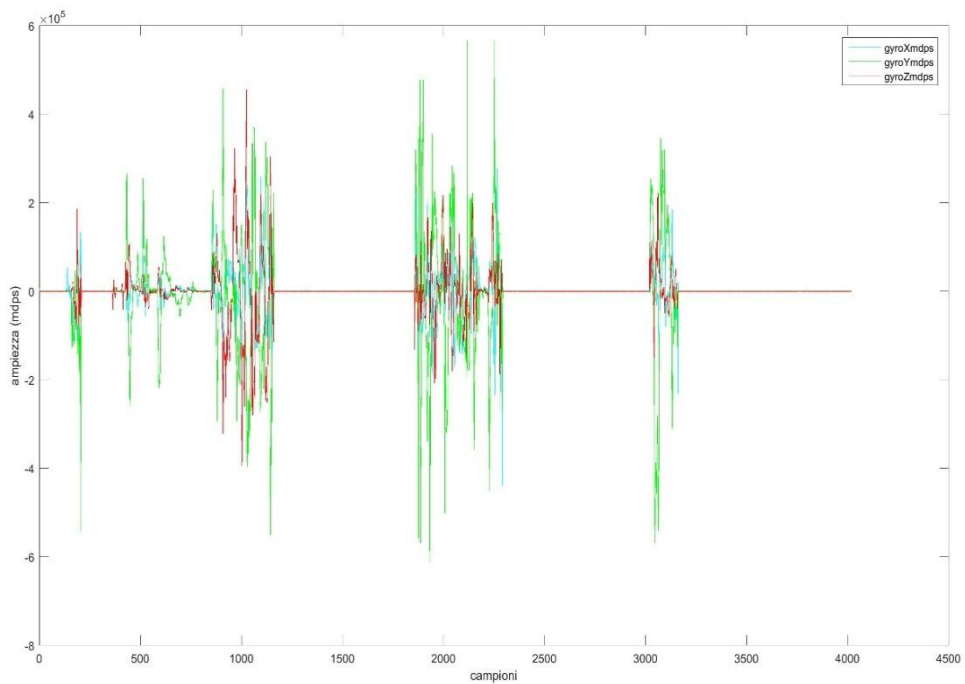


Figura 4.2 grafico giroscopio Applicazione preimpostata "Compass"

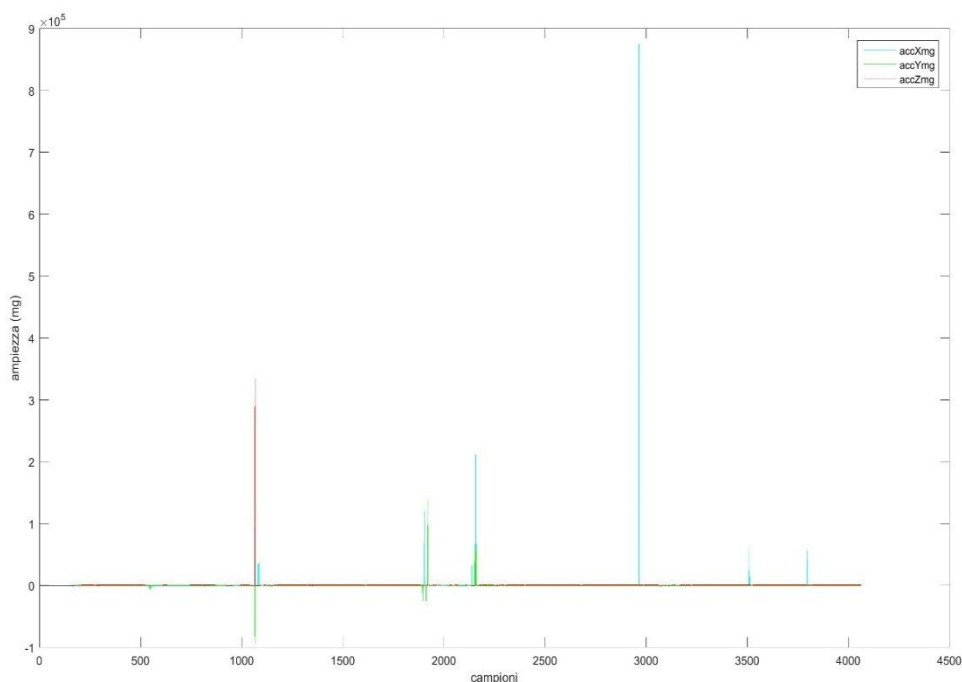


Figura 4.3 grafico accelerometro Applicazione preimpostata "Compass"

4.1.2 Applicazione preimpostata "Data recorder"

L'applicazione utilizza i sensori: termometro, igrometro, magnetometro, piattaforma inerziale e real time clock. I sensori di grandezze di movimento (giroscopio, accelerometro e magnetometro) lavorano a frequenza 100-104 Hertz, i sensori di grandezze ambientali lavorano, invece, ad un Hertz; i dati vengono salvati sulla micro-SD inserita all'interno della board. Dalla rilevazione effettuata, l'accelerometro non dà problemi di rilevazione dei segnali, dal giroscopio, in alcuni brevi intervalli di tempo, risultano delle anomalie nella registrazione dei dati per una durata di circa 20 campioni. Per quanto riguarda i sensori ambientali, il barometro e l'igrometro hanno una componente transitoria di un centinaio di campioni (circa un secondo) prima di funzionare regolarmente.

I dati vengono salvati contemporaneamente per tutti i sensori, perciò per i sensori di temperatura, pressione e umidità la rilevazione di ogni campione è ripetuta circa cento volte. In questo caso i valori di deviazione standard per l'accelerometro sono rispettivamente pari a: 1,4379 mg, 1,3907 mg e 1,3968 mg; per quanto riguarda il giroscopio, invece, i valori di deviazione standard misurano rispettivamente: 81,8815 mdps, 147,1531 mdps, 55,1557 mdps.

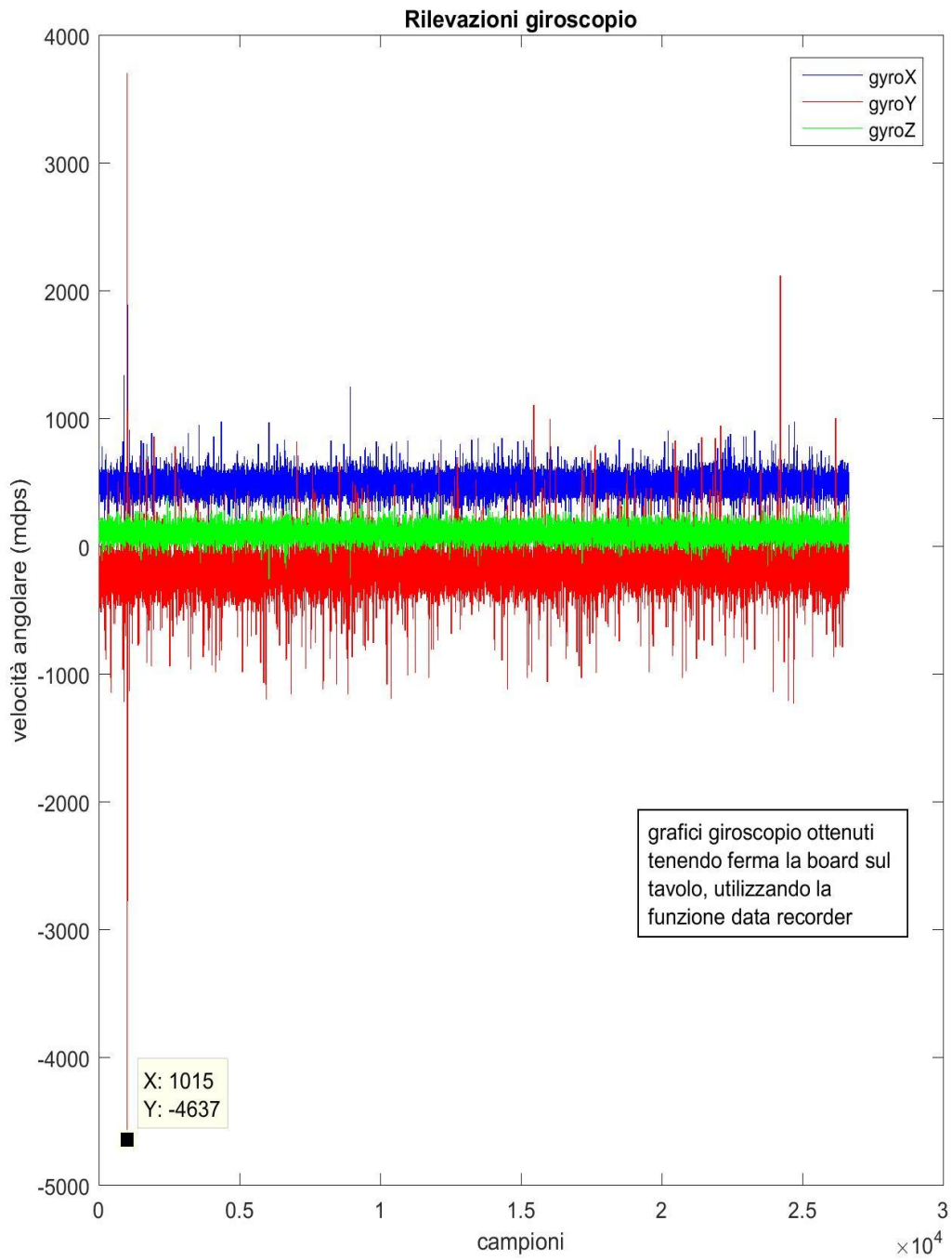


Figura 4.4 grafico giroscopio Applicazione preimpostata "Data recorder"

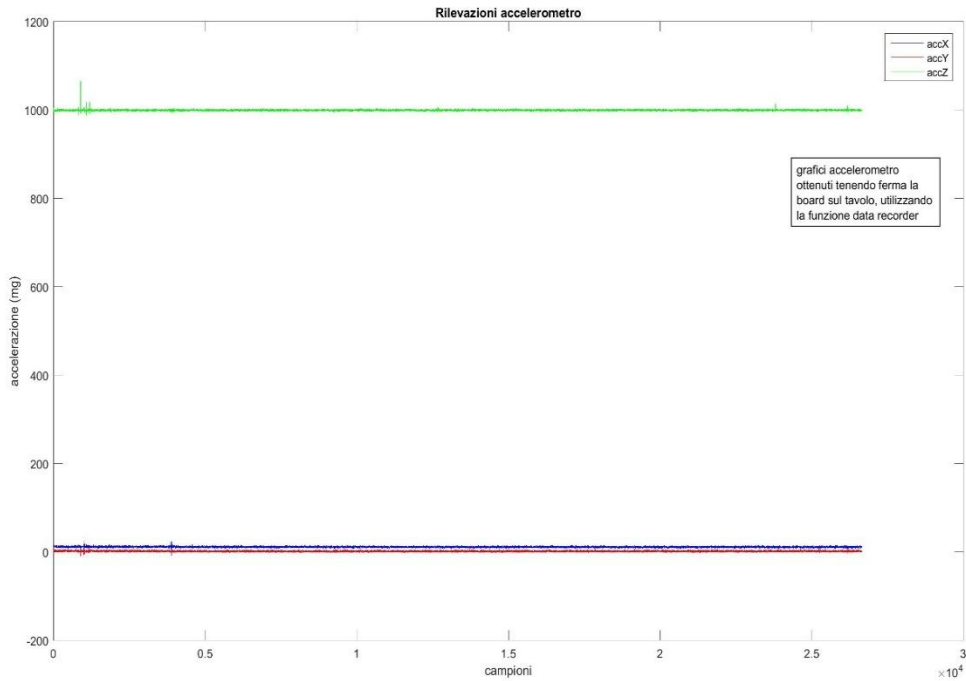


Figura 4.5 grafico accelerometro Applicazione preimpostata "Data recorder"

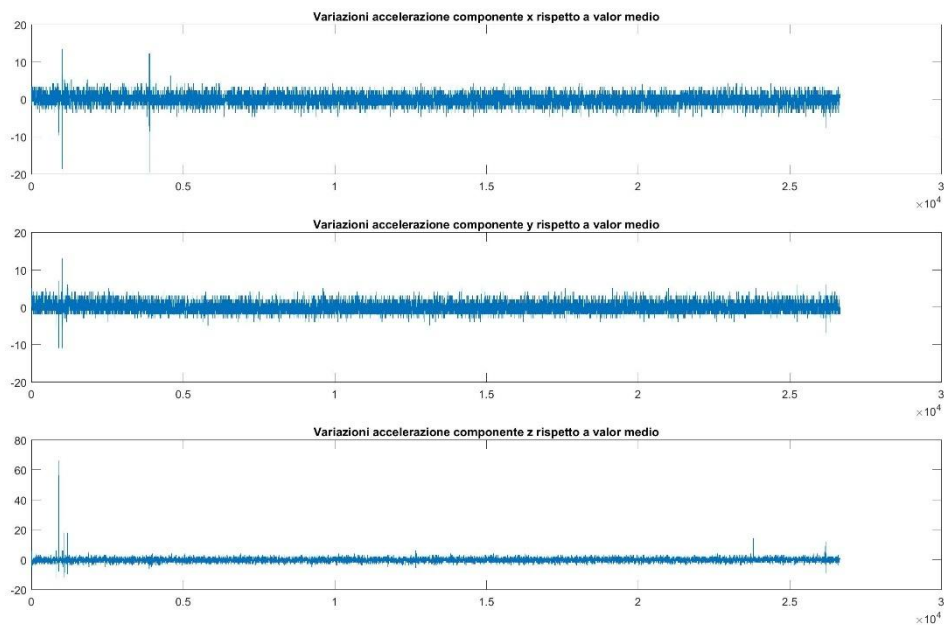


Figura 4.6 grafico accelerometro componente per componente

4.1.3 Applicazione creata "Giroscopio"

Applicazione creata nella modalità "esperto" che utilizza la piattaforma inerziale ed il magnetometro, sono state effettuate due prove: una lavorando a 12.5 Hertz e un'altra lavorando a 50-52 Hertz. C'è una componente transitoria di durata cinque campioni nella prima prova

dell'accelerometro e del giroscopio. Si notano alcune anomalie nelle rilevazioni del magnetometro e dell'accelerometro dovute ad una errata registrazione dei dati.

PRIMA PROVA: ACCELEROMETRO E GIROSCOPIO A 12.5 HERTZ E MAGNETOMETRO A 50 HERTZ

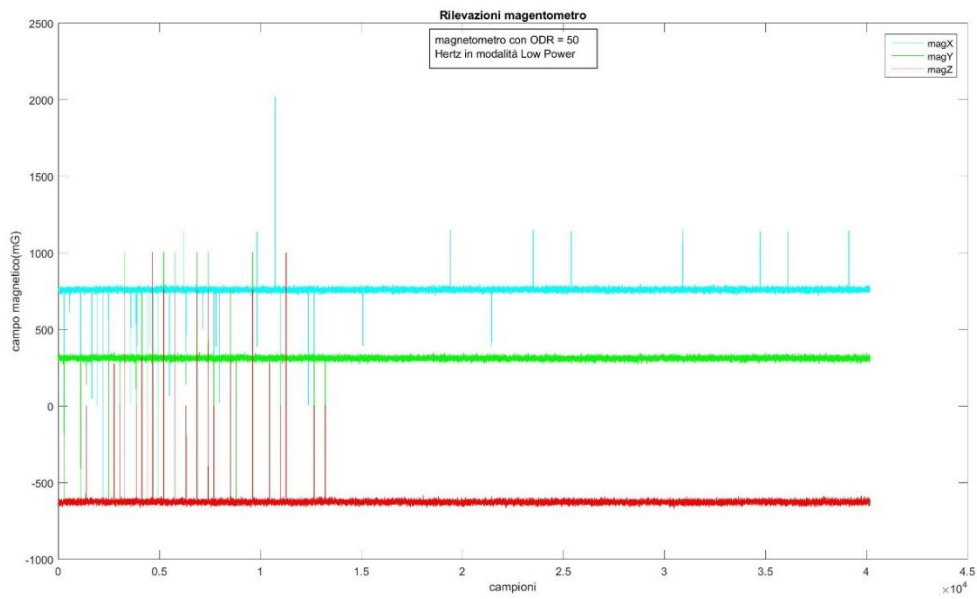


Figura 4.7 grafico magnetometro prima prova applicazione "Giroscopio"

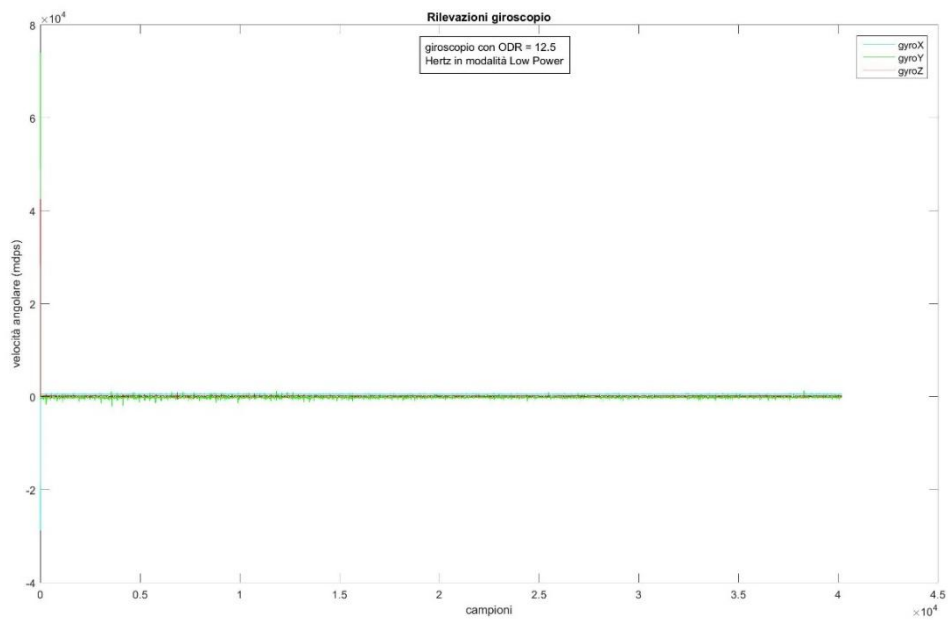


Figura 4.8 grafico giroscopio prima prova applicazione "Giroscopio"

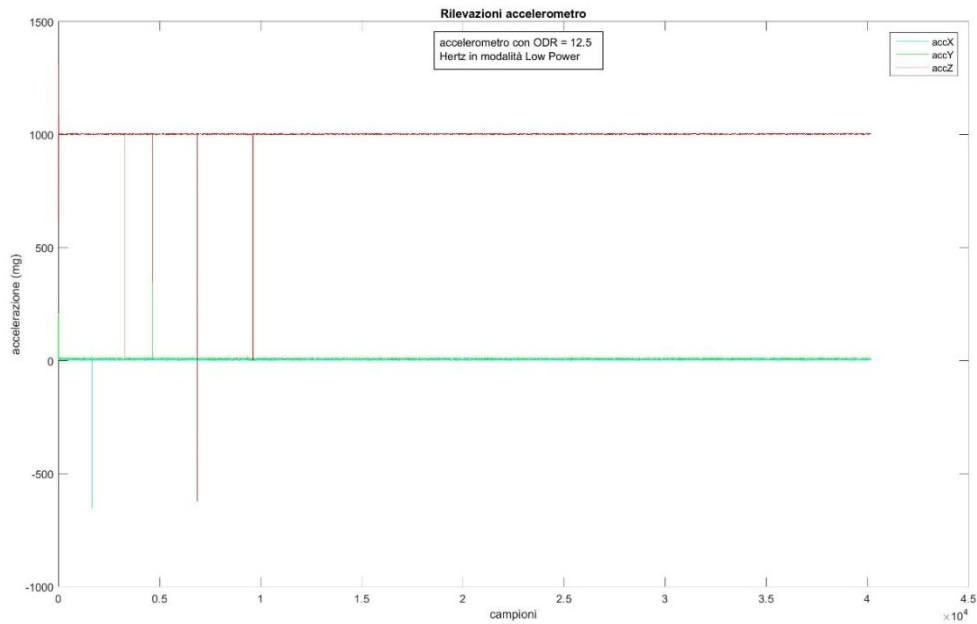


Figura 4.9 grafico accelerometro prima prova Applicazione "accelerometro"

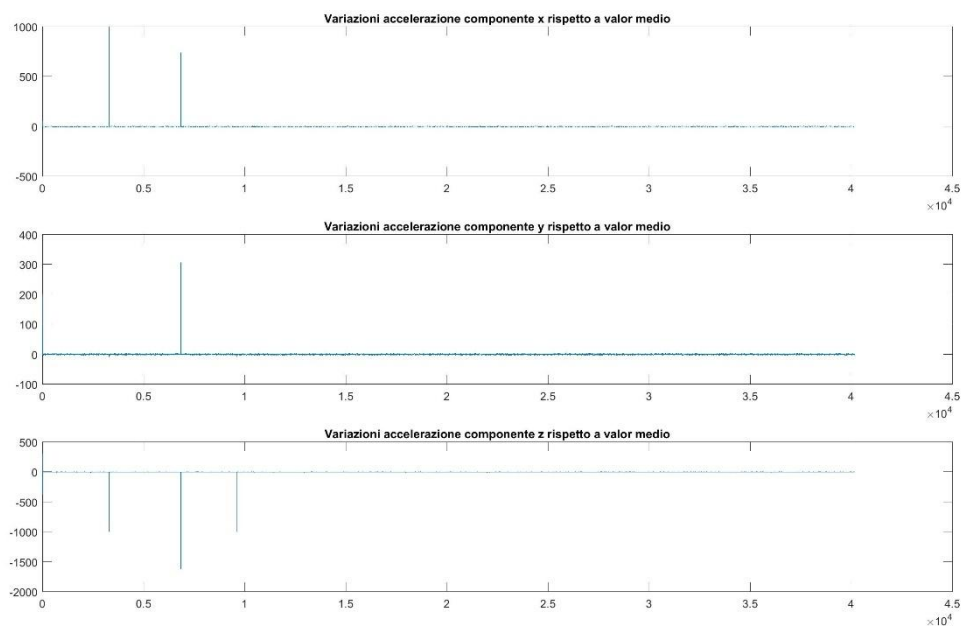


Figura 4.10 grafico accelerometro componente per componente

Dal calcolo della deviazione standard delle tre componenti dell'accelerazione risulta che i valori delle tre componenti sono pari rispettivamente a 6,4077 mg, 3,4517 mg e 12,0226 mg.

