

POLITECNICO DI MILANO

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione
Corso di Laurea Specialistica in Ingegneria Biomedica



Sviluppo di un prototipo per il riconoscimento delle fasi del passo utilizzando laser time of flight

Relatore:

Prof.ssa Veronica CIMOLIN

Tesi di laurea di:
Anna BALZAROTTI
Matricola 916240

Anno accademico 2019/2020

Ringraziamenti

Con questo lavoro di tesi, si conclude il mio percorso di studi e voglio cogliere questa occasione per ringraziare tutte le persone che mi sono state vicine in questi anni.

Ringrazio la professoressa Veronica Cimolin per aver accettato di seguirmi in questo progetto e per essere stata sempre gentile, disponibile a fornirmi i suggerimenti per svolgere questo lavoro al meglio.

Ringrazio in particolare Matteo Dellacorna per avermi dato la possibilità di portare avanti questo progetto e realizzare questo lavoro di tesi.

Ringrazio tutti i miei colleghi dell'azienda Cometa s.r.l. per essere sempre stati disponibili ad aiutarmi e pronti a darmi i loro consigli.

Grazie a Davide che da quando è entrato nella mia vita, mi ha sempre sostenuto passo dopo passo senza lasciare la mia mano, credendo in me e facendomi sentire amato in ogni istante, sopportandomi con tanta pazienza in ogni momento.

Grazie a mio fratello Andrea che fin dalle elementari mi è sempre stato vicino ad ogni verifica, credendo in me e dandomi la forza di non arrendermi mai nonostante le difficoltà.

Grazie ai miei genitori, Rita e Angelo, che mi hanno sempre sostenuta in tutte le mie scelte permettendomi di raggiungere i miei obiettivi, standomi accanto ad ogni mio sacrificio e dandomi il coraggio di proseguire e portare a termine il mio percorso.

Grazie a mia zia Pinuccia che mi ha trasmesso la passione e la dedizione allo studio e che insieme a mia nonna Rosanna e a mia zia Maria mi sono sempre state accanto con una preghiera.

Grazie a Deborah, che da compagna di banco delle aule del Politecnico con la quale ho condiviso tutto il mio percorso universitario, è diventata una grande amica, capace di rassicurarmi sempre per ogni cosa.

Grazie a Elena, che dalle superiori ha seguito tutto il mio percorso e c'è sempre stata.

Grazie ai miei amici Cumasc che mi hanno sempre fatto sentire parte di un bellissimo e unico gruppo di amici.

Grazie
Anna

Indice

SVILUPPO DI UN PROTOTIPO PER IL RICONOSCIMENTO DELLE FASI DEL PASSO UTILIZZANDO LASER TIME OF FLIGHT	I
RINGRAZIAMENTI	III
INDICE	V
SOMMARIO	VIII
ABSTRACT	X
CAPITOLO 1 - INTRODUZIONE	1
CAPITOLO 2 - VALUTAZIONE DEL CAMMINO	3
2.1 Il ciclo del passo	4
2.2 Le fasi del passo	5
2.3 Parametri spazio-temporali	9
2.4 Strumentazione	10
2.4.1 Piattaforme dinamometriche	11
2.4.2 Pedane baropodometriche e solette a matrici di sensori	12
2.4.3 Cronometri e fotocellule	14
2.4.4 Sistemi optoelettronici	15
2.4.5 Sistemi inerziali	16
2.4.6 Tecnologia laser	17
CAPITOLO 3 - STATO DELL'ARTE	18
3.1 Prestazioni del passo calcolate tramite telemetro laser	18
3.2 Registrazione dello spostamento delle gambe utilizzando un sensore di raggio laser bidimensionale	19
3.3 Un sensore di raggio laser LIDAR (Light Detection And Ranging) per misurare le traiettorie oscillanti durante la camminata	21
3.4 Tracciamento delle gambe utilizzando un sensore di raggio laser (LRS) nei test del cammino	22
3.5 Sensori di distanza a infrarossi (IR) per calcolare l'altezza del piede dal suolo	23

CAPITOLO 4 - MATERIALI E METODI	28
4.1 Sensore laser VL53L0X	28
4.1.1 Sistema I ² C.....	32
4.2 Interfaccia con Arduino	35
4.3 Sensore laser VL53L0X e cammino.....	37
4.3.1 Un sensore per rilevare il movimento del tallone	37
4.3.2 Due sensori per rilevare il movimento del tallone e della punta del piede	41
4.3.3 Ottimizzazione della struttura	45
4.3.4 Laser di distanza e i Footswitch.....	47
4.4 Sviluppo dell'algoritmo	54
4.4.1 Identificazione dei picchi	55
4.4.2 Identificazione dell'istante di tempo della fase di attacco	58
4.4.3 Identificazione dell'istante di tempo della fase di stacco	60
4.4.4 Picchi anomali.....	61
4.5 Validazione iniziale dell'algoritmo	62
4.6 Validazione del prototipo	64
4.7 Analisi statistiche	67
CAPITOLO 5 - RISULTATI	71
5.1 Durata del ciclo del passo.....	71
5.1.1 Test non parametrici	74
5.2 Errore	79
5.2.1 Footswitch vs prototipo.....	79
5.2.2 Test di Wilcoxon.....	88
5.2.3 Correlazione di Spearman.....	88
5.2.4 Grafico Bland-Altaman.....	89
5.2.5 Errore e tempo.....	90
5.2.6 Errore in percentuale (%).....	94
CAPITOLO 6 - CONCLUSIONI	103
6.1 Sviluppi futuri.....	105
BIBLIOGRAFIA	107

Sommario

Il cammino è un movimento semplice e naturale, che permette all'essere umano di spostarsi, ma nello stesso tempo complesso perché coinvolge numerose parti del corpo.

Questa azione può essere compromessa dal sopraggiungere di patologie che minano il suo regolare svolgimento portando all'introduzione di movimenti compensatori e scorretti.

Per curare i soggetti patologici e poter aiutare a migliorare il loro stile di vita la camminata viene sottoposta a studi: l'analisi del cammino.

In commercio esistono molti e diversi strumenti tramite i quali è possibile calcolare i parametri essenziali per lo studio del cammino alcuni con dimensioni elevate, non facilmente spostabili, a volte molto costosi e con un contatto diretto con il paziente, come i sistemi optoelettronici che prevedono l'utilizzo di marker posizionati sulla superficie corporea del soggetto. Il mondo dell'analisi del cammino è in continua evoluzione, l'ultima frontiera risulta essere quella del mondo dell'indossabile e negli ultimi anni è stata introdotta la tecnologia laser, un approccio innovativo e semplice.

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è di sviluppare il prototipo di un dispositivo indossabile per il riconoscimento delle fasi del cammino utilizzando solo sensori laser.

Sono stati utilizzati due moduli di misurazione laser Time-of-Flight (ToF) VL53L0X caratterizzati da piccole dimensioni, basso prezzo, frequenza pari a 50 Hz e da un sistema I²C tramite il quale è possibile interfacciarsi facilmente con una scheda Arduino Uno.

L'idea è di studiare l'andamento del piede durante la camminata, in particolare identificare la distanza dal suolo della punta e del tallone e successivamente riconoscere la fase di attacco e di stacco.

A seguito di uno studio preliminare delle misure di distanza ottenute, si è riscontrato una correlazione con l'orientamento del piede durante la camminata.

Con lo scopo di sviluppare un prototipo pratico e indossabile, il sistema composto da due sensori laser viene posizionato nei pressi del malleolo del soggetto.

Si è scelto di utilizzare come dispositivo di validazione i sensori Footswitch ©Cometa S.r.l (Italia) e per raccogliere i dati sincronizzati provenienti da entrambe le strumentazioni è stato sfruttato il sistema di trigger.

Utilizzando i dati ricavati dalle due metodologie (prototipo e Footswitch) di alcune camminate è stato realizzato in MATLAB® un algoritmo in grado di riconoscere le fasi di attacco e stacco.

L'algoritmo è stato inizialmente validato con alcune camminate di diversi soggetti e risulta funzionare correttamente: è in grado di riconoscere le fasi di attacco e stacco durante la camminata.

A seguito di questa convalida preliminare, il prototipo e l'algoritmo sono stati validati da 10 soggetti a cui è stato chiesto di eseguire 10 camminate di 10 metri a 3 differenti velocità (PWS, lenta e veloce).

Per comprendere quanto il prototipo sia affidabile nel riconoscimento delle fasi del passo sono state eseguite delle analisi statistiche analizzando innanzitutto le durate del ciclo del passo dalle quali si è potuto affermare che se la durata del passo identificata dalle fasi riconosciute dal Footswitch aumenta, accade lo stesso anche per quella basata sul riconoscimento da parte dell'algoritmo.

Confrontando gli istanti di tempo corrispondenti alle fasi identificate dal Footswitch e quelle rilevate dall'algoritmo, è possibile osservare che la maggior parte sembrano quasi coincidere, ma in alcune camminate sono presenti delle discrepanze relative a singoli passi o ad alcuni passi in successione, probabilmente causate dallo spostamento del prototipo o da movimenti leggermente differenti eseguiti dal soggetto che non hanno permesso all'algoritmo di riconoscere con precisione la fase del passo.

I risultati confermano che il prototipo presenta alcuni limiti e aspetti da migliorare ma rimane un buon punto di partenza per sviluppare un dispositivo indossabile ed innovativo per l'analisi del cammino.

Abstract

The walk is a simple and natural movement, which allows the person to move, but at the same time it is complex because it involves many parts of the human body.

This action can be compromised by the onset of pathologies that damage its regular development with the introduction of compensatory and incorrect movements.

In order to treat pathological subjects and to help improve their lifestyle, walking is subjected to studies: the gait analysis.

On the market there are many and different tools some of these are large, some of these are not easily movable, sometimes very expensive and with direct contact with the patient, such as optoelectronic systems that use markers positioned on the subject's body surface.

The world of gait analysis is in rapid evolution, in particular the last frontier is the world of the wearable. In recent years the laser technology has been introduced, it is an innovative and easy-to-use approach.

The aim of this thesis is to develop the prototype of a wearable device for the recognition of the phases of the walk using only laser sensors.

Two VL53L0X Time-of-Flight (ToF) laser measurement modules were used, characterized by small size, low price, frequency equal to 50 Hz and an I²C system through which it is possible to interface easily with an Arduino Uno board.

The idea is to study the movement of the foot during walking, in particular to identify the distance from the ground of the toe and heel and subsequently recognize the heel-strike and toe-off phase. Following a preliminary study of the distance measurements obtained, a correlation with the orientation of the foot during walking was found.

With the aim of developing a practical and wearable prototype, the system consisting of two laser sensors is positioned near the subject's malleolus.

The Footswitch © Cometa S.r.l (Italy) sensors were used as validation device and the trigger system was used to collect the synchronized data from both instruments.

With the data obtained from the two methodologies (prototype and Footswitch) of some walks, an algorithm was created in MATLAB® capable of recognizing the phases.

The algorithm was initially validated with some walks and it is able to recognize the heel strike and toe off phases during the walk.

Following this preliminary validation, the prototype and the algorithm were validated by 10 subjects who were asked to walk 10 meter walks at 3 different speeds (PWS, slow and fast). To understand how reliable the prototype is in recognizing the phases, statistical analysis were performed by analyzing first of all the duration of the step cycle, from which it was possible to say that if the duration of the gait cycle identified by the phases recognized by the Footswitch increases, the same happens also for the one based on the recognition by the algorithm.

By comparing the instants of time of the phases identified by the Footswitch and those detected by the algorithm, it is possible to observe that most seem to almost coincide, but in some walks there are discrepancies relating to single steps or to some steps in succession, probably caused by the movement of the prototype or by different movements performed by the subject that did not allow the algorithm to accurately recognize the step phase.

The results confirm that the prototype has some limitations and features to improve but remains a good starting point for developing a wearable and innovative device for gait analysis.

Capitolo 1

Introduzione

Lo studio del cammino è importante per prevenire il progresso di patologie, migliorare lo stile di vita del soggetto e per questi motivi l'analisi del cammino è alla base della valutazione funzionale e della riabilitazione motoria.

Sono state identificate due fasi principali in cui poter suddividere il cammino (fase di attacco e di oscillazione) suddivise in ben altre 8 sotto fasi. Ognuna di queste è caratterizzata da particolari valori dei parametri spazio - temporali e tramite lo studio di quest'ultimi è possibile comprendere se la fase del cammino avviene in modo corretto. In commercio esistono molti e diversi strumenti tramite i quali è possibile ricavare i parametri essenziali per lo studio della camminata: dalle piattaforme di forza, fotocellule, solette a matrici di sensori, sistemi optoelettronici ai sistemi di misurazione inerziale.

Si ricerca sempre di progettare il dispositivo più comodo da utilizzare e confortevole per i soggetti sottoposti all'analisi, utilizzando le tecnologie più innovative presenti sul mercato. L'ultima frontiera è il mondo dell'indossabile ma negli ultimi anni è stata introdotta anche la tecnologia laser. Ecco spiegato il motivo per cui l'obiettivo di questo lavoro di tesi è progettare un sistema indossabile, economico e pratico in grado di rilevare le fasi del ciclo del passo utilizzando sensori laser con tecnologia time of flight.

