



UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea in Ingegneria Elettronica

**Studio e valutazione sperimentale di
segnali accelerometrici acquisiti da
dispositivi indossabili**
**Study and experimental evaluation of
acceleration signals acquired by
wearable devices**

Tesi di laurea di:

ALESSANDRO SENESI

Relatore:

Prof. SUSANNA SPINSATE

Correlatore:

Ing. GIANLUCA CIATTAGLIA

Anno Accademico 2023-2024

Abstract

La presente tesi di Laurea propone, tramite un metodo sviluppato per il conteggio dei passi, il confronto delle prestazioni tra due accelerometri, uno posto sul polso, l'altro sulla zona esterna di una calzatura, mediante l'acquisizione e l'elaborazione dei segnali accelerometrici generati da essi.

Al fine di ottenere maggiori informazioni, gli accelerometri sono stati utilizzati sia sul lato destro che sinistro per ogni singola prova.

Questo ha permesso di analizzare non solo la differenza tra i segnali acquisiti dai due dispositivi, ma anche la comparazione delle prestazioni dello stesso dispositivo posizionato su lati differenti.

In un primo momento, dunque, sono stati acquisiti i dati su cui lavorare, tramite quattro prove differenti, trattate approfonditamente in seguito.

Ogni test effettuato è stato ripetuto tre volte, cercando di mantenere la stessa andatura, con lo scopo di ridurre il più possibile l'errore nel conteggio.

Successivamente, si è passati ad elaborare uno script attraverso l'ambiente di sviluppo Matlab, basandosi sulla rielaborazione di metodi e approcci descritti in articoli scientifici, con l'obiettivo di paragonare le informazioni ricavate in precedenza.

Il lavoro si conclude osservando quale dei due dispositivi commette un errore maggiore, cercando di valutarne possibili sistematicità nelle disparità trovate.

INTRODUZIONE	5
CAPITOLO 1.....	6
ALGORITMI PER IL CONTEGGIO DEI PASSI.....	6
1. METODI E APPROCCI	6
1.1 AN-2554: CONTEGGIO DEI PASSI UTILIZZANDO ADXL367	6
1.1.1 <i>Introduzione algoritmo</i>	6
1.1.2 <i>Passi dell'algoritmo</i>	7
1.2 AN OPTIMISED ALGORITHM FOR ACCURATE STEPS COUNTING FROM SMART-PHONE ACCELEROMETRY	9
1.2.1 <i>Scopo ed utilizzo</i>	9
1.2.2 <i>Fasi dell'algoritmo</i>	10
1.3 AN ACCURATE AND ADAPTIVE Pedometer INTEGRATED IN MOBILE HEALTH APPLICATION	11
1.3.1 <i>Andatura e salute: un sistema innovativo</i>	11
1.3.2 <i>Descrizione del sistema</i>	12
1.3.3 <i>Approccio tecnico</i>	13
1.3.4 <i>Algoritmo</i>	16
1.4 Pedometer AND CALORIE CALCULATOR FOR FITNESS TRACKING USING MEMS DIGITAL ACCELEROMETER	23
1.4.1 <i>Introduzione</i>	23
1.4.2 <i>Velocità e accelerazione</i>	23
1.4.3 <i>Interfaccia ADXL345</i>	24
1.4.4 <i>Algoritmo contapassi</i>	25
CAPITOLO 2.....	27
DISPOSITIVI UTILIZZATI.....	27
2. STRUMENTI.....	27
2.1 E4 EMPATICA.....	27
2.1.2 <i>Struttura E4</i>	28
2.1.3 <i>Modalità di utilizzo</i>	33
2.1.4 <i>Specifiche tecniche</i>	34
2.1.5 <i>Registrazione del segnale</i>	35
2.2 MMC – METAMOTIONC.....	36
2.2.1 <i>Introduzione</i>	36
CAPITOLO 3.....	40
ANALISI SPERIMENTALE.....	40
3.1 PROVE SPERIMENTALI.....	40
3.1.1 <i>Indoor e outdoor</i>	41
3.1.2 <i>Salita e discesa scale</i>	46
3.2 MATLAB	48
3.2.1 <i>Elaborazione dati</i>	48
CAPITOLO 4.....	50
CODICE	50
4.1 SCRIPT PER CONTEGGIO DEI PASSI.....	50
4.1.1 <i>Calcolo magnitudo</i>	50
4.1.2 <i>Filtraggio passa basso</i>	50
4.1.3 <i>Ricerca di massimo e minimo</i>	51
CAPITOLO 5.....	56
ANALISI DEI DATI	56
5.1 ELABORAZIONE	56
5.1.1 <i>Confronto camminata indoor</i>	56

<i>5.1.2 Confronto camminata outdoor</i>	58
<i>5.1.3 Discesa scale</i>	59
<i>5.1.4 Salita scale</i>	61
CONCLUSIONI	63
ELENCO IMMAGINI	64
ELENCO TABELLE	64

INTRODUZIONE

I dispositivi contapassi sono strumenti che permettono di misurare il numero di passi effettuati da un individuo. Sono dotati di più sensori, permettendo la miglior stima possibile del conteggio.

I contapassi sono utili per monitorare l'attività fisica svolta e per tenere traccia del proprio livello di attività e benessere. Possono essere utilizzati per motivare le persone a mantenere uno stile di vita attivo e per fissare obiettivi di camminata giornalieri. È in particolare aumento, l'utilizzo di questi apparecchi da parte degli anziani, sempre per ragioni legate alla salute della persona.

Grazie alla tecnologia Bluetooth, è possibile sincronizzare i dati registrati dal contapassi con altre applicazioni e dispositivi per monitorare i progressi nel tempo.

La trattazione sviluppata in questa tesi di laurea, frutto del lavoro svolto durante il tirocinio, mette in evidenza le prestazioni di due dispositivi contapassi: E4 di Empatica ed MMC – Metamotionc, rispettivamente utilizzati su polso e parte esterna della scarpa. È bene sottolineare come, anche con diversi sensori a disposizione, sia stato preso in considerazione solo l'accelerometro. Dunque, i confronti e le conclusioni che verranno tratte, saranno relativi a solo questi due sensori dei due dispositivi, e non sarà espresso un giudizio generale su questi ultimi.

Molti di questi strumenti contapassi, permettono di registrare e osservare i dati in tempo reale, mentre in questa discussione si è deciso analizzare i dati offline.

Inizialmente sono state svolte quattro prove per acquisire i dati, indossando i dispositivi come citato precedentemente, alternando il posizionamento sulla parte destra e sinistra del corpo. Le prove consistevano in una camminata su una superficie liscia, una su un prato e dunque con piccoli dislivelli, una salita ed una discesa di due rampe di scale.

Successivamente è stato progettato lo script in grado di fornire il numero di passi effettuati, così da poter infine confrontare i risultati ottenuti.

L'obiettivo finale è capire quale dei due dispositivi commette meno errori, e valutare se siano presenti situazioni per le quali emerga una sistematicità di diversità nei risultati.

Capitolo 1

Algoritmi per il conteggio dei passi

1. Metodi e approcci

Gli studi attuali sul conteggio dei passi ci permettono di classificare i seguenti approcci: dominio del tempo, dominio della frequenza, e raggruppamento delle caratteristiche.

A seguire, saranno citati algoritmi che utilizzano alcune di queste modalità.

1.1 AN-2554: Conteggio dei passi utilizzando ADXL367

1.1.1 Introduzione algoritmo

[1] Questa nota applicativa descrive l'implementazione di un algoritmo contapassi per ADXL367, un accelerometro digitale a 3 assi. L'algoritmo si basa sull'analisi del rilevamento del picco dell'accelerazione prodotta da un passo in una finestra temporale predefinita. I risultati per un caso d'uso indossato al polso mostrano una precisione media di circa il 97% in diversi scenari.

L'obiettivo dell'algoritmo è quello di rilevare i picchi di accelerazione all'interno di una finestra temporale e determinare se sono considerati un picco (tramite il confronto con una soglia) o se sono ripetizione degli stessi picchi.

Saranno accettati tre input: dati di accelerazione lungo gli assi x, y e z alla frequenza di campionamento di 50 Hz.

L'algoritmo restituirà il numero totale di passi contati.

1.1.2 Passi dell'algoritmo

Le fasi fondamentali che descrivono l'algoritmo sono le seguenti:

- 1) Somma dei valori assoluti di accelerazione nei tre assi.

$$\text{Dunque, MOD} = |x| + |y| + |z| \quad (1).$$

- 2) Filtraggio passa basso.

Viene dunque calcolata la media della somma dei valori assoluti con i tre valori precedenti. Il segnale mediato verrà utilizzato per rilevare i picchi di accelerazione massimo e minimo prodotti da un singolo passo.

E' importante sottolineare come, affinché un campione venga considerato come picco, dovrà trovarsi all'interno della finestra ed essere il campione più alto quando si cerca il massimo ed il più basso quando si cerca il minimo.

- 3) Dopo aver rilevato un picco massimo, l'algoritmo cerca un minimo ad una distanza temporale massima di 1 secondo. Se non viene trovato alcun minimo, l'algoritmo scarta il massimo e ne cercherà un altro, poiché considererà non esserci alcun passo.

- 4) Viene determinato se una coppia di picchi può essere considerata un passo, introducendo il concetto di soglia dinamica e sensibilità

La soglia dinamica è un buffer circolare di quattro campioni che funziona allo stesso modo dello stadio di filtraggio passa-basso, ma in questo caso i dati di input rappresentano il valore medio del massimo e del minimo.

Tale valore limite viene aggiornato ogni volta che la differenza tra il massimo e il minimo è maggiore della sensibilità.

La sensibilità definisce una zona vicino all'ampiezza della soglia dinamica che aiuta a scartare le fluttuazioni che molto probabilmente sono dovute a movimenti indesiderati o rumore, e non corrispondono a veri passi. Per poter stabilire la presenza di un passo dovranno essere verificate le seguenti condizioni:

$$\text{Picco massimo} > (\text{soglia dinamica} + \text{sensibilità}/2)$$

$$\text{Picco minimo} < (\text{soglia dinamica} - \text{sensibilità}/2)$$

- 5) Viene valutato se la persona cammina o corre, considerando 8 passi consecutivi. La Figura 1 mostra un esempio di profilo di accelerazione quando una persona sta camminando,

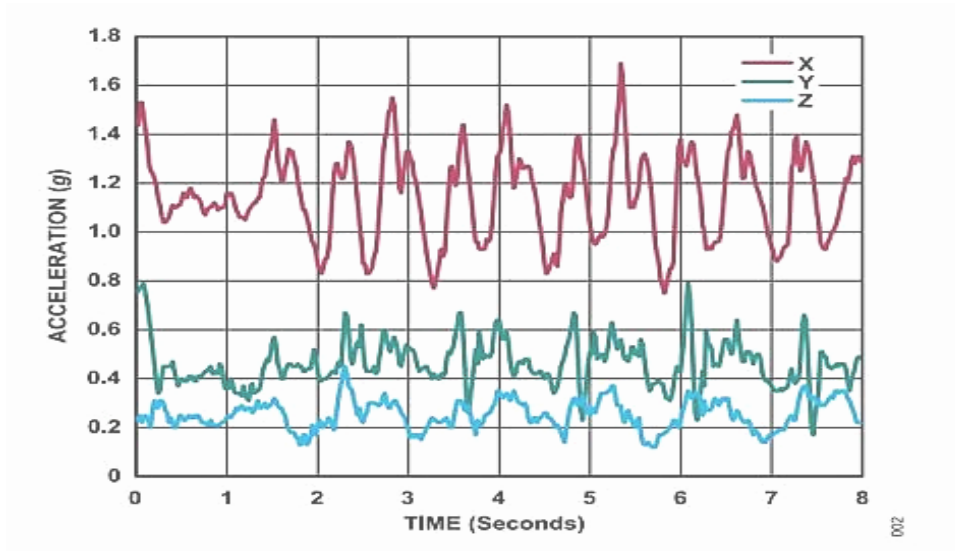


Figura 1 : Profilo di accelerazione di una persona che cammina con il sensore posizionato sul polso [1]

mentre la Figura 2 illustra, graficamente, un esempio di come i dati di accelerazione vengono interpretati e analizzati dall'algoritmo di conteggio dei passi.

Viene evidenziato come, prima viene fatto un singolo passo e poi la persona rimane sul posto. Il possibile conteggio dei passi aumenta a uno dopo il primo minimo rilevato, ma poiché il secondo massimo non soddisfa la condizione dell'algoritmo per essere considerato un possibile passo, il possibile conteggio dei passi viene reimpostato sullo zero.

La persona riprende a camminare a circa 1,4 secondi, mentre a circa 6,5 secondi, il conteggio dei passi possibili arriva ad otto e di conseguenza il software entra in modalità regolazione.