SECONDA PROVA: ACCELEROMETRO E GIROSCOPIO A 52 HERTZ E MAGNETOMETRO A 50 HERTZ

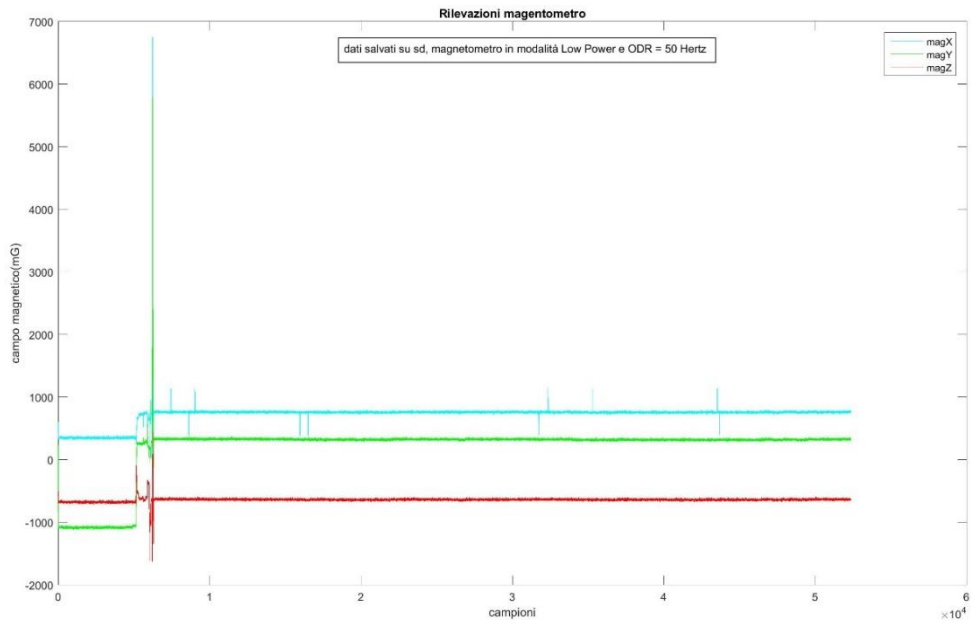


Figura 4.11 grafico magnetometro seconda prova Applicazione "Giroscopio"

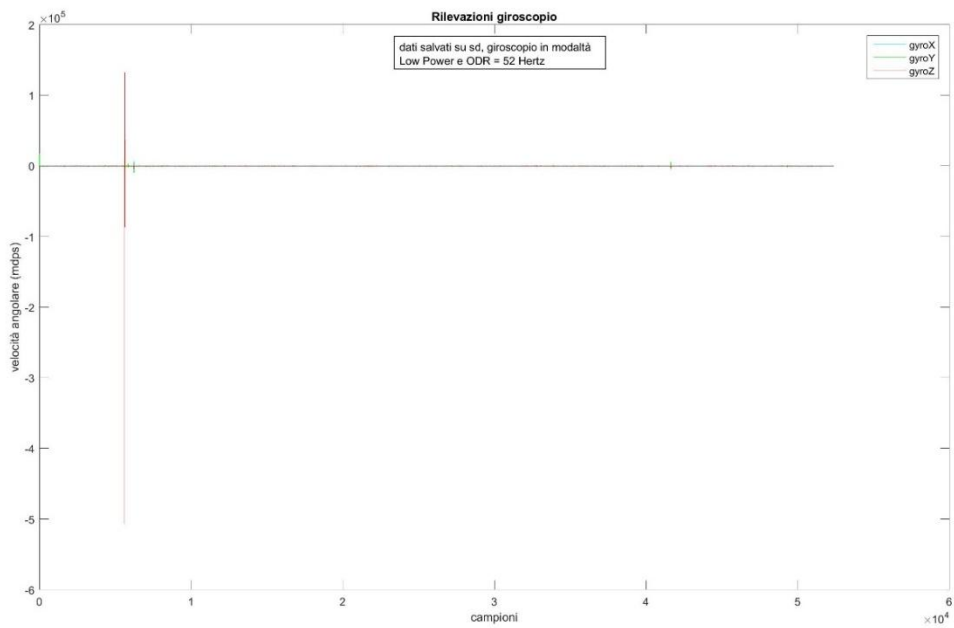


Figura 4.12 grafico giroscopio seconda prova Applicazione "Giroscopio"

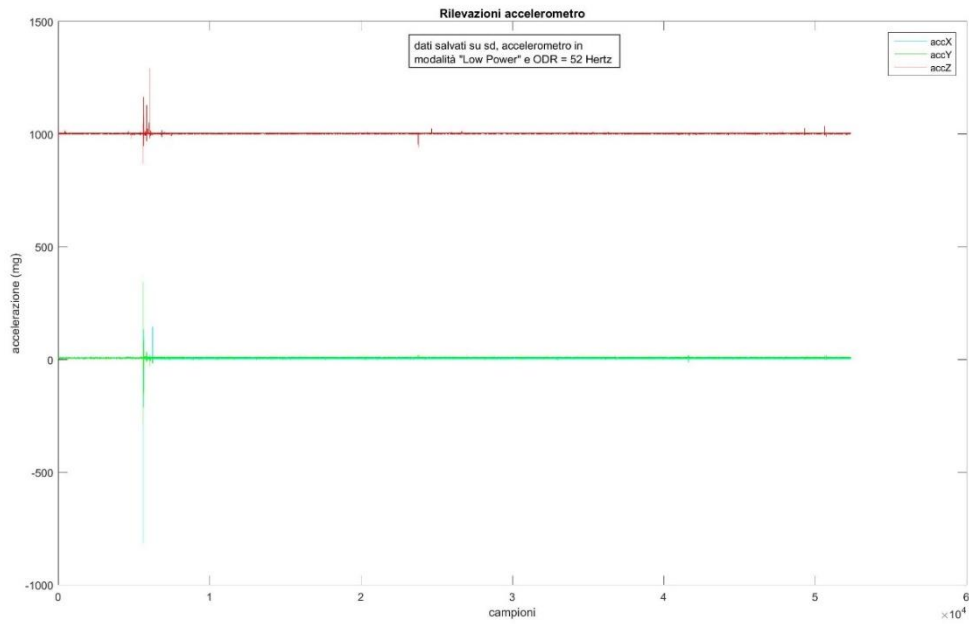


Figura 4.13 grafico accelerometro seconda prova Applicazione "Giroscopio"

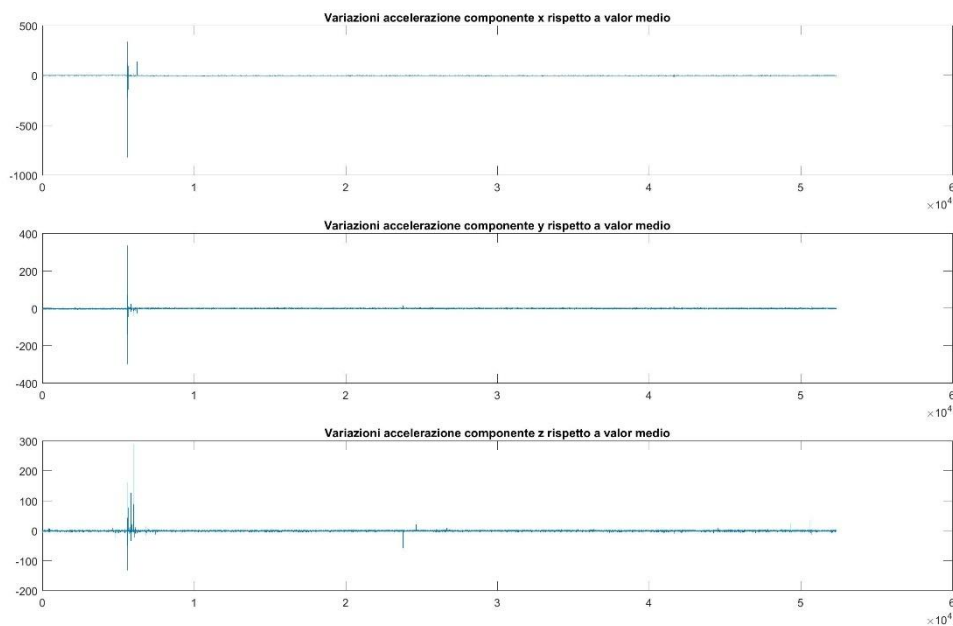


Figura 4.14 grafico accelerometro componente per componente

In questo test, la misura della deviazione standard per le componenti dell'accelerometro è pari, rispettivamente, a: 5,7955 mg, 3,6234 mg e 2,8039 mg.

4.1.4 Applicazione creata "Accelerometro LE"

Applicazione creata dalla modalità esperto che utilizza l'accelerometro low power LIS2DW12. Sono state effettuate tre prove: la prima nella modalità "Low power 1" con ODR pari a 50 Hertz inviando i dati in tempo reale tramite Bluetooth, la seconda nella stessa modalità ma salvando i dati su SD

e la terza, invece, in modalità "High performance" alla frequenza di output massima: 1600 Hertz salvando i dati su SD. Non risultano presenti evidenti anomalie nelle tre rilevazioni ma la risoluzione è inferiore agli altri accelerometri presenti sulla board.

PRIMA PROVA:

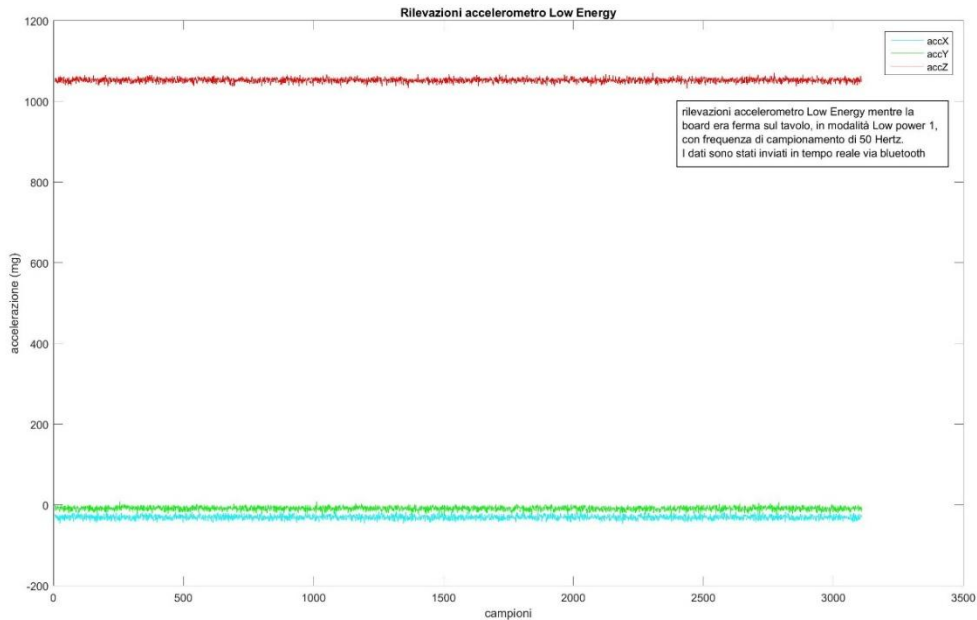


Figura 4.15 grafico accelerometro prima prova Applicazione "Accelerometro LE"

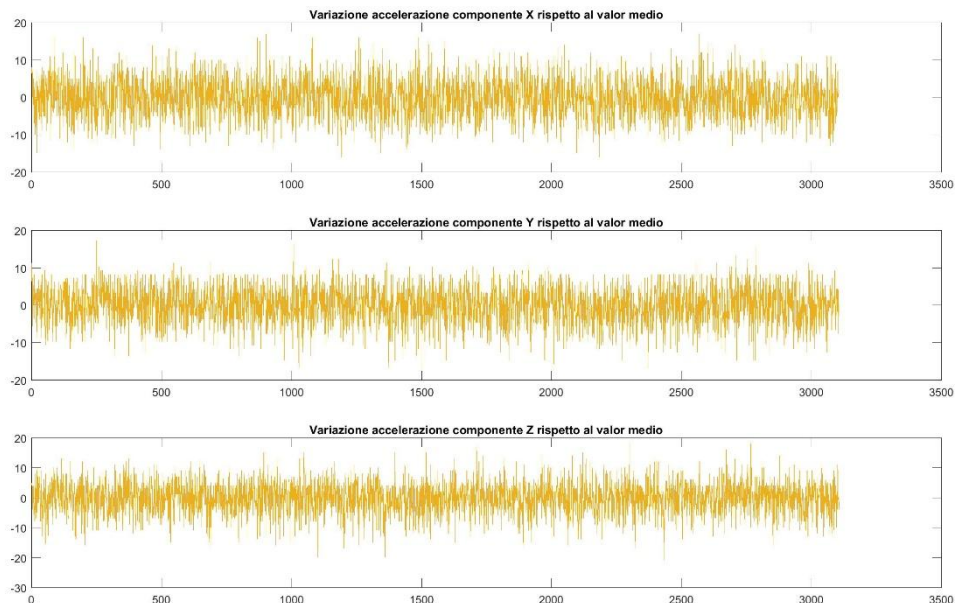


Figura 4.16 grafico accelerometro componente per componente

In questa modalità di funzionamento la risoluzione dei dati è di 12 bit, risulta che il valor medio delle tre componenti dell'accelerazione è rispettivamente di -30,0869 mg, -8,3846 mg e 1052,8

mg; la deviazione standard delle tre componenti risulta invece pari a 5,3669 mg, 5,0298 mg e 5,4061 mg.

SECONDA PROVA

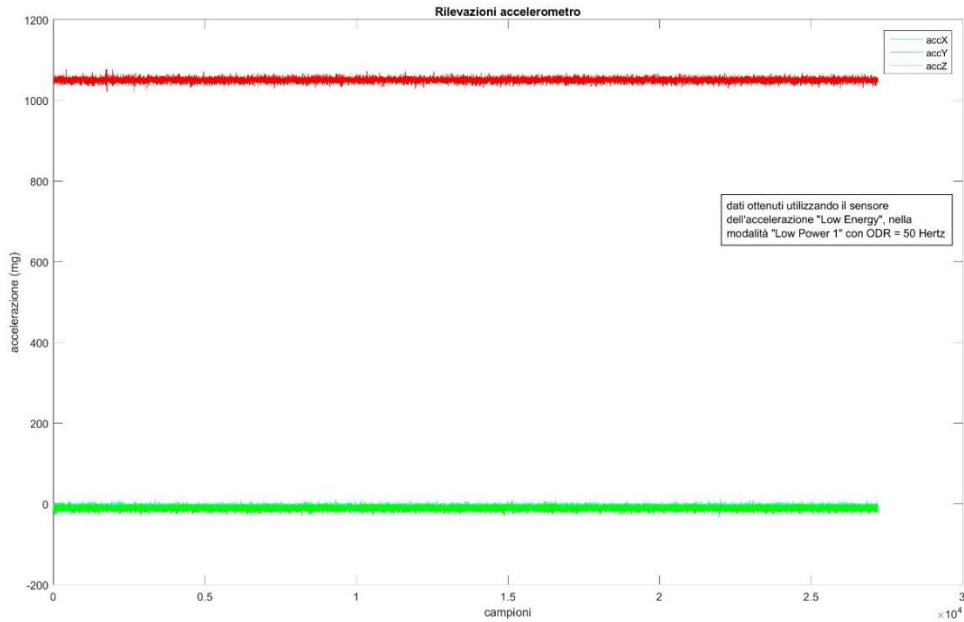


Figura 4.17 grafico accelerometro seconda prova Applicazione "Accelerometro LE"

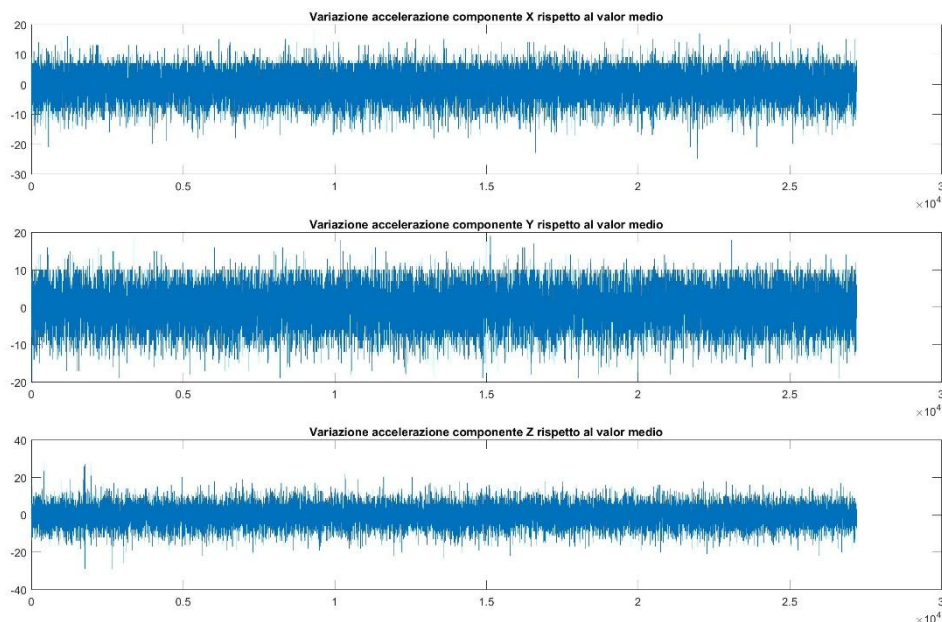


Figura 4.18 grafico accelerometro componente per componente

In questa prova, la board ha operato nelle stesse modalità di funzionamento e alla stessa frequenza di campionamento rispetto alla prova precedente, ma i dati sono stati salvati

all'interno della scheda SD presente nella board e sono stati poi analizzati ed elaborati. Il valor medio per le tre componenti risulta pari rispettivamente a -7,1747 mg, -10,0783 mg e 1050,9 mg; mentre la deviazione standard è di 4,9813 mg, 5,1361 mg, 5,4628 mg rispettivamente per le componenti x, y, z.