L'idea iniziale è quella di identificare l'orientamento del piede durante il cammino grazie alle misure di distanza dal terreno rilevate dai sensori laser.

Il movimento che viene ricercato è quello del tallone e della punta, parti principali per l'identificazione delle fasi del passo, infatti il contatto del tallone con il terreno è l'istante che definisce l'inizio del ciclo del passo.

Con lo scopo di realizzare un prototipo che possa essere utilizzato ovunque sia in un laboratorio di analisi del movimento sia in una clinica, si cerca di avere un dispositivo indossabile.

I sensori più adatti a questo obiettivo risultano essere i moduli laser VL53L0X caratterizzati da una dimensione ridotta tale da poter essere posizionati nei pressi del malleolo del soggetto. Studiando le misure di distanza ricavate è possibile realizzare un algoritmo in grado di rilevare le principali fasi del passo.

Il progetto di tesi è stato sviluppato presso l'azienda Cometa S.r.l con sede a Bareggio (MI, Italia).

Il presente elaborato di tesi è così strutturato:

- Capitolo 2 - Valutazione del cammino: nelle pagine successive a questo capitolo viene introdotto il cammino e le sue caratteristiche e spiegato come viene studiato tramite il calcolo dei parametri spazio - temporali e le strumentazioni presenti in commercio;
- Capitolo 3 - Stato dell'arte: in questo capitolo vengono esposti i principali studi presenti in letteratura in cui è stata utilizzata la tecnologia laser all'interno dello studio del cammino;
- Capitolo 4 - Materiali e metodi: in questa parte dell'elaborato viene spiegato il processo di sviluppo del prototipo dalla scelta di tutti i materiali utilizzati, allo sviluppo dell'algoritmo e lo studio del posizionamento della strumentazione per concludere con la validazione e l'analisi statistica dei risultati;
- Capitolo 5 - Risultati: in questo capitolo vengono esposti i risultati ottenuti a seguito delle analisi effettuate riportando sia tabelle riassuntive sia grafici esemplificativi;
- Capitolo 6 - Conclusioni: in queste pagine oltre alle conclusioni a seguito dell'elaborazione dei risultati ottenuti, sono esposti anche i limiti e i possibili sviluppi futuri per il prototipo realizzato in questo progetto di tesi.

Capitolo 2

Valutazione del cammino

Camminare: v. intr. der. di cammino (aus. avere). – Spostarsi, andare a piedi da un punto a un altro.

Come riporta il vocabolario Treccani, il cammino è un mezzo naturale utilizzato dall'essere umano per spostarsi, superare ostacoli, scale, ponti, superfici mutevoli etc. [1]

Nonostante la sua semplicità, essendo un'azione che fa parte della vita quotidiana di un individuo, coinvolge differenti parti del nostro corpo come gli arti superiori e inferiori, il bacino, il tronco e il capo tramite movimenti sincroni tra loro. Il cammino è caratterizzato dall'avanzamento del centro di massa del corpo attraverso una successione di azioni motorie pendolari, ritmiche e alternate degli arti inferiori.

L'efficienza di tali movimenti dipende dalla mobilità articolare libera e dall'attività muscolare in termini di tempi e intensità.

A volte il cammino viene alterato da patologie che coinvolgono la mobilità e l'efficacia muscolare, come ictus, lesione del midollo spinale, trauma e paralisi cerebrale, distrofia muscolare, amputazione, malattia degenerativa delle articolazioni, artrite reumatoide, sclerosi multipla etc.

Durante la deambulazione, i soggetti patologici si sforzano di mantenere la capacità di camminare anche in presenza di gravi disabilità, cedono e accettano le reazioni compensatorie dei segmenti adiacenti sviluppando così un adattamento che risulta essere costituito da un insieme di movimenti normali e anormali, in questo modo i costi energetici aumentano e la versatilità funzionale viene compromessa.

Studiare il cammino, valutarlo, riconoscere i singoli movimenti e la loro corretta esecuzione, calcolare i parametri di riferimento per poter correggerlo e migliorarlo sono i principi alla base della riabilitazione, dell'identificazione della disfunzione di soggetti patologici e un punto di partenza per migliorare la qualità della vita del paziente [2].

L'analisi del cammino ha attirato maggiore attenzione nel dominio clinico poiché rivela informazioni affidabili sull'evoluzione di diverse malattie e condizioni neurologiche che influenzano la funzione sensomotoria. L'analisi dell'andatura può riflettere la qualità della vita dei pazienti e l'effetto dei programmi di trattamento e riabilitazione a cui sono sottoposti [3].

Ad esempio, lo studio del cammino è stato utilizzato per valutare complicazioni muscolo-scheletriche, malattie dovute all'invecchiamento, cardiopatie e condizioni neurologiche come ictus, morbo di Parkinson e sclerosi multipla.

Per questo motivo il cammino è uno dei movimenti più importanti al centro della valutazione funzionale [5] ed è necessario identificare eventi che si verificano durante la camminata da considerare come punti di riferimento per poterlo studiare.

Durante il cammino vengono compiuti movimenti sincroni: mentre il corpo si muove in avanti, un arto funge da fonte mobile di supporto invece l'altro avanza verso un nuovo sito, quindi gli arti invertono i loro ruoli. Una singola sequenza di queste funzioni svolta da parte di un arto è chiamata ciclo del passo (GC - Gait Cycle) [4].

2.1 Il ciclo del passo

Il momento del contatto con il pavimento (IC, Initial Contact) è l'azione generalmente selezionata come inizio del ciclo del passo, in condizioni fisiologiche avviene mediante il tallone.

Il ciclo del passo si basa sulle azioni di un arto e la sua durata è l'intervallo tra due contatti iniziali sequenziali al suolo da parte dello stesso arto (cioè, IC destro e il successivo) quindi due successivi contatti tallone suolo dello stesso piede [5], mentre quello opposto tocca il terreno per iniziare il successivo periodo di appoggio.

Differente invece è il passo: intervallo tra un contatto iniziale di ciascun piede [2] (Figura 2.1).

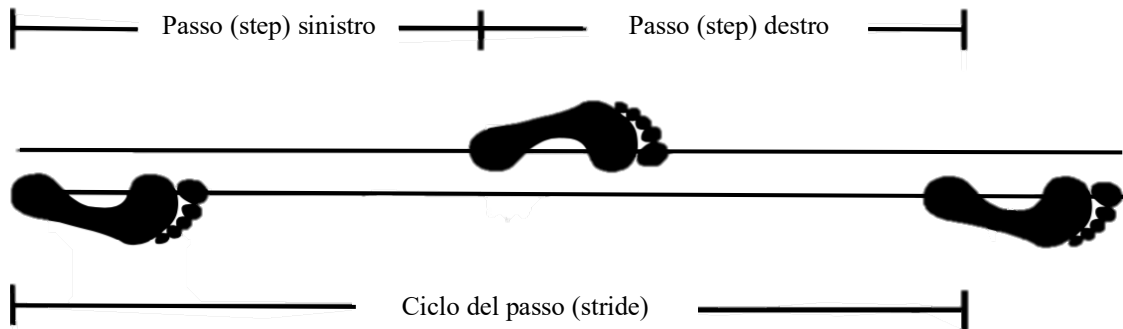


Figura 2.1. Differenza tra passo e ciclo del passo. [8].

2.2 Le fasi del passo

Ogni ciclo del passo è diviso in due periodi: fase di appoggio (stance) e di oscillazione (swing) e prendono il nome di fasi del cammino (Figura 2.2).



Figura 2.2. Identificazione della fase di appoggio e di oscillazione.

Con il termine appoggio si identifica il periodo durante il quale il piede è a terra e comincia con il contatto iniziale (IC).

La parola oscillazione definisce invece il tempo in cui il piede è in aria per l'avanzamento dell'arto ed inizia quando il piede viene sollevato dal pavimento (stacco).

La fase di appoggio è suddivisa in tre intervalli (Figura 2.3) che possono essere di doppio appoggio (entrambi i piedi a contatto con il terreno) o di singolo (un piede a contatto del suolo e l'altro in fase di oscillazione) [5].

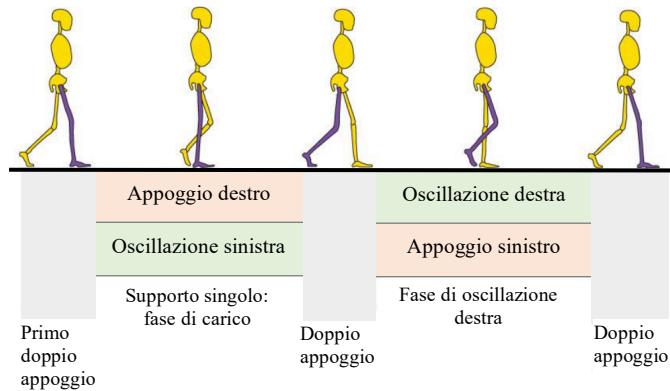


Figura 2.3. Fasi del cammino.

La fase di appoggio e di oscillazione sono caratterizzate, sia all’inizio sia alla fine da un periodo in cui entrambi i piedi sono appoggiati al suolo (doppio appoggio, in inglese: double limb stance) mentre la porzione centrale della fase di appoggio presenta solo un piede in contatto (Singolo appoggio, in inglese: single limb stance).

Con il primo doppio appoggio si inizia il ciclo del passo, è il momento in cui entrambi i piedi sono a terra dopo il contatto iniziale. Il supporto su un solo arto inferiore inizia quando il piede opposto viene sollevato per oscillare durante la fase swing, questo momento viene definito singolo appoggio.

Durante l'intervallo di supporto di un solo arto, l'intero peso del corpo poggia su quell'estremità. La durata di questo arco di tempo è il miglior indice della capacità di supporto dell'arto. In una situazione fisiologica, la distribuzione dei periodi di contatto con il pavimento è del 60% per la fase di appoggio (in particolare 10 % per un appoggio doppio mentre il 40 % per un appoggio singolo) e del 40% per la fase di oscillazione (Tabella 1.1). [9].

	Doppio appoggio		Doppio appoggio	
SX		Fase di oscillazione SX	Fase di appoggio SX	
DX	Fase di appoggio DX			Fase di oscillazione DX
	10%	40%	10%	40%
	60%			

Tabella 2.1. Fasi temporali delle fasi del cammino.

La durata di questi intervalli dipende dall'andatura che varia con la velocità di deambulazione della persona. Alla consueta velocità di camminata di 80 m/min, i periodi di appoggio e di oscillazione rappresentano rispettivamente il 62% e il 38% del ciclo.[2]

La durata di entrambe le fasi mostra una relazione inversa alla velocità di deambulazione, sia la fase di stance sia quella di swing si accorciano all'aumentare della velocità dell'andatura.

Camminare più velocemente allunga proporzionalmente la single limb stance e accorcia i due intervalli della double limb stance, il contrario è vero quando la velocità diminuisce.

Lo studio del tempo e dell'angolo articolare di ogni fase del cammino è molto significativo, fornisce un mezzo per correlare le azioni simultanee delle singole articolazioni in schemi di funzionalità totale ed è ritenuto un approccio importante per interpretare gli effetti funzionali della disabilità.

A seguito di numerosi studi e modelli di movimento correlato a una diversa richiesta funzionale è stato definito che ogni passo contiene otto moduli funzionali (Figura 2.4), tecnicamente definiti come sotto fasi, poiché le divisioni principali del ciclo del passo sono la fase di appoggio e la fase di oscillazione (Tabella 2.2).

Ciascuna delle otto fasi del cammino ha un obiettivo funzionale e un movimento sinergico, la combinazione sequenziale consente all'arto di svolgere tre compiti fondamentali: accettazione del peso, supporto per arto singolo e avanzamento degli arti.

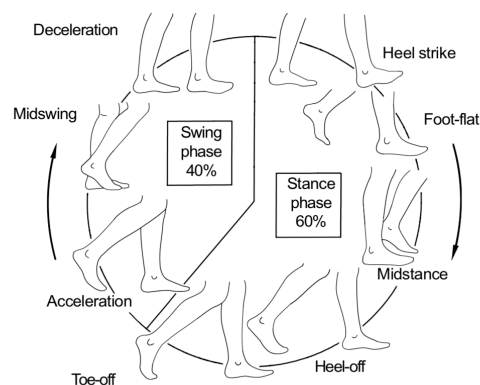


Figura 2.4. Le 8 sotto fasi del cammino.[14].

Periodo	Compiti	Fasi	Obiettivi	% passo
Appoggio	Accettazione del carico	Contatto iniziale	Posizionamento dell'arto per iniziare l'appoggio.	0 - 2
		Risposta al caricamento	Assorbimento degli urti Stabilità sotto carico Conservazione della progressione	2 - 10
	Supporto di un solo arto	Appoggio intermedio	Progressione sul piede in appoggio Stabilità degli arti e del tronco	10 - 30
		Appoggio terminale	Progressione del corpo oltre il piede di appoggio	30 - 50
Oscillazione	Avanzamento degli arti	Preoscillazione	Posizionamento dell'arto per l'oscillazione	50 - 60
		Oscillazione iniziale	Avanzamento dell'arto	60 - 73
		Oscillazione intermedia	Avanzamento degli arti	73 - 87
		Oscillazione terminale	Avanzamento completo dell'arto Preparazione dell'arto per l'appoggio	87 - 100

Tabella 2.2. Sotto fasi del cammino. [2] [8] [9]

2.3 Parametri spazio-temporali

I parametri che caratterizzino globalmente il cammino del soggetto vengono nominati spazio-temporali e riguardano sia aspetti spaziali come lunghezza del passo sia temporali come durata del passo sia entrambi come la velocità del cammino.