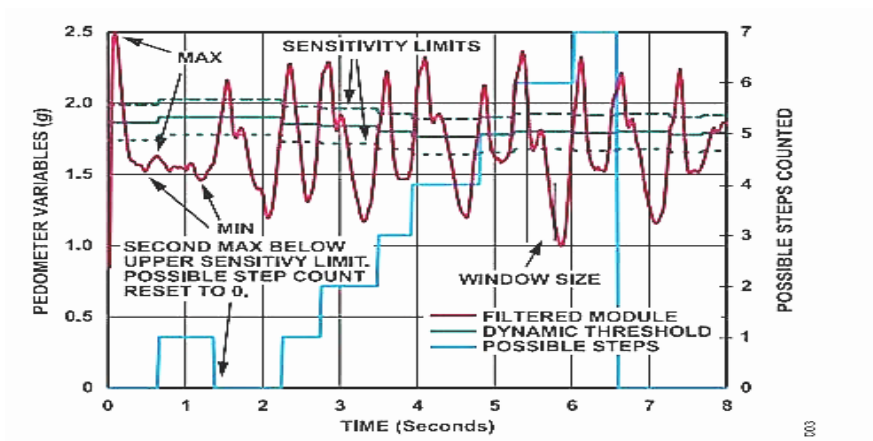


Figura 2 : Elaborazione del segnale di accelerazione dell'algorithm ^[1]

1.2 An Optimised Algorithm for Accurate Steps Counting From Smart-Phone Accelerometry

1.2.1 Scopo ed utilizzo

^[2] Sebbene siano in corso studi sull'accuratezza dei dispositivi commerciali, i prodotti stessi vengono venduti come soluzioni a scatola chiusa, dato che i relativi costruttori non condividono dettagli sugli algoritmi che impiegano o sulla precisione di questi ultimi.

Questo aspetto diventa problematico in ambito clinico, dove le informazioni sull'accuratezza delle misurazioni e il confronto tra i soggetti sono fondamentali.

Per affrontare la mancanza di trasparenza, questo articolo riporta lo sviluppo di un algoritmo open source adatto a fitness tracker e smartwatch.

Sono stati confrontati dieci algoritmi , utilizzando 130 tracce di cammino di 27 persone. I dati sono stati raccolti utilizzando accelerometri di smartphone in sei posizioni differenti.

I risultati hanno mostrato che il rilevamento del picco a finestra è un approccio che presenta un errore medio dell'1,3% nonostante la semplicità dell'algoritmo.

È stato applicato l'algoritmo utilizzato in [3] per tre ragioni:

- i. ha dimostrato di essere efficiente dal punto di vista computazionale
- ii. la sua accuratezza è stata convalidata in diversi scenari di cammino
- iii. la disponibilità della sua implementazione come open source.

1.2.2 Fasi dell'algoritmo

L'algoritmo si divide in cinque passi:

- 1) **Pre-elaborazione:** combina i tre campioni di accelerazione (x_i, y_i, z_i) per calcolare il modulo dell'accelerazione stessa

$$m_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2} \quad (2)$$

- 2) **Filtraggio:** implementa un filtro FIR passa-basso per eliminare il rumore alle frequenze superiori a 3Hz.
- 3) **Scoring:** amplifica i picchi del segnale per facilitarne il rilevamento. Utilizza la differenza media calcolata come

$$\rho_i = \frac{\sum_{k=-N, k \neq i}^N (m_i - m_{i+k})}{2N} \quad (3)$$

- 4) **Rilevamento :** determina i picchi nel segnale confrontando la magnitudine con una media mobile μ e la deviazione standard σ del segnale. Un picco viene rilevato se:

$$m_i - \mu > \sigma * th.$$

- 5) **Poste elaborazione:** gestisce i falsi positivi dalla fase precedente avendo una finestra scorrevole di dimensione fissa e selezionando il picco più alto all'interno della finestra.

1.3 An accurate and adaptive pedometer integrated in mobile health application

1.3.1 Andatura e salute: un sistema innovativo

[4] In questo articolo viene illustrato un sistema per misurare la l'attività del paziente stimando le sue abitudini di cammino. Il sistema, pronto per essere integrato in un'applicazione sanitaria mobile, è costituito da un sensore inerziale con un accelerometro ortogonale triassiale fissato al piede del paziente, mentre il sensore è collegato a uno smartphone per l'elaborazione dei dati. Viene dunque proposto un algoritmo per il rilevamento dei passi e la stima dello stato dell'andatura del soggetto preso in osservazione.

Inoltre, l'algoritmo mira a minimizzare gli errori iniziali causati dalla instabilità dei segnali dei sensori. I risultati degli esperimenti mostreranno che l'algoritmo si comporta bene in termini di precisione, adattabilità e ottimizzazione dell'uso della memoria.

Attualmente, studi correlati indicano che le persone che conducono uno stile di vita sedentario potrebbero presentare un rischio maggiore di sviluppare patologie cardiache, obesità e diabete.

Ancora però non esiste un sistema sanitario efficiente per monitorare le persone che praticano attività fisica.

Per i pazienti affetti da malattie, il monitoraggio in tempo reale e l'implementazione di programmi di esercizi giocano un ruolo fondamentale nel supportare la loro salute e il loro benessere.

1.3.2 Descrizione del sistema

Come si può vedere nella Figura 3, il sistema è progettato con un sensore inerziale che include un accelerometro triassiale ortogonale, uno smartphone dotato di vari moduli per l'analisi dei dati, un client PC per l'accesso ai servizi web e un database per memorizzare le informazioni.

Il sistema è concepito per monitorare l'attività di un paziente, pertanto il sensore inerziale sarà indossato dal paziente per monitorare i suoi movimenti.

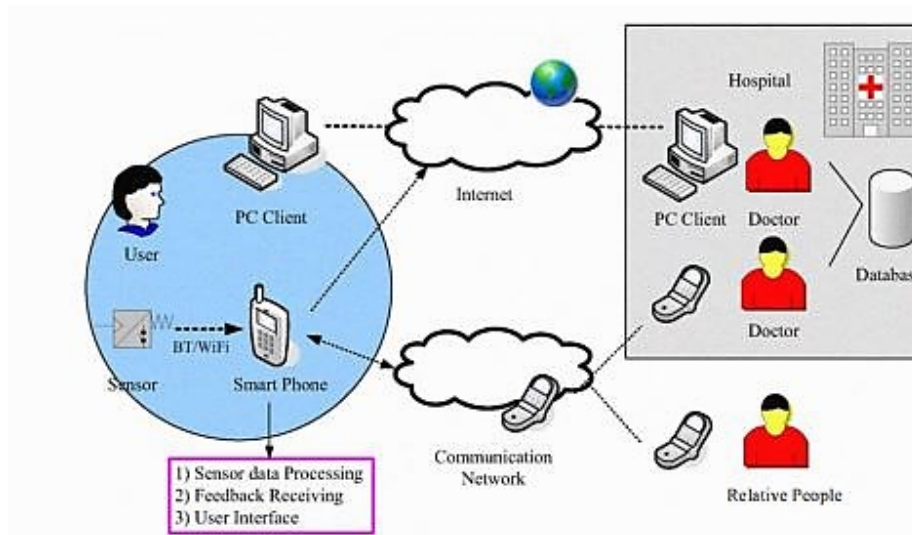


Figura 3: Architettura del sistema dell'applicazione sanitaria mobile ^[4]

Nel sistema, l'accelerometro triassiale può registrare in maniera precisa e stabile l'accelerazione del soggetto in tre direzioni diverse, al fine di minimizzare l'interferenza causata dalla calibrazione errata del sensore e dai disturbi casuali. Il sensore registrerà l'accelerazione del soggetto con una certa frequenza e invierà tutti i dati raccolti allo smartphone tramite connessione wireless, come Bluetooth o WiFi. Lo smartphone avrà due compiti: da un lato dovrà elaborare i dati provenienti dal sensore, dall'altro dovrà fornire un feedback sul livello di attività del paziente. Attraverso l'utilizzo di algoritmi specifici per l'analisi dei dati grezzi, il sistema potrà ottenere informazioni utili sui pazienti: numero di passi, lunghezza del passo, stato della camminata, distanza percorsa e tempo impiegato. Inoltre, sarà possibile inviare i risultati al medico tramite SMS o sistema online GPRS. Anche senza essere presenti fisicamente accanto al paziente

costantemente, i medici potranno monitorarlo, archiviare i dati relativi alla sua storia clinica e fornire indicazioni mediche in modo tempestivo. L'obiettivo principale della ricerca è implementare un sistema completo in modo efficiente e sviluppare algoritmi precisi e adattabili installati nello smartphone per l'analisi dei dati. Saranno programmati diversi moduli di servizio e installati nello smartphone per gestire funzioni di connessione wireless, estrazione dati, calcoli, valutazione della camminata e interfaccia utente. Per sviluppare l'algoritmo, è previsto un ampio esperimento che tenga conto delle diverse esigenze dei pazienti con vari livelli di attività e intensità di camminata, al fine di valutare correttamente lo stato della camminata, come ad esempio durante la corsa o quando si salgono le scale. Tutti gli algoritmi saranno implementati nei moduli di servizio pubblicati e installati nello smartphone. Inoltre, è importante sottolineare che il sistema non si limita solamente al conteggio dei passi, ma può integrare diversi moduli funzionali con vari sensori e in differenti ambienti wireless, come ad esempio la stima della posizione tramite rete di sensori, la navigazione GPS e la gestione delle chiamate di emergenza.

1.3.3 Approccio tecnico

1) Sensore

Il dispositivo proposto, Shimmer mote, è composto da un microprocessore (MSP430F1611) e un accelerometro a tre assi (MMA7260Q). Per la comunicazione senza fili, sono presenti un modulo Bluetooth e un modulo radio 802.15.4. Nella sperimentazione descritta, il dispositivo viene posizionato sul piede destro del soggetto. Il sensore raccoglierà le accelerazioni lungo tre assi ortogonali e trasmetterà i dati tramite il protocollo Bluetooth. Quando il paziente rimane immobile, i valori delle tre accelerazioni dovrebbero essere prossimi a 0, 0 e 1g (la gravità verticale).

2) Software

Per lo sviluppo dell'applicazione mobile, è stato scelto di utilizzare OSGi (Open Service Gateway Initiative), come illustrato nella Figura 4. OSGi è ideale per la creazione di pacchetti di applicazioni flessibili basati su Java in modo modulare. I bundle sono

programmati all'interno dell'applicazione per gestire la connessione Bluetooth, eseguire l'algoritmo e fornire feedback agli utenti. Grazie a questa tecnologia, è possibile integrare il sensore con i telefoni cellulari.

Nel contesto di questo progetto, è stata adottata la piattaforma eReP (Eclipse Rich Client Platform) per lo sviluppo dei bundle OSGi. Inoltre, soapUI viene impiegato per testare le performance dei servizi Web pubblicati. Infine, STUCCO viene utilizzato dai client Telnet per monitorare la console del computer durante l'esecuzione dei bundle.

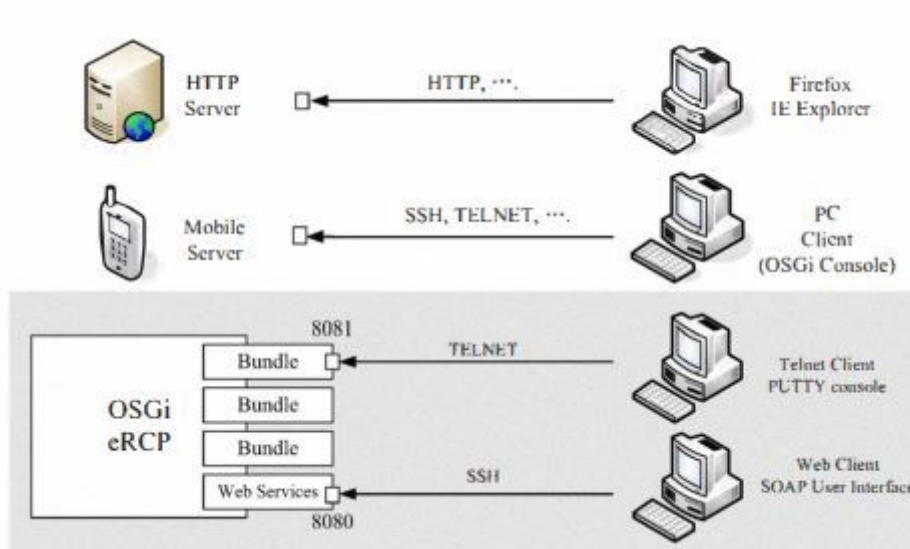


Figura 4 : Software utilizzato nello sviluppo del sistema ^[4]

3) Interfaccia utente



Figura 5: Istantanea dell'interfaccia utente ^[4]

Il sistema dell'interfaccia utente è progettato per registrare l'attività del paziente e fornire un riscontro in linea con il piano di riabilitazione. Sarà realizzato utilizzando il kit di strumenti widget standard aSWT. Un'anteprima del design dell'interfaccia utente è disponibile nella Figura 5. Questo sistema consente di monitorare l'attività del paziente in tempo reale e, una volta raggiunti gli obiettivi prestabiliti, verrà visualizzata un'immagine. Man mano che il paziente raggiunge i vari obiettivi, l'immagine completa si sviluppa sullo schermo.