TERZA PROVA

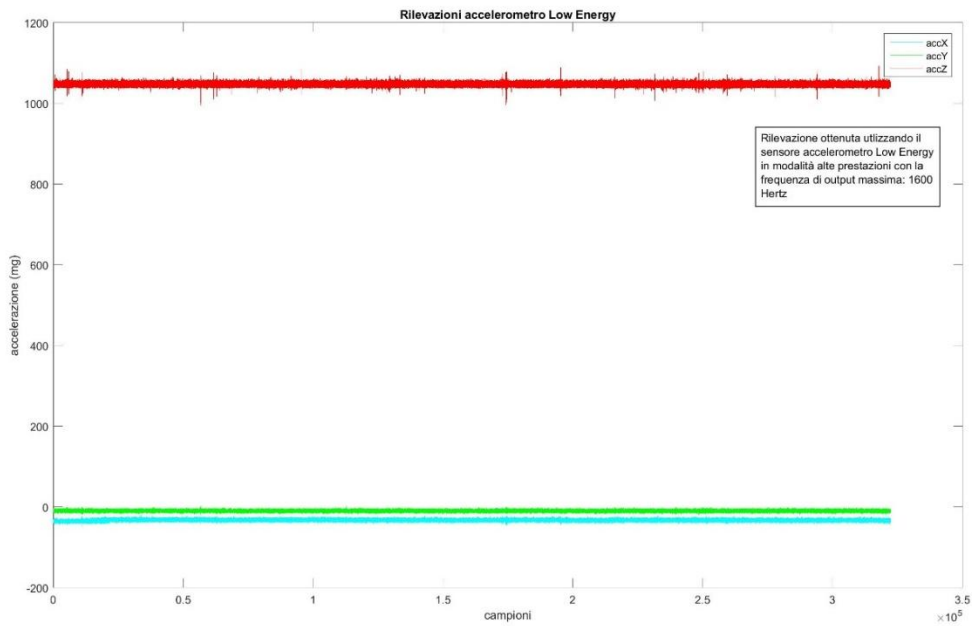


Figura 4.19 grafico accelerometro terza prova Applicazione "Accelerometro LE"

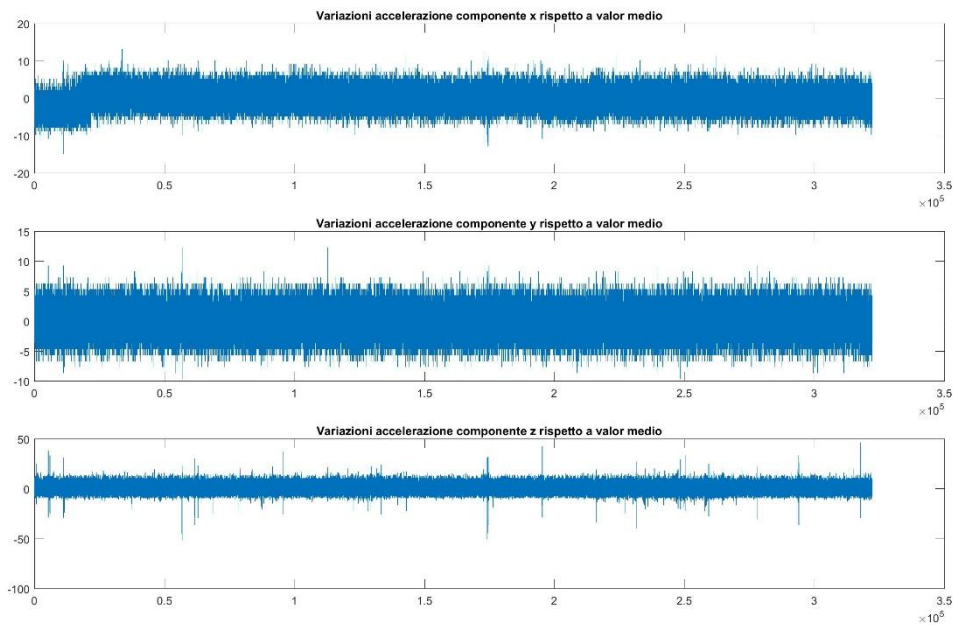


Figura 4.20 grafico accelerometro componente per componente

In questa prova, l'accelerometro LIS2DW12 è stato impostato alla modalità di funzionamento "alte prestazioni" con la massima frequenza di campionamento possibile e i dati sono stati salvati su memoria micro SD. Dalle analisi dei risultati si evince che la risoluzione di 14 bit anziché di 12 ha fatto sì che la deviazione standard sia passata da un valore circa pari a 5 mg, rispettivamente a valori di: 2,3599 mg, 2,0258 mg e 4,2599 mg per le tre componenti x, y, z.

4.1.5 Applicazione creata "Accelerometro inclinometro"

Applicazione creata nella modalità "esperto" che utilizza l'accelerometro inclinometro LIS3DHH che ha una risoluzione di 16 bit e una frequenza di output di circa 1kHz. I dati sono stati rilevati in due minuti tenendo la board ferma sul tavolo.

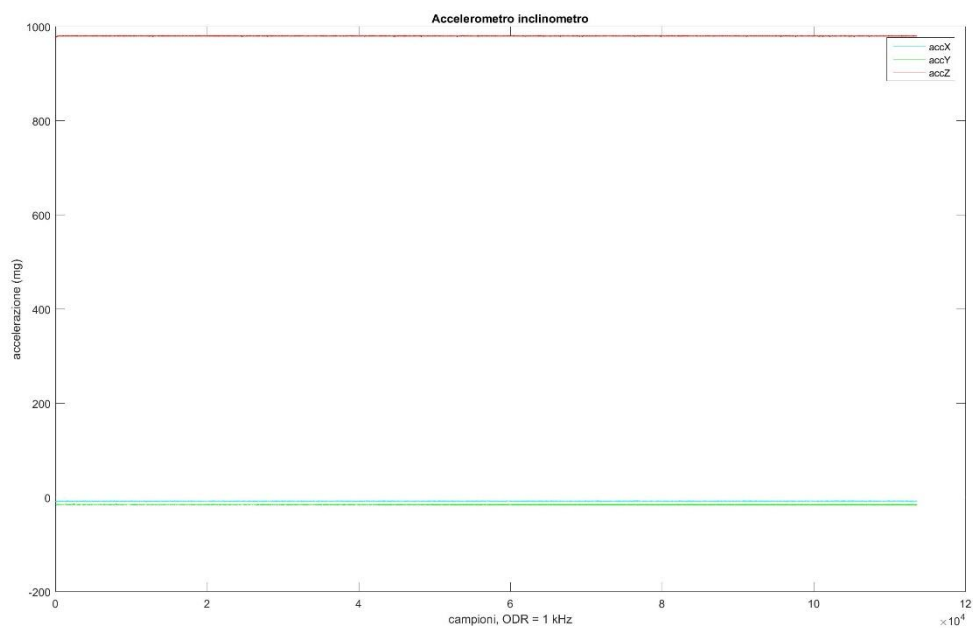


Figura 4.21 grafico accelerometro Applicazione creata "Accelerometro inclinometro"

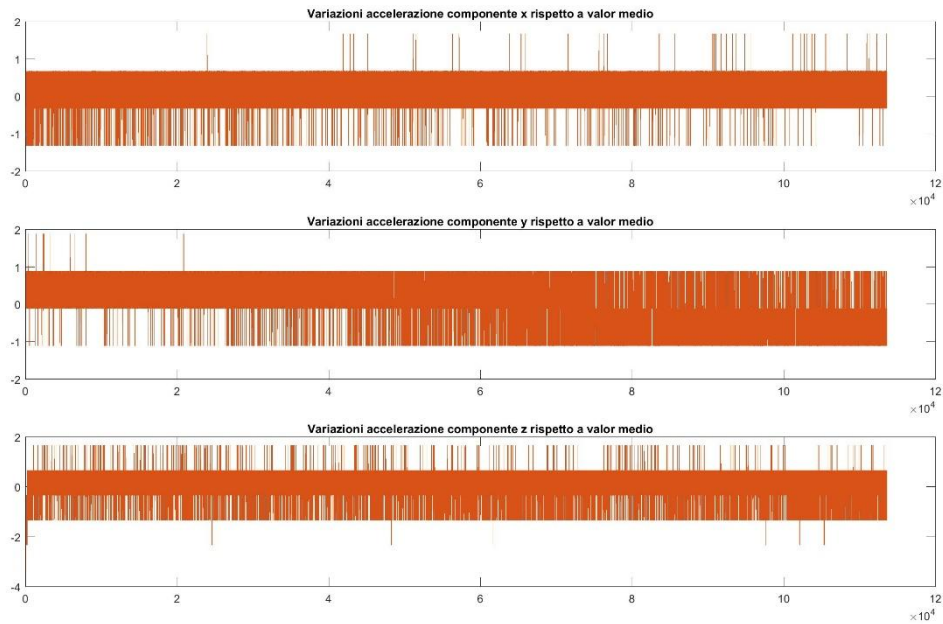


Figura 4.22 grafico accelerometro componente per componente

Dalle analisi di questi risultati si evince che la risoluzione maggiore porta ad avere valori di deviazione standard nettamente inferiori rispetto agli accelerometri utilizzati precedentemente: in questo caso si hanno dei valori di 0.4797 mg, 0.4380 mg e 0.5531 mg rispettivamente per le componenti x, y e z dell'accelerazione.

4.1.6 Applicazione creata "Confronto accelerometri"

Applicazione creata nella modalità esperto impostando come sensori di input i tre accelerometri presenti sulla board. All'avvio dell'applicazione non si è attivato l'accelerometro inclinometro LIS3DHH, ripetendo la prova più volte, questo sensore continua a non accendersi. La prova, perciò, è stata effettuata con gli altri due accelerometri: quello low-power LIS2DW12, in modalità "low-power 1" con ODR pari a 50 Hertz e quello della piattaforma inerziale LSM6DSOX con ODR pari a 52 Hertz. La prova è stata effettuata in dieci minuti tenendo la board ferma sul tavolo. Dal confronto tra questi due accelerometri si evince la differenza di risoluzione e di precisione e si nota che, per quanto riguarda le componenti x e y, l'accelerometro low-power rileva un valor medio dell'accelerazione inferiore di circa 35 mg per entrambe le componenti; mentre per quanto riguarda la componente z, l'accelerometro low-power rileva un valor medio dell'accelerazione superiore di circa 55 mg. Inoltre dai grafici si nota la differenza della deviazione standard tra i due accelerometri, mentre quello della piattaforma inerziale rileva una deviazione standard di 1,2698 mg per la componente x, 1,7466 mg per la componente y e di 1,3680 mg per la componente z; l'accelerometro low power LIS2DW12 rileva le deviazioni standard di: 5,0803 mg, 5,3089 mg e 5,4766 mg rispettivamente per le componenti x, y e z.

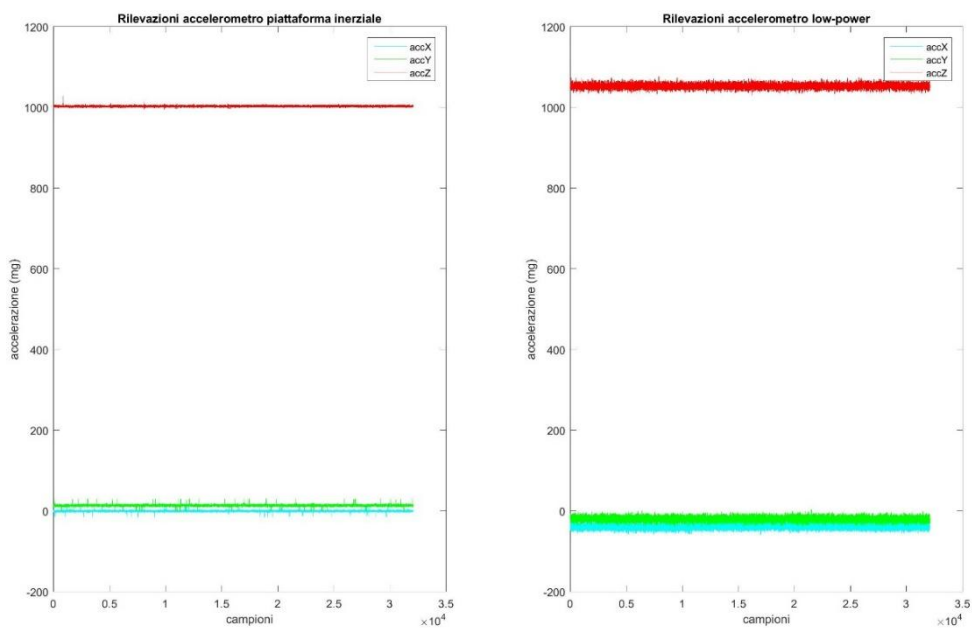


Figura 4.23 grafici accelerometri Applicazione "Confronto accelerometri"

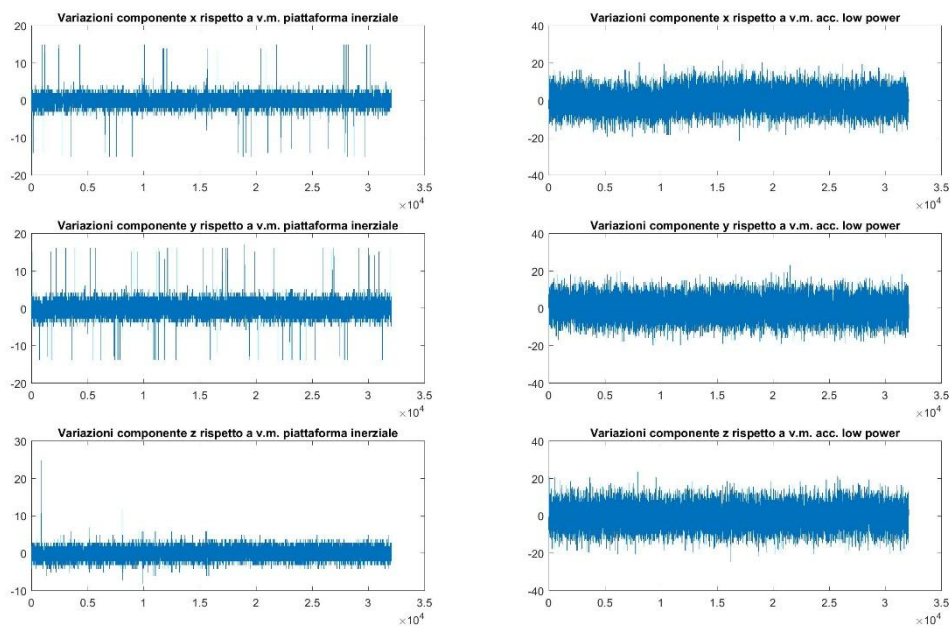


Figura 4.24 grafici accelerometri componente per componente

Tabella riassuntiva

Numero misurazione	Sensori usati	ODR (Hz)	Deviazione standard (mg)	Rumore ($\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$)	Risoluzione
4.1.1*	LSM6DSOX	52	X: 1,3372	70	0,061 mg/LSB
			Y: 1,4377		
			Z: 0,9065		
4.1.2	LSM6DSOX	104	X: 1,4379	70	0,061 mg/LSB
			Y: 1,3907		
			Z: 1,3968		
4.1.3	LSM6DSOX	12,5	X: 6,4077	70	0,061 mg/LSB
			Y: 3,4517		
			Z: 12,0226		
		52	X: 5,7955		
			Y: 3,6234		
			Z: 2,8039		
4.1.4	LIS2DW12	50	X: 5,3669	450	0,976 mg/digit
			Y: 5,0298		
			Z: 5,4061		
		50	X: 4,9813	450	
			Y: 5,1361		
			Z: 5,4628		
		1600	X: 2,3599	90	0,244 mg/digit
			Y: 2,0258		
			Z: 4,2599		
4.1.5	LIS3DHH	1000	X: 0,4797	45	0,076 mg/digit
			Y: 0,4380		
			Z: 0,5531		
4.1.6	LIS2DW12	50	X: 5,0803	450	0,244 mg/digit
			Y: 5,3089		
			Z: 5,4766		
	LSM6DSOX	52	X: 1,2698	70	0,061 mg/LSB
			Y: 1,7466		
			Z: 1,3680		

* la misura della deviazione standard è stata eseguita solamente per intervalli molto brevi non soggetti ad anomalie nella rilevazione del segnale

4.2 Misure del battito cardiaco sul materasso

Come accennato in precedenza, l'applicazione di questo progetto di tirocinio è mirata alla misurazione della frequenza cardiaca durante il sonno, con particolare attenzione al consumo energetico dei dispositivi utilizzati per la misurazione. Per ricavare dati inerenti a questa misurazione, si è programmata la board Steval-MKSBOX1V1 utilizzando i sensori di microfono e accelerometro. Dai dati ottenuti dai grafici dei due sensori, riscontrando una periodicità nei valori delle ampiezze dell'accelerazione e dell'intensità di suono si riesce a stimare la frequenza cardiaca tramite un conteggio delle volte in cui tali valori superano una certa soglia. Per trovare la posizione migliore della board in modo che i dati rilevati fossero quanto più attendibili possibile, sono state effettuate varie prove variando le zone del materasso su cui appoggiare la board. Affinché si rilevassero le vibrazioni del materasso per misurare la variazione di accelerazione percepita dal sensore durante il sonno, la board è stata posta sotto il materasso: prima, è stata posizionata su una doga, all'altezza del petto, al centro della rete per quanto riguarda l'asse trasversale. Effettuando le prove di misura con la board in questa posizione, i dati ottenuti non hanno consentito di ottenere informazioni relative ai movimenti corporei legati al battito cardiaco. La forza che agisce sulla board da parte della doga, compensa le microvibrazioni del materasso non facendo emergere la variazione di accelerazione fornita da queste.

In seguito, la board è stata fissata su una cinghia tra due doghe sempre all'altezza del petto e in posizione centrale lungo l'asse trasversale. In questo modo, a causa dello stretto contatto con la superficie inferiore del materasso, si possano percepire con maggiore accuratezza i minimi movimenti del letto dovuti al battito cardiaco. Per queste misurazioni la board è stata programmata, tramite l'applicazione per cellulare, attivando l'accelerometro della piattaforma inerziale con frequenza di output pari a 52 Hertz nella modalità "Low Power".

Oltre alle misurazioni accelerometriche sono state eseguite anche misure che riguardano l'utilizzo del sensore microfono allo scopo di monitorare il respiro durante il sonno e anche eventuali alterazioni del ciclo del sonno dovute a risvegli o a movimenti. Il microfono è stato testato anche su esecuzioni di registrazioni audio di battiti cardiaci a frequenza cardiaca fissa emesse tramite cellulare posto in prossimità della board al fine di rilevare eventuali periodicità nell'acquisizione del segnale.

Alfine si è effettuato una prova posizionando il cellulare con gli stessi segnali audio in esecuzione in prossimità della board, utilizzando però in questo caso il sensore accelerometro per monitorare le vibrazioni causate dal suono.

Tutti i test hanno avuto una durata tra i 5 e i 10 minuti per ottenere una quantità di dati sufficiente da poter essere analizzati anche allo scopo di monitorare il consumo di energia al variare della durata della prova.

I dati ottenuti in formato “.csv” sono stati elaborati e graficati tramite il software “Matlab”.

4.2.1 Board sulla doga - Accelerometro

Dal test effettuato è emerso che, come spiegato in precedenza, posizionando la board sulla doga del letto, schiacciata poi dal materasso, e registrando le vibrazioni del materasso con il mio corpo sdraiato al di sopra; i dati sull’accelerazione della board non sono stati in grado di rilevare evidenti periodicità nel grafico ma solamente alcuni picchi sporadici perciò non si è potuto estrarre informazioni in merito alla frequenza cardiaca. In questa prova è stato utilizzato l’accelerometro della piattaforma inerziale LSM6DSOX con frequenza di output pari a 52 Hertz, inviando i dati in tempo reale allo smartphone tramite Bluetooth.

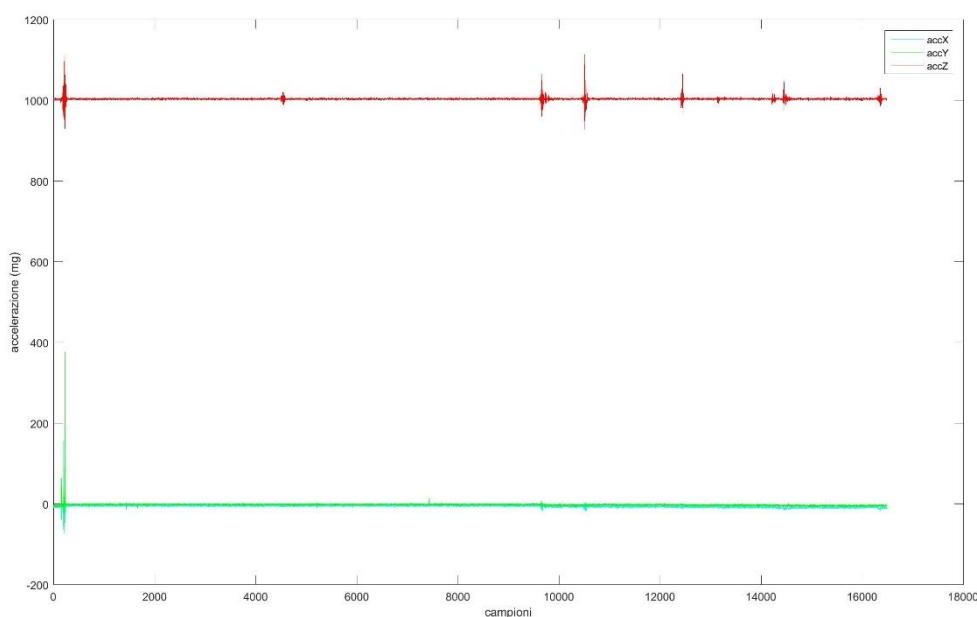


Figura 4.25 grafico accelerometro prova board su doga

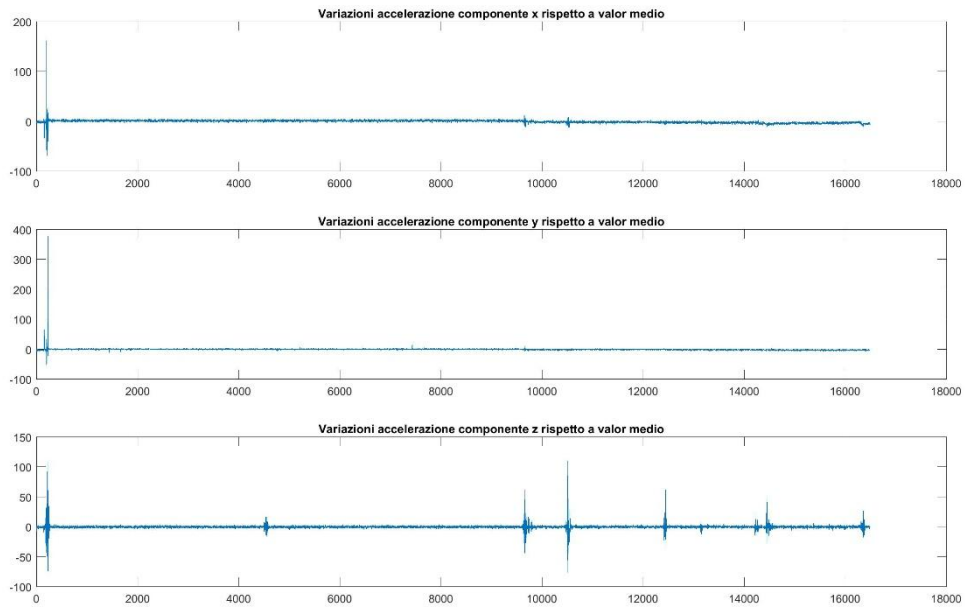


Figura 4.26 grafico accelerometro componente per componente

4.2.2 Board tra due doghe – Accelerometro

Per fare in modo che le vibrazioni del materasso posto a contatto con la board non fossero risultassero attenuate, è stata posta la board su di una cinghia tesa fissata alle estremità longitudinali del letto. Dalle analisi di questo grafico si inizia a notare una pseudo periodicità nella forme d'onda ma è necessaria una maggiore risoluzione per determinare con accuratezza adeguata la frequenza cardiaca. In questo test, è stato utilizzato lo stesso accelerometro della prova precedente impostato nelle medesime modalità.