Il primo parametro da prendere in considerazione è la durata del passo, come unità di misura si utilizzano i secondi ed è definito dal momento di attacco allo stacco del piede durante il cammino, è così identificata la frequenza (Formula 2.1).

$$Frequenza [Hz] \left[\frac{stride}{s} \right] = \frac{1}{durata\ del\ passo [s]}$$

Formula 2.1. Calcolo della frequenza.[7]

Dalla durata del passo è possibile calcolare la cadenza (Formula 2.2-2.3).

$$Cadenza \left[\frac{stride}{min} \right] = \frac{60}{durata\ del\ passo [s]}$$

Formula 2.2. Calcolo della cadenza con unità di misura stride/min. [7]

$$Cadenza \left[\frac{step}{min} \right] = \frac{120}{durata\ del\ passo [s]}$$

Formula 2.3. Calcolo della cadenza con unità di misura step/min. [7]

Per quanto riguarda i parametri spaziali è di fondamentale importanza la lunghezza del passo, misurata in metri e identificata dallo spazio tra l'appoggio del tallone di un piede e il successivo. Diversa è la lunghezza del semipasso definita invece come la distanza che intercorre tra l'appoggio del tallone di un piede e quello del tallone del piede controlaterale, anch'essa misurata in metri (Figura 2.5).

La larghezza del passo è comunemente definita come la distanza medio-laterale tra i piedi (Figura 2.5).

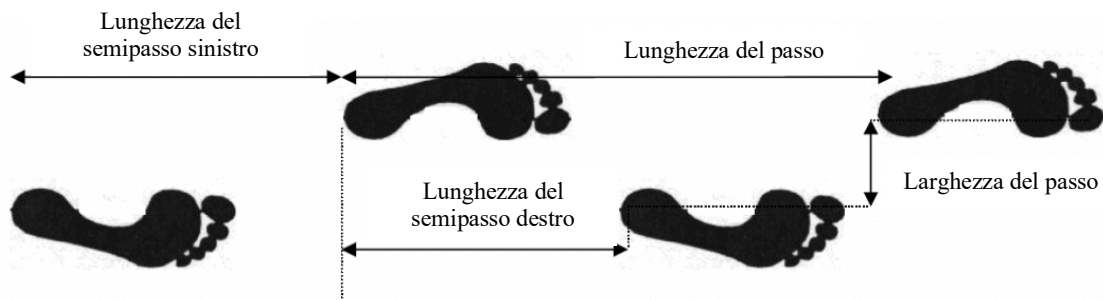


Figura 2.5. Parametri spaziali del cammino.[6]

Avendo a disposizione la lunghezza del passo diventa semplice calcolare la velocità del cammino in due modi (Formula 2.4 e Formula 2.5):

$$\text{Velocità del cammino} \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right] = \frac{\text{lunghezza del passo}[\text{m}]}{\text{durata del passo}[\text{s}]}$$

Formula 2.4. Calcolo della velocità del cammino.[7]

$$\text{Velocità del cammino} \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right] = \text{lunghezza del passo}[\text{m}] * \frac{\text{cadenza} \left[\frac{\text{step}}{\text{min}} \right]}{120 [\text{s}]}$$

Formula 2.5. Calcolo della velocità del cammino.[7]

Questi parametri sono alla base dello studio del cammino e vengono calcolati sia manualmente sia utilizzando una strumentazione specifica.

2.4 Strumentazione

Nell'ambito della valutazione funzionale e riabilitazione motoria, esistono differenti strumenti che permettono di ricavare i parametri descritti nel Paragrafo 2.3, molto importanti sia per diagnosticare che per prevenire la progressione di patologie e migliorare lo stile di vita del paziente.

Esistono molti strumenti per l'analisi del cammino tra cui:

- piattaforme dinamometriche;
- pedane baropodometriche e solette a matrici di sensori;
- cronometri e fotocellule;

- sistemi optoelettronici;
- sistemi inerziali.

2.4.1 Piattaforme dinamometriche

In alcune patologie o alterazioni locomotorie, è importante valutare le modalità di appoggio della pianta del piede che possono essere alquanto modificate rispetto al pattern classico dei soggetti: tallone, pianta del piede, distacco del tallone, arco metatarsale e alluce. Per soddisfare questa necessità esistono le piattaforme dinamometriche, dispositivi costituiti da un piano rigido di forma rettangolare o quadrata, sostenuto in quattro punti da celle di carico vincolate a una base di appoggio rigida, a sua volta vincolata o appoggiata al terreno.

Le principali differenze tra le piattaforme sono strettamente dipendenti dal tipo di celle di carico utilizzate (estensimetriche o piezoelettriche).

La caratteristica principale delle piattaforme dinamometriche è la capacità di calcolare la reazione al terreno esercitata dal soggetto durante il cammino, identificata come vettore F costituito da tre componenti (F_x , F_y ed F_z) considerando il piano di appoggio della pedana il piano xz (Figura 2.6).

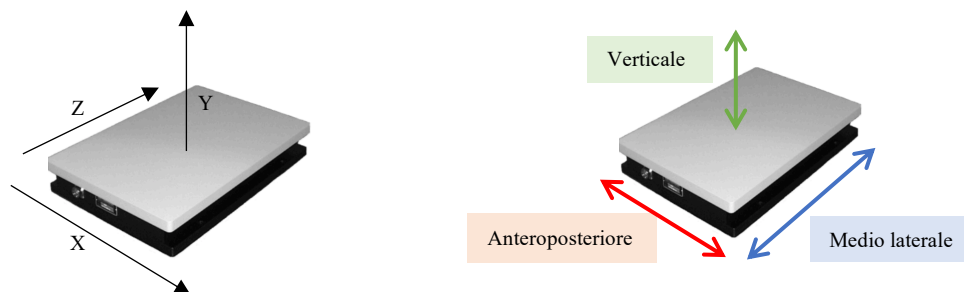


Figura 2.6. Pedana dinamometrica e le sue componenti vettoriali di riferimento.

In particolare, per analizzare il cammino è necessario che l'avanzamento del soggetto avvenga nel piano sagittale (xy) tale che i piedi del soggetto appoggino sul piano xz . La condizione vincolare che si crea durante il cammino permette di calcolare il punto in cui la linea della reazione interseca il piano di appoggio (punto P della Figura 2.7), chiamato anche “centro di pressione” e il momento che nasce attorno all’asse verticale (M' , Figura 2.7).

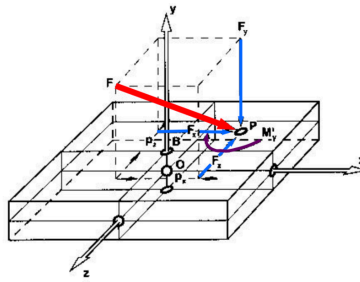


Figura 2.7. Forze e reazioni con il terreno calcolate utilizzando la piattaforma di forza.

Il calcolo del centro di pressione nel tempo è uno strumento importante per stimare le modalità con cui la pianta del piede trasmette il carico al terreno, osservabile dalla rappresentazione grafica della reazione vincolare chiamata “vettogramma”. Il vettogramma è ottenuto campionando la forza e il centro di pressione ad intervalli di tempo costanti (50 o 100 ms), i vettori rilevati vengono proiettati nel piano sagittale e frontale. L’analisi della forma di tale grafico può essere identificata come un’interpretazione preliminare del cammino.

2.4.2 Pedane baropodometriche e solette a matrici di sensori

La pressione e la sua distribuzione sulla pianta del piede sono aspetti importanti per lo studio del cammino e la valutazione di molte patologie. Gli strumenti che vengono utilizzati per identificare il rilievo della pressione possono essere strumenti fissi come le pedane baropodopometriche e strumenti mobili come le solette a matrici di sensori. Le pedane misurano la distribuzione del carico sulla pianta del piede facendo camminare il soggetto al di sopra con il piede nudo. Sono piattaforme statiche e possono essere di varie dimensioni, sono strumenti molto efficaci perché forniscono i dati sulla distribuzione della pressione durante l’appoggio del piede al suolo e inoltre permettono di calcolare parametri come la lunghezza e larghezza dell’orma, l’area di contatto, l’angolo del passo, la lunghezza e larghezza del passo, il tempo di singolo e doppio appoggio e il tempo di volo. Nonostante queste piattaforme sembrano essere molto efficaci sono sistemi fissi e non indossabili. Le solette a matrici di sensori sono invece strumenti mobili e indossabili anche con calzature con ortesi, valutando i carichi agenti sul piede in condizioni più vicine alla realtà. Questa strumentazione consiste nell’applicazione alla pianta del piede di sensori di pressione on/off che quando risentono della pressione generano un segnale la cui ampiezza permette di

riconoscere quale parte della superficie plantare è in contatto con il terreno. Dai dati ricavati è possibile riconoscere la fase di attacco e stacco oltre alla durata del ciclo del passo. Un esempio di questo tipo di sensori sono i Footswitch (per maggiori dettagli vedere Paragrafo 4.3.4) realizzati dall'azienda ©Cometa S.r.l. (Italia), costituiti da 4 sensori piezoresistivi sensibili alla pressione (Figura 2.8) che quando risentono della pressione esercitata dal contatto con il terreno producono un segnale a gradini (Figura 2.9).



Figura 2.8. Sensori Footswitch ©Cometa S.r.l. (Italia).



Figura 2.9. Segnale visualizzato durante l'utilizzo dei sensori Footswitch ©Cometa S.r.l (Italia).

Questi sensori nonostante siano molto precisi, sono anche molto sensibili in particolare alle caratteristiche del pavimento con cui vengono a contatto che, se non adeguato, potrebbe rovinarli; sono indossabili ma ciò comporta la presenza di un set up lungo andando in contro anche ad un possibile errore relativo al posizionamento non corretto sulla pianta del piede da parte dell'operatore. Se utilizzati con piedi nudi, la loro sensibilità potrebbe essere influenzata dalle caratteristiche della pelle del soggetto essendo posizionati tramite adesivi.

2.4.3 Cronometri e fotocellule

Gli strumenti che si usano per misurare intervalli temporali nel campo della valutazione funzionale sono i cronometri, caratterizzati da un'elevata precisione dell'ordine dei millesimi di secondo. L'accuratezza di una misura temporale dipende, non solo dalle qualità dello strumento ma anche dai comandi in cui si definisce l'inizio e la fine, generalmente definiti da un operatore che comporta la possibile presenza di errori di non facile quantificazione. Per migliorare questa criticità e la ripetibilità della misura vengono utilizzati dispositivi come le fotocellule il cui funzionamento si basa sulla fotoelettricità: capacità di emettere cariche elettriche quando sono illuminate da una luce con una determinata lunghezza d'onda. Quindi, quando una persona camminando interrompe il fascio luminoso che colpisce la fotocellula, genera una variazione elettrica tale da fornire questa informazione ad altri strumenti come il cronometro; in questo modo i comandi sono generati da eventi elettrici che rispecchiano quello che accade nella realtà. In alcune applicazioni, si usano array di sensori fotosensibili in grado di fornire una mappatura delle interruzioni dei fasci di luce contenuti nel piano, in questo modo è possibile ricavare più informazioni per la corretta identificazione dell'istante di start o stop. La Figura 2.10 riporta un esempio di array di fotocellule in cui più elementi sono disposti orizzontalmente fino ad ottenere una pista strumentata che permette di analizzare non solo la camminata ma anche la corsa.

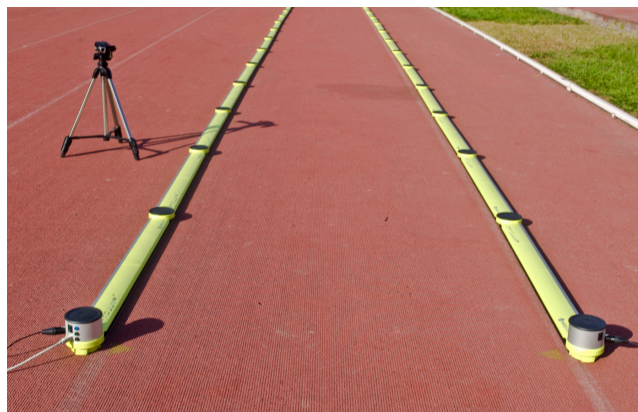


Figura 2.10. Sistema di array di fotocellule.