1.3.4 Algoritmo

Inizialmente si procede con l'analisi dei dati non elaborati. La frequenza di campionamento predefinita per la raccolta dei dati del sensore è di 50 Hz, che è sufficiente per catturare il pattern del movimento. Nella Figura 6 sono rappresentati 2000 campioni non elaborati di accelerazione rilevati lungo tre direzioni ortogonali. Risulta evidente che i segnali mostrano un pattern ciclico durante il passo. Durante un ciclo, le accelerazioni variano in sincronia con il movimento fisico del soggetto.

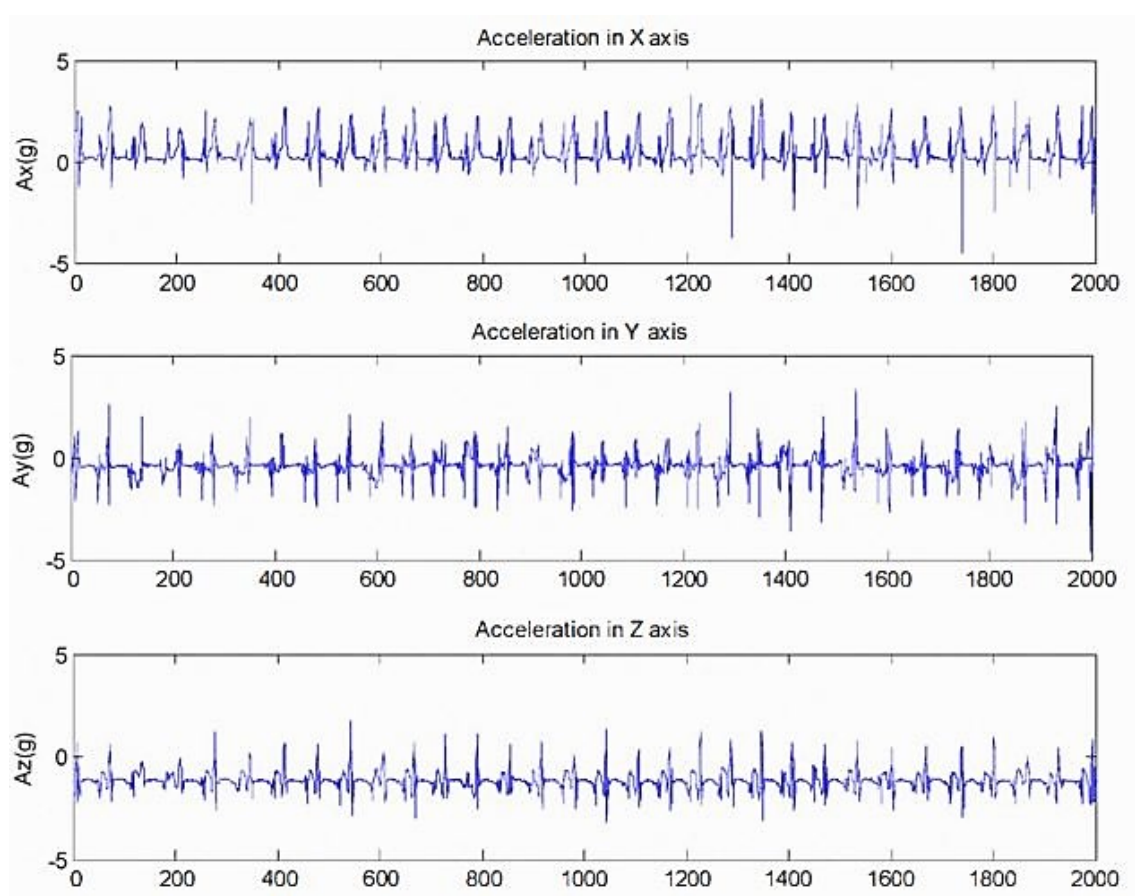


Figura 6: dati grezzi del sensore di 40 secondi di camminata in una direzione ^[4]

Secondo la letteratura sulla rilevazione dei passi, calcoliamo la magnitudine dell'accelerazione, Acc , per ciascun campione, che è una tecnica di elaborazione dati di base:

$$Acc = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2}$$

Il risultato del calcolo può essere visualizzato nella Figura 7. Analizzando il movimento del camminare, è possibile individuare tre picchi locali e una fase piatta in ciascun ciclo. I tre picchi locali corrispondono alle diverse fasi del passo: supporto della punta del piede, oscillazione accelerata e contatto con il tallone. L'intensità dei passi si attesta tra 3 e 4 g (g rappresenta l'accelerazione di gravità, pari a circa $9,8 \text{ m/s}^2$).

Le modalità di correre e salire le scale mostrano caratteristiche molto diverse rispetto al camminare. Durante la corsa, la frequenza dei passi è senz'altro più elevata rispetto agli altri due casi, il che rende quasi impossibile individuare una fase piatta nei segnali in movimento e accorcia notevolmente il periodo ciclico. Il picco per lo swing supera i 5 g.

Nel caso di salita delle scale, si osserva un picco significativo quando il tallone tocca il terreno. Questo fenomeno è causato dal sollevamento quasi verticale dei piedi, che comporta un'accelerazione verso l'alto che compensa la forza di gravità. Considerando queste diverse caratteristiche dei segnali nei tre casi, è possibile definire un metodo per valutare il tipo di movimento e monitorare i passi compiuti, diviso in tre fasi:

1) Stima dell'andatura

Per determinare lo stato dell'andatura, è fondamentale acquisire il periodo ciclico, T , e l'intensità del passo, IO , dai dati grezzi. Dato che individui con altezze, forza del passo e cadenza diversi mostreranno valori diversi di T ed IO , sarà necessaria una diversa selezione della soglia e della dimensione della finestra. Per garantire un'accuratezza ottimale, l'algoritmo non dovrebbe stabilire preliminarmente la soglia e la dimensione della finestra prima di identificare il passaggio. Tutti i fattori devono essere calcolati in base ai segnali provenienti dal sensore. Di conseguenza, indipendentemente dalle differenze individuali, si parte impostando un buffer di 300 campioni grezzi per valutare lo stato dell'andatura. Il periodo ciclico e l'intensità del passo possono essere determinati mediante il seguente processo di elaborazione.

$$\Delta f(x) = f(x + 1) - f(x)^* \quad (4)$$

La funzione * menzionata sopra si basa sul concetto di differenza per identificare ogni picco locale, valle locale e punto piatto. Poiché i campioni sono discreti, la funzione calcola la differenza tra il campione successivo e quello attuale per individuare il punto di flesso. Se la differenza è prossima allo zero, si tratta di un punto di flesso. Intorno a questo punto, se le differenze passano da positive a negative, si avrà un picco locale; in caso contrario, si tratterà di una valle locale. Se le differenze permanessero prossime allo zero nei campioni successivi, siamo di fronte a una fase piatta di un ciclo. I valori dei campioni in questi punti speciali vengono registrati per analisi ulteriori.

Quindi possiamo definire la seguente formula:

$$\rho = \frac{I_{min}^2 * P_f * T}{I_{max} * \frac{1}{W} * \sum_{j=0}^W (I_{P_{j+1}} - I_{P_j})} * \tau \quad (5)$$

Il parametro ρ è utilizzato per distinguere varie fasi di movimento. Il valore I_{min} rappresenta l'intensità minima dei momenti di calma, mentre I_{max} indica l'intensità massima dei momenti di picco. P_f denota la probabilità di trovare tratti pianeggianti durante un ciclo di movimento, essenzialmente rappresentando la percentuale media di tali tratti. T indica la durata media di un ciclo di movimento. I_p rappresenta l'intensità di picco relativa alla j -esima fase.

La differenza tra due picchi consecutivi, dati da I_{P_j} ed $I_{P_{j+1}}$, è calcolata per stabilire una scala di variazione visibile. Questa formulazione permette di creare confini chiari tra i diversi stati di movimento. Nei casi di corsa, la frequenza dei tratti pianeggianti (P_f) è molto bassa, mentre l'intensità massima (I_{max}) è significativamente alta, portando il parametro ρ a valori prossimi allo zero. Nei casi di salita, l'intensità minima (I_{min}) è inferiore rispetto agli altri due casi, mentre la differenza tra i picchi è maggiore rispetto alla camminata. Il valore di ρ ricade quindi tra i due casi. In conclusione, i confini ottenuti sono i seguenti:

$$S = \begin{cases} \text{Camminare} & \rho > 1 \\ \text{Scale} & 0.01 < \rho < 1 \\ \text{Correre} & \rho < 0.01 \end{cases}$$

2) Selezione finestra

La varianza locale dell'accelerazione è un'ottima scelta per l'identificazione del passo.

La formula della varianza è la seguente :

$$\sigma^2 = \frac{1}{w} * \sum_{n=0}^w (a_n - \bar{a}_n)^2 \quad (6)$$

Tuttavia, ci sono due selezioni prima del calcolo: dimensione della finestra e soglia. Viene fatto un confronto sulla scelta di diverse dimensioni di finestra.

Il risultato è visualizzato in Figura 7 .

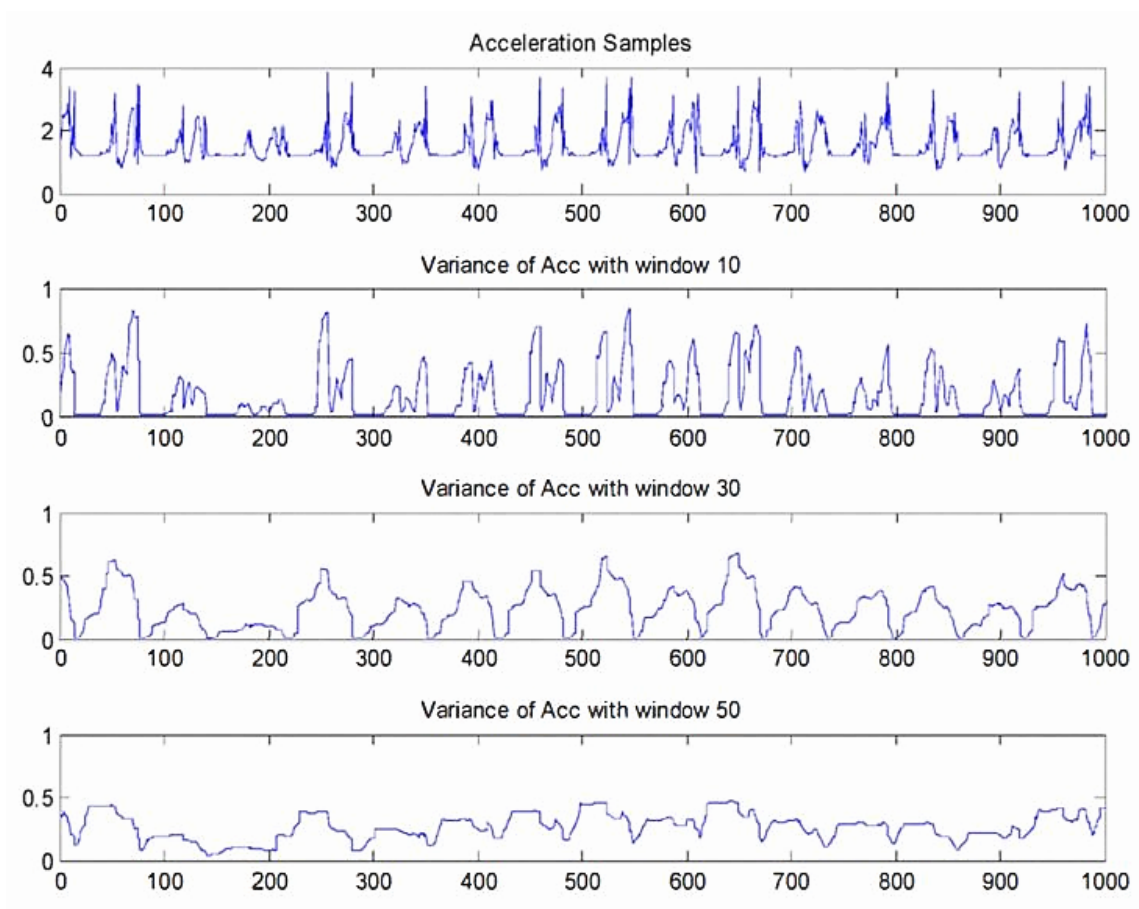


Figura 7: Varianza locale scegliendo una dimensione della finestra diversa ^[4]

L'evidenza è chiara: aumentando la dimensione della finestra a 30, il grafico può esprimere ogni passaggio con maggiore chiarezza. Inoltre, si è notato che quando la finestra è prossima ai punti non piatti in ogni ciclo, la varianza risulta essere più stabile e definita come una semionda sinusoidale. Al fine di ottenere una migliore comprensione, si è giunti alla formula 7 .