Figura 4.27 posizione della board sulla rete del letto

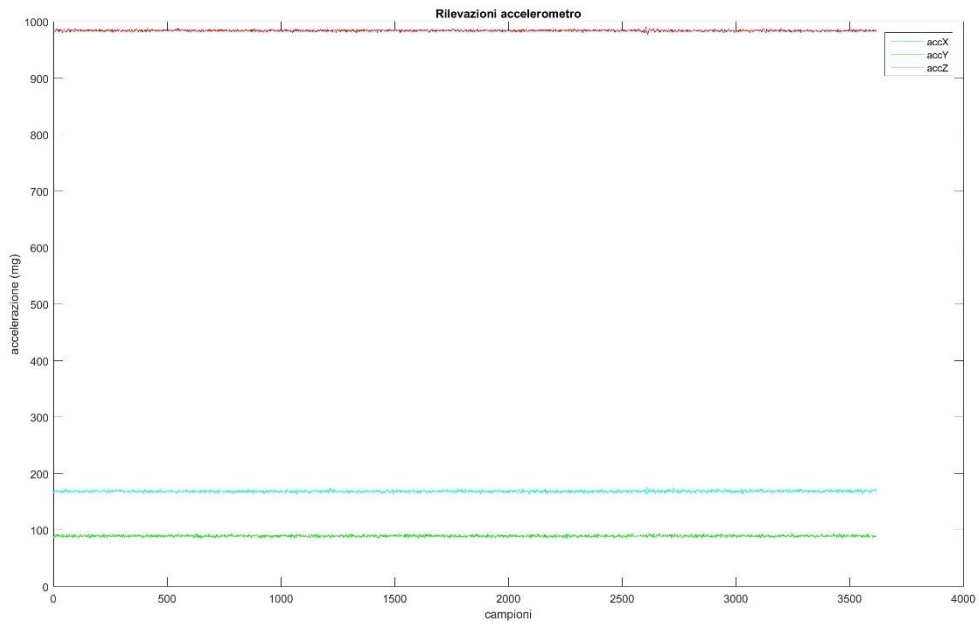


Figura 4.28 grafico accelerometro board tra due doghe

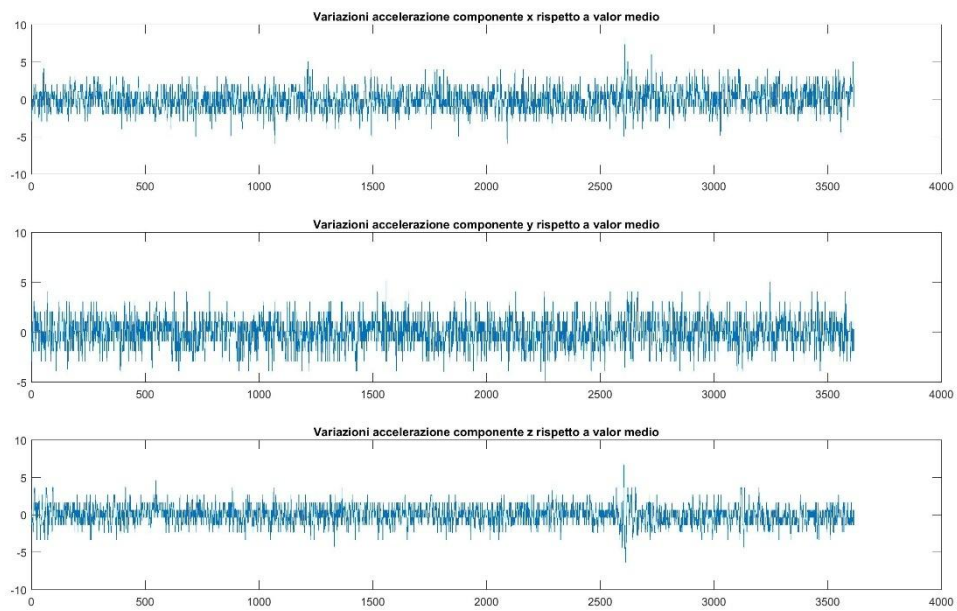


Figura 4.29 grafico accelerometro componente per componente

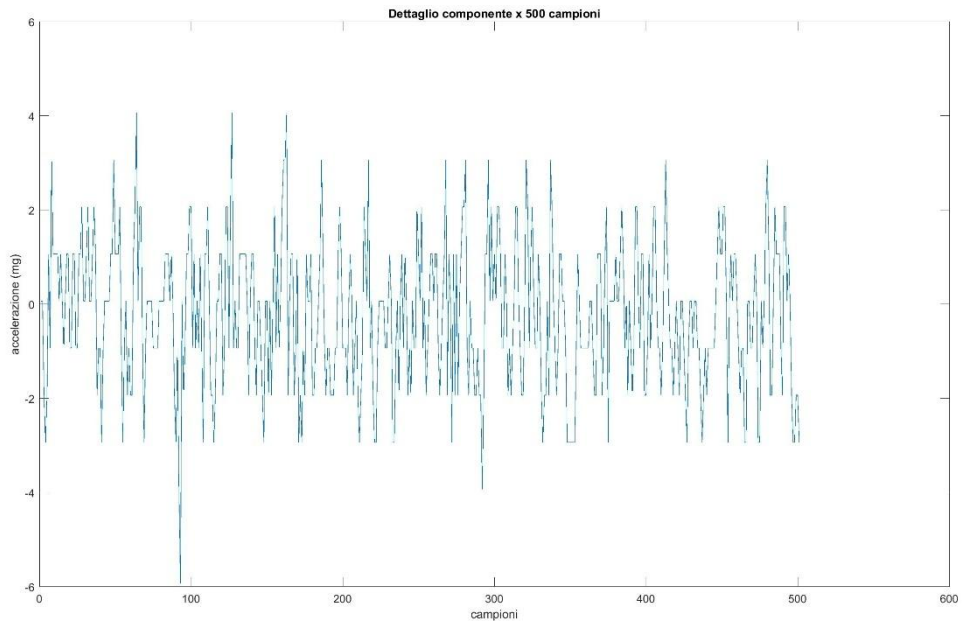


Figura 4.30 dettaglio ravvicinato componente x accelerazione

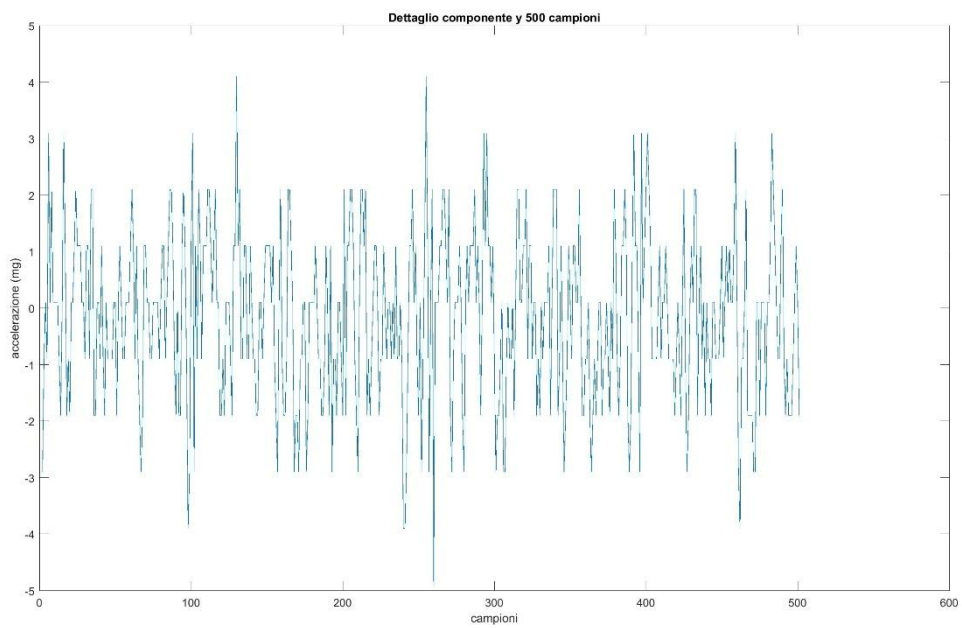


Figura 4.31 dettaglio ravvicinato componente y accelerazione

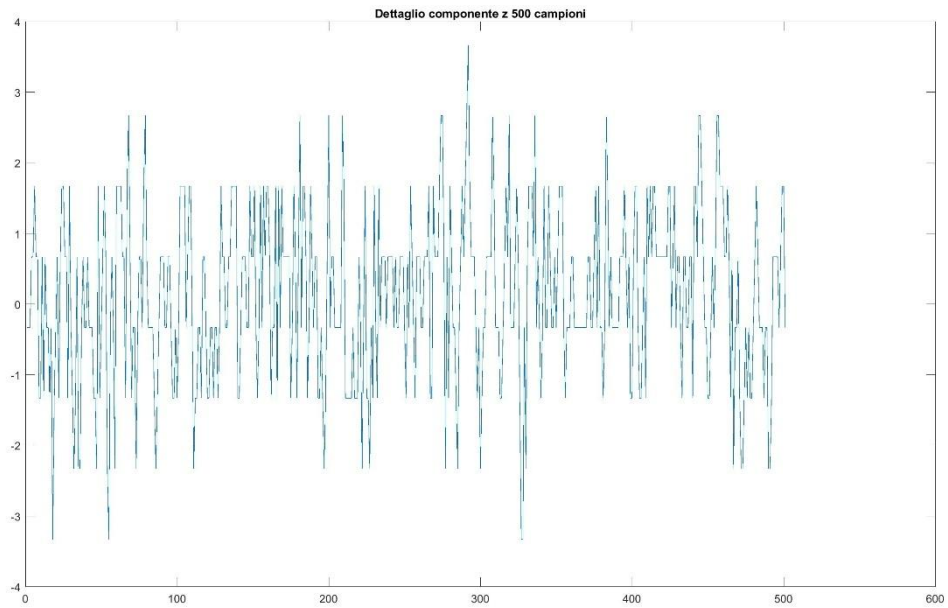


Figura 4.32 dettaglio ravvicinato componente z accelerazione

4.2.3 Board in prossimità del cellulare – Microfono

Questa prova, come accennato testé, consiste nel porre la board con il microfono attivo in prossimità del cellulare che sta riproducendo registrazioni di battiti cardiaci a frequenza costante allo scopo di individuare con un'accuratezza elevata l'intensità sonora emessa dal segnale audio in riproduzione. Dai grafici infatti emerge subito la periodicità del segnale con evidenti picchi ogni 31 campioni di intensità superiore a 10 decibel rispetto al resto del segnale.

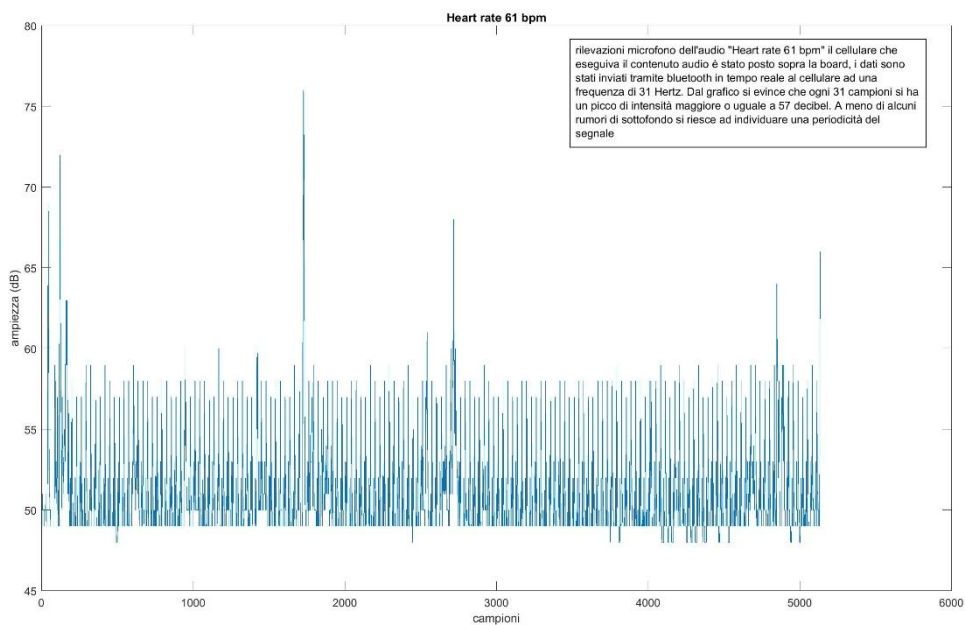


Figura 4.33 grafico microfono con file audio di battito cardiaco

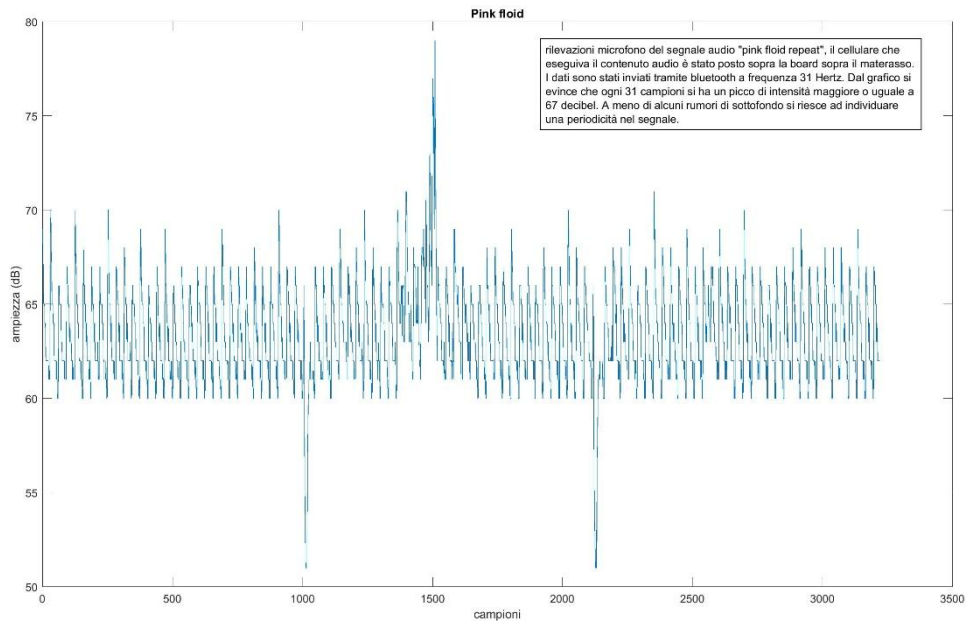


Figura 4.34 grafico microfono con altro file audio di battito cardiaco

4.2.4 Board in prossimità del cellulare – Accelerometro

Questo set di prove è stato effettuato tenendo la board vicino al cellulare che riproduceva le registrazioni di battiti cardiaci, rilevando però le variazioni di accelerazione nel tempo. Anche in questo caso è stato utilizzato il sensore accelerometro della piattaforma inerziale LSM6DSOX con ODR pari a 52 Hertz e inviando i dati in tempo reale al cellulare tramite Bluetooth.

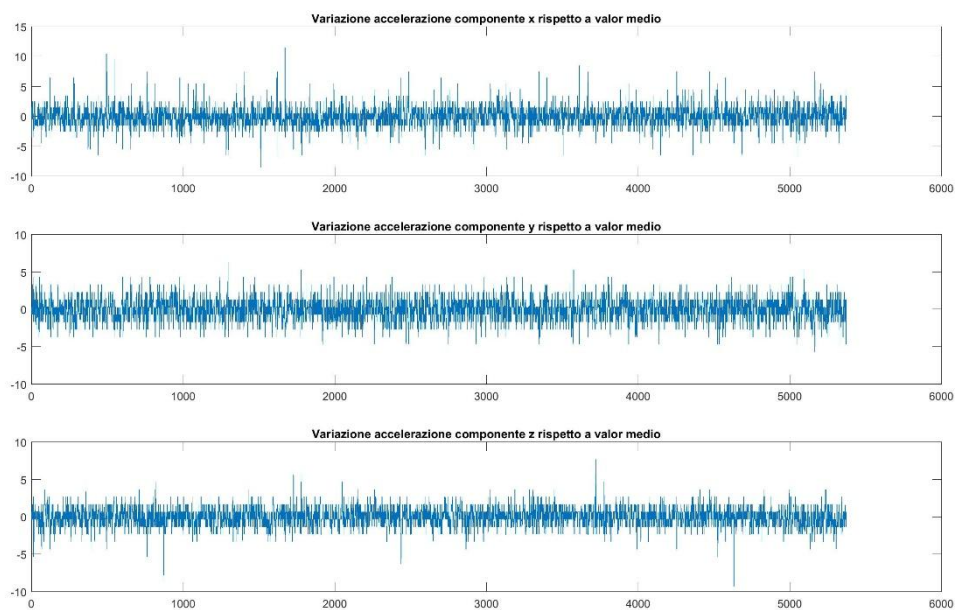


Figura 4.35 grafico accelerometro componente per componente

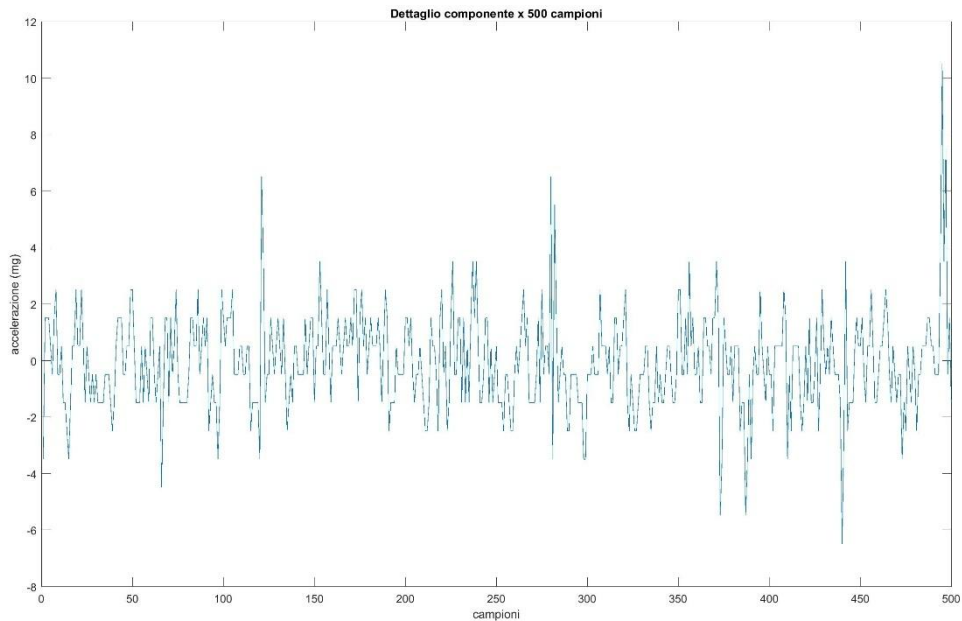


Figura 4.36 dettaglio ravvicinato componente x accelerazione

Zoomando i grafici si inizia ad intravedere una pseudo periodicità, ma non si riescono a rilevare informazioni in merito alla frequenza cardiaca a causa della bassa risoluzione.