2.4.4 Sistemi optoelettronici

I sistemi optoelettronici utilizzano videocamere dotate di dispositivi per la rilevazione del segnale luminoso derivato da marker di forma geometrica localizzati sulla superficie corporea del soggetto. Le lenti della telecamera sono circondate da diodi che emettono radiazioni, dal rosso all'infrarosso, riflesse nella direzione dei marcatori la cui superficie è costituita da un materiale retroriflettente, inoltre sono dotate di un filtro che le rende sensibili ad una specifica lunghezza d'onda in grado così di rilevare solo i marker. [14] Gli attuali sistemi consentono il tracciamento automatico delle traiettorie dei marker utilizzati in tempo reale (Figura 2.11). Nel piano dell'immagine di una telecamera, i marker vengono visualizzati, mediante opportune soglie, sotto forma di punti distinti. Nelle fotocamere digitali, che sono le più comuni, un'immagine corrisponde a una mappa di pixel e un marker sferico si proietta nel piano dell'immagine nella forma di un cerchio.

Il sistema optoelettronico con marker passivi ha come principio quello di determinare le coordinate spaziali nello spazio reale di un punto (centro del marker), dalle coordinate bidimensionali sui piani dell'immagine di almeno due telecamere, che richiedono una calibrazione. Per svolgere questa conversione è necessario una rappresentazione di tutti i componenti con coordinate, per esempio: un punto nello spazio 3D è rappresentato da ben quattro di esse. Il sistema è complesso e necessita una precisa installazione e calibrazione.

Gli errori che si manifestano nell'utilizzo di questa strumentazione possono essere di due tipi: sistematici o casuali. Gli errori sistematici sono associati a inaccuranze nella calibrazione del sistema che deve essere eseguita in modo accurato e ripetuta per mantenere inalterate le prestazioni dello strumento. Gli errori casuali possono essere prodotti dal rumore elettronico, dal flickering (imprecisione con cui l'immagine dei marcatori è convertita in punti immagine) e dalla quantizzazione legata al processo di digitalizzazione, che trasforma le coordinate immagine del marcatore in valori numerici.

Bisogna anche considerare gli errori relativi al posizionamento dei marker sui riferimenti anatomici che in molti casi sono sottocutanei e la loro determinazione attraverso la palpazione non è sempre precisa. Questa localizzazione scorretta può essere dovuta al fatto che i riferimenti non sono punti ma superfici, a volte larghe ed irregolari, e possono essere coperti da uno strato di tessuto molle di spessore e composizione variabile, inoltre la procedura di palpazione adottata per il riconoscimento può essere diversa.

Gli artefatti di tessuto molle sono gli spostamenti relativi tra marcatore e segmento osseo corrispondente a causa della presenza tra loro di cute, tessuto adiposo, muscoli, tessuti deformabili passivi che si muovono durante il movimento.

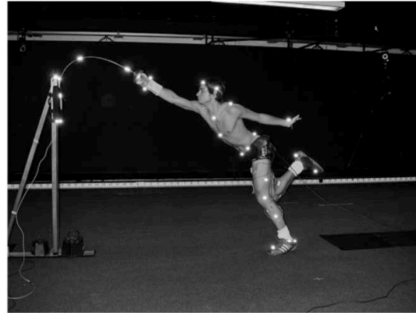


Figura 2.11. Esempio di sistema optoelettronico.[14]

2.4.5 Sistemi inerziali

I sensori chiamati IMU (Unità di Misurazione Inerziale) sono in grado di rilevare la posizione di un oggetto partendo da dati di accelerazione e di velocità misurati. Questi sistemi contengono al loro interno tre elementi fondamentali:

- Accelerometro (in genere a 3 assi) in grado di calcolare l'accelerazione, se statico rispetto al mondo esterno, misura l'accelerazione di gravità $g = 9,81 \text{ m/s}^2$.
- Giroscopio, trasduttore in grado di identificare la velocità di rotazione di un corpo, costituito da masse vibranti che sfruttano le accelerazioni di inerzia che nascono per effetto del moto del sensore rispetto un sistema di riferimento non inerziale (accelerazione di Coriolis).
- Magnetometro in grado di rilevare l'intensità e la direzione del campo magnetico nel quale è immerso.

Per un utilizzo corretto, questi sensori necessitano di una calibrazione iniziale. In base alla presenza ed alla combinazione di questi 3 elementi sono stati sviluppati sistemi indossabili in grado di fornire una stima dei principali parametri spazio - temporali durante il cammino e la corsa (Figura 2.12).



Figura 2.12. Wave Track ©Cometa S.r.l. (Italia).

Nonostante la facile maneggevolezza e comodità, questi sensori presentano alcune criticità come la limitata accuratezza della stima della posizione attraverso l'integrazione dell'accelerazione [3], piccoli errori nella stima della distanza e della direzione che il rumore del segnale (come le vibrazioni del corpo) può peggiorare [11].

2.4.6 Tecnologia laser

Negli ultimi anni è stato introdotto una nuova tecnologia per l'analisi del cammino: il laser. I laser in commercio sono molti e ognuno con diverse caratteristiche fornendo un'ampia scelta per ogni scopo.

Questo ambito è tutt'ora in via di sviluppo e sottoposto a numerosi studi, si cerca di utilizzare questi dispositivi che presentano grandi potenzialità in associazione anche ad altri strumenti già precedentemente citati, per calcolare la distanza percorsa e la lunghezza del passo oltre anche a tutti gli altri parametri che caratterizzano il cammino.

Come spiegato nel presente Capitolo 2 ci sono differenti tipi di strumentazione per lo studio del cammino con ottime caratteristiche ma anche con alcuni piccoli difetti.

Si ricerca sempre l'innovazione e, in particolare, il mondo dell'indossabile è in continua evoluzione, essendo molto comodo e funzionale.

Proprio per questo motivo, nel presente lavoro di tesi si è progettato un prototipo indossabile per lo studio del cammino sfruttando la potenzialità del laser.

Capitolo 3

Stato dell'arte

Un nuovo approccio per lo studio del cammino consiste nell'utilizzo del laser per rilevare e analizzare l'andatura di un soggetto. In questo capitolo sono riportati alcuni studi che sfruttano questa tecnologia e dimostrano come sia semplice ed economica rispetto ad altre strumentazioni già presenti sul mercato, a volte fisse e complesse.

3.1 Prestazioni del passo calcolate tramite telemetro laser

Uno studio pubblicato nel 2013 dal Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation dal titolo "Development of measurement system for task oriented step tracking using laser range finder", applica un telemetro laser¹ per valutare i parametri temporali e spaziali delle prestazioni del passo come velocità e lunghezza, valutando la posizione e la velocità del centro sia di una singola gamba sia di entrambe, durante un esercizio di passo ritmico RSE (rhythmic stepping exercise).[12] La traiettoria del passo (posizione e velocità di ciascuna gamba) e le prestazioni del passo (precisione del passo rispetto al quadrato di destinazione) sono state determinate utilizzando il sistema di misurazione costituito da un telemetro laser (LRF) caratterizzato da un periodo di scansione di 0,1 s, un errore di $\pm 0,06$ m nel campo del passo, un personal computer (PC) e due poli di calibrazione (Figura 3.1). Il sistema misura le posizioni e le velocità del centro di ciascuna gamba e di entrambe le gambe, distinguendo tre modelli LA (due gambe divaricate), FS (Forward Straddle) e SL (Single Leg) da cui è possibile valutare l'accuratezza con cui il partecipante si avvicinava al bersaglio. Inoltre, da queste informazioni, tramite l'algoritmo di rilevamento della gamba e

¹ Il telemetro laser è uno strumento di alta precisione per la misura di distanze fra due punti, il cui funzionamento si basa sull'emissione di un raggio laser di bassa energia e quindi teoricamente non pericoloso.

il sistema di coordinate fissato per il campo del passo, è possibile ricavare il quadrato su cui si è spostato il soggetto. Se le gambe del partecipante si trovano all'interno del quadrato di destinazione, viene visualizzato il simbolo "O", invece se una gamba è al di fuori appare il simbolo " Δ " oppure se lo sono entrambe il simbolo è " \times ". In questo modo, se il soggetto si è spostato sull'obiettivo esatto, viene visualizzato il segnale visivo per il movimento. Il sistema di misurazione è stato validato utilizzando delle piattaforme di forze: il tempo di foot-off e di contatto del piede quantificati sono risultati altamente correlati con i dati rilevati dalle pedane, facendo risultare valido il sistema ideato. Questa strumentazione può essere utile per misurare le prestazioni del passo, risulta essere un mezzo semplice ed economico, ha una maggiore portabilità, nonostante la necessità di utilizzare due poli, e può analizzare un numero superiore di parametri temporali e spaziali rispetto ai sistemi di misurazione esistenti come le piattaforme di forza, precedentemente descritte nel Paragrafo 2.2.1.

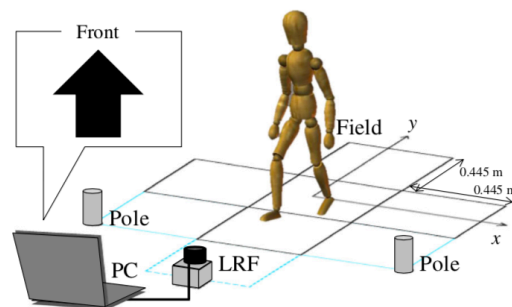


Figura 3.1. Sistema di misurazione per tracciamento del passo usando un LRF.

3.2 Registrazione dello spostamento delle gambe utilizzando un sensore di raggio laser bidimensionale

I sensori di raggio laser bidimensionali vengono principalmente utilizzati per ottenere informazioni sullo scenario topografico circostante, in applicazioni correlate al calcolo del volume, per rilevare ostacoli e identificare le persone che camminano in un determinato luogo. Lo studio "Measuring Gait Using a Ground Laser Range Sensor" [13] propone l'utilizzo di questi strumenti per lo studio del cammino, in particolare per il calcolo della fase di appoggio e di oscillazione. Viene sviluppato un sistema di misurazione costituito da un piccolo sensore di raggio laser a prisma (©Hokuyo UTM-30LX [14]) collegato a un

computer portatile. In questa tecnologia, la distanza tra il laser e l'oggetto si ottiene misurando il tempo trascorso tra l'emissione di un raggio laser pulsato e la ricezione della sua eco, questo tempo viene utilizzato per stimare la distanza.

Il laser a scansione radiale bidimensionale, preso in considerazione in tale studio [13], è caratterizzato da un raggio di rilevamento efficace fino a 30 metri in ambienti interni ed esterni, necessita di una fonte di alimentazione dedicata (12 V, e 0,7 A), il campo di scansione presenta un intervallo da -135° a $+135^\circ$ (lo 0° è situato nella parte anteriore del dispositivo) con una risoluzione di 1 mm e un tempo di scansione completato in 0,025 s.

L'UTM è stato posizionato ad un'altezza di 100 mm con il piano di scansione parallelo al suolo, approssimativamente all'altezza della caviglia, per ottenere la massima informazione dalle gambe senza rilevare le scarpe o i piedi durante la camminata (Figura 3.2).

Nella metodologia proposta si stima la posizione delle gambe inserendo due cerchi con i punti laser che ne definiscono il contorno e si estraggono i parametri di deambulazione. I principali vantaggi dell'utilizzo di un sensore di raggio laser per registrare l'andatura sono:

- è necessario un solo sensore posizionato con il piano di scansione parallelo al suolo per registrare il movimento poiché consente spostamenti di deambulazione a medio raggio comprendenti diversi passi;
- non sono necessari marker esterni posizionati sulla superficie corporea;
- il sistema può essere utilizzato per misurazioni interne ed esterne, a seconda del sensore laser e su qualsiasi superficie del terreno senza riferimenti visivi;
- non è richiesta una calibrazione iniziale o scale di riferimento;
- il sistema di misurazione può essere montato ovunque in pochi minuti.

Il principale svantaggio del sistema di misurazione è che si otterranno solo informazioni planari della posizione delle gambe ad un'altezza fissa.

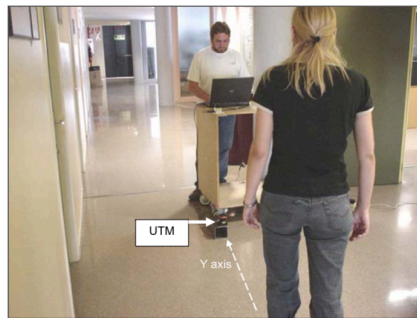


Figura 3.2. Esempio di utilizzo del sensore LRF.

3.3 Un sensore di raggio laser LIDAR (Light Detection And Ranging) per misurare le traiettorie oscillanti durante la camminata

Come spiegato nel Paragrafo 3.2 il sensore laser LIDAR² risulta essere un buon strumento per lo studio del cammino, per questo motivo la pubblicazione intitolata “Measuring Oscillating Walking Plus” [15] utilizza la stessa strumentazione per calcolare la fase oscillante durante la camminata.

La stima dei parametri di andatura e di traiettoria è stata ottenuta con un LIDAR terrestre utilizzando il medesimo set up del Paragrafo 3.2 (Figura 3.3) ed è stata calcolata su tre diversi tipi di andature per testare il sistema di misurazione proposto con andamenti rettilinei e oscillanti.