N_C rappresenta il numero di cicli presenti in un buffer di calcolo; N_t indica il numero di campioni in un ciclo; mentre N_f rappresenta il numero di campioni dei punti non piatti all'interno del ciclo. La formula calcola il numero di campioni non piatti e ottiene un valore medio di tutti i cicli.

$$W = \frac{1}{N_C} * \sum_{j=0}^{N_C} (N_t - N_f) \quad (7)$$

3) Selezione della soglia

Per ottenere una soglia adattiva, viene scelto il picco locale minimo come soglia in modo che vengano rilevati tutti i picchi più grandi di questo valore. Va tenuto presente che potrebbe verificarsi un caso particolare che potrebbe causare l'errato rilevamento. In un buffer di calcolo, il passo potrebbe cambiare da camminata a corsa. I picchi della corsa potrebbero quindi essere più alti dei picchi della camminata. Se la soglia continua a basarsi sui picchi minimi, potremmo non essere più in grado di rilevare i passaggi in corso, poiché tutti i campioni superano la soglia massima. Pertanto, viene effettuato un confronto: se una valle è più ampia del picco precedente, la soglia verrà aggiornata per la prossima rilevazione.

4) Identificazione del passo

Otteniamo B_i sequenze attraverso la seguente formula:

$$B_i = \begin{cases} D_1, \sigma_i \geq T_1 \\ D_2, \sigma_i < T_1 \end{cases} \quad (8)$$

D_1 , e D_2 sono entrambe costanti.

La Figura 8 mostra quattro possibili forme nella traccia B_i . Si osserva che inizialmente in (b) vi è una transizione dalla camminata alla corsa, mentre il grafico (d) presenta una transizione inversa. Ovviamente i passaggi vengono rilevati solo nei casi (b), (c) e (d). Nonostante il segnale del primo passo sia più debole degli altri, è comunque possibile rilevarlo con precisione. L'algoritmo è in grado di superare eventuali errori dovuti a segnali instabili all'avvio, poiché la soglia viene regolata in base ai minimi locali e ripristinata se il segnale successivo è significativamente più forte.

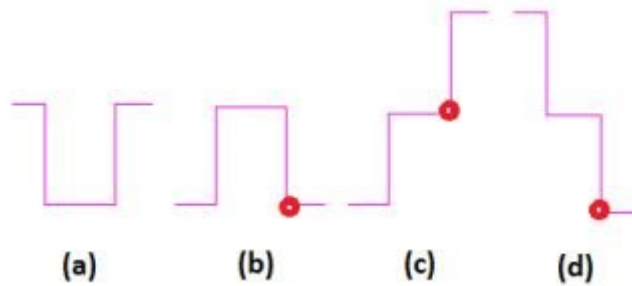


Figura 8: *Quattro possibili forme nella trama di B_i* ^[4]

1.4 Pedometer and Calorie Calculator for Fitness Tracking Using MEMS Digital Accelerometer

1.4.1 Introduzione

[5] Questo studio si focalizza sull'analisi della distanza percorsa a piedi da un individuo e sulle calorie bruciate durante la camminata, la corsa o il jogging. Un algoritmo è stato sviluppato per correlare il movimento delle braccia di una persona con il movimento dei suoi piedi durante la deambulazione. Il movimento delle braccia viene monitorato da un accelerometro che registra le variazioni dinamiche di posizione. Per questo progetto è stato impiegato un accelerometro digitale MEMS a 3 assi ADXL345 collegato a un microcontrollore Atmega328P. L'algoritmo elaborato calcola il numero di passi compiuti dall'individuo e traccia la distanza totale percorsa.

1.4.2 Velocità e accelerazione

La velocità è la misurazione dell'incremento della distanza nel tempo, indicando quante volte la distanza cambia in un intervallo di tempo. Essa rappresenta la velocità con cui un oggetto si sposta in una direzione specifica, essendo quindi una grandezza vettoriale.

Le tre dimensioni del mondo fisico corrispondono agli assi x, y e z, che definiscono la direzione dello spostamento.

Per misurare la distanza percorsa da una persona, si analizzeranno i movimenti oscillatori della mano che si sincronizzano con i passi. Un'intera oscillazione della mano corrisponde a due passi della persona.

L'accelerazione del movimento oscillante della mano viene utilizzata per conteggiare i passi e, mediante un algoritmo specifico, calcolare la distanza percorsa.

L'utilizzo di un accelerometro consente di misurare l'accelerazione dei movimenti della mano durante il passo.

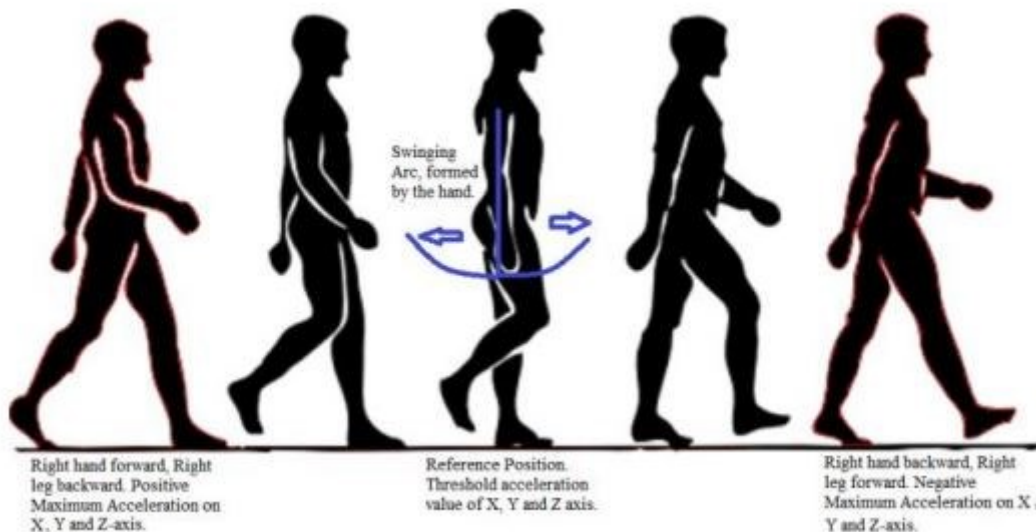


Figura 9: Il movimento dell'oscillazione della mano mentre si cammina [5]

1.4.3 Interfaccia ADXL345

L'ADXL345 è un accelerometro a 3 assi che funziona a bassa potenza, con risoluzione fino a 13 bit e possibilità di misurare fino a ± 16 g. Si tratta di un accelerometro digitale con ADC integrato e interfacciato al microcontrollore tramite il protocollo I2C a due fili o tramite SPI a 4 fili. In questo lavoro, è stato collegato l'accelerometro tramite 4 fili [6].

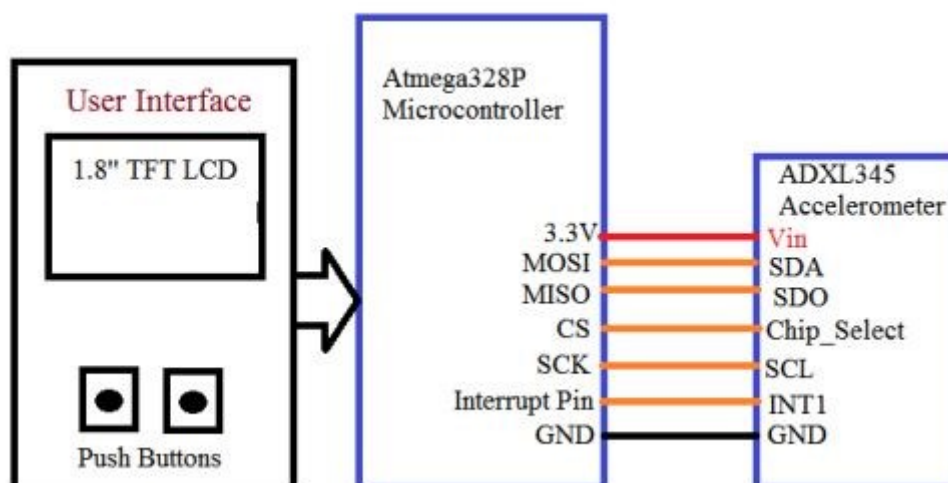


Figura 10: Diagramma a blocchi della interfaccia [5]

L'ADXL345 è collegato al microcontrollore ATmega328P tramite l'interfaccia periferica seriale (SPI). L'ADXL345 si accende fornendo 3,3 V. Viene rilevata la modalità di attività e inattività dell'ADXL345 per verificare se la mano della persona è in movimento o ferma.

1.4.4 Algoritmo contapassi

La larghezza di banda di uscita dell'accelerometro ADXL345 è configurata a 50 Hz nel registro `BW_RATE` ^[5]. I dati provenienti dagli assi x, y e z vengono letti e i primi 50 campioni di ciascun asse vengono salvati in appositi array. I campioni vengono poi ordinati in ordine crescente e vengono calcolati i valori massimo e minimo per ciascun asse. La media di questi valori massimo e minimo viene definita come valore di soglia per gli assi x, y e z: `ThreshX`, `ThreshY` e `ThreshZ`. Questa procedura è chiamata calibrazione e rappresenta la posizione di riposo del braccio durante specifici movimenti ritmici di oscillazione.

Successivamente, i dati degli assi vengono confrontati con i valori di soglia. Se un dato supera la soglia, viene considerato un passo in avanti (gamba destra o sinistra), altrimenti viene considerato un passo in avanti opposto. I passi vengono quindi conteggiati. Poiché i movimenti del braccio sono dinamici e in continua evoluzione, la calibrazione dei valori di soglia viene ripetuta ogni dieci secondi per aggiornare i valori. Se i valori di soglia correnti per tutti gli assi coincidono con quelli precedenti, significa che l'accelerometro è fermo, e viene generata un'interruzione per indicare l'inattività e mettere il dispositivo in modalità sospensione.

Quando l'accelerometro rileva movimento e i valori degli assi superano una certa soglia specificata nel registro `THRESH_ACT`, si attiva dalla modalità sospensione e riprende a misurare. Questo algoritmo aumenta il conteggio dei passi per ogni movimento ritmico del braccio. Dopo varie prove pratiche, viene stabilita una finestra di tolleranza per riconoscere solo i movimenti validi della camminata. I passi calcolati vengono quindi

moltiplicati per la lunghezza del passo dell'utente, che viene fornita dall'utente in centimetri e convertita in chilometri.

I dati degli assi x, y e z vengono elaborati utilizzando MATLAB e i risultati vengono visualizzati come forme d'onda per studiare i cambiamenti di accelerazione durante la camminata.

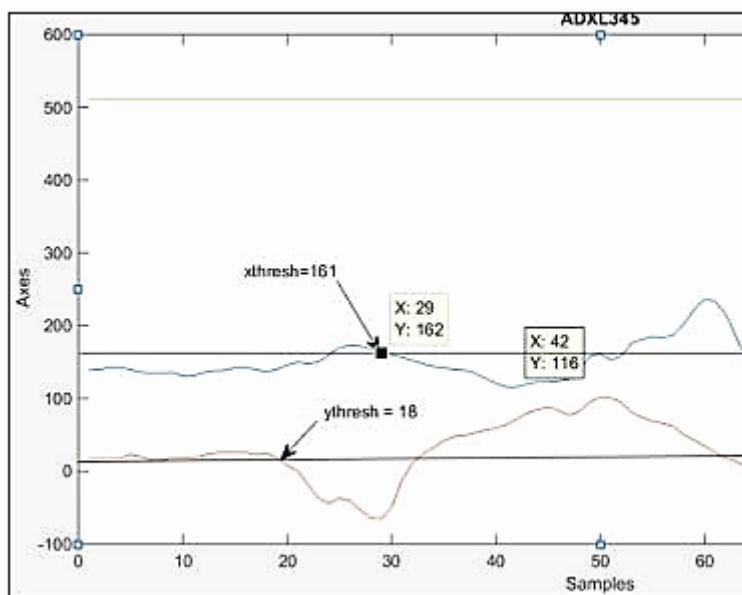


Figura 11: Output Matlab di una camminata [5]

I risultati ottenuti dallo studio descritto nell'articolo sono riportati nella Tabella 1.

Tabella 1: Risultati dell'algorithmo del contapassi

Prove	Distanza	Risultato	Precisione
A piedi	22.5 m	23.85m	94.33%
Jogging	24.4 m	28.4 m	85.91%
Mano destra	27.5 m	28.05 m	98.03%
Mano sinistra	30 m	30.5 m	98.36%

Capitolo 2

Dispositivi utilizzati

2. Strumenti

2.1 E4 Empatica



Figura 12: Dispositivo E4 Empatica ^[7]

^[7] L'E4 è dotato di sensori progettati per raccogliere dati di alta qualità. È l'unico dispositivo indossabile sul mercato a combinare sensori EDA(ElectroDermal Activity) e PPG(PhotoPletismoGraphy), consentendo contemporaneamente la misurazione dell'attività del sistema nervoso simpatico e della frequenza cardiaca.

2.1.2 Struttura E4

Ciò che compone questo dispositivo è sintetizzabile in:

Sensore PPG: Misura le pulsazioni del volume sanguigno (BVP), da cui è possibile ricavare la variabilità della frequenza cardiaca, mostrato in Figura 13.



Figura 13: Sensore PPG [8]

Un esempio del segnale PPG può essere osservato in Figura 14.