Oltre al test delle rilevazioni dei dati, è stato monitorato anche l'andamento dello stato della batteria nel tempo. È risultato che il consumo di batteria è risultato essere molto irrisorio durante l'esecuzione dei vari test: per rilevazioni di durata 10 minuti si sono consumati tra gli 0.2 e gli 0.4 punti percentuali rispetto alla carica totale. Poiché l'applicazione per settare la board non consente il monitoraggio della batteria nel tempo se nel mentre è in corso un'altra misurazione, i dati relativi alla percentuale di carica sono stati rilevati all'inizio ed alla fine di ogni misurazione.

4.2.5 Board in prossimità del cellulare – Accelerometro Inclinometro

Questa prova è stata eseguita nella stessa configurazione della precedente utilizzando però l'accelerometro inclinometro LIS3DHH al posto di quello della piattaforma inerziale LSM6DSOX, salvando i dati all'interno della memoria micro-SD presente anziché inviarli tramite Bluetooth in tempo reale. Come visto in precedenza, a causa della risoluzione superiore, i dati risultano essere meno soggetti a rumore e si riesce a notare senza problemi la periodicità all'interno del segnale acquisito e perciò si riesce a stimare con una buona precisione la frequenza cardiaca.

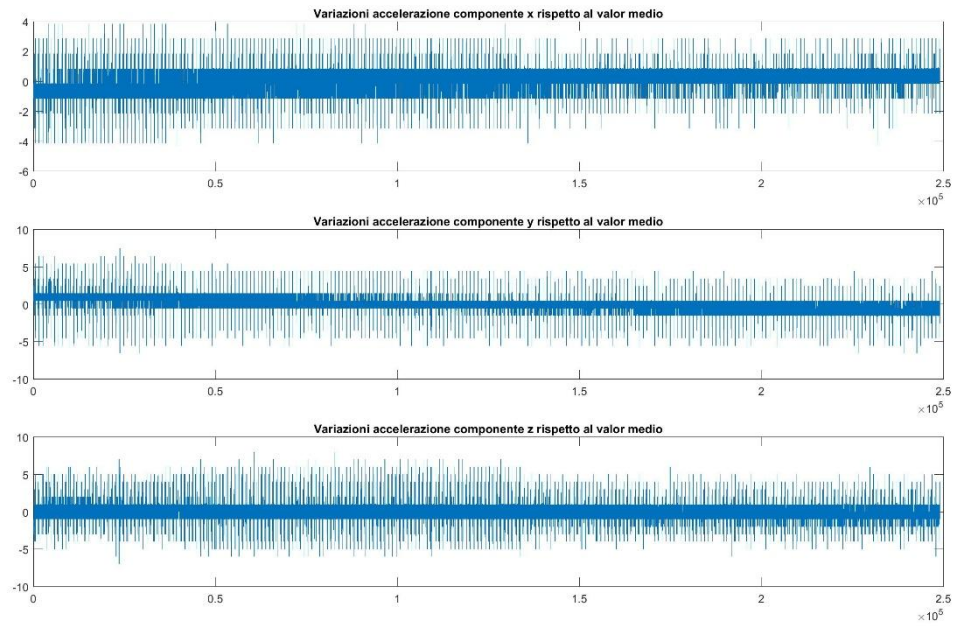


Figura 4.37 grafico accelerometro componente per componente

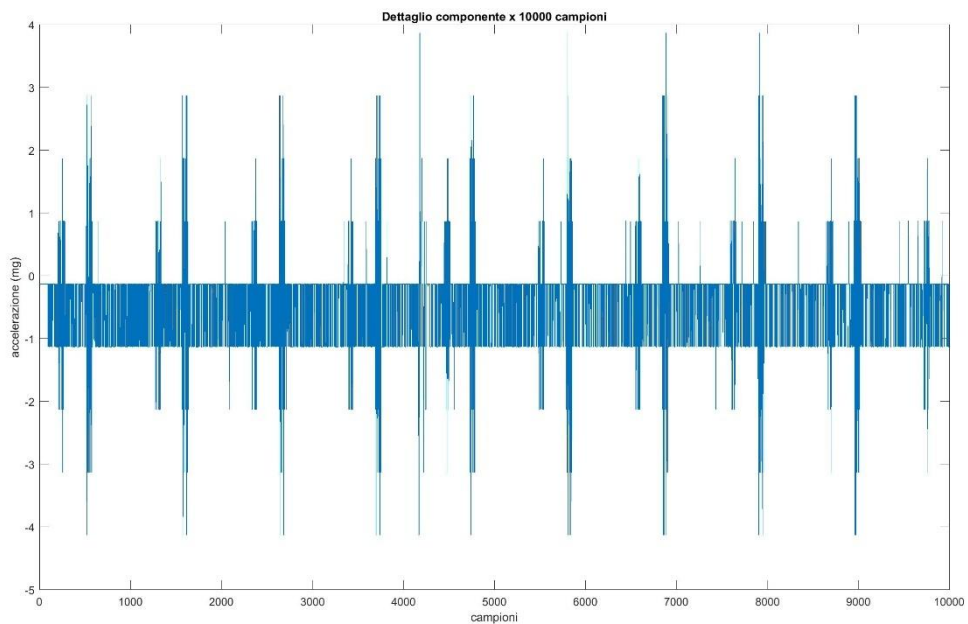


Figura 4.38 dettaglio ravvicinato componente x

Per utilizzare questo accelerometro, però, bisogna effettuare misurazioni di durata inferiore a dieci minuti poiché, altrimenti, la board si spegne per un periodo di circa un paio d'ore a causa di un eccessivo surriscaldamento interno e non dà segnali di vita neanche se viene alimentata.

4.2.6 Board in prossimità dell'amplificatore audio – Accelerometro

Questa prova è stata eseguita posizionando la board sopra il materasso in prossimità di un amplificatore audio che riproduceva il suono del battito cardiaco. È stata misurata la variazione di accelerazione tramite l'accelerometro della piattaforma inerziale LSM6DSOX, inviando i dati in tempo reale allo smartphone con ODR pari a 52 Hertz in modalità low power.

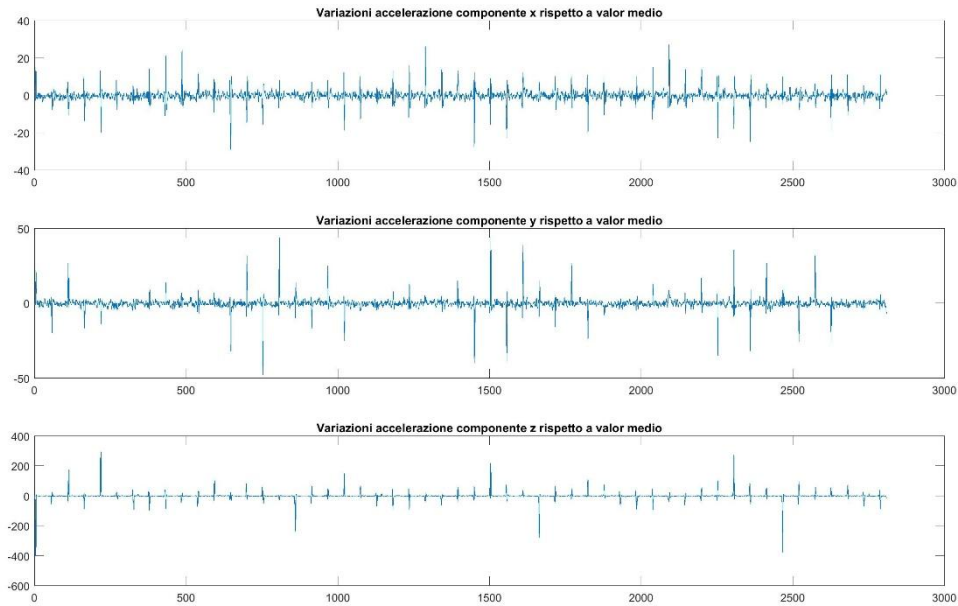


Figura 4.39 grafico accelerometro componente per componente

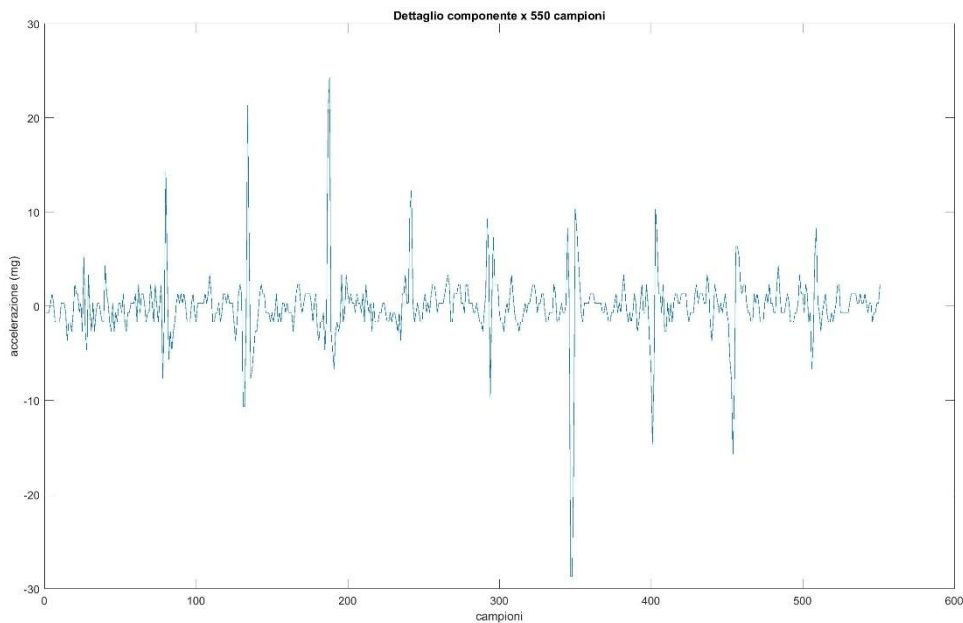


Figura 4.40 dettaglio componente x accelerazione

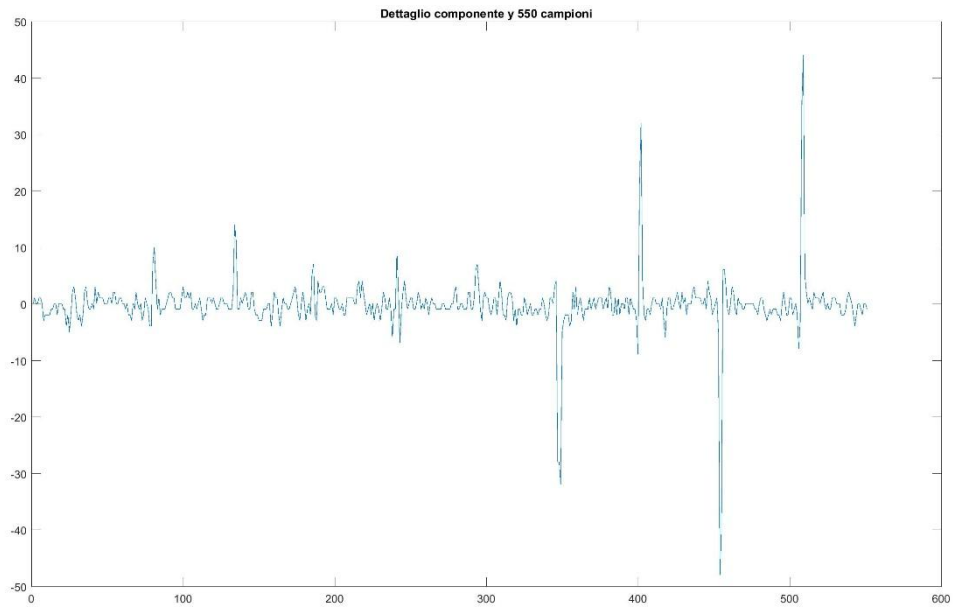


Figura 4.41 dettaglio componente y accelerazione

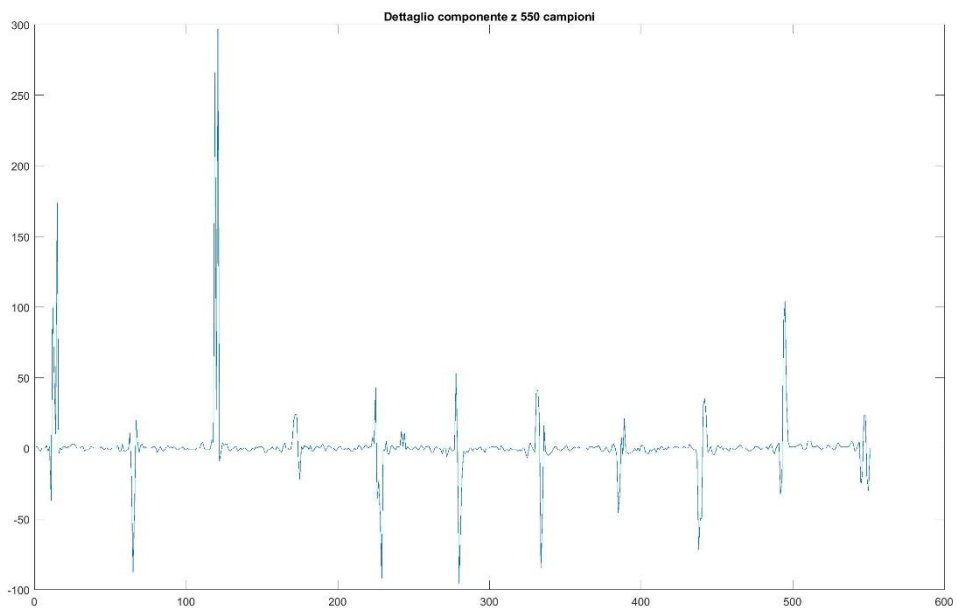


Figura 4.42 dettaglio componente z accelerazione

Dalle analisi del segnale rilevato si nota una periodicità dei dati acquisiti, si riesce ad effettuare una stima piuttosto precisa della frequenza cardiaca, in particolare nei grafici relativi alle componenti x e z si riesce ad individuare la forma d'onda.

4.2.7 Board in prossimità dell'amplificatore audio – Accelerometro inclinometro

Quest'ultima prova è stata eseguita nuovamente mantenendo invariata la posizione della board e dell'amplificatore ma eseguendo le misurazioni con l'accelerometro inclinometro LIS3DHH anziché quello della piattaforma inerziale, i dati in questo caso sono stati salvati sulla memoria micro-SD presente all'interno della board e successivamente analizzati ed elaborati.

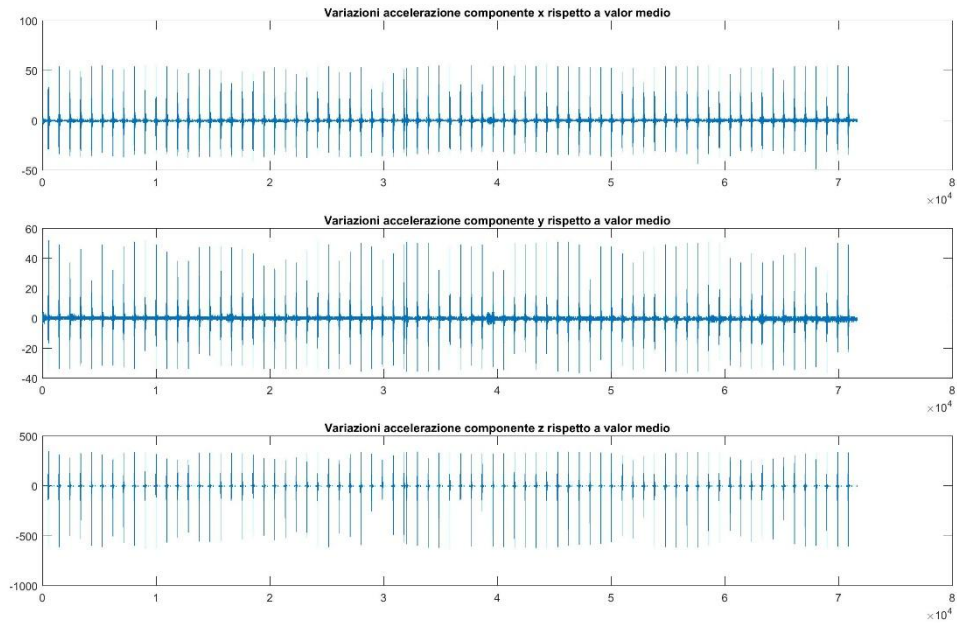


Figura 4.43 grafico accelerazione componente per componente

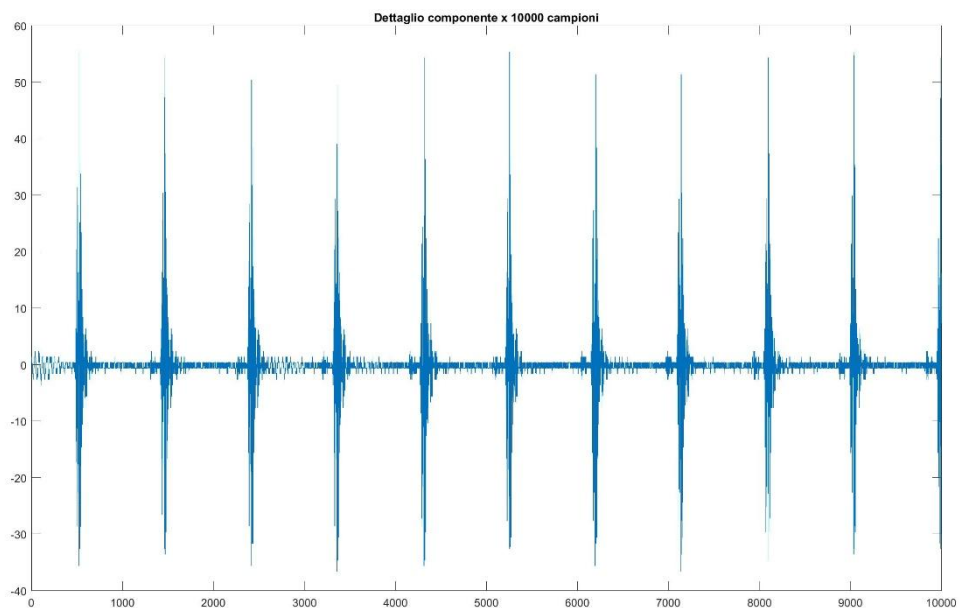


Figura 4.44 dettaglio ravvicinato componente x accelerazione

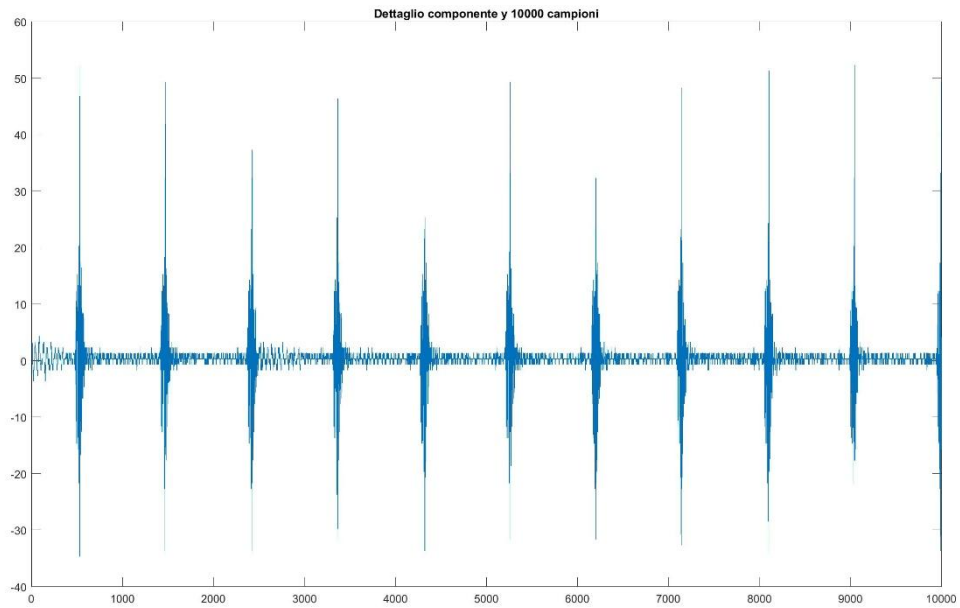


Figura 4.45 dettaglio ravvicinato componente y accelerazione

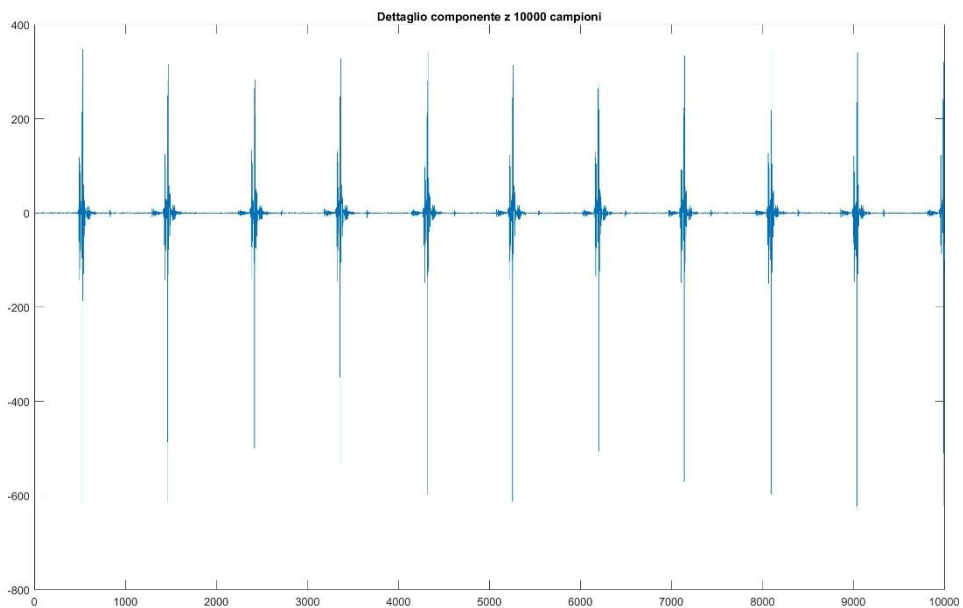


Figura 4.46 dettaglio ravvicinato componente z accelerazione

Da questi risultati emerge che, come ci si aspettava, i battiti cardiaci risultano essere molto accentuati e si nota senza problemi la periodicità.