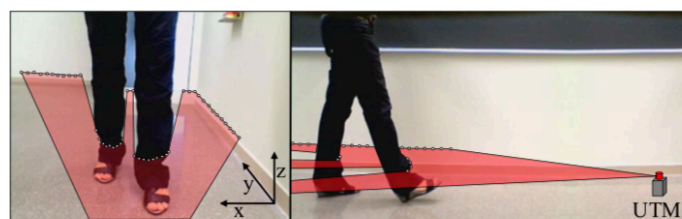


Figura 3.3. Rappresentazione di una tipica procedura di scansione durante un esperimento di camminata.

² **LIDAR** (acronimo dall'inglese *Light Detection and Ranging*) è una tecnica di telerilevamento che permette di determinare la distanza di un oggetto o di una superficie utilizzando un impulso laser. La distanza dell'oggetto è determinata misurando il tempo trascorso fra l'emissione dell'impulso e la ricezione del segnale.

La conclusione è che una traiettoria di camminata ampia e oscillante può essere misurata utilizzando un LIDAR terrestre in un'infrastruttura di dimensioni minime senza alcun contatto con il soggetto. Questa strumentazione può favorire lo sviluppo di una nuova gamma di applicazioni non invasive e ambulatoriali basate sull'analisi del percorso di deambulazione o dei parametri del cammino.

3.4 Tracciamento delle gambe utilizzando un sensore di raggio laser (LRS) nei test del cammino

Un test comunemente utilizzato per lo studio del cammino è il Timed Up and Go (TUG), in grado di fornire informazioni sul rischio di caduta, sul livello di disabilità di soggetti anziani o di persone con patologie neurologiche come il morbo di Parkinson. Il test misura il tempo che il soggetto impiega a camminare per 3 metri, fare un giro di 180 ° e tornare alla posizione di seduta originale. Solitamente il test TUG viene eseguito valutando il tempo totale necessario per completarlo mediante un cronometro. [6]

Nello studio Improved Leg Tracking Considering Gait Phase and Spline-Based Interpolation during Turning Motion in Walk Tests [16] viene proposto l'utilizzo di un sensore di raggio laser per valutare la funzione motoria nei test del cammino, come il TUG.

Per misurare questi parametri della camminata come velocità, cadenza, lunghezza e larghezza del passo di deambulazione per la valutazione del rischio di caduta dal TUG, è necessario un sistema di misurazione in grado di identificare la traiettoria di entrambe le gambe su diversi metri e ottenere dati di distanza ad alta precisione su un ampio intervallo. Il sistema di misurazione proposto è senza contatto: il sensore LRS (©Hokuyo UTM-30LX [14]) è stato installato all'altezza dello stinco e acquisisce i dati sulla distanza scansionando un singolo raggio laser su un piano orizzontale (Figura 3.4), il sistema rileva e segue entrambe le gambe del partecipante utilizzando un metodo di rilevamento basato su tre modelli. Tuttavia, entrambe le gambe potrebbero essere vicine l'una all'altra e una gamba potrebbe essere nascosta dal sensore, in particolare durante il movimento di svolta nel TUG, dove il tempo in cui una gamba è nascosta dall'LRS è più lungo di quello durante la camminata diritta e la direzione del movimento cambia rapidamente. È probabile che queste situazioni portino a un falso rilevamento e deteriorino la precisione di misurazione delle

posizioni delle gambe. Questo problema è stato risolto con l'aggiunta di dati che considerano la fase del passo e un'interpolazione durante l'occlusione.

Questo sistema è stato validato tramite l'utilizzo di un sistema di analisi del movimento tridimensionale.

In molti casi, per misurare i parametri di deambulazione con elevata affidabilità sono utilizzati piattaforme di forza o sistemi optoelettronici che, a causa del loro costo, dimensione e mancanza di comodità, sono difficili da installare nei centri sanitari.

Come strumento di misura senza contatto, è possibile utilizzare un sensore di portata laser (LRS), come esposto nei Paragrafi 3.1,3.2 e 3.3, questi dispositivi sono relativamente piccoli e poco costosi.

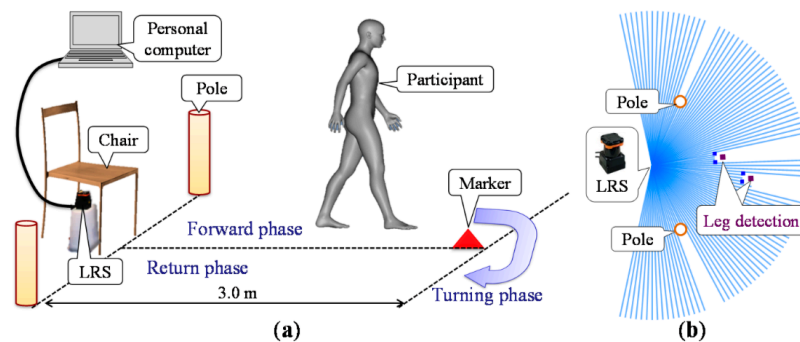


Figura 3.4. Sistema di misurazione del cammino utilizzando un sensore LRS per il test TUG.

3.5 Sensori di distanza a infrarossi (IR) per calcolare l'altezza del piede dal suolo

Lo studio intitolato “An Accurate Wearable Foot Clearance Estimation System: towards a real time measurement system” [3] presenta un sistema di misurazione accurato, robusto e indossabile che, insieme ad algoritmi, permette di fornire una stima in tempo reale dell'altezza e dell'orientamento del piede utilizzando sensori di misura di distanza a infrarossi. Per stimare con precisione l'altezza del piede quando l'orientamento cambia dinamicamente durante il cammino, sono stati progettati diversi algoritmi basati sulla fisica dei sensori e utilizzando i dati acquisiti rispetto a un sistema di riferimento.

I sensori di distanza a infrarossi (IR), GP2YOA41SKOF (SHARP®, Giappone), sono stati utilizzati per misurare l'altezza del piede nell'intervallo da 4 a 30 cm, funzionano in base all'angolo di ricezione del raggio IR riflesso sui rilevatori, quindi maggiore è la distanza, minore sarà l'angolo. Quando il sensore è parallelo al suolo può misurare l'altezza, quando è inclinato può fornire invece solo una stima della distanza dal suolo che deve essere corretta con un calcolo approssimativo dell'orientamento del sensore utilizzandone altri o un'unità di misura inerziale (IMU). Per i sensori IR è stato implementato un filtro passa basso Butterworth con frequenza di taglio di 16 Hz per ridurre al minimo l'effetto del rumore ed è stato utilizzato un sistema di acquisizione dati (National Instruments, USA) per leggere le misurazioni del sensore a 1 kHz.

Utilizzando una coppia di sensori IR fissati sulla scarpa (Figura 3.5), è possibile calcolare l'angolo del piede corrispondente all'orientamento dei sensori. Ad esempio, l'angolo del piede estratto dai sensori 1 e 2 può essere calcolato come riporta la Formula 3.1.

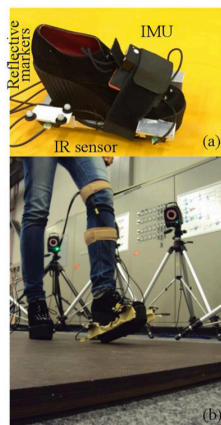


Figura 3.5. Posizionamento dei sensori IR sulla scarpa.

$$\beta = \tan^{-1} \frac{d_2 - d_1}{l_{12}}$$

l_{12} = distanza tra il sensore 1 e 2

d_1 = distanza dal suolo rilevata dal sensore 1

d_2 = distanza dal suolo rilevata dal sensore 2

Formula 3.1. Calcolo dell'angolo dell'orientamento del piede.

I movimenti che influenzano maggiormente sono le tre rotazioni della caviglia ovvero inversione-eversione, flessione dorsi-plantare e pronazione-supinazione, in particolare le prime due generano variazione sulla misurazione dei sensori e la loro altezza. Pertanto, considerando un terzo sensore posizionato sullo stesso piano anatomico frontale del sensore 1 e sul lato opposto del piede (Figura 3.6), la stima dell'angolo di inversione (α) e dell'angolo di dorsiflessione (β) viene calcolata come riportano le Formule 3.2 e 3.3.

$$\hat{\alpha} = \tan^{-1} \frac{\widehat{d}_1 - \widehat{d}_3}{l_{13}}$$

$$\begin{aligned} l_{13} &= \text{distanza tra il sensore 1 e 3} \\ \widehat{d}_1 &= \text{distanza dal suolo rilevata dal sensore 1} \\ \widehat{d}_3 &= \text{distanza dal suolo rilevata dal sensore 3} \end{aligned}$$

Formula 3.2. Calcolo dell'angolo di inversione della caviglia.

$$\hat{\beta} = \tan^{-1} \frac{\widehat{d}_2 - \widehat{d}_1}{l_{12}}$$

$$\begin{aligned} l_{12} &= \text{distanza tra il sensore 1 e 2} \\ \widehat{d}_1 &= \text{distanza dal suolo rilevata dal sensore 1} \\ \widehat{d}_2 &= \text{distanza dal suolo rilevata dal sensore 2} \end{aligned}$$

Formula 3.3. Calcolo dell'angolo di dorsiflessione della caviglia.

L'altezza di ciascun sensore h_i (Figura 3.6) può essere calcolata utilizzando gli angoli stimati del piede come indica la Formula 3.4.

$$\begin{aligned} \widehat{h}_i &= \widehat{d}_i * \cos \hat{\alpha} * \cos \hat{\beta} \\ \widehat{h}_i &= \text{altezza di ciascun sensore} \\ \widehat{d}_i &= \text{distanza di ciascun sensore} \end{aligned}$$

Formula 3.4. Calcolo dell'altezza di ciascun sensore.

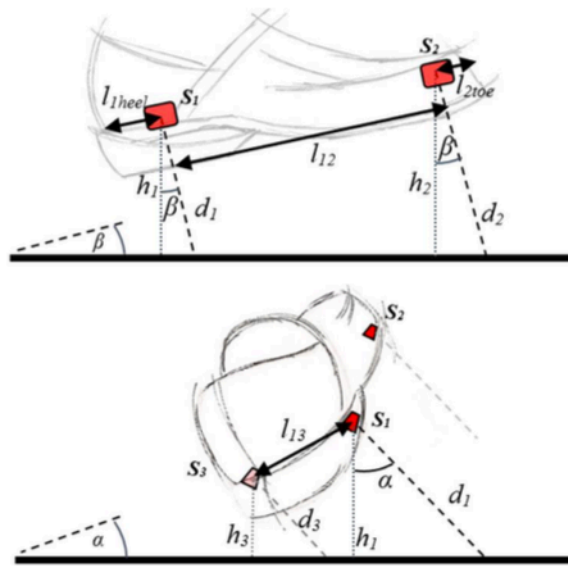


Figura 3.6. Configurazione dei sensori IR sulla scarpa.

La Figura 3.7 mostra alcuni risultati di questo lavoro relativo alle stime dell'altezza del tallone durante la deambulazione fisiologica.

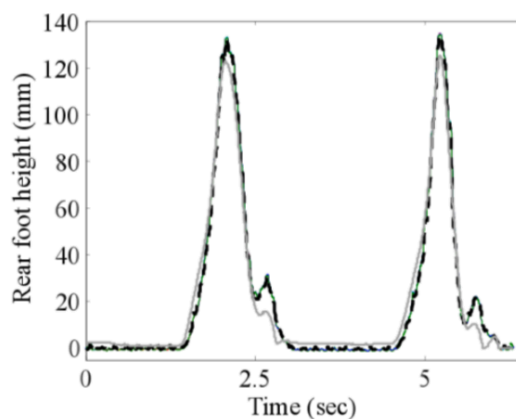


Figura 3.7. Stime dell'altezza del tallone.

Per sviluppare questo sistema indossabile per la stima dei parametri di altezza del piede sono state utilizzate quattro configurazioni di sensori, partendo da uno fino a tre sensori e una combinazione costituita da un IR e un IMU per stimare le distanze tra tallone e punta.

La strumentazione proposta è stata valutata in condizioni di deambulazione fisiologiche e di deambulazione con altezza del passo esagerata, rotazioni di inversione ed eversione, ottenendo come risultato la capacità di misurare le distanze del tallone e della punta in modo più accurato rispetto ai sistemi indossabili presenti in commercio.

Anche questo ultimo studio presentato in questo capitolo dimostra la potenzialità e l'efficienza nell'utilizzo di sensori laser per l'analisi del cammino.

Lo scopo del presente lavoro di tesi è di proporre un prototipo di strumentazione basato sul solo utilizzo di sensori laser per lo studio del cammino, realizzando una strumentazione semplice, indossabile ed economica.

Capitolo 4

Materiali e metodi

L'obiettivo del presente lavoro di tesi è utilizzare sensori laser per sviluppare un sistema pratico ed economico con lo scopo di studiare il cammino, in particolare individuare le fasi di attacco e di stacco durante la deambulazione.

4.1 Sensore laser VL53L0X

Si è scelto di utilizzare un modulo di misurazione laser Time-of-Flight (ToF) VL53L0X (Tabella 4.1), in grado di rilevare la distanza dall'oggetto più vicino misurando il tempo impiegato dalla luce per viaggiare e riflettere [17]. Questo tipo di misurazione (ToF) permette di determinare con precisione la distanza assoluta da un oggetto senza che la sua riflettanza³ influenzi la misurazione [18].