Figura 14: Esempio di segnale PPG acquisito dal dispositivo E4, nel tempo [8]

Accelerometro a tre assi : Cattura l'attività basata sul movimento.

Presenta una frequenza di campionamento pari a 32 Hz, con un range di default di $\pm 2g$.

Risoluzione a 8 bit del range selezionato.

Un esempio di segnale accelerometrico acquisito da E4 è fornito a Figura 16.

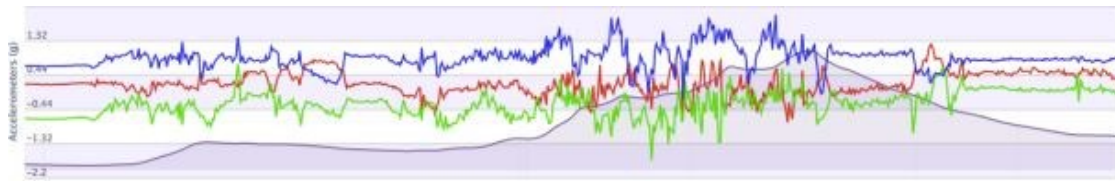


Figura 15: Esempio di segnali di accelerazione lungo x, y, z e del modulo ^[8]

Pulsante contrassegno eventi: Taggare gli eventi e collegarli ai segnali fisiologici

Sensore EDA: Misura i cambiamenti costantemente fluttuanti in alcune proprietà elettriche della pelle, visualizzabile in Figura 17, ed un segnale di esempio in Figura 18.

- Frequenza di campionamento: 4 Hz (Non personalizzabile)
- Risoluzione: 1 digit ~ 900 picosiemens
- Intervallo: 0,01 microsiemens - 100 microsiemens
- Posizionamento degli elettrodi: polso inferiore
- Elettrodi:
 - Posizionamento sul polso ventrale (interno)
 - Sostituibili (design a vite)
 - Placcati in argento (Ag) con nucleo in ABS
 - Corrente alternata (frequenza 8 Hz)
 - Longevità degli elettrodi: 4 - 6 mesi

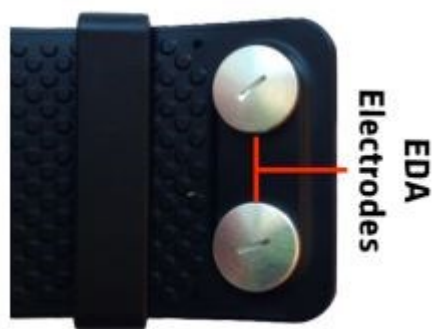


Figura 16 : Sensore EDA ^[8]



Figura 17 : Esempio di segnale EDA ^[8]

Segnale di temperatura : Legge la temperatura cutanea periferica.

- Frequenza di campionamento: 4 Hz (non personalizzabile)
- Modalità di funzionamento: termopila ad infrarossi
- Intervallo:
 1. -40...85°C per la temperatura ambiente (se disponibile)
 2. -40...115°C per la temperatura cutanea
- Risoluzione: 0,02°C
- Precisione +/-0,2°C entro 36...39°C
- Disponibile da Connect come file CSV o tramite API



Figura 18: Sensore di temperatura ^[8]



Figura 19: Esempio di registrazione della temperatura cutanea ^[8]

Orologio interno a tempo reale: Riferimento temporale ad alta precisione da 5 ppm.

Empatica E4 Specifications

E4

Battery life

Streaming Mode: 24+hrs
Memory mode: 48+hrs

Data Management

Flash memory



Bluetooth LE (Smart)



Form Factor

Small and comfortable

Case: 44 mm x 40mm, height 16 mm
Weight: 25 gr

Event Mark Button

Certification

CE certification
FCC certification

Sensors



Photoplethysmography (PPG)
Continuous Heart Rate (HRV, Stress, Relaxation)



3-axis Accelerometer
Movement, Activity



Temperature + Heat flux
Activity, Context



Electrodermal Activity (EDA)
Skin conductance (Arousal, Excitement)

Figura 20: Specifiche Empatica E4 [8]

2.1.3 Modalità di utilizzo

Due sono i modi per utilizzare questo strumento, la modalità di registrazione e la modalità streaming Bluetooth.

I processi di queste due modalità sono mostrati rispettivamente in Figura 23 e 24.



Figura 21: Modalità di registrazione ^[7]

L'E4 ha una memoria interna che consente di registrare fino a 60 ore con risoluzione di sincronizzazione di 5 secondi. Una soluzione ideale per studi longitudinali.



Figura 22 : Modalità streaming Bluetooth ^[7]

La modalità streaming visualizza i dati del sensore del dispositivo connesso in tempo reale. I dati verranno caricati automaticamente su E4 Connect, la nostra piattaforma cloud sicura, al termine della sessione. Ideale per ambienti di laboratorio ed eventi dal vivo in cui si desidera mostrare i dati.

2.1.4 Specifiche tecniche



Figura 23: Dimensioni dispositivo ^[8]

Fattore di forma:

Cassa: 44 mm x 40 mm x 16 mm

Polso: 110 - 190 mm

Peso: 25 g

Batteria:

Modalità streaming: 24+ ore

Modalità di registrazione: 32+ ore

Tempo di ricarica: < 2 ore

Trasferimento dati

Bluetooth a basso consumo energetico

USB 2.0

Materiali resistenti agli schizzi:

Fascia: poliuretano

Cassa: policarbonato e fibra di vetro

Lenti: policarbonato e silicone

Conformità normativa :

Certificato CE. N. 1876/MDD (Direttiva 93/42/CEE, Dispositivo medico classe 2a)

FCC CFR 47 Parte 15b

IC (Industria Canada)

RoHS

MIC Giappone: BLE112 dispone della certificazione di omologazione ID R209-J00046

2.1.5 Registrazione del segnale

Affinché si possa registrare il segnale , devono essere rispettati i seguenti passi :

1. **Accendere** l'E4. Quando il dispositivo è spento, premendo il pulsante per 2 secondi si accenderà. La luce LED inizierà a lampeggiare in verde.
2. **Attendere** l'inizio della registrazione, l'indicatore LED lampeggerà in verde per 60 secondi, quindi lampeggerà in rosso per indicare che la registrazione è iniziata.
3. **Taggare** un evento: toccare il pulsante (< 1 secondo) durante lo streaming per taggare un evento. L'indicatore LED diventerà rosso per tre secondi, per poi diventare nuovamente spento.
4. **Terminare** la sessione: premendo il pulsante per 2 secondi permette di spegnere l'E4 terminando la registrazione e contrassegnando la fine del file di sessione per il record di dati. Al termine della sessione, la luce LED lampeggerà in rosso per un secondo prima di spegnersi.

Terminata la sessione di registrazione, i dati si potranno importare sul pc, come mostrato in ^[9].

2.2 MMC – Metamotionc

2.2.1 Introduzione

[10] La soluzione di rilevamento MMC consiste in un dispositivo indossabile, mostrato in Figura 25, che include i seguenti sensori:

1. Accelerometro a 6 assi BMI160 + giroscopio BMP280
2. Temperatura
3. Barometro/Pressione/Altimetro BMP280
4. Luminosità/Luce ambientale
5. Magnetometro a 3 assi BMM150
6. Fusione di sensori a 9 assi BOSCH
7. Memoria da 8 MB
8. Batteria a bottone CR2032 e anche Bluetooth Low Energy, CPU, pulsanti, LED e GPIO



Figura 24: MMC- MetaMotionC [10]

La fusione dei sensori combina le misurazioni del giroscopio a 3 assi, del sensore geomagnetico a 3 assi e di un accelerometro a 3 assi, per fornire un robusto vettore di orientamento assoluto sotto forma di angoli di Eulero o quaternioni. L'algoritmo fonde i

dati grezzi del sensore in modo intelligente per migliorare l'output di ciascun sensore. Ciò include algoritmi per la calibrazione dell'offset di ciascun sensore, il monitoraggio dello stato di calibrazione e la fusione del filtro Kalman per fornire vettori di orientamento raffinati e privi di distorsioni.

Il diagramma a blocchi che schematizza l'architettura del dispositivo è mostrato in Figura 26.

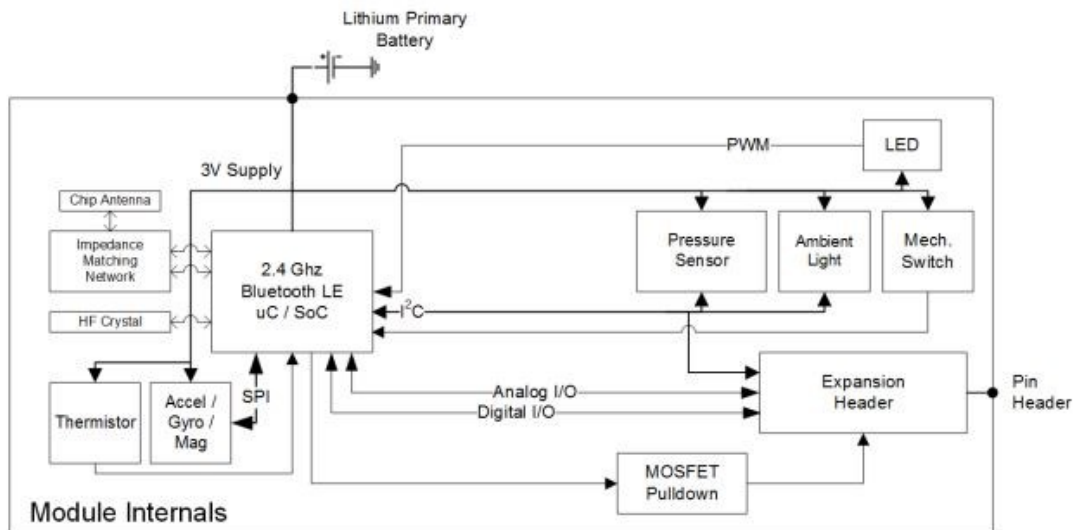


Figura 25 : Diagramma a blocchi [11]

L'assegnazione dei pin è visibile a Figura 27, mentre il loro significato può essere osservato nella Tabella 2.

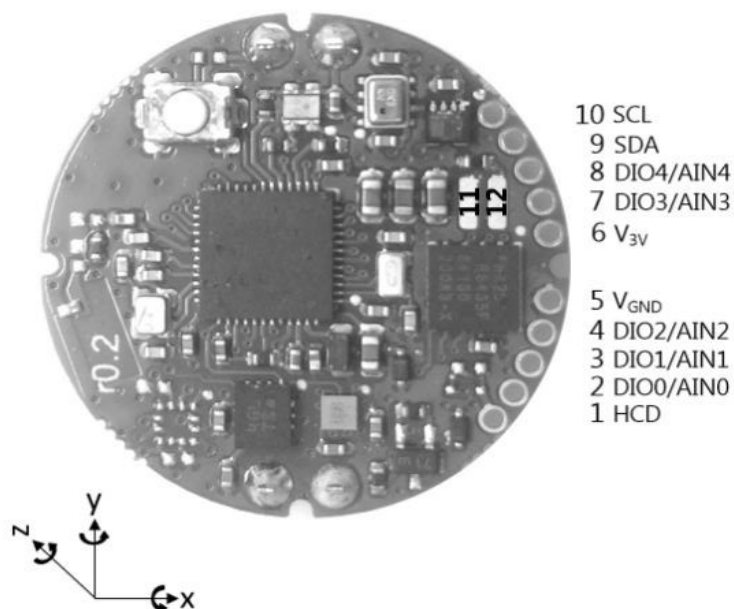


Figura 26: Assegnazione dei pin anteriori ^[11]

Tabella 2 : Funzioni dei pin ^[11]

Spillo	Nome del perno	Funzione	Descrizione
Alimentazione elettrica			
5	V _{GND}	Energia	Collegamento a terra.
6	V _{3V}	Energia	+ Collegamento batteria 3V.
Periferiche			
1	HCD	Corrente elevata Autista	Interruttore per l'assorbimento di periferiche ad alta corrente.
2	DIO0 AIN0	I/O digitali I/O analogico	I/O per uso generico e ingresso analogico.
3	DIO1 AIN1	I/O digitali I/O analogico	I/O per uso generico e ingresso analogico.
4	DIO2 AIN2	I/O digitali I/O analogico	I/O per uso generico e ingresso analogico.
7	DIO3 AIN3	I/O digitali I/O analogico	I/O per uso generico e ingresso analogico.
8	DIO4 AIN4	I/O digitali I/O analogico	I/O per uso generico e ingresso analogico.
9	SDA	Dati I2C	Linea dati I2C.
10	SCL	Orologio I2C	Linea dell'orologio I2C.
Instestazione di debug SWD			
11	SWDIO	Debug	Linea di I/O del debugger SWD.
12	SWDCLK	Debug	Linea dell'orologio del debugger SWD.

Le specifiche relative all'accelerometro sono consultabili nella Tabella 3, mentre le specifiche meccaniche nella Figura 28.