4.2.8 Board sotto materasso con amplificatore audio – Accelerometro

In questa prova, la board è stata posizionata sotto il materasso e l'amplificatore audio che riproduceva registrazioni di battiti cardiaci è stato posto sopra il materasso. Si è misurata la

variazione di accelerazione rilevata dalla board su cui era attivo l'accelerometro della piattaforma inerziale a frequenza di output pari a 52 Hertz e i dati rilevati sono stati inviati in tempo reale allo smartphone tramite Bluetooth.



Figura 4.47 posizione dell'amplificatore sopra il materasso alla stessa altezza della board

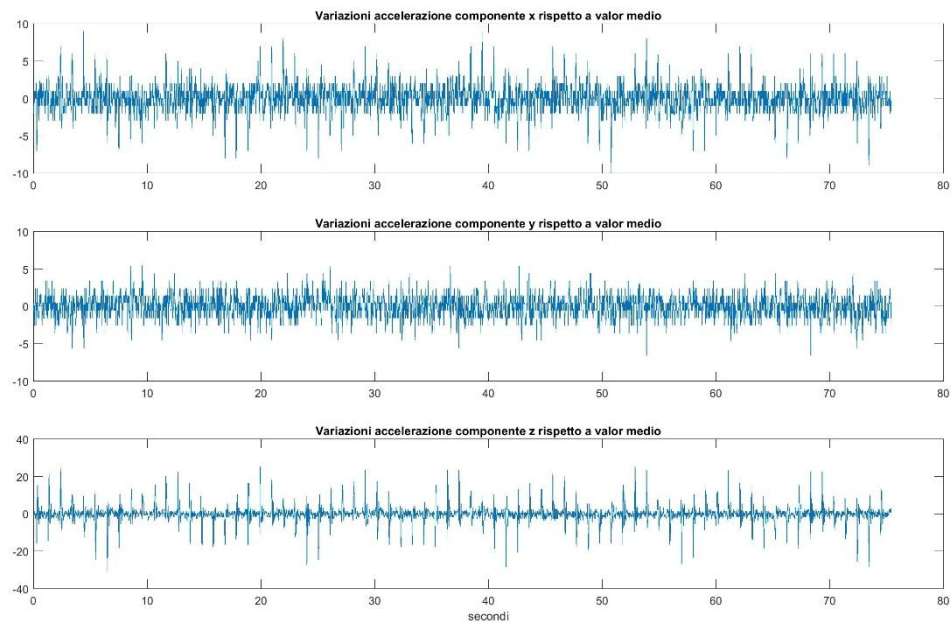


Figura 4.48 grafico accelerazione componente per componente

Le figure successive rappresentano nel dettaglio la variazione di accelerazione rispetto al valor medio analizzando un intervallo arbitrario di 550 campioni, inoltre si è realizzato un grafico che

rappresenta il modulo totale delle 3 componenti al fine di poter estrarre ulteriori informazioni in merito alla frequenza cardiaca rilevata.

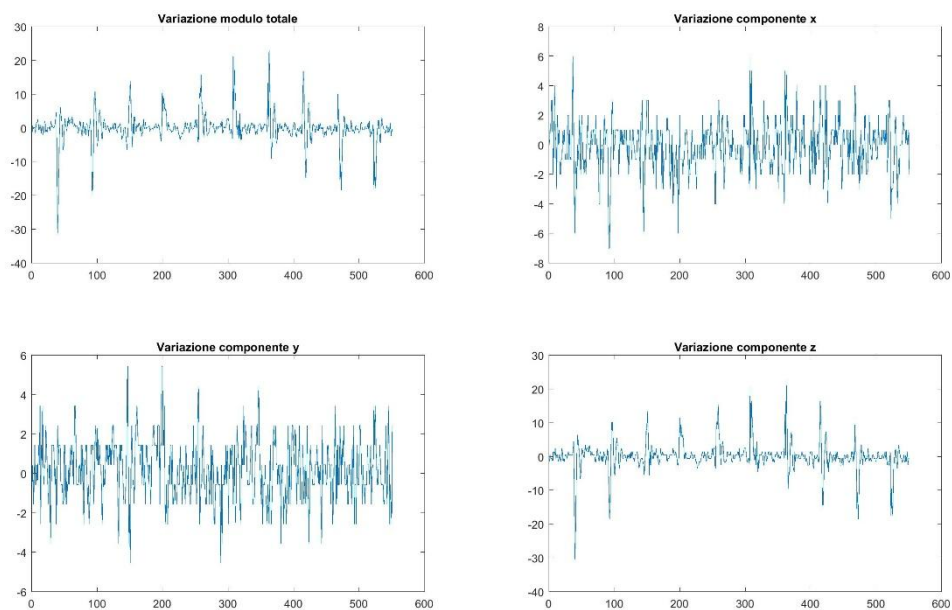


Figura 4.49 dettaglio ravvicinato grafici accelerazione componente per componente e modulo totale

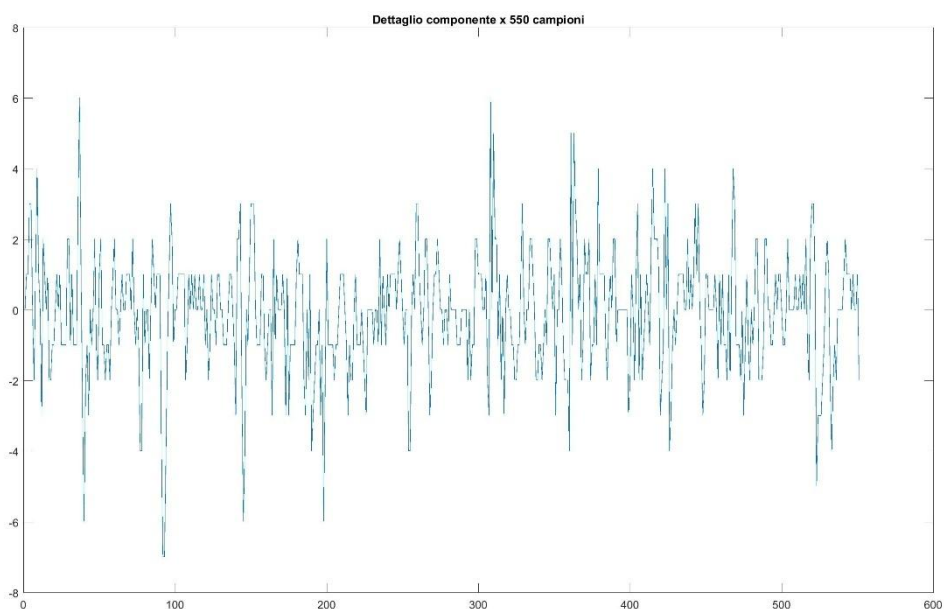


Figura 4.50 dettaglio ravvicinato componente x accelerazione

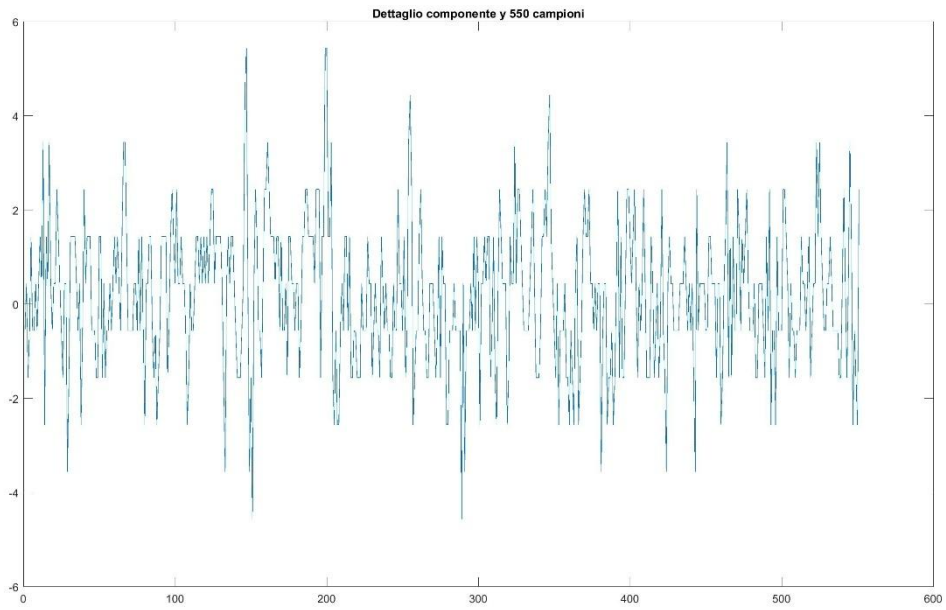


Figura 4.51 dettaglio ravvicinato componente y accelerazione

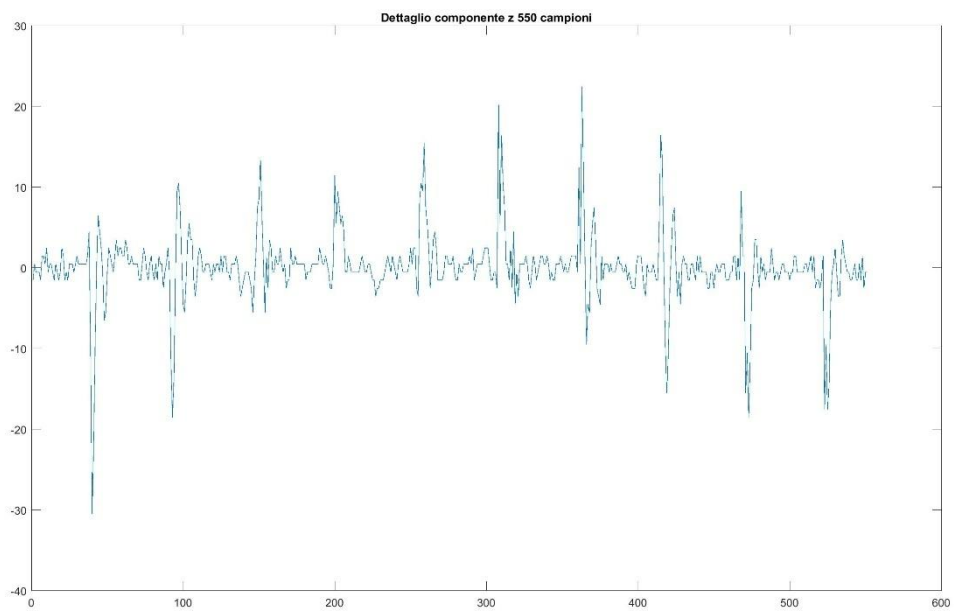


Figura 4.52 dettaglio ravvicinato componente z accelerazione

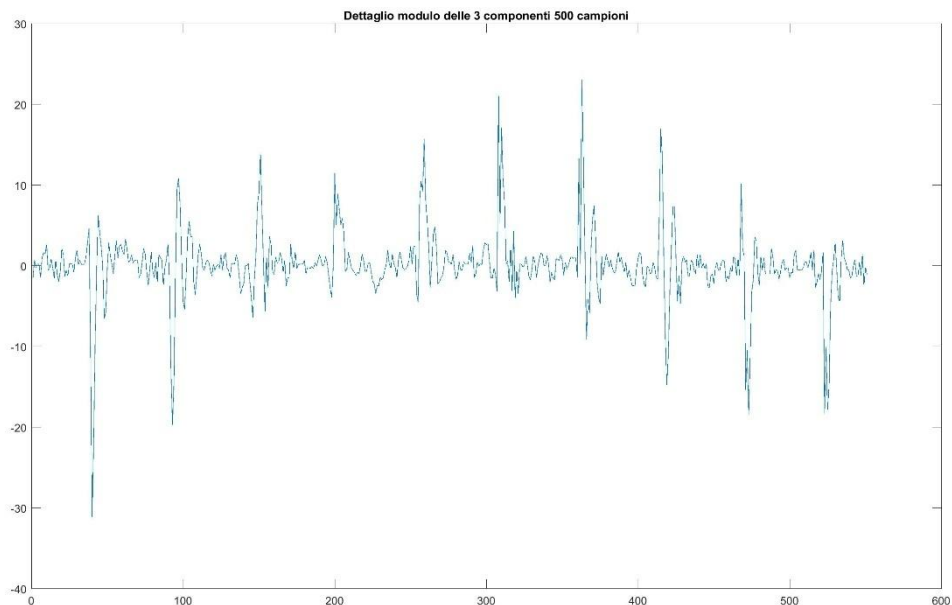


Figura 4.53 dettaglio ravvicinato modulo totale accelerazione

Dalle analisi dei dati ottenuti si evince che è possibile dare una stima del battito cardiaco meno precisa rispetto alle prove precedenti in quanto la periodicità nei grafici è evidente ma il segnale risulta comunque essere troppo sensibile a rumore, con analisi più dettagliate e con ulteriori elaborazioni dei dati registrati si riesce però a calcolare la frequenza cardiaca con buona precisione.

La prova è stata ripetuta spostando la board e l'amplificatore in posizioni diverse in modo tale da osservare la variazione della rilevazione dei dati relativi all'accelerazione e la possibilità o meno di essere in grado di analizzare i dati registrati per ricavare informazioni in merito alla frequenza cardiaca.

4.2.9 Board sotto materasso con amplificatore audio ai piedi del letto – Accelerometro

In questa prova la board è stata lasciata nella stessa posizione di prima: sotto al letto all'altezza del petto e l'amplificatore audio è stato posizionato ai piedi del letto come mostrato nella figura seguente.



Figura 4.54 posizione dell'amplificatore ai piedi del materasso con la board sotto all'altezza del petto

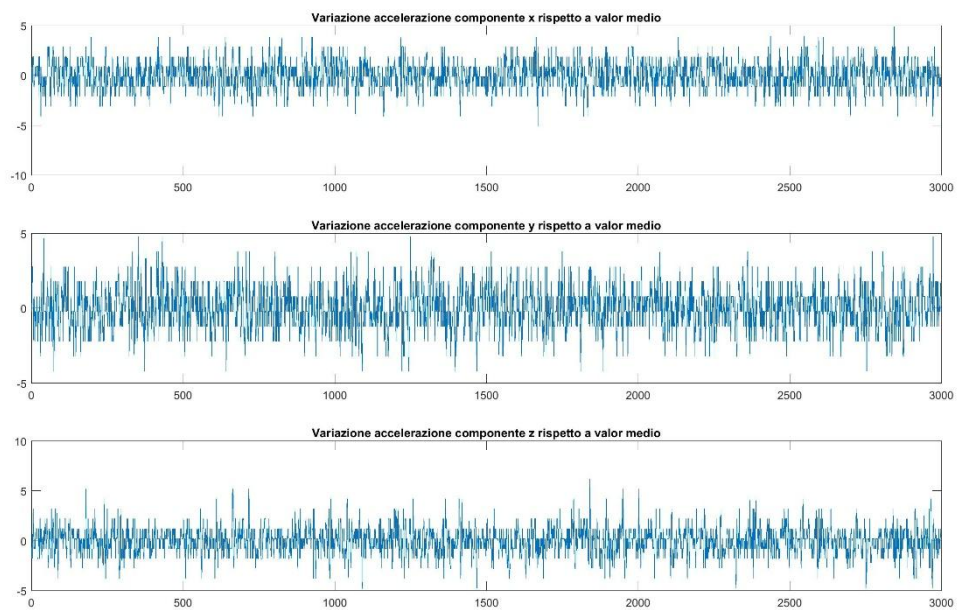


Figura 4.55 grafico accelerazione componente per componente

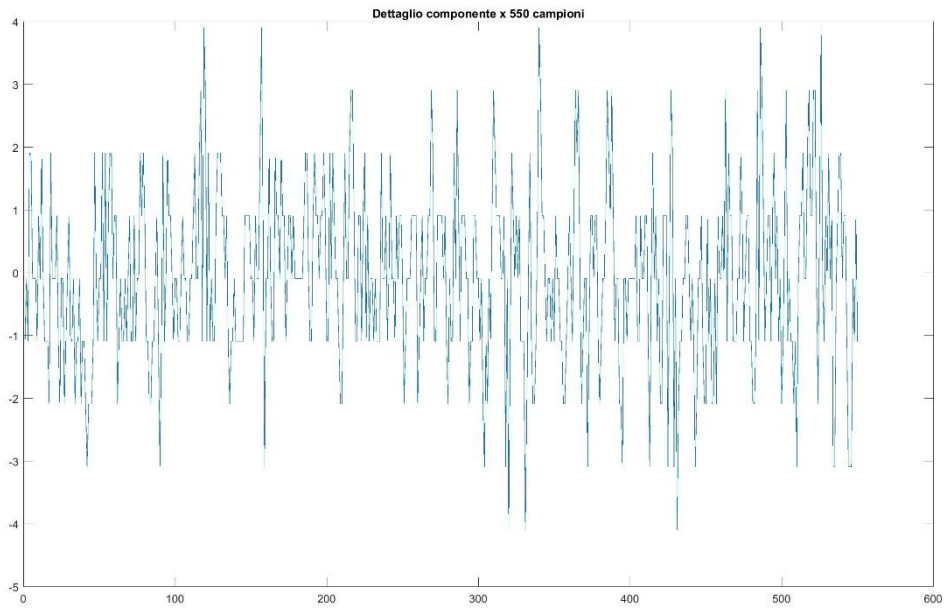


Figura 4.56 dettaglio ravvicinato componente x accelerazione

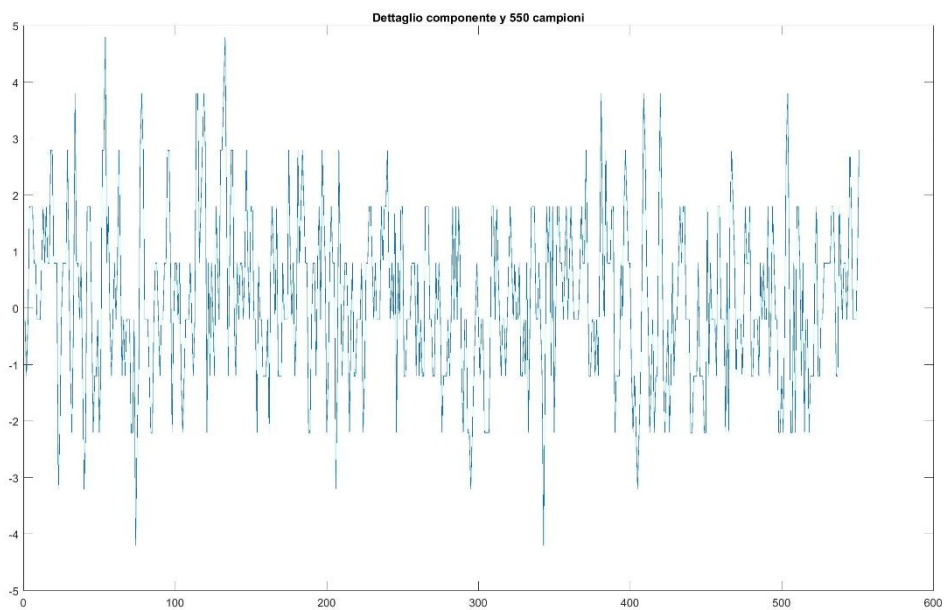


Figura 4.57 dettaglio ravvicinato componente y accelerazione

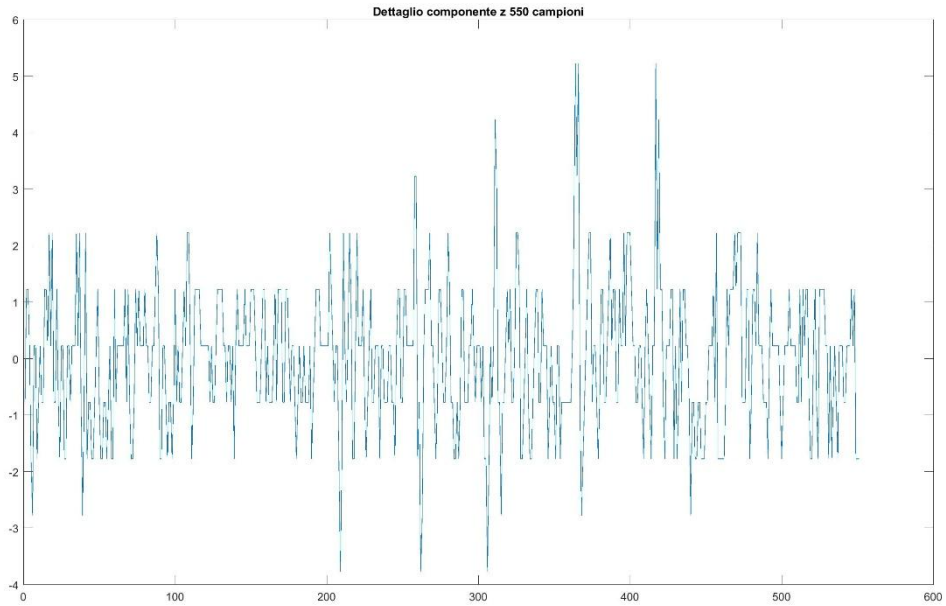


Figura 4.58 dettaglio ravvicinato componente z accelerazione

Dall'analisi dei grafici, l'individuazione della frequenza cardiaca risulta difficile, in quanto il segnale acquisito è soggetto ad un rumore elevato. La posizione della board è troppo distante rispetto a quella della cassa ed le vibrazioni generate dal suono hanno un'intensità troppo bassa rispetto a quella del rumore che viene acquisito.