L'emettitore VCSEL (Vertical Cavity Surface Emitting Laser) a 940 nm del VL53L0X è totalmente invisibile all'occhio umano e accoppiato con filtri fisici interni a infrarossi consente di misurare lunghe distanze e fornisce risultati accurati indipendentemente dal colore e dalla superficie. Il modulo di misurazione VL53L0X integra un array SPAD (Single Photon Avalanche Diodes)⁴ all'avanguardia.

³ Riflettanza: Il dizionario Treccani dichiara che in ottica la riflettanza è uguale al coefficiente di riflessione, cioè il rapporto tra l'intensità della radiazione riflessa e quella della radiazione incidente [19].

⁴ Il termine Single Photon Avalanche Diode (SPAD) definisce una classe di fotorivelatori in grado di rilevare segnali a bassa intensità (fino al singolo fotone) e di segnalare il tempo di arrivo del fotone con elevata risoluzione temporale (poche decine di picosecondi) [20].

Il laser è in grado di misurare la distanza da 3 cm fino a 2 m, la sua precisione può variare da $\pm 3\%$ a oltre $\pm 10\%$ in condizioni meno ottimali.

Il VL53L0X è caratterizzato da dimensioni estremamente ridotte: 4,4 x 2,4 x 1,0 mm (Figura 4.1), da una frequenza pari a 50 Hz e un campo visivo (FOV = Field of view) di 25 gradi (Figura 4.2).

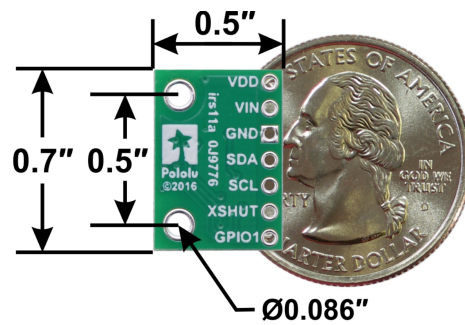


Figura 4.1. Dimensioni del sensore di distanza VL53L0X/VL53L1X/VL53L3CX [21].

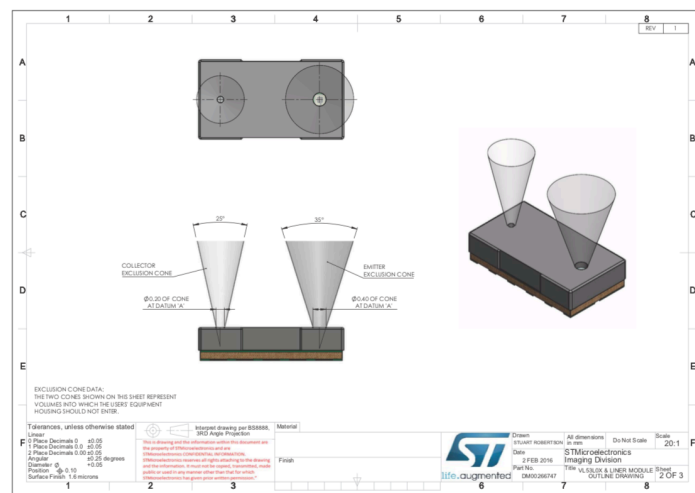


Figura 4.2. Disegno schematico del sensore laser [21].

Dimensioni	4,4 x 2,4 x 1,0 mm
Peso	0,5 g
Risoluzione	1 mm
Tensione di funzionamento	2,6 - 5,5 V
Emettitore ad infrarossi	960 nm
I ² C	Bus seriale fino a 400 KHz (modalità FAST) Indirizzo 0X52
Intervallo di misura	3 cm - 200 cm

Tabella 4.1. Specifiche del sensore [21-22].

I target di riflettanza del laser sono quelli standard definiti secondo la scala Munsell (Grey 17% N4.74 and White 88% N9.5) derivata dal sistema di scala di colori nominato sistema Munsell (Figura 4.3 e Figura 4.4).

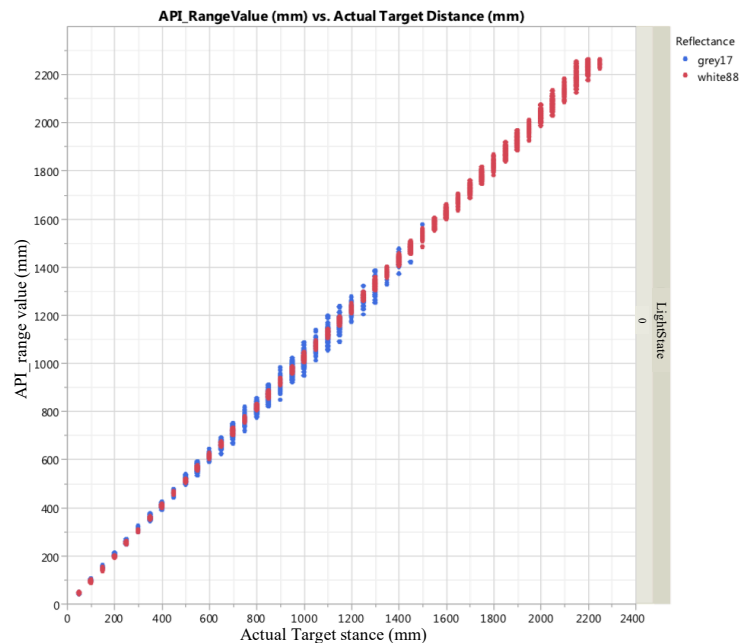


Figura 4.3. Portata tipica (modalità predefinita) [22].

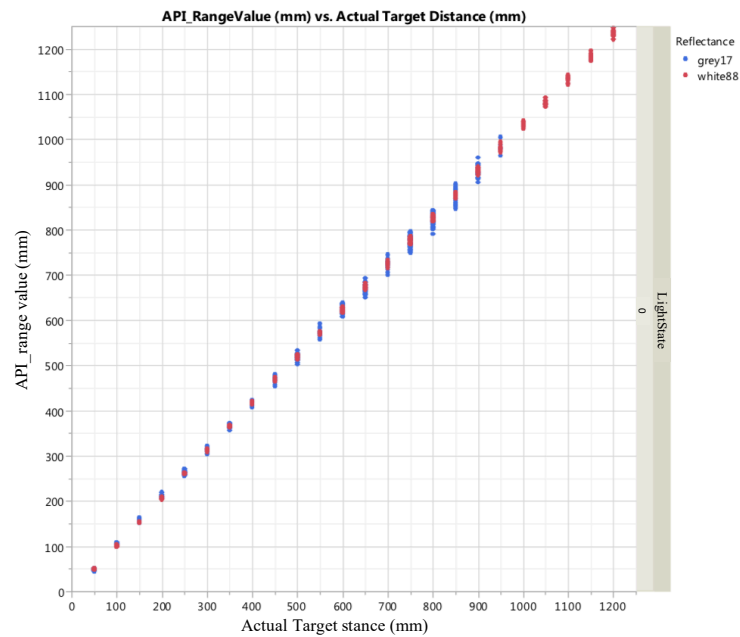


Figura 4.4. Portata tipica (modalità a lungo raggio) [22].

L'intervallo di misura e l'assenza di interferenze da parte dell'ambiente esterno sono state verificate facendo delle prove di rilevazione con obiettivi e superfici differenti.

Per utilizzare la scheda VL53L0X sono necessarie almeno quattro connessioni: VIN, GND, SCL e SDA (Tabella 4.2). Il pin VIN deve essere collegato a una sorgente da 2,6 V a 5,5 V, che viene convertito in un'alimentazione a 2,8 V tramite un regolatore di tensione, mentre quello GND deve essere collegato a 0 Volt. I pin SCL e SDA sono collegati a traslatori di livello incorporati che li rendono sicuri da utilizzare a tensioni superiori a 2,8 V (Figura 4.5).

Pin	Descrizione
VDD	Uscita regolata a 2,8 V. Quasi 150 mA sono disponibili per alimentare i componenti esterni. (Se si desidera bypassare il regolatore interno, è possibile invece utilizzare questo pin come ingresso da 2,8 V con VIN scollegato.)
VIN	Questa è la connessione di alimentazione principale da 2,6 V a 5,5 V. I cambi di livello SCL e SDA portano le linee I ² C in alto a questo livello.
GND	Il collegamento a terra (0 V) per l'alimentazione. Anche la sorgente di controllo I ² C deve condividere un terreno comune con questa scheda.
SDA	Linea dati I ² C level-shifted.: HIGH è VIN, LOW è 0 V
SCL	Linea clock I ² C level-shifted: HIGH è VIN, LOW è 0 V
XSHUT	Questo pin è un ingresso di spegnimento attivo-basso; la scheda lo sposta su VDD per abilitare il sensore come impostazione predefinita. Questo pin basso mette il sensore in standby hardware. Tale ingresso non è level-shifted.
GPIO1	Uscita di interrupt programmabile (livello logico VDD). Questa uscita non è level-shifted.

Tabella 4.2. Descrizione dei pin di uscita del sensore di distanza [21].

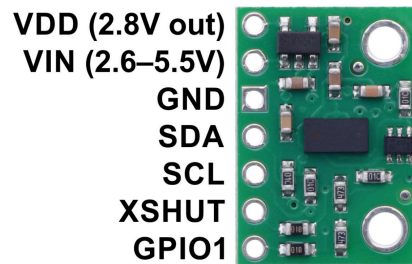


Figura 4.5. Schema dei pin del sensore di distanza VL53L0X. [21]

4.1.1 Sistema I²C

Le misurazioni effettuate dal sensore di distanza possono essere lette da un dispositivo tramite un'interfaccia I²C digitale. Questo tipo di interfaccia utilizza due segnali: linea dati seriale (SDA) e linea clock seriale (SCL).

Entrambe le linee SDA e SCL sono collegate a una tensione di alimentazione positiva utilizzando resistori di pull-up⁵ e guidate solo attivamente in basso. Una condizione elevata si verifica quando le linee fluttuano e le resistenze di pull-up alzano le linee, mentre quando non vengono trasmessi dati, entrambe le linee sono alte. La generazione del segnale di clock (SCL) viene eseguita dal dispositivo master il quale avvia il trasferimento dei dati.

Il bus⁶ I²C sul VL53L0X ha una velocità massima di 400 kbit/s e utilizza un indirizzo di dispositivo di 0x52 (Tabella 4.3).

Le informazioni vengono raggruppate in pacchetti a 8 bit (1 byte) sempre seguiti da un bit di riconoscimento, Ac per VL53L0X e Am per master (host bus master). I dati interni vengono prodotti campionando SDA su un fronte di salita di SCL invece i dati esterni devono essere stabili durante il periodo elevato di SCL (Figura 4.6).

Le eccezioni sono le condizioni di avvio (S) o di arresto (P) quando l'SDA rispettivamente scende o aumenta, mentre SCL è alto.

Un messaggio contiene una serie di byte preceduti da una condizione di avvio e seguiti da un arresto o da un avvio ripetuto (un altro avvio ma senza una condizione di arresto precedente) seguito da un altro messaggio. Il primo byte contiene l'indirizzo del dispositivo (0x52) e specifica anche la direzione dei dati. Se il bit meno significativo (Least Significant Bit (LSB)) è basso (ovvero 0x52), il messaggio è una scrittura master sullo slave. Se LSB è invece impostato (ovvero 0x53), il messaggio è un master letto dallo slave.

⁵ Le resistenze di pull-up e pull-down sono usate nei circuiti logici elettronici per garantire che gli ingressi di un sistema logico stabilito siano a livelli logici previsti se i dispositivi esterni sono scollegati o ad alta impedenza.

⁶ Il bus è un canale di comunicazione che permette a periferiche e componenti di un sistema elettronico di "dialogare" tra loro scambiandosi informazioni o dati di sistema attraverso la trasmissione di segnali.

Simbolo	Parametro	Minimo	Valore tipico	Massimo	Unità
F_{I^2C}	Operating frequency (Standard and Fast mode)	0	-	400 ⁽¹⁾	kHz
t_{LOW}	Clock pulse width low	1,3	-	-	μs
t_{HIGH}	Clock pulse width high	0,6	-	-	μs
t_{SP}	Pulse width of spikes which are suppressed by the input filter	-	-	50	ns
t_{BUF}	Bus free time between transmissions	1,3	-	-	ms
$t_{HD,STA}$	Start hold time	0,26	-	-	μs
$t_{SU,STA}$	Start set-up time	0,26	-	-	μs
$t_{HD,DAT}$	Data in hold time	0	-	0,9	μs
$t_{SU,DAT}$	Data in set-up time	50	-	-	ns
t_R	SCL/SDA rise time	-	-	120	ns
t_F	SCL/SDA fall time	-	-	120	ns
$t_{SU,STO}$	Stop set-up time	0,6	-	-	μs
$C_{i/o}$	Input/output capacitance (SDA)	-	-	10	pF
C_{in}	Input capacitance (SCL)	-	-	4	pF
C_L	Load capacitance	-	125	400	pF

⁽¹⁾ La velocità massima del bus è inoltre limitata dalla combinazione di capacità di carico 400pF e resistenza di pull-up.