Tabella 3 : Specifiche accelerometro [11]

Spec	Descrizione	minimo	Tip.	Massimo.	Unità
	Campo di misura.	± 2		± 16	G
	Risoluzione.	2048		16384	conteggi/g
F _{DATA}	Frequenza di campionamento dei dati.	0,78		1600	Hz
I _{O12.5}	Corrente a bassa velocità di trasmissione dati (3,125 Hz).		5		uA
I _{O100}	Corrente a media velocità di trasmissione dati (100 Hz).		24		uA
I _{O1000}	Corrente ad alta velocità di trasmissione dati (1600 Hz).		180	300	uA
I _{O_{STAND-BY}}	Corrente di riserva.		3	10	uA

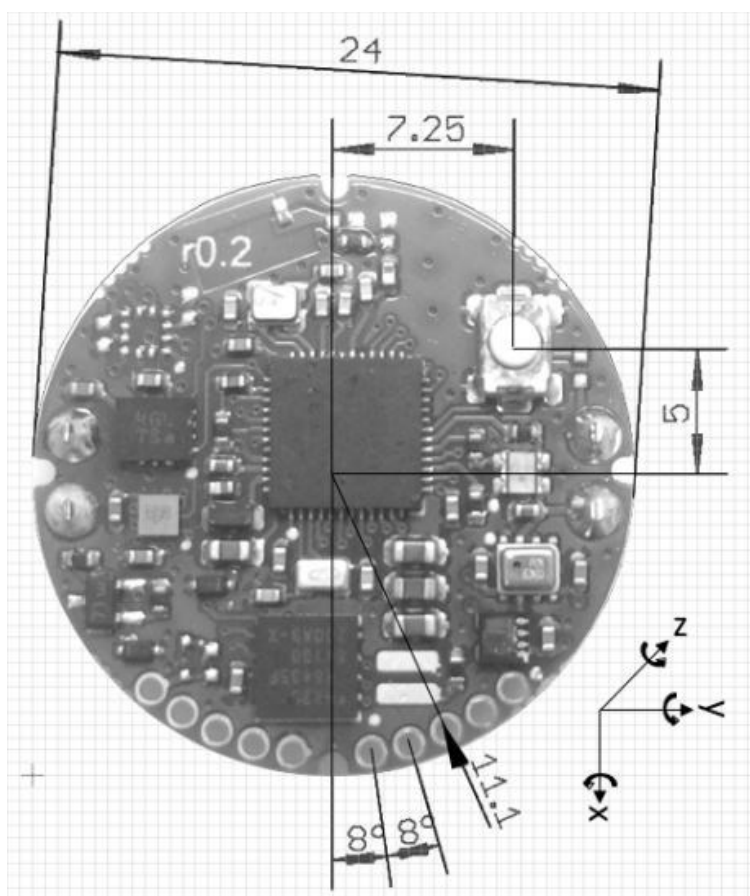


Figura 27 : Specifiche meccaniche dispositivo [11]

Capitolo 3

Analisi sperimentale

3.1 Prove sperimentali

Al fine di condurre un'analisi del comportamento dei due dispositivi, E4 di Empatica e MMC - Metamotionc, sono state condotte prove sperimentali.

Sono state eseguite quattro diverse prove, mantenendo un protocollo il più coerente possibile per ciascuna:

- 1) Percorso di camminata rettilinea indoor
- 2) Percorso di camminata rettilinea outdoor
- 3) Salita di una scala
- 4) Discesa di una scala

L'accelerometro del dispositivo E4 di Empatica, integrato nel bracciale da polso, ha operato a una frequenza di campionamento di 32 Hz. L'accelerometro del dispositivo MMC - Metamotionc, posizionato sulla scarpa, è stato impostato a una frequenza di campionamento di 100 Hz e un range di $\pm 8g$.

Ogni prova è stata ripetuta tre volte al fine di minimizzare eventuali errori nella raccolta dei dati. È importante sottolineare che ciascuna prova è stata eseguita con lo stesso punto di partenza e arrivo, con lo stesso obiettivo sopra citato.

Durante ogni test, i dati sono stati registrati indossando entrambi i dispositivi su entrambi i lati (ovvero polso destro/sinistro e piede destro/sinistro).

3.1.1 Indoor e outdoor

La camminata indoor è stata effettuata compiendo dieci passi all'interno di un'abitazione dunque con lo scopo di valutare i dati registrati su una pavimentazione piatta.

Una volta terminate le acquisizioni, sono stati importati i dati in MatLab .

Le tabelle 4 e 5 ci permettono di osservare rispettivamente i primi venti campioni registrati dall'E4 e dal MMC nella prima delle tre prove della camminata indoor posizionando entrambi i dispositivi sul lato destro.

Tabella 4 : Primi venti campioni registrati dal dispositivo E4 posizionato sul polso destro

	1 ACCXE4	2 ACCYE4	3 ACCZE4	4	5	6
1	-1	47	43			
2	-1	47	43			
3	-1	48	44			
4	-1	47	43			
5	-1	47	44			
6	-1	47	43			
7	-2	47	44			
8	-2	47	43			
9	-1	47	43			
10	-1	47	43			
11	-1	47	43			
12	-1	49	42			
13	-1	48	45			
14	-1	47	45			
15	-1	47	44			
16	-1	47	44			
17	-1	47	44			
18	-1	47	44			
19	-1	47	44			
20	0	46	44			

Il dispositivo E4 di Empatica esprime i valori di accelerazione attraverso un accelerometro triassiale integrato. Questo dispositivo misura l'accelerazione lungo tre assi spaziali: x, y e z.

L'accelerometro del dispositivo E4 fornisce dati relativi alla velocità di cambiamento della velocità del dispositivo lungo ciascuno di questi tre assi.

Queste misurazioni vengono quindi convertite in valori di accelerazione.

I valori di accelerazione vengono solitamente espressi in unità di misura come $\frac{m}{s^2}$

Tabella 5 : Primi venti campioni registrati dal dispositivo MMC posizionato sulla calzatura destra

	1 xaxisg	2 yaxisg	3 zaxisg	4	5	6
1	0.2410	0.9960	0.1000			
2	0.2440	1.0040	0.0970			
3	0.2420	1.0030	0.0950			
4	0.2420	1.0030	0.0950			
5	0.2420	1.0060	0.0950			
6	0.2430	1.0030	0.0950			
7	0.2420	1.0030	0.0960			
8	0.2420	1.0030	0.0950			
9	0.2440	1.0050	0.0940			
10	0.2430	1.0030	0.0950			
11	0.2420	1.0020	0.0950			
12	0.2430	1.0040	0.0980			
13	0.2440	1.0050	0.0980			
14	0.2450	1.0020	0.0950			
15	0.2440	1.0020	0.0940			
16	0.2410	1.0040	0.0960			
17	0.2430	1.0040	0.0950			
18	0.2410	1.0020	0.0920			
19	0.2430	1.0030	0.0960			
20	0.2430	1.0040	0.0950			

Per ottenere i valori di accelerazione, il dispositivo MMC-Metamotionc utilizza una combinazione di accelerometri a tre assi e algoritmi di elaborazione dei dati per calcolare la grandezza e la direzione dell'accelerazione. I valori di accelerazione sono generalmente espressi in unità di misura come g (gravità terrestre standard)

Le comparazioni possibili sono plurime e diversificate.

Un esempio consiste nel collegare i dati raccolti da due test distinti, ma correlati, tramite l'utilizzo dello stesso strumento su un lato identico.

Allo stesso modo, è possibile confrontare le informazioni ottenute da due prove simili, modificando il lato in cui viene posizionato il bracciale o l'accessorio sulla scarpa.

Un altro tipo di confronto rilevante è quello che ci interessa maggiormente, ovvero quello tra i due dispositivi, considerando le variazioni nelle prove e nelle posizioni dei dispositivi.

È interessante osservare come si modificano i dati registrati durante la prima delle tre prove in ambiente chiuso, modificando la posizione dei dispositivi.

I primi venti campioni registrati dal dispositivo E4 e MMC utilizzando rispettivamente il polso e la scarpa sinistra sono riportati nelle tabelle 6 e 7.

Tabella 6 : Primi venti campioni registrati dal dispositivo E4 utilizzato sul polso sinistro

	1 ACCXE4	2 ACCYE4	3 ACCZE4	4	5	6
1	-3	54	63			
2	-4	40	63			
3	-16	31	42			
4	-20	42	39			
5	-19	37	43			
6	-13	38	45			
7	1	23	63			
8	3	31	55			
9	-22	64	13			
10	-5	56	48			
11	4	40	70			
12	-6	37	57			
13	-12	58	45			
14	-10	55	53			
15	-15	38	52			
16	-16	27	52			
17	-14	32	49			
18	-22	55	27			
19	-15	49	45			
20	-20	45	51			

Tabella 7: Primi venti campioni registrati dal dispositivo MMC posizionato sulla calzatura sinistra

	1	2	3	4	5	6
	xaxisg	yaxisg	zaxisg			
1	-0.0340	1.0180	-0.1530			
2	-0.0340	1.0260	-0.1550			
3	-0.0340	1.0250	-0.1550			
4	-0.0310	1.0250	-0.1570			
5	-0.0310	1.0250	-0.1560			
6	-0.0320	1.0240	-0.1560			
7	-0.0310	1.0250	-0.1570			
8	-0.0290	1.0280	-0.1590			
9	-0.0330	1.0280	-0.1580			
10	-0.0330	1.0270	-0.1610			
11	-0.0340	1.0270	-0.1590			
12	-0.0310	1.0270	-0.1580			
13	-0.0320	1.0250	-0.1540			
14	-0.0310	1.0250	-0.1560			
15	-0.0320	1.0260	-0.1560			
16	-0.0310	1.0240	-0.1560			
17	-0.0290	1.0220	-0.1580			
18	-0.0300	1.0210	-0.1540			
19	-0.0270	1.0210	-0.1530			
20	-0.0260	1.0220	-0.1550			

La camminata outdoor è invece stata effettuata compiendo venti passi all'esterno , dunque con lo scopo di valutare i dati registrati su un piano con dislivelli e non piatto. La tabella 8 mostra i primi venti campioni, della prima delle tre prove , registrati durante la camminata su un prato indossando il bracciale E4 sul polso destro. E' possibile dunque confrontare i dati con quelli registrati nella prima prova, della camminata indoor presentati nella tabella 4.

Tabella 8 : Primi venti campioni registrati dall' E4 indossato sul polso destro

	1 ACCXE4	2 ACCYE4	3 ACCZE4	4	5	6
1	58	-3	-25			
2	58	-3	-25			
3	58	-3	-25			
4	59	-3	-25			
5	59	-3	-25			
6	58	-3	-25			
7	57	-3	-25			
8	58	-3	-25			
9	58	-3	-25			
10	58	-2	-26			
11	58	-3	-25			
12	60	-4	-24			
13	60	-4	-24			
14	58	-4	-24			
15	58	-4	-26			
16	58	-4	-26			
17	58	-3	-26			
18	59	-3	-25			
19	59	-3	-24			
20	59	-3	-24			

3.1.2 Salita e discesa scale

Le prove di salita e discesa scale sono state effettuate su due rampe di scale da sedici gradini.

Uno dei possibili paragoni, è confrontare una porzione dei dati registrati durante le due prove, considerando il dispositivo E4 di Empatica posizionato sulla destra.

I dati sono riportati nelle tabelle 9 e 10.

Tabella 9 : Dati salita scale dispositivo E4 su polso destro

	1 ACCXE4	2 ACCYE4	3 ACCZE4	4	5	6
1	62	-15	1			
2	62	-14	2			
3	61	-15	2			
4	62	-15	2			
5	61	-15	1			
6	62	-14	1			
7	61	-15	2			
8	61	-14	1			
9	61	-14	1			
10	62	-14	2			
11	62	-14	2			
12	61	-14	2			
13	61	-15	2			
14	62	-14	2			
15	62	-15	1			
16	62	-14	2			
17	62	-15	1			
18	62	-15	2			
19	62	-15	1			
20	61	-14	1			

Tabella 10 : Dati discesa dispositivo E4 posizionato su polso destro

	1 VarName1	2 VarName2	3 VarName3	4	5	6
1	59	-17	13			
2	59	-17	13			
3	59	-17	13			
4	59	-17	13			
5	59	-17	13			
6	59	-17	13			
7	59	-17	13			
8	59	-18	13			
9	59	-17	12			
10	59	-17	12			
11	59	-17	13			
12	59	-17	13			
13	59	-17	13			
14	59	-17	13			
15	59	-17	13			
16	59	-17	13			
17	59	-17	13			
18	59	-17	13			
19	59	-17	12			
20	59	-17	13			

3.2 Matlab

I dati acquisiti tramite i due dispositivi sono stati elaborati attraverso l'ambiente di sviluppo MatLab.

[12] Matlab è una piattaforma di programmazione e calcolo numerico utilizzata da milioni di ingegneri e scienziati per l'analisi di dati, lo sviluppo di algoritmi e la creazione di modelli.

Questo programma , combina un ambiente desktop ottimizzato per l'analisi iterativa e i processi di progettazione con un linguaggio di programmazione che esprime le operazioni matematiche con matrici e array in modo diretto.