4.2.10 Board sotto materasso con amplificatore audio sopra la cima del materasso - Accelerometro

Questa prova è stata effettuata spostando l'amplificatore audio fuori del materasso, lasciando la board nella posizione precedente sempre con l'accelerometro attivo nelle stesse modalità delle prove effettuate prima.



Figura 4.59 posizione dell'amplificatore sopra la cima del materasso con la board sotto all'altezza del petto

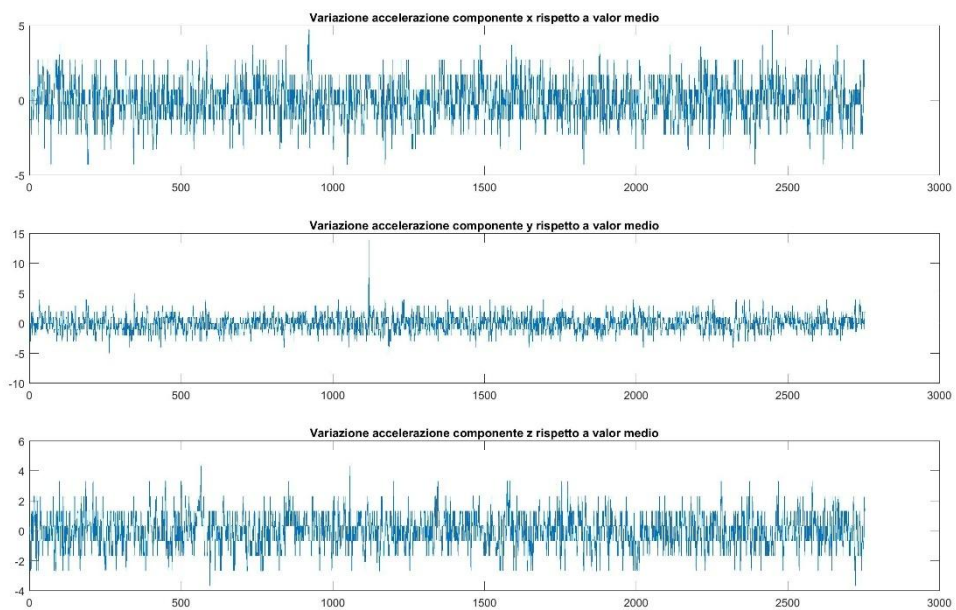


Figura 4.60 grafico accelerazione componente per componente

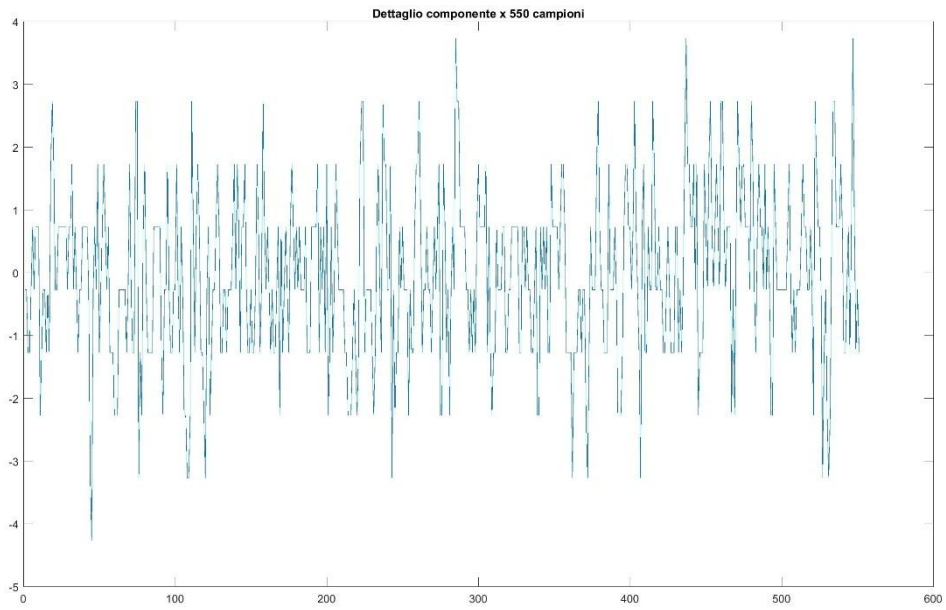


Figura 4.61 dettaglio ravvicinato componente x accelerazione

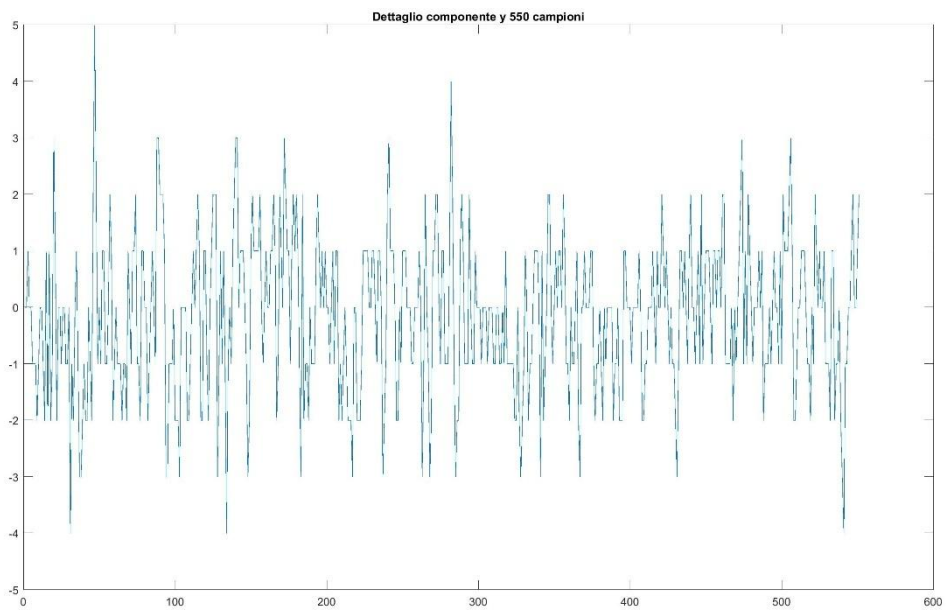


Figura 4.62 dettaglio ravvicinato componente y accelerazione

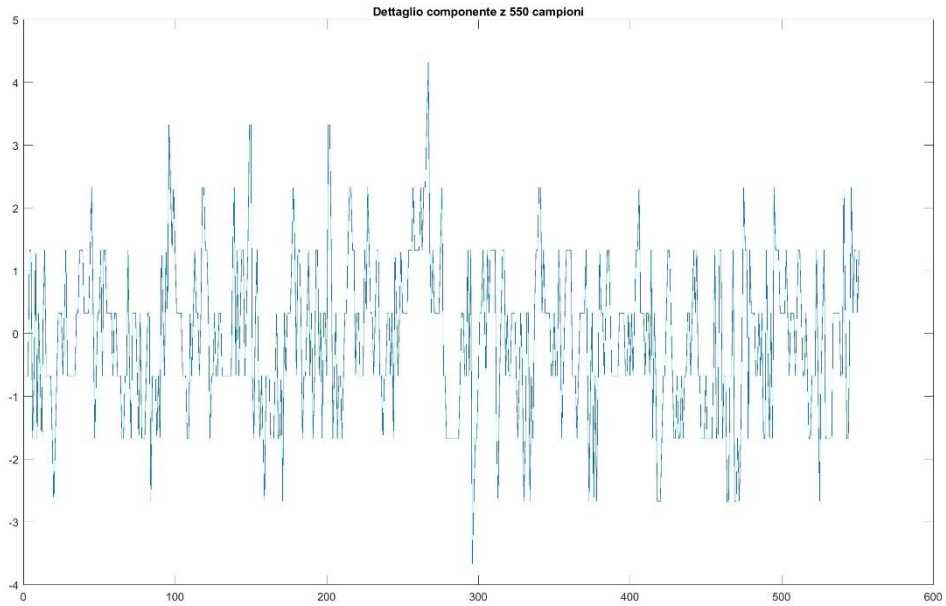


Figura 4.63 dettaglio ravvicinato componente z accelerazione

Da un'analisi accurata dei grafici si riesce a dare una buona stima della frequenza cardiaca nonostante la componente di rumore risulti essere ancora abbastanza evidente ma non eccessivamente. La distanza tra l'amplificatore e la board, inferiore rispetto alla prova precedente, ha consentito di ottenere dati più precisi.

4.2.11 Board sopra il materasso con amplificatore audio ai piedi del letto - Accelerometro

In questa prova la board è stata posizionata sopra il materasso all'altezza del petto e l'amplificatore audio ai piedi del letto. Da questo test ci si aspetta di ottenere un segnale molto accurato e poco soggetto a rumore.



Figura 4.64 posizione dell'amplificatore ai piedi del materasso e della board sopra all'altezza del petto

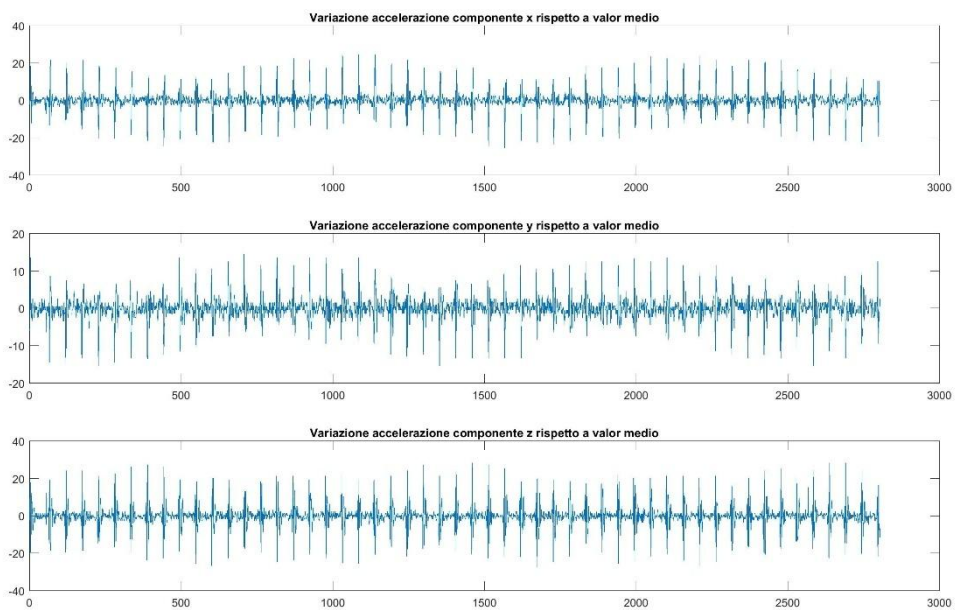


Figura 4.65 grafico accelerazione componente per componente

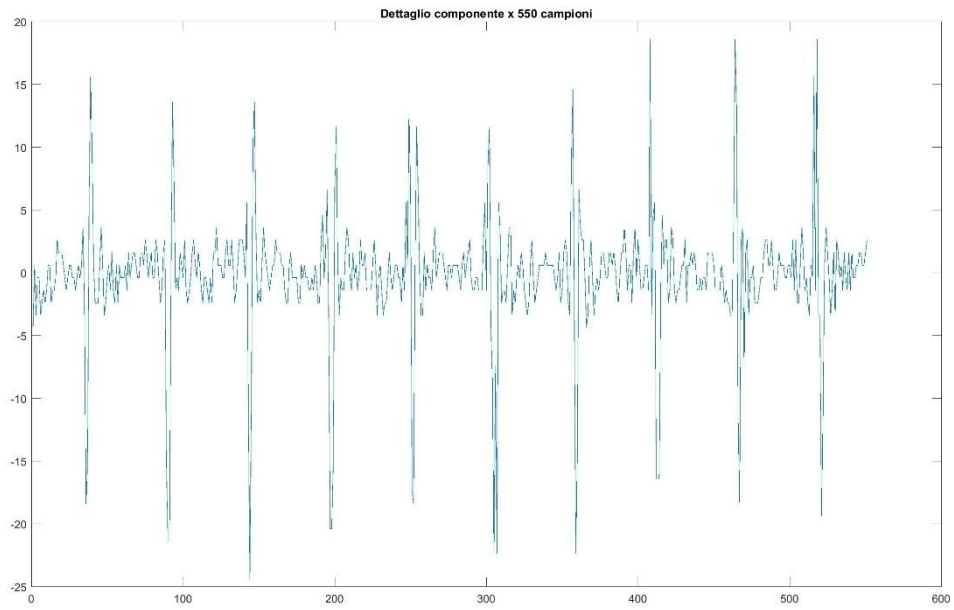


Figura 4.66 dettaglio ravvicinato componente x accelerazione

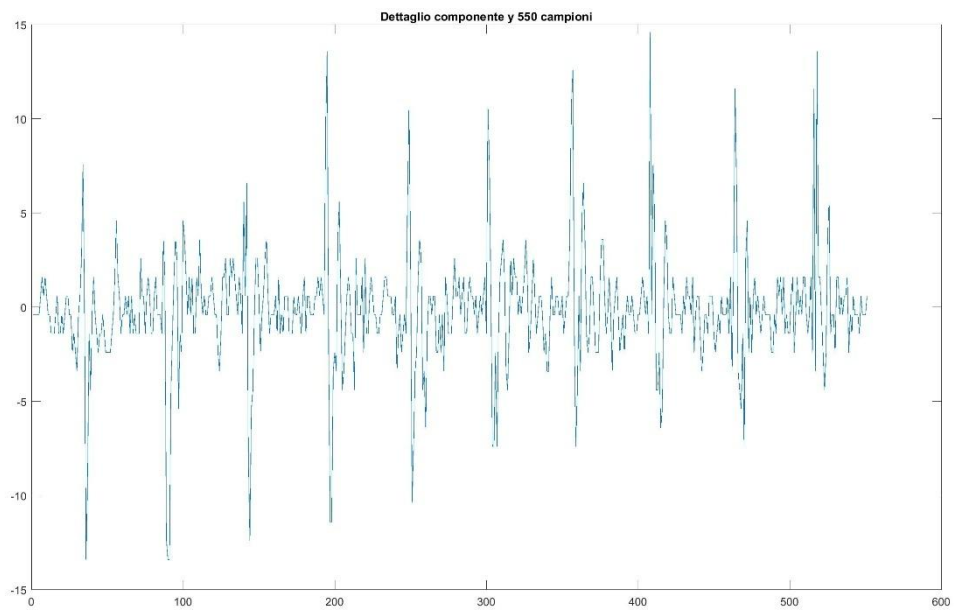


Figura 4.67 dettaglio ravvicinato componente y accelerazione

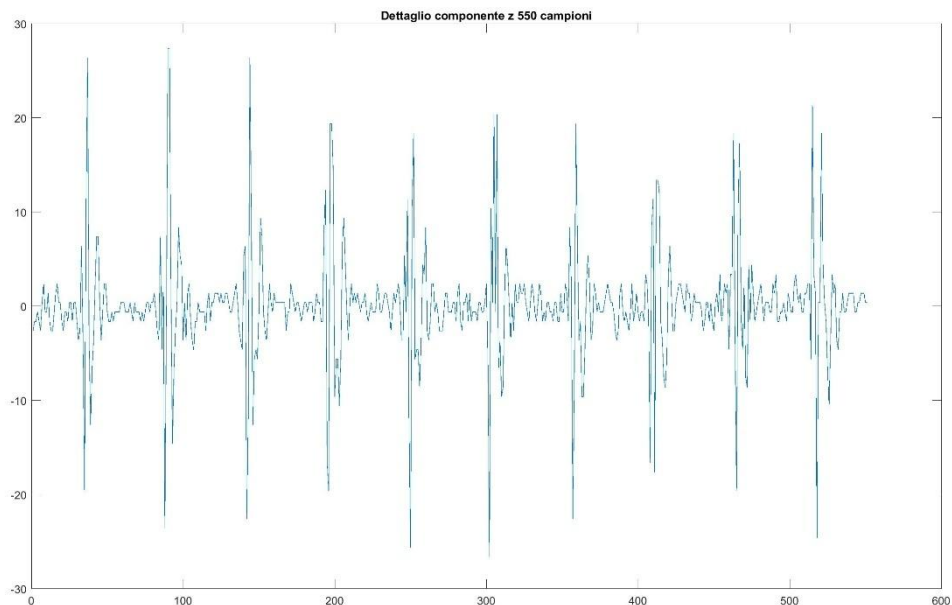


Figura 4.68 dettaglio ravvicinato componente z accelerazione

Dai grafici ottenuti, come ci si aspettava, risulta evidente la periodicità dei dati e quindi la possibilità di ottenere informazioni in merito alla frequenza cardiaca senza la necessità di ulteriori elaborazioni del segnale.

4.2.12 Board tra due doghe – Accelerometro inclinometro

Quest'ultima prova è stata eseguita ponendo la board nella stessa configurazione della prova 4.2.2, ma utilizzando l'accelerometro inclinometro LIS3DHH anziché quello della piattaforma inerziale LSM6DSOX.

Dalle analisi dei risultati ottenuti si evince che il segnale registrato in questa prova permette di individuare con buona precisione la frequenza cardiaca e risulta essere un ottimo compromesso tra precisione e invasività del dispositivo.