Tabella 4.3. Caratteristiche delle tempistiche dell'interfaccia I²C [22].

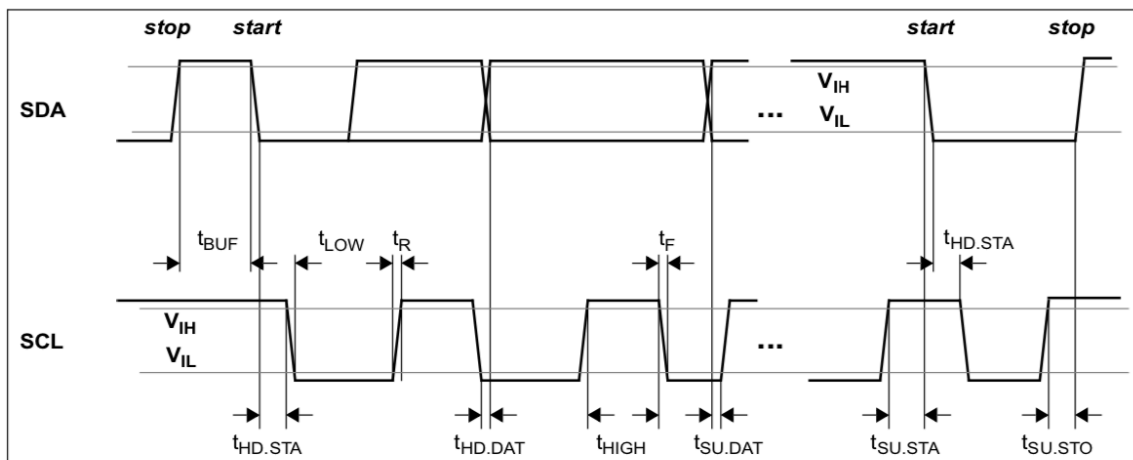


Figura 4.6. Caratteristiche delle tempistiche dell'I²C [22].

Queste caratteristiche insieme alle sue piccole dimensioni e al suo basso prezzo rendono questo modulo di misurazione adatto all'obiettivo finale di questo progetto.

4.2 Interfaccia con Arduino

La scheda VL53L0X è in grado di collegarsi ad una scheda Arduino tramite sistema I²C come mostra la Figura 4.7.

Arduino Uno è una scheda microcontrollore basata su ATmega328P. Dispone di 14 pin di ingresso / uscita digitali (di cui 6 possono essere utilizzati come uscite PWM), 6 ingressi analogici, un risonatore ceramico⁷ da 16 MHz, una connessione USB, un jack di alimentazione, un header ICSP per programmare il microcontrollore. Contiene tutto il necessario per supportare il microcontrollore ed è sufficiente collegarlo a un computer con un cavo USB o alimentarlo con un adattatore o una batteria CA/CC.

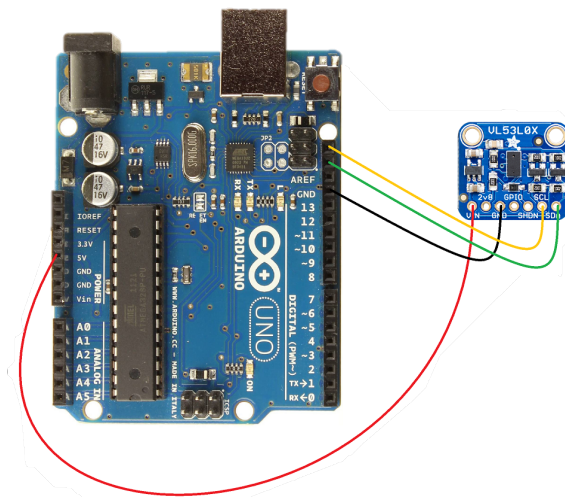


Figura 4.7. Connessione tra Arduino e sensore di distanza VL53L0X.

Arduino	VL53L0X
5 V	VIN
GND	GND
PC5(SCL)	SCL
PC4(SDA)	SDA

Tabella 4.4. Descrizione dei pin di collegamento.

⁷ Un risonatore ceramico è talvolta denominato risonatore dielettrico. Quando è collegato in un circuito di oscillazione elettronico, un risonatore ceramico vibrerà, per generare un segnale di oscillazione ad una frequenza specifica. Come l'analogo oscillatore, sono usati per creare un segnale di clock per controllare la temporizzazione nei circuiti oscillanti [23].

Per quanto riguarda la parte hardware, come mostra la Figura 4.7 e la Tabella 4.4, il collegamento con Arduino UNO avviene tramite cavetti Jumper maschio - femmina.

Per gestire la comunicazione dei dati, sono state utilizzate delle librerie Open Source (VL53L0X Library for Arduino [24]) disponibili su GitHub scritte da ©2001-2020 Pololu Corporation, produttore della scheda del VL53L0X.

Utilizzando una scheda ARDUINO UNO (Board Model UNO R3), il software Arduino (IDE Versione 1.8.12), le librerie per VL53L0X e l'interfaccia CoolTerm (Versione 1.6.0708) è stato scritto un codice in grado di leggere le distanze rilevate dal sensore laser VL53L0X e salvarle in un file di testo.

Come primo passo sono state introdotte le librerie VL53L0X, definito poi l'indirizzo del sensore per gestire il sistema I²C e successivamente inizializzato il sensore.

```
#include <Wire.h>
#include <VL53L0X.h>
#define XSHUT_pin1 9
#define Sensor1_newAddress 0x31
VL53L0X Sensor1;
```

Tramite la funzione *setTimeout* (*time[ms]*) viene impostato un periodo di time-out in millisecondi dopo il quale le operazioni di lettura verranno interrotte se il sensore non è pronto.

```
Sensor1.setTimeout(500);
```

Utilizzando la funzione *setMeasurementTimingBudget* (*time[ms]*) viene definito il tempo consentito per una misurazione, più il tempo è lungo più le misurazioni sono accurate.

```
Sensor1.setMeasurementTimingBudget(20000);
```

Per acquisire i dati il più velocemente possibile viene chiamata la funzione *startContinuous*().

```
Sensor1.startContinuous();
```


La funzione *print* permette di restituire il valore letto dal sensore laser in millimetri. Successivamente i dati vengono stampati sulla porta seriale come testo ASCII e trasformati in centimetri.

```
Serial.print(millis());  
Serial.print("\t");  
Serial.print(Sensor1.readRangeContinuosMillimeters()/10.0);
```

4.3 Sensore laser VL53L0X e cammino

4.3.1 Un sensore per rilevare il movimento del tallone

Partendo da questa interfaccia si è cercato di posizionare il sensore VL53L0X in modo tale che potesse misurare la distanza da terra in corrispondenza del tallone.

La scheda VL53L0X, tramite nastro biadesivo, è stata posizionata su una barra di plastica come visibile nella Figura 4.8 e successivamente collocata sul lato interno della scarpa mediante nastro biadesivo (Figura 4.9).

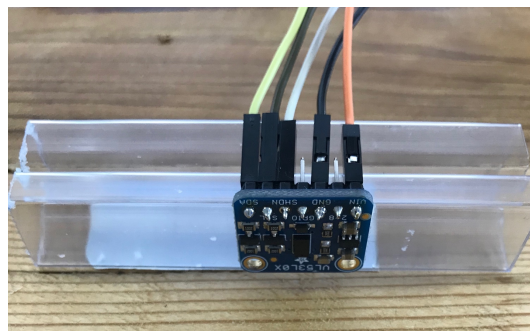


Figura 4.8. Posizionamento della scheda VL53L0X su una barra di plastica.

È stata scelta questa posizione per cercare di mantenere il più stabile possibile la struttura durante il cammino.



Figura 4.9. Posizionamento della struttura realizzata sul soggetto.

In questo modo si dovrebbe osservare un cambio di distanza misurata nel momento in cui il piede viene sollevato da terra e per verificare tale ipotesi sono stati compiuti dal soggetto alcuni passi.

Le misurazioni raccolte sono state elaborate in MATLAB_R2019® (R2019 (9.7.0)).

Inizialmente è stato applicato un filtro passa basso del quarto ordine e inoltre, per avere dei valori iniziali pari a 0 come riferimento della posizione iniziale in cui il soggetto si trova in posizione eretta con i piedi paralleli e appoggiati al suolo, è stata calcolata una media della distanza rilevata nei primi 3 secondi che poi è stata sottratta a tutti i valori rilevati dal sensore.

```
[b,a] = butter(4,3/(50/2));  
file_filt_S1 = filtfilt(b,a,file_MOD(:,2));  
m_offsetS1 = mean(file_filt_S1(1:find(file_MOD(:,1) > 3.5,1)));  
file_filt_S1(:,1) = file_filt_S1(:,1) - m_offsetS1;
```

Il risultato ottenuto è riportato nel Grafico 4.1.

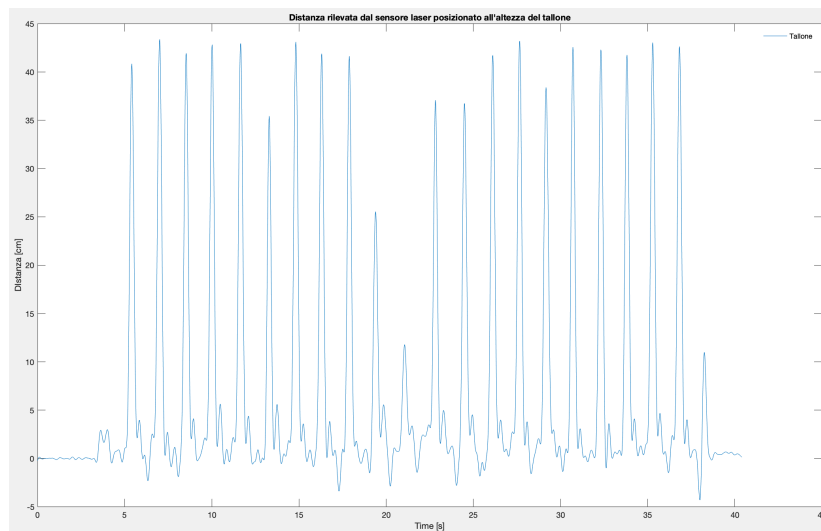


Grafico 4.1. Distanza misurata dal sensore laser posizionato all'altezza del tallone durante una camminata.

Il Grafico 4.1 visualizza un andamento del segnale ripetitivo definito dalla successione di picchi che rappresentano i passi eseguiti nella camminata. Osservando nel dettaglio (Grafico 4.2), la presenza del picco rispecchia il punto in cui il tallone è in aria e raggiunge la massima distanza da terra prima di toccare di nuovo il suolo. Durante l'appoggio, il sensore laser registra un valore inferiore al valore di partenza (valore 0) perché la caviglia si flette plantarmente.

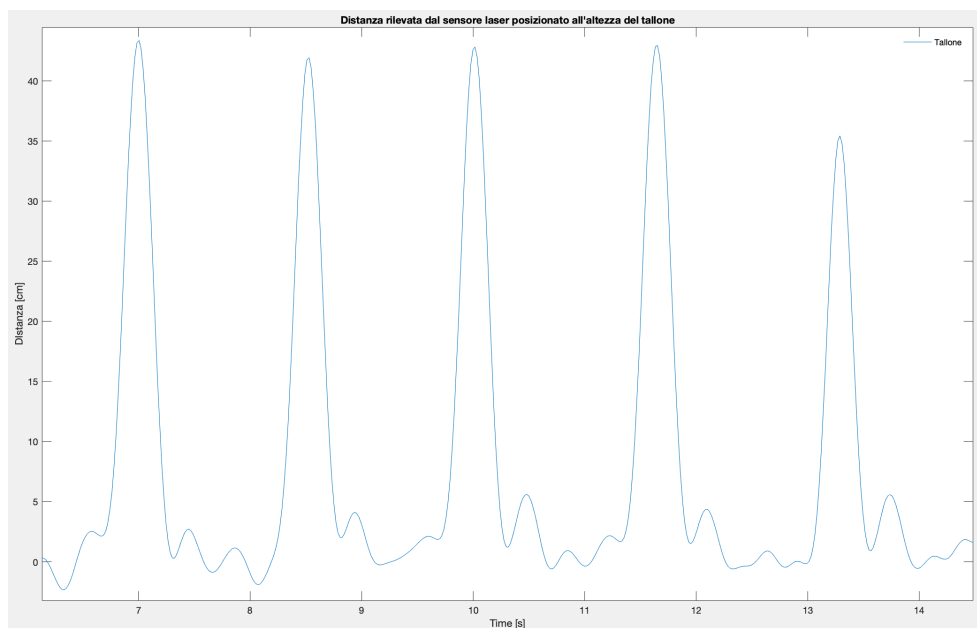


Grafico 4.2. Distanza rilevata dal sensore posizionato all'altezza del tallone.

La distanza misurata dal sensore laser rispecchia l'andamento del movimento del tallone durante una camminata fisiologica (Figura 4.10).