3.2.1 Elaborazione dati

I dati acquisiti sono stati sottoposti a elaborazione al fine di essere impiegati come input nel codice che calcolerà il numero di passi compiuti.

Inizialmente è stato necessario convertire le misurazioni ottenute in unità di misura standard, cioè metri al secondo al quadrato.

Per raggiungere questo obiettivo, le misurazioni effettuate con il sensore sulla calzatura sono state moltiplicate per 9.81, mentre i valori registrati dal sensore sul polso sono stati divisi per 64.

Il processo per eseguire queste operazioni è illustrato nella figura 29.

È interessante notare che, a differenza delle misurazioni ottenute con l'accelerometro sulla scarpa, i dati relativi alle prove effettuate con il bracciale sono stati raggruppati in un'unica sezione.

Ciò è dovuto all'utilizzo di appositi tag che identificano l'inizio e la fine di ciascuna prova, evitando così di spegnere e accendere il dispositivo ripetutamente.

Per comprendere meglio , è possibile fornire un esempio, osservando la riga 17 di figura 29.

"AccXE4" indica i dati relativi alla coordinata X del dispositivo E4, includendo tutte e tre le prove. Al contrario, osservando le righe 4, 5 e 6, si può notare che le prove sono separate in sezioni distinte.

1	% Conversione misure piede *9.81
2	
3	%% Conversione X %%
4	AccX1=9.81*AccX1;
5	AccX2=9.81*AccX2;
6	AccX3=9.81*AccX3;
7	%% Conversione Y %%
8	AccY1=9.81*AccY1;
9	AccY2=9.81*AccY2;
10	AccY3=9.81*AccY3;
11	%% Conversione Z %%
12	AccZ1=9.81*AccZ1;
13	AccZ2=9.81*AccZ2;
14	AccZ3=9.81*AccZ3;
15	
16	% Conversione misure polso /64
17	AccXE4=0.015625*AccXE4;
18	AccYE4=0.015625*AccYE4;
19	AccZE4=0.015625*AccZE4;

Figura 28 : Procedura per conversione dati

Il passaggio successivo dà seguito alla discussione precedente in quanto comporta la suddivisione in tre segmenti di ogni registrazione ottenuta tramite il dispositivo E4.

Tali segmenti coincidono in modo preciso con la durata delle prove eseguite.

L'obiettivo di questa procedura è consentire l'analisi dettagliata di ciascun test effettuato.

Detto ciò, i dati sono pronti per essere impiegati come input dello script sviluppato per calcolare il numero di passi compiuti.

Capitolo 4

Codice

4.1 Script per conteggio dei passi

Il software creato durante il periodo di tirocinio è fondato sull'algorithmo descritto nel paragrafo 1.1, il quale è stato adeguatamente rivisto per ottimizzarlo al fine di soddisfare gli obiettivi della tesi.

Di seguito saranno riportati i passi che compongono l'algorithmo.

4.1.1 Calcolo magnitudo

Per ognuna delle tre prove effettuate e per entrambi i dispositivi, viene calcolata la magnitudo.

```
%PASSO 1 --> Calcolo magnitudo
%Prova 1 piede
m1Piede= sqrt((AccX1.^2)+(AccY1.^2)+(AccZ1.^2));
.
.
%Prova 1 orologio
m1Orologio= sqrt((AccX1E4.^2)+(AccY1E4.^2)+(AccZ1E4.^2));
.
.
```

4.1.2 Filtraggio passa basso

Viene calcolata la media della somma dei valori assoluti con i tre valori precedenti.

Il segnale mediato verrà utilizzato per rilevare i picchi di accelerazione massimo e minimo prodotti da un singolo passo.

Di seguito sono riportate, a titolo di esempio, le linee di codice necessarie per calcolare il segnale filtrato della prima sessione di prove, acquisita tramite il sensore posizionato sulla calzatura. In modo simile è possibile filtrare anche gli altri segnali, inclusi quelli rilevati dal bracciale E4.

```
%Ciclo per vettore m1FILPiede
for i=1:N1Piede-2
    for j=i:i+2
        sommaPiede=sommaPiede+m1Piede(j);
        mediaPiede=sommaPiede/3;
        m1FILPiede(i)=mediaPiede;
    end
    sommaPiede=0;
    mediaPiede=0;
end
m1FILPiede=transpose(m1FILPiede);
sommaPiede=0;
mediaPiede=0;
```

4.1.3 Ricerca di massimo e minimo

Nel presente paragrafo si analizza il frammento di codice che verifica la presenza di un passo, effettuando una scansione per individuare i massimi e minimi all'interno di una finestra scorrevole di 0.3 s.

È evidente che, operando con dispositivi che impiegano frequenze di campionamento differenti, lo script mostrerà una disparità nel numero di campioni da esaminare.

Considerando che il periodo di osservazione è di 0.3 secondi, dal bracciale E4 verranno considerati 10 campioni, mentre dal dispositivo posizionato sulla calzatura verranno considerati 30 campioni. Questo aspetto risulta evidente se si tengono a mente le frequenze di campionamento menzionate nel paragrafo 3.1.

Gioca un ruolo fondamentale nelle righe di codice che compongono questa sezione, la variabile “MinPeakProminence“, che caratterizza la funzione “findpeaks”, consultabile in ^[13].

Di seguito vengono mostrare le righe di codice che permettono di trovare i massimi ed i minimi citati precedentemente, del dispositivo E4.

%Ricerca massimi

```
[Max1Orologio,PosMax1Orologio]=  
findpeaks(m1FILORologio,'MinPeakProminence',NN1,'MinPeakDistance',FinestraOrolog  
io);  
[Max2Orologio,PosMax2Orologio]=  
findpeaks(m2FILORologio,'MinPeakProminence',NN2,'MinPeakDistance',FinestraOrolog  
io);  
[Max3Orologio,PosMax3Orologio]=  
findpeaks(m3FILORologio,'MinPeakProminence',NN3,'MinPeakDistance',FinestraOrolog  
io);
```

%Ricerca minimi

```
[Min1Orologio,PosMin1Orologio]=  
findpeaks(-  
m1FILORologio,'MinPeakProminence',NN1,'MinPeakDistance',FinestraOrologio);  
Min1Orologio=-Min1Orologio;  
[Min2Orologio,PosMin2Orologio]=  
findpeaks(-  
m2FILORologio,'MinPeakProminence',NN2,'MinPeakDistance',FinestraOrologio);  
Min2Orologio=-Min2Orologio;  
[Min3Orologio,PosMin3Orologio]=  
findpeaks(-  
m3FILORologio,'MinPeakProminence',NN3,'MinPeakDistance',FinestraOrologio);  
Min3Orologio=-Min3Orologio;
```

Il parametro "MinPeakProminence" è utilizzato per evitare la rilevazione dei falsi picchi, stabilendo una separazione minima tra di essi.

Le variabili "NN1", "NN2" e "NN3" individuano tale separazione.

Quest'operazione riveste un'importanza cruciale poiché permette di escludere come picchi i movimenti minimi che non rappresentano l'intera escursione del braccio o della gamba durante le prove.

Un esempio pratico di questa procedura è illustrato nelle figure 30 e 31.

Nella prima citata viene mostrata la rappresentazione dei picchi massimi con una distanza minima tra di essi pari a zero, risultando in un totale di 22 picchi contati.

Analizzando la figura 31, si nota come il numero di picchi contati sia diminuito a seguito dell'aumento della distanza minima.

Lo stesso ragionamento è applicabile ai picchi minimi. Pertanto, la distanza minima viene determinata per ciascuna prova in base al grafico, regolando questo parametro al fine di ottenere un conteggio dei picchi il più accurato possibile.

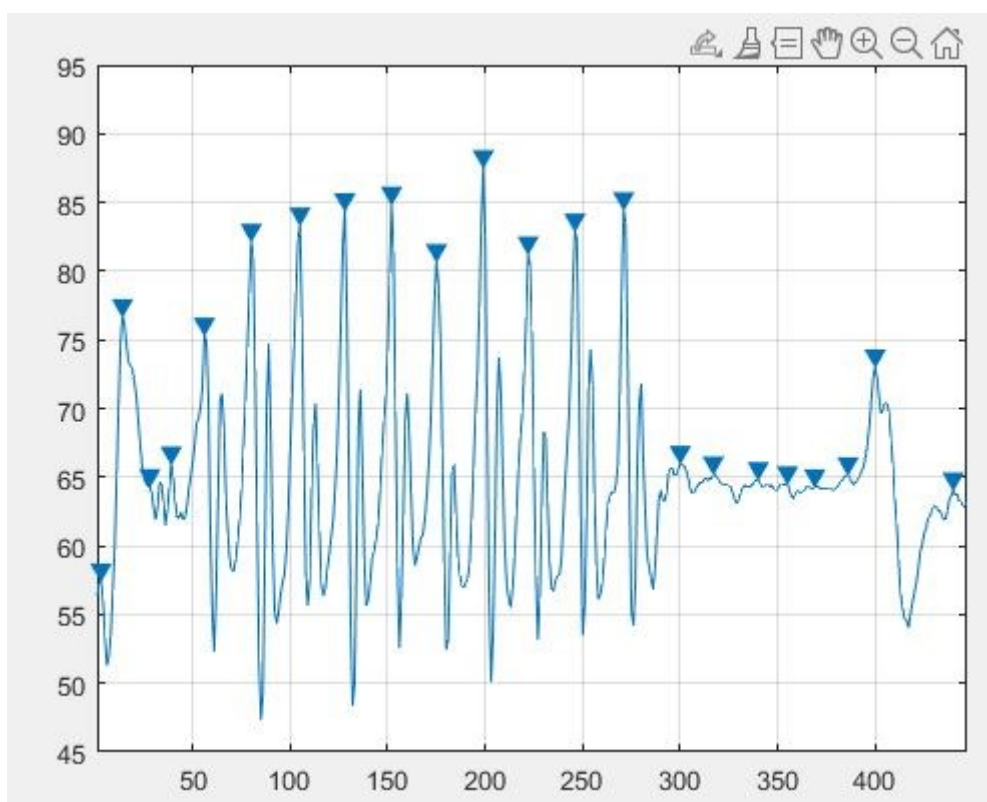


Figura 29 : Plot dei picchi massimi della prima prova con $NN1=0$

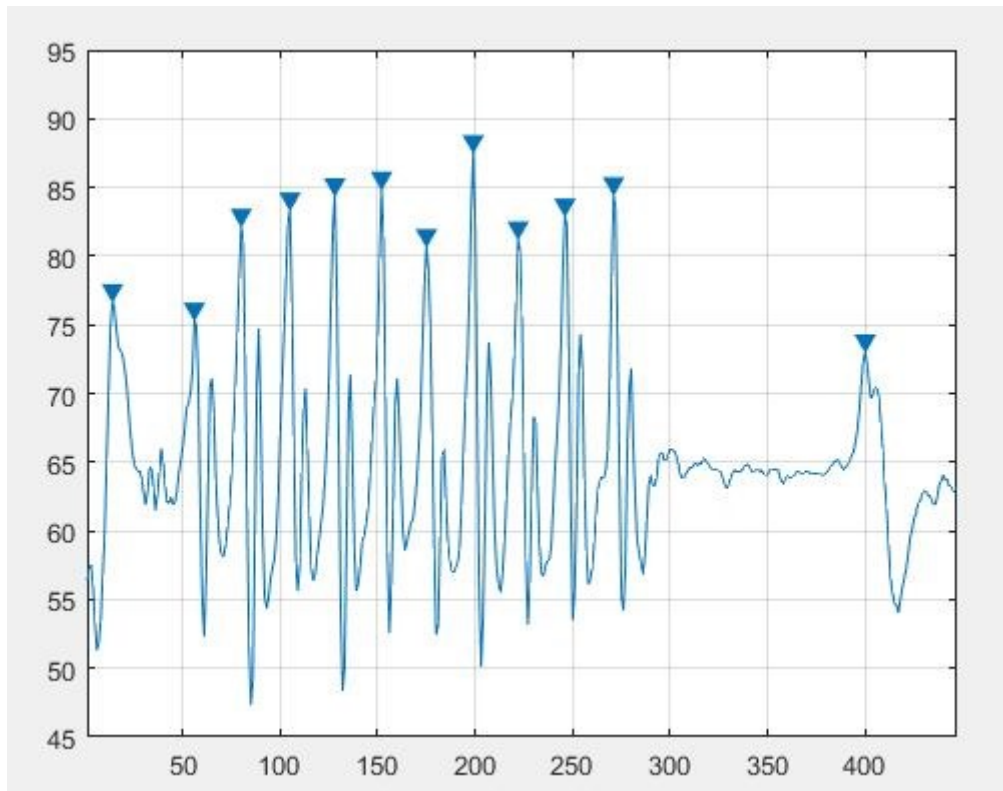


Figura 30 : Plot dei picchi massimi della prima prova con $NNI=8$

Una volta terminata questa operazione, si passa al vero e proprio cuore del codice: il calcolo del numero dei passi.

Di seguito sono presenti le righe di codice che mostrano l'individuazione ed il conteggio di un passo, nel caso del bracciale E4.