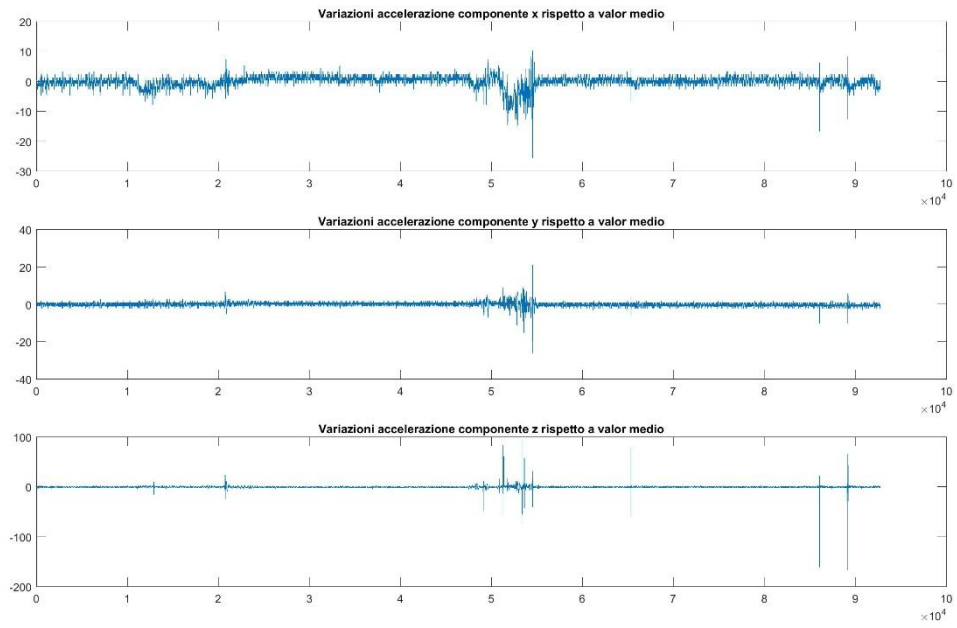


Figura 4.69 grafico accelerazione componente per componente

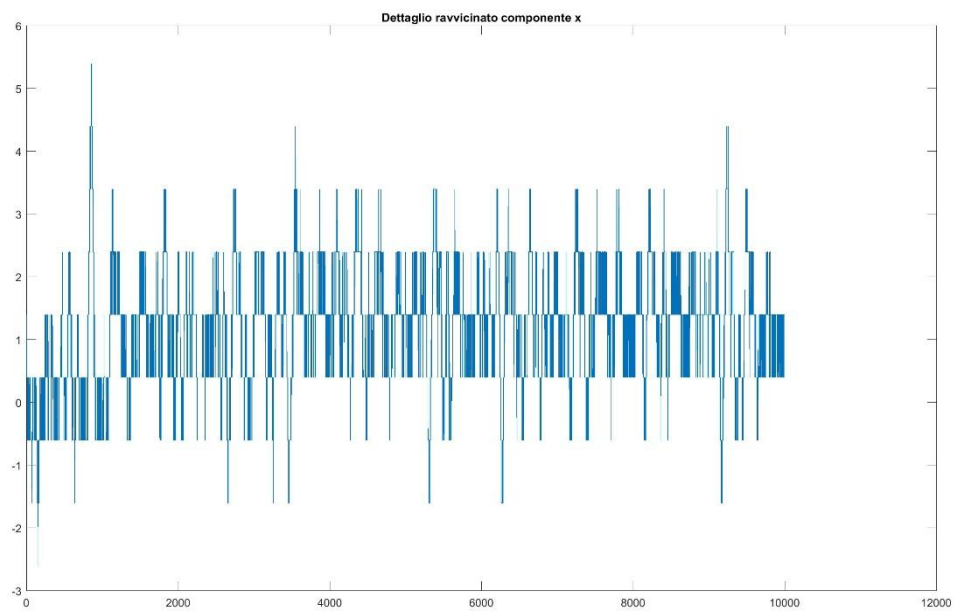


Figura 4.70 dettaglio ravvicinato componente x accelerazione

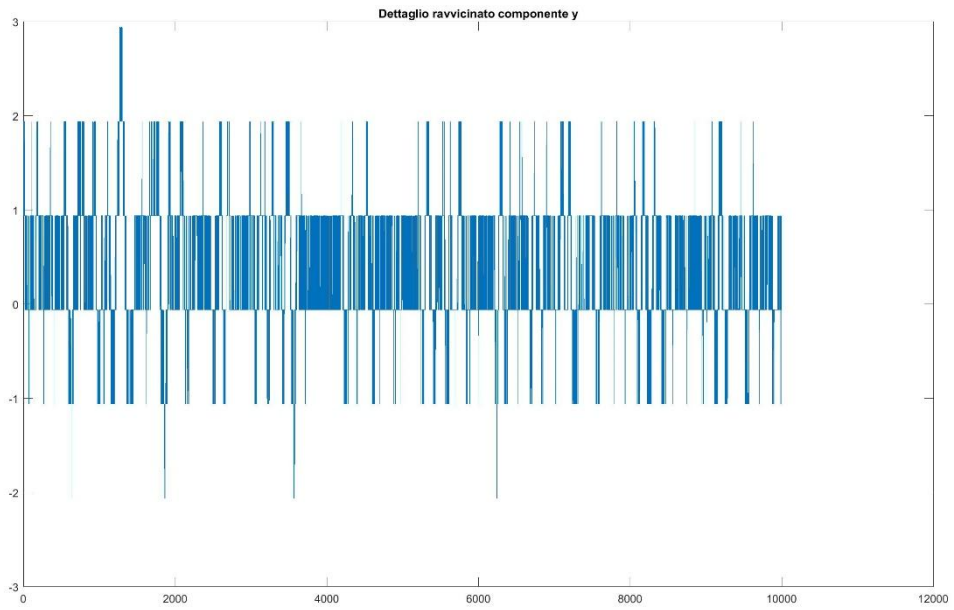


Figura 4.71 dettaglio ravvicinato componente y accelerazione

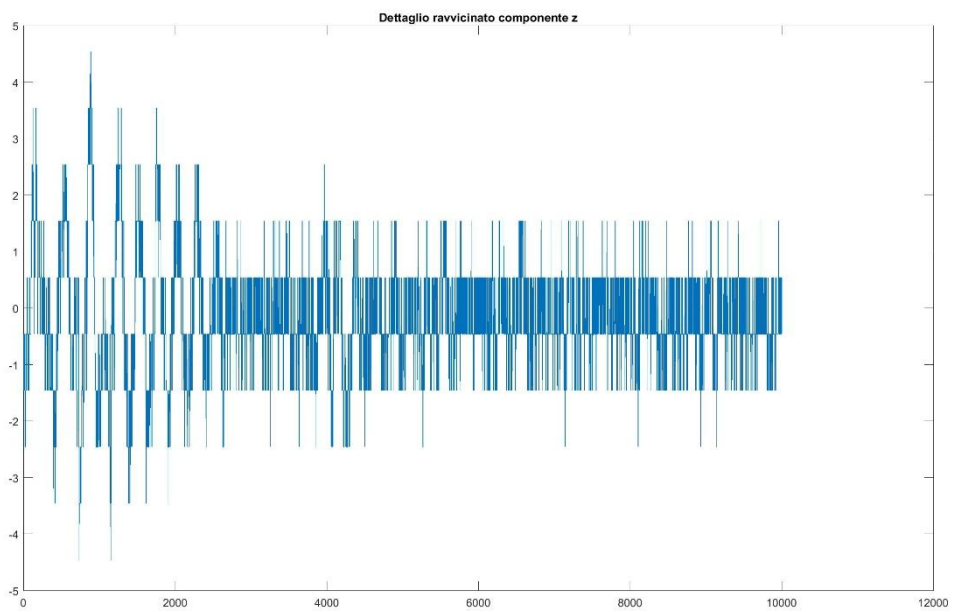


Figura 4.72 dettaglio ravvicinato componente z accelerazione

Tabella riassuntiva

N. misura	Condizioni dell'esperimento	Sensore utilizzato	ODR (Hz)	Deviazione standard (mg)	Valore di picco (mg)	Rumore ($\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$)	Risoluzione
4.2.1	Corpo sul letto, board posizionata sotto il materasso su una doga	LSM6DSOX	26	X: 3,2579	X: 162,3721	70	0,061 mg/LSB
				Y: 4,7042	Y: 378,7260		
				Z: 3,6923	Z: 110,1596		
4.2.2	Corpo sul letto, board posizionata sotto il materasso tra due doghe sopra una cinghia	LSM6DSOX	52	X: 1,5303	X: 8,0680	70	0,061 mg/LSB
				Y: 1,4785	Y: 5,1037		
				Z: 1,3017	Z: 6,6717		
4.2.3	Board sopra materasso vicino a cellulare che riproduceva segnale audio	<i>Microfono</i>	-	-	-	-	-
4.2.4	Board sopra materasso vicino a cellulare che riproduceva segnale audio	LSM6DSOX	52	X: 1,6611	X: 11,5190	70	0,061 mg/LSB
				Y: 1,5087	Y: 6,3258		
				Z: 1,2770	Z: 7,6924		
4.2.5*	Board sopra materasso vicino a cellulare che riproduceva segnale audio	LIS3DHH	1000	X: 0,5575	X: 3,8710	45	0,076 mg/digit
				Y: 0,7933	Y: 7,4834		
				Z: 0,8201	Z: 8,0334		
4.2.6	Board sopra materasso vicino ad amplificatore che riproduceva segnale audio	LSM6DSOX	52	X: 3,2302	X: 27,3278	70	0,061 mg/LSB
				Y: 4,3319	Y: 44,1263		
				Z: 25,2429	Z: 297,1961		
4.2.7	Board sopra materasso vicino ad amplificatore che riproduceva segnale audio	LIS3DHH	1000	X: 4,9413	X: 56,4246	45	0,076 mg/digit
				Y: 3,6888	Y: 52,2960		
				Z: 29,1185	Z: 348,3238		
4.2.8	Board sotto materasso, amplificatore sopra letto alla stessa altezza	LSM6DSOX	52	X: 1,8894	X: 9,0204	70	0,061 mg/LSB
				Y: 1,5228	Y: 5,4404		
				Z: 4,5213	Z: 25,4814		
4.2.9	Board sotto materasso, amplificatore sopra letto all'altezza dei piedi	LSM6DSOX	52	X: 1,4086	X: 4,9119	70	0,061 mg/LSB
				Y: 1,4366	Y: 4,8002		
				Z: 1,4118	Z: 6,2292		
4.2.10	Board sotto materasso, amplificatore fuori dal letto sopra l'altezza della testa	LSM6DSOX	52	X: 1,3717	X: 4,7320	70	0,061 mg/LSB
				Y: 1,4351	Y: 13,9964		
				Z: 1,1806	Z: 4,3301		
4.2.11	Board sopra materasso all'altezza del petto, amplificatore sopra materasso all'altezza dei piedi	LSM6DSOX	52	X: 4,9510	X: 24,6153	70	0,061 mg/LSB
				Y: 3,0805	Y: 14,6025		
				Z: 5,9298	Z: 28,3925		
4.2.12	Corpo sul letto, board posizionata sotto il materasso tra due doghe sopra una cinghia	LIS3DHH	1000	X: 1,7812	X: 10,3989	45	0,076 mg/digit
				Y: 1,0036	Y: 20,9402		
				Z: 1,8723	Z: 95,5442		

Dalla tabella risulta evidente che le misure per cui il segnale audio riprodotto ha una maggiore intensità, risultano avere valori di deviazione standard molto elevati per quanto riguarda la componente maggiormente soggetta a variazione dell'accelerazione.

Si può osservare che la differenza di accelerometro utilizzato e, in particolare, la propria risoluzione, comportano una differenza sostanziale nella qualità dei dati che vengono acquisiti.

Si nota anche che man mano che la vicinanza tra la board e il dispositivo di riproduzione audio - amplificatore o cellulare - aumenta, i valori di picco dell'accelerazione in tale misura risultano essere di intensità man mano superiore. Chiaramente, questa proprietà è valida se lo spazio tra i due dispositivi non è ostacolato dalla presenza del materasso; diversamente, l'influenza della vicinanza dei due dispositivi sui dati rilevati risulterebbe essere sostanzialmente trascurabile.

* nella misurazione 4.2.5 sono stati analizzati ed elaborati i primi 249000 campioni poiché si è verificata un'anomalia nella registrazione dei dati in quanto la board ha continuato a registrare nonostante anche dopo la fine della prova.

5. Conclusioni

Dagli esperimenti effettuati emerge principalmente che per ottenere informazioni affidabili in merito all'attività cardiaca è necessaria una sensibilità elevata dell'accelerometro, tale da poter rilevare le vibrazioni ed i rumori emessi dai battiti cardiaci eseguendo poi un'elaborazione dei dati. Perciò si potrebbero salvare tranquillamente i dati all'interno della memoria microSD presente all'interno della board e poi trasferirli all'interno del PC per eseguire un processamento dei segnali registrati.

Confrontando le varie posizioni in cui mettere la demo board, confrontando quale degli accelerometri presenti utilizzare e con quale frequenza di campionamento e confrontando la modalità con cui misurare i dati, cioè se misurare il battito cardiaco dalle vibrazioni corporee secondo le tecniche sismocardiografiche e balistocardiografiche o se misurare le vibrazioni del suono del battito cardiaco acquisito. Per la prima tipologia di misura si ottiene che: affinché l'acquisizione del segnale sia la migliore possibile e affinché la posizione della board sia la meno invasiva possibile, la configurazione di prova migliore è quella che si ha ponendo la board sotto il materasso tenendo attivo l'accelerometro con risoluzione migliore, cioè l'accelerometro inclinometro LIS3DHH. Per quanto riguarda invece la seconda tipologia di misurazione della frequenza cardiaca, la configurazione migliore per ottenere dati precisi senza che i dispositivi risultino essere eccessivamente invasivi durante il sonno, si ha posizionando la board sotto il materasso e l'amplificatore sopra, alla stessa altezza per quanto riguarda la componente longitudinale del materasso ma spostato su un'estremità per quanto riguarda la componente trasversale; per quanto riguarda quale accelerometro sia migliore da usare, dalle prove effettuate risulta che l'accelerometro della piattaforma inerziale LSM6DSOX alla frequenza di campionamento di 52 Hertz fornisce risultati sufficientemente accurati per ottenere una stima precisa della frequenza cardiaca ed avere consumi inferiori a quelli che si avrebbero utilizzando l'accelerometro inclinometro LIS3DHH. Il consumo di batteria rilevato, permette di raccogliere dati per alcune ore per entrambi gli accelerometri. Da questi dati si possono quindi ottenere informazioni in merito all'attività del sonno, tramite elaborazioni dei segnali, analizzando la variazione di frequenza cardiaca in diversi periodi temporali durante la registrazione.

Nel complesso si può affermare che la board utilizzata durante l'attività di tirocinio si presta all'applicazione del settore del monitoraggio della salute a basso consumo d'energia.

6. Bibliografia

- [1] T. Zhang, J. Lu, F. Hu, "Bluetooth Low Energy for Wearable Sensor-based Healthcare Systems", 2014, Health Innovations and Point-of-Care Technologies Conference Seattle, Washington USA, October 8-10, 2014
- [2] D. Dias, J. P. Silva Cunha, "Wearable Health Devices—Vital Sign Monitoring, Systems and Technologies", 2018
- [3] [Bluetooth Technology Overview | Bluetooth® Technology Website](https://www.bluetooth.com/learn-about-bluetooth/tech-overview/)
<https://www.bluetooth.com/learn-about-bluetooth/tech-overview/>
- [4] J. Marcel, [Bluetooth Beacons are onTarget with a Major Retailer | Bluetooth® Technology Website](https://www.bluetooth.com/blog/bluetooth-beacons-are-on-target-with-a-major-retailer/)
<https://www.bluetooth.com/blog/bluetooth-beacons-are-on-target-with-a-major-retailer/>
- [5] [Cos'è il Bluetooth Low Energy \(BLE\) - RFID .it](https://rfid.it/cos-e-bluetooth-low-energy/) <https://rfid.it/cos-e-bluetooth-low-energy/>
- [6] [Bluetooth Low Energy - Wikipedia](https://it.wikipedia.org/wiki/Bluetooth_Low_Energy/) https://it.wikipedia.org/wiki/Bluetooth_Low_Energy/
- [7] [Elenco dei protocolli Bluetooth - List of Bluetooth protocols - abcdef.wiki](https://it.abcdef.wiki/wiki/List_of_Bluetooth_protocols)
https://it.abcdef.wiki/wiki/List_of_Bluetooth_protocols
- [8] [ANT+ vs Bluetooth Smart | Fat Cyclist for Cyclist with BMI >25 \(wordpress.com\)](https://fatcyclists.wordpress.com/2013/09/10/ant-vs-bluetooth-smart/)
<https://fatcyclists.wordpress.com/2013/09/10/ant-vs-bluetooth-smart/>
- [9] [What's The Difference Between Bluetooth Low Energy And ANT? | Electronic Design](https://www.electronicdesign.com/markets/mobile/article/21796086/whats-the-difference-between-bluetooth-low-energy-and-ant)
<https://www.electronicdesign.com/markets/mobile/article/21796086/whats-the-difference-between-bluetooth-low-energy-and-ant>
- [10] Omer T. Inan, Pierre-Francois Migeotte, Kwang-Suk Park, Mozziyar Etemadi, Kouhyar Tavakolian, Ramon Casanella, John Zanetti, Jens Tank, Irina Funtova, G. Kim Prisk, Marco Di Rienzo, "Ballistocardiography and Seismocardiography: A Review of Recent Advances", IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, vol. 19, no. 4, July 2015
- [11] S. Nurmi, T. Saaresranta, T. Koivisto, U. Meriheinä, L. Palva, "Validation of an Accelerometer Based BCG Method for Sleep Analysis", Aalto University publication series Science + Technology, July 2016
- [12] [MEN'S SHIRT – Athos \(liveathos.com\)](http://liveathos.com)
- [13] [The Cityzen Smoozi D-Shirt Measures Heart Rate and Body Temperature, So They Can Actually Improve \(Or Save\) Your Life \(bustle.com\)](http://bustle.com)

- [14] [BioMan+ - AiQ Smart Clothing](#)
- [15] [Monitor ECG per paziente - BioHarness™ 3 - Zephyr - per terapia intensiva / indossabile / compatto \(medicalexp.it\)](#)
- [16] [#1 BioHarness 3 Team Compression Shirts | noisschoolwetegcool \(wordpress.com\)](#)
- [17] [WWS \(smartex.it\)](#)
- [18] J. P. Cunha, B. Cunha, A. S. Pereira, W. Xavier, N. Ferreira, L. Meireles, "Vital-Jacket®: A wearable wireless vital signs monitor for patients' mobility in Cardiology and Sports", 2010, IEETA/Dep. Electronics, Telecomm. and Informatics University of Aveiro, Portugal
- [19] [MZ-1 Heart Rate Monitor | Buy Online \(myzone.org\)](#)
- [20] [MZ-3 Heart Rate Monitor | Buy Online \(myzone.org\)](#)
- [21] [Fasce cardio Garmin HRM-TRI e HRM-SWIM](#)
- [22] [Cardiofrequenzimetro TICKR X e tracciatore di allenamento | Wahoo Fitness - UE](#)
- [23] [Sigma R1 Blue Chest strap Bluetooth | Conrad.com](#)
- [24] [Il monitor indossabile QardioCore per l'ECG per iPhone - Qardio](#)
- [25] [Clearbridge VitalSigns leverages on CardioLeaf \(biospectrumasia.com\)](#)
- [26] [Clearbridge VitalSigns Reveals the CardioLeaf 'Family' at Medica 2012 | FirstWord MedTech](#)
- [27] E. Marcelli, A. Capucci, G. Minardi, L. Cercenelli, "Multi-Sense CardioPatch: A Wearable Patch for Remote Monitoring of Electro-Mechanical Cardiac Activity", *Asaio Journal*, January/February 2017, - [Volume 63 - Issue 1 - p 73-79](#)
- [28] [Vital Connect HealthPatch MD Continuous Vitals Monitor Cleared for Home Use | Medgadget](#)
- [29] D. Zazula, D. Donlagić, and S. Šprager, "Unobtrusive monitoring of biomedical signals in home environment," 2011 19th Telecommun. Forum, TELFOR 2011 - Proc. Pap., pp. 31–34, 2011, doi: 10.1109/TELFOR.2011.6143885
- [30] A. Sivanantham, "Measurement of heartbeat, respiration and movements detection using Smart Bed," 2015 IEEE Recent Adv. Intell. Comput. Syst. RAICS 2015, no. December, pp. 105–109, 2016, doi: 10.1109/RAICS.2015.7488397
- [31] C. Jiao, P. Lyons, A. Zare, L. Rosales, and M. Skubic, "Heart beat characterization from ballistocardiogram signals using extended functions of multiple instances," *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2016-Octob, no. Mil, pp. 756–760, 2016, doi: 10.1109/EMBC.2016.7590812

- [32] E. P. Doheny, M. M. Lowery, A. Russell, S. Ryan, "Estimation of respiration rate and sleeping position using a wearable accelerometer", 2020
- [33] [D-Shirt: maglietta intelligente di Cityzen Sciences - Notebook Italia](#)
- [34] [Garmin Hrm-Tri + Hrm-Swim \(010-11254-03\) - Pulsometry - Ceny i opinie - Ceneo.pl](#)
- [35] [Compression Shirt for BioHarness or TEAM | TEAM SHIRT BXS, TEAM SHIRT W2XL, TEAM SHIRT WX, TEAM SHIRT WL, TEAM SHIRT WM, TEAM SHIRT WS, TEAM SHIRT WXS, TEAM SHIRT B3XL, TEAM SHIRT B2XL, TEAM SHIRT BX, TEAM SHIRT BL, TEAM SHIRT BM, TEAM SHIRT BS, TEAM SHIRT W3XL | BIOPAC](#)
- [36] [Product Design Consultant Singapore \(cys-sg.blogspot.com\)](#)
- [37] [CardioLeaf PRO Product Video HD - YouTube](#)
- [38] [CardioLeaf ULTRA Product Video HD - YouTube](#)
- [39] Li, F., Clemente, J., & Song, W. (2019). Non-intrusive and non-contact sleep monitoring with seismometer. *2018 IEEE Global Conference on Signal and Information Processing, GlobalSIP 2018 - Proceedings*, 449–453