Lo stesso procedimento è esteso al sensore MMC, cambiando la finestra di osservazione, dunque invece del valore 10 presente all'interno del ciclo for, sarà presente la quantità 30 per i motivi citati in precedenza.

La finalità del lavoro è valutare quale possa essere una migliore scelta dei parametri per consentire all'algoritmo di conteggio dei passi di fornire un risultato veritiero, tenendo in considerazione le differenti caratteristiche e modalità di utilizzo dei due dispositivi precedentemente illustrati.

%Valutazione possibile passo

```
for i=1:length(PosMax1Orologio)-1
    if PosMax1Orologio(i)-PosMin1Orologio(i)<10
        NumeroPassi1Orologio=NumeroPassi1Orologio+1;
    end
end
```

```
for i=1:length(PosMax2Orologio)-1
    if PosMax2Orologio(i)-PosMin2Orologio(i)<10
        NumeroPassi2Orologio=NumeroPassi2Orologio+1;
    end
end
```

```
for i=1:length(PosMax3Orologio)-1
    if PosMax3Orologio(i)-PosMin3Orologio(i)<10
        NumeroPassi3Orologio=NumeroPassi3Orologio+1;
    end
end
```

Capitolo 5

Analisi dei dati

5.1 Elaborazione

Terminata la scrittura del codice, esso viene eseguito caricando come input i dati registrati da ogni singola prova.

Terminata questa operazione, è possibile effettuare vari confronti.

5.1.1 Confronto camminata indoor

Tabella 11: Risultati algoritmo dalla elaborazione dei dati della camminata indoor

DXDX					
10 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	10	9	16	8	1
2	11	9	11	8	2
3	9	9	17	8	0
DXSX					
10 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	9	10	0	5	1
2	12	10	6	5	2
3	9	10	18	5	1
SXDX					
10 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	9	10	4	8	1
2	8	10	1	14	2
3	8	10	0	8	2
SXSX					
10 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati

1	8	9	28	4	1
2	9	10	22	4	1
3	9	10	24	6	1

Le variabili "Noro" e "Npiede" sono indicazioni della MinPeakProminence, mentre i "Sensori orologio" e "Sensori piede" rappresentano il numero di passi contati in base all'elaborazione dei dati registrati tramite lo script.

Analizzando la tabella 11, si nota che solo una volta, nella terza prova, i valori tra i due dispositivi coincidono quando sono posizionati entrambi a destra.

Un'osservazione ulteriore riguarda la precisione dei singoli strumenti.

Il sensore sulla calzatura conta in modo accurato i passi effettuati (dieci) in 8 occasioni su 12, mentre il bracciale E4 lo fa solo una volta.

Non emerge un errore significativo nei passi contati quando i dispositivi sono posizionati su lati opposti, rispetto ad indossarli nel medesimo lato.

5.1.2 Confronto camminata outdoor

Tabella 12: Risultati algoritmo sulla elaborazione dei dati relativi alla camminata outdoor

DXDX					
20 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	20	19	12	8	1
2	17	19	12	14	2
3	15	20	14	8	5
DXSX					
20 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	21	21	16	8	0
2	22	19	11	14	3
3	21	20	8	8	1
SXDX					
20 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	20	20	18	16	0
2	19	20	24	15	1
3	17	18	24	1	1
SXSX					
20 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	20	20	19	8	0
2	15	20	23	9	5
3	15	22	24	12	7

Anche in questa tabella (12), si evince che il sensore MMC, risulta essere più preciso rispetto al sensore E4.

Sono tre i casi dove i risultati ottenuti coincidono, maggiori rispetto alla camminata indoor.

In questa situazione, è possibile notare che quando i sensori vengono posizionati sullo stesso lato, la distanza tra i risultati è più elevata rispetto a quando la posizione degli strumenti è opposta.

5.1.3 Discesa scale

Tabella 13 : Risultati algoritmo della elaborazione dei dati relativi alla discesa scale

DXDX					
16 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	16	16	6	4	0
			3		
2	13	13	1	3	0
			0		
3	17	15	5	10	2
			1		
DXSX					
16 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	16	15	2	3	1
			11		
2	15	12	3	11	3
			4		
3	12	16	0	3	4
			36		
SXDX					
16 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	18	13	5	5	5
			5		
2	16	11	2	3	5
			1		
3	16	15	4	5	1
			5		
SXSX					
16 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	15	16	5	1	1
			9		
2	15	12	3	12	3
			0		
3	9	13	0	8	4
			0		

Dalla tabella 13 emerge che, su tutti i test svolti durante la discesa della scala, solo sette volte il calcolo corrisponde ai passi reali (16).

In due casi, entrambi i sensori producono lo stesso risultato.

La disparità tra le letture dei due dispositivi, come il caso precedente, è minore quando gli strumenti sono posizionati sullo stesso lato.

In queste condizioni, il sensore E4 si è dimostrato più preciso rispetto al dispositivo MMC.

5.1.4 Salita scale

Tabella 14: Risultati algoritmo dalla elaborazione dei dati relativi alla salita scale

DXDX 16 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	17	15	7	4	2
			8		
2	15	16	0	5	1
			0		
3	14	17	2	2	3
			3		
DXSX 16 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	15	16	2	2	1
			11		
2	13	14	3	3	1
			0		
3	14	16	28	2	2
			16		
SXDX 16 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	16	14	3	2	2
			7		
2	16	16	9	3	0
			19		
3	16	16	4	3	0
			13		
SXSX 16 EFFETTIVI					
NUMERO PROVA	Sensore orologio	Sensore piede	Noro	Npiede	Distanza tra risultati
1	15	12	2	2	3
			0		
2	16	14	3	3	2
			0		
3	15	16	2	1	1
			8		

Solo due volte il risultato del conteggio coincide tra i dispositivi.

Si nota dalla tabella 14 , che il sensore E4 posizionato a destra, non ha mai conteggiato correttamente il numero di passi.

Situazione diversa quando si sposta il bracciale a sinistra, poiché quattro volte su sei, il medesimo sensore conta 16 passi.

In questa prova, la disparità dei risultati tra i due dispositivi, è maggiore quando sono posizionati sullo stesso lato.

Conclusioni

I dispositivi E4 di Empatica e MMC-Metamotionc sono concepiti per operare in varie situazioni. Tuttavia, come qualsiasi apparecchiatura elettronica, potrebbero subire delle interferenze che ne influenzano le prestazioni.

Tra le possibili cause di alterazione delle prestazioni dei dispositivi si annoverano la posizione errata, i movimenti non lineari, le vibrazioni e le scosse durante l'attività fisica e gli errori di calibrazione.

Il presente studio si propone di esaminare il funzionamento dei suddetti dispositivi in differenti contesti, al fine di valutare le loro performance.

Le prove condotte durante la camminata indoor evidenziano una bassa affidabilità del bracciale E4 posizionato sul polso, mentre il dispositivo MMC risulta accurato in otto casi su dodici. Inoltre, i casi di errore registrati hanno comportato al massimo un passo in meno.

Le prove relative alla camminata outdoor non mostrano differenze significative tra i due strumenti, poiché gli errori sono distribuiti in modo pressoché uniforme indipendentemente dalla posizione dei sensori.

In merito alle salite e alle discese delle scale, il dispositivo E4 posizionato a destra ha mostrato una scarsa precisione nel conteggio dei passi, mentre il sensore MMC si è dimostrato più accurato nella salita rispetto alla discesa, indipendentemente dalla posizione.

In definitiva, dai risultati delle sperimentazioni emerge che il sensore MMC (posizionato sulla calzatura), è più affidabile rispetto al bracciale E4. Entrambi i dispositivi sono validi ma, essendo dispositivi reali, presentano inevitabili errori, con il sensore MMC che ne commette meno.

Per concludere, non è stata riscontrata una particolare regolarità negli errori emersi durante le prove, che quindi possono essere considerati casuali.

ELENCO IMMAGINI

Figura 1 : Profilo di accelerazione di una persona che cammina con il sensore posizionato sul polso [1] ...	8
Figura 2 : Elaborazione del segnale di accelerazione dell' algoritmo ^[1]	9
Figura 3: Architettura del sistema dell'applicazione sanitaria mobile ^[4]	12
Figura 4 : Software utilizzato nello sviluppo del sistema ^[4]	14
Figura 5: Istantanea dell'interfaccia utente ^[4]	15
Figura 6: dati grezzi del sensore di 40 secondi di camminata in una direzione ^[4]	16
Figura 7: Varianza locale scegliendo una dimensione della finestra diversa ^[4]	20
Figura 8: Quattro possibili forme nella trama di Bi ^[4]	22
Figura 9: Il movimento dell'oscillazione della mano mentre si cammina ^[5]	24
Figura 10: Diagramma a blocchi della interfaccia ^[5]	24
Figura 11: Output Matlab di una camminata ^[5]	26
Figura 12: Dispositivo E4 Empatica ^[7]	27
Figura 13: Sensore PPG [8]	28
Figura 14: Esempio di segnale PPG acquisito dal dispositivo E4, nel tempo ^[8]	28
Figura 16: Esempio di segnali di accelerazione lungo x, y, z e del modulo ^[8]	29
Figura 17 : Sensore EDA ^[8]	30
Figura 18 : Esempio di segnale EDA ^[8]	30
Figura 19: Sensore di temperatura ^[8]	31
Figura 20: Esempio di registrazione della temperatura cutanea ^[8]	31
Figura 21: Specifiche Empatica E4 ^[8]	32
Figura 22: Modalità di registrazione ^[7]	33
Figura 23 : Modalità streaming Bluetooth ^[7]	33
Figura 24: Dimensioni dispositivo ^[8]	34
Figura 25: MMC- MetaMotionC [10]	36
Figura 26 : Diagramma a blocchi [11]	37
Figura 27: Assegnazione dei pin anteriori ^[11]	38
Figura 28 : Specifiche meccaniche dispositivo ^[11]	39
Figura 29 : Procedura per conversione dati	49
Figura 30 : Plot dei picchi massimi della prima prova con NN1=0	53
Figura 31 : Plot dei picchi massimi della prima prova con NN1=8	54

ELENCO TABELLE

Tabella 1: Risultati dell'algoritmo del contapassi	26
Tabella 2 : Funzioni dei pin ^[11]	38
Tabella 3 : Specifiche accelerometro ^[11]	39
Tabella 4 : Primi venti campioni registrati dal dispositivo E4 posizionato sul polso destro	41
Tabella 5 : Primi venti campioni registrati dal dispositivo MMC posizionato sulla calzatura destra	42
Tabella 6 : Primi venti campioni registrati dal dispositivo E4 utilizzato sul polso sinistro	43
Tabella 7: Primi venti campioni registrati dal dispositivo MMC posizionato sulla calzatura sinistra	44
Tabella 8 : Primi venti campioni registrati dall' E4 indossato sul polso destro	45
Tabella 9 : Dati salita scale dispositivo E4 su polso destro	46
Tabella 10 : Dati discesa dispositivo E4 posizionato su polso destro	47
Tabella 11: Risultati algoritmo dalla elaborazione dei dati della camminata indoor	56
Tabella 12: Risultati algoritmo sulla elaborazione dei dati relativi alla camminata outdoor	58
Tabella 13 : Risultati algoritmo della elaborazione dei dati relativi alla discesa scale	59
Tabella 14: Risultati algoritmo dalla elaborazione dei dati relativi alla salita scale	61

Bibliografia

- [1] Analog device, [Online]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/app-notes/an-2554.pdf>.
- [2] D. Portal. [Online]. Available: <https://mau.diva-portal.org/smash/get/diva2:1474455/FULLTEXT01>.
- [3] ResearchGate, [Online]. Available: https://www.researchgate.net/publication/328990649_An_Optimised_Algorithm_for_Accurate_Steps_Counting_From_Smart-Phone_Accelerometry.
- [4] L. W. A. M. B. a. M. S. Sheng Zhong, «IEEE,» IET, [Online]. Available: <https://ieeexplore-ieee-org.ezproxy.cad.univpm.it/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5741074>.
- [5] «IEEE,» [Online]. Available: <https://ieeexplore-ieee-org.ezproxy.cad.univpm.it/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7823237>.
- [6] Analog Device, [Online]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/adxl345.pdf>.
- [7] «Empatica,» [Online]. Available: <https://www.empatica.com/en-eu/research/e4/>.
- [8] «Empatica,» [Online]. Available: https://box.empatica.com/documentation/20141119_E4_TechSpecs.pdf.
- [9] «Empatica,» [Online]. Available: <https://support.empatica.com/hc/en-us/articles/205691529-Download-the-E4-data-onto-your-computer>.
- [10] «mAMBIENTLAB,» [Online]. Available: <https://mbientlab.com/store/metamotionc/>.
- [11] «mAMBIENTLAB,» [Online]. Available: <https://mbientlab.com/documents/MetaMotionC-PS2.pdf>.
- [12] [Online]. Available: <https://it.mathworks.com/products/matlab.html>.
- [13] [Online]. Available: <https://it.mathworks.com/help/signal/ref/findpeaks.html>.