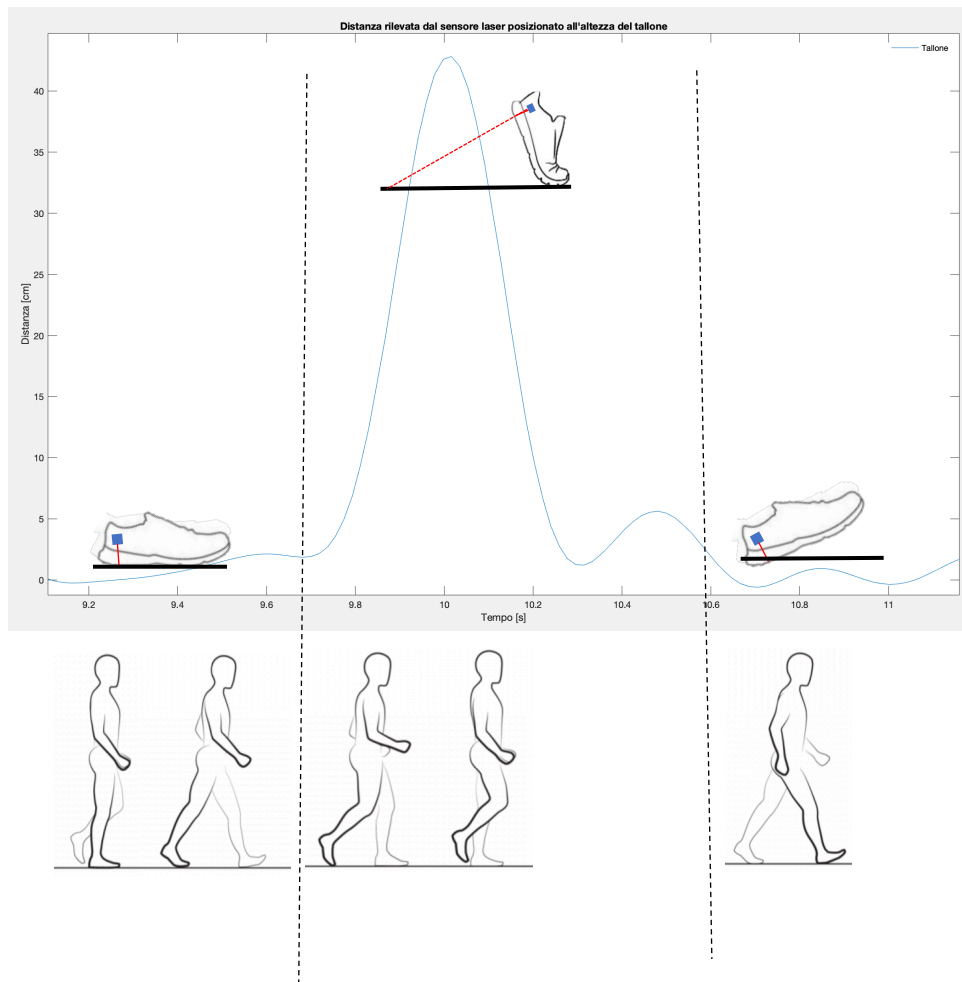


Figura 4.10. Spiegazione dell'andamento del segnale identificativo del tallone durante il cammino.

4.3.2 Due sensori per rilevare il movimento del tallone e della punta del piede

A seguito di queste osservazioni si è aggiunto un secondo sensore laser per misurare la distanza da terra della punta.

Tramite una Shield Board è stata creata un'estensione sulla scheda di Arduino Uno per collegare il secondo sensore e successivamente si è proceduto con l'integrazione al codice iniziale della gestione dei dati.

Per poter gestire due sensori contemporaneamente devono essere definiti due pin e due indirizzi.

```
#define XSHUT_pin1 9
#define XSHUT_pin2 10
#define Sensor1_newAddress 0x31
#define Sensor2_newAddress 0x32
VL53L0X Sensor1;
VL53L0X Sensor2;
```

La gestione del doppio sensore contemporaneamente consiste nell'accedere in modo alternato ai sensori: dopo aver letto il primo, viene messo in pausa per leggere il secondo.

Le funzioni che permettono questo processo sono le seguenti:

```
Sensor1.setAddress(Sensor1_newAddress);
delay(10);
digitalWrite(XSHUT_pin2, HIGH);
delay(10);
Sensor2.setAddress(Sensor2_newAddress);
delay(10);
```

I sensori vengono inizializzati e poi, come per la lettura di un solo sensore spiegata precedentemente, viene utilizzata la funzione *startContinuous()*.

```
Sensor1.init();
Sensor2.init();
Sensor1.setTimeout(500);
Sensor2.setTimeout(500);
Sensor1.setMeasurementTimingBudget(20000);
Sensor2.setMeasurementTimingBudget(20000);
Sensor1.startContinuous();
Sensor2.startContinuous();
```

Successivamente i dati vengono restituiti e stampati sulla porta seriale come testo ASCII.

```
Serial.print(Sensor1.readRangeContinuousMillimeters()/10.0);
Serial.print(Sensor2.readRangeContinuousMillimeters()/10.0);
```

Si è cercato di mantenere entrambi i sensori il più stabili possibile e che non creassero interferenze con il movimento del piede e per questo motivo si è utilizzata una barra di plastica (Figura 4.11) fissata alla scarpa con del biadesivo (Figura 4.12).

Le due schede VL53L0X utilizzate sono state posizionate in modo tale che fossero parallele rispetto al suolo e il raggio di emissione fosse perpendicolare al terreno.

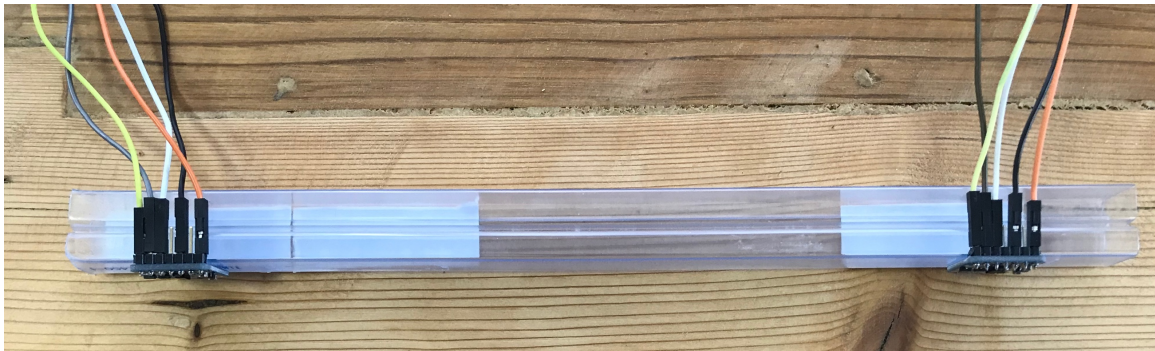


Figura 4.11. Posizionamento di due sensori VL53L0X.



Figura 4.12. Posizionamento dei due sensori sul soggetto.

Per verificare il funzionamento e la stabilità della struttura il soggetto ha compiuto qualche passo percorrendo lo stesso tratto due volte (andata e ritorno).

A seguito di un'elaborazione dei dati in MATLAB®, uguale alla precedente per l'utilizzo di un sensore, si è ottenuto il risultato mostrato dal Grafico 4.3.

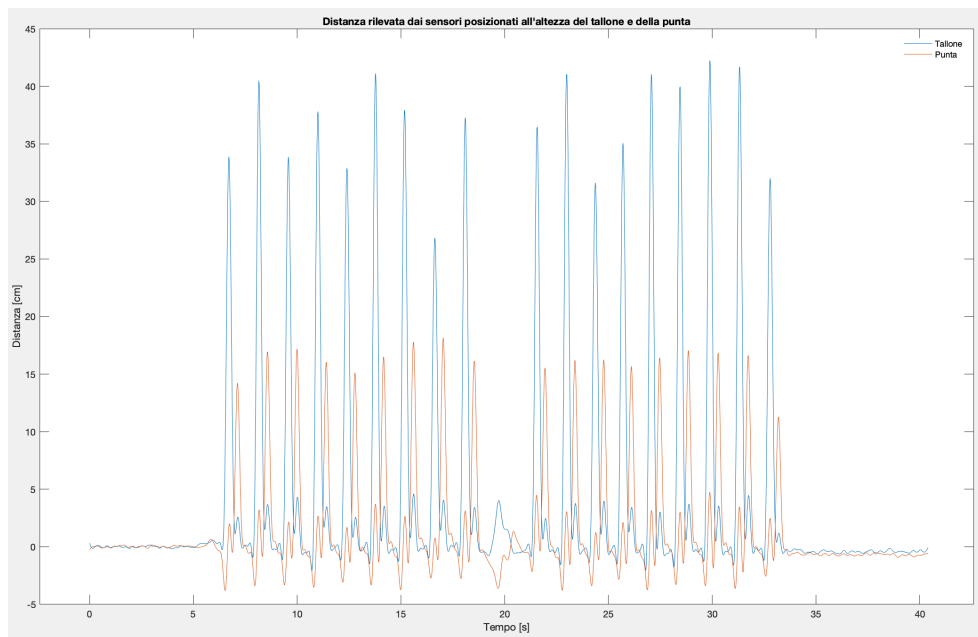


Grafico 4.3. Andamento del tallone e della punta durante una camminata.

Entrambi i segnali presentano dei picchi in corrispondenza del movimento del piede durante la camminata, quindi due picchi (in riferimento al Grafico 4.3, uno blu e uno rosso) rappresentano un passo. Il picco rosso corrisponde alla massima distanza da terra della punta del piede ed è successivo a quello del tallone di colore blu. Infatti, la punta raggiunge il massimo valore dopo il tallone, prima che questo ultimo raggiunga il punto più basso (Figura 4.13).

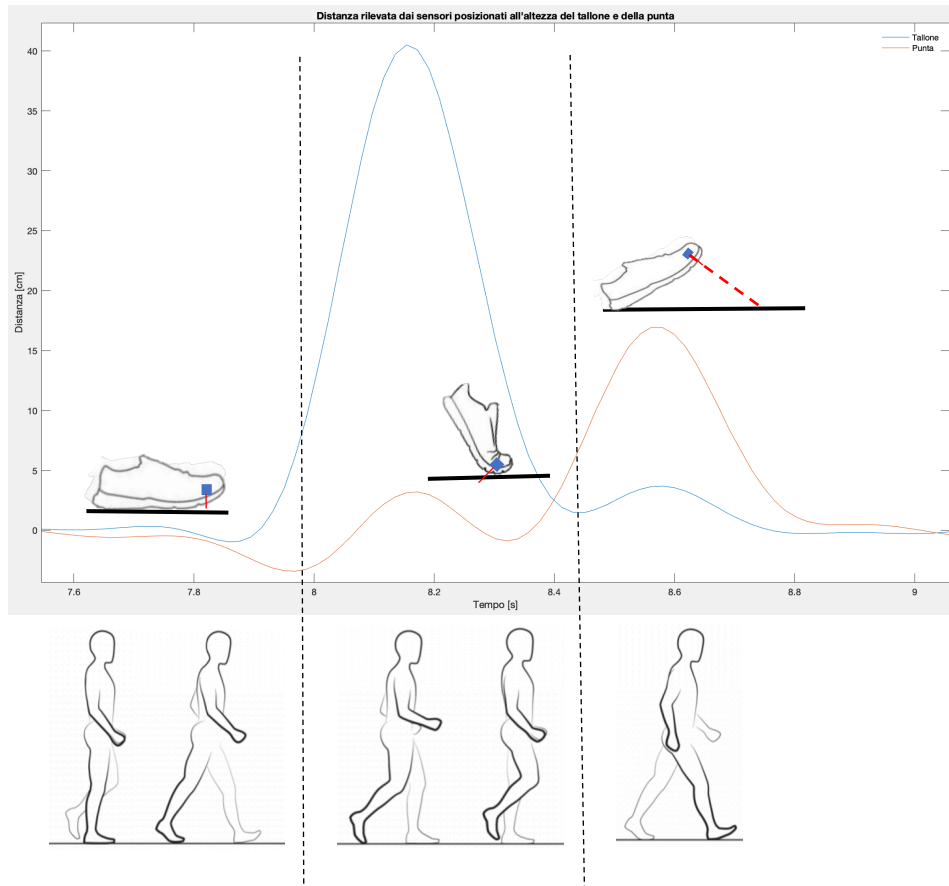


Figura 4.13. Spiegazione dell'andamento del segnale identificativo della punta durante il cammino.

4.3.3 Ottimizzazione della struttura

A seguito del risultato ottenuto utilizzando due sensori di distanza, si è cercato di ottimizzare la strumentazione e renderla più compatta e pratica possibile, cercando di avere un unico supporto per entrambi i sensori per ridurre il tempo di posizionamento (Figura 4.14).

Nonostante la barra in plastica potesse risultare abbastanza pratica, le sue dimensioni dipendono dalla lunghezza del piede e i sensori posizionati su un lato della barra non possono rimanere fissi ad una distanza predefinita uno dall'altro se la lunghezza del piede del soggetto cambia.

Per questo motivo si è scelto di avere un unico supporto con entrambe le schede VL53L0X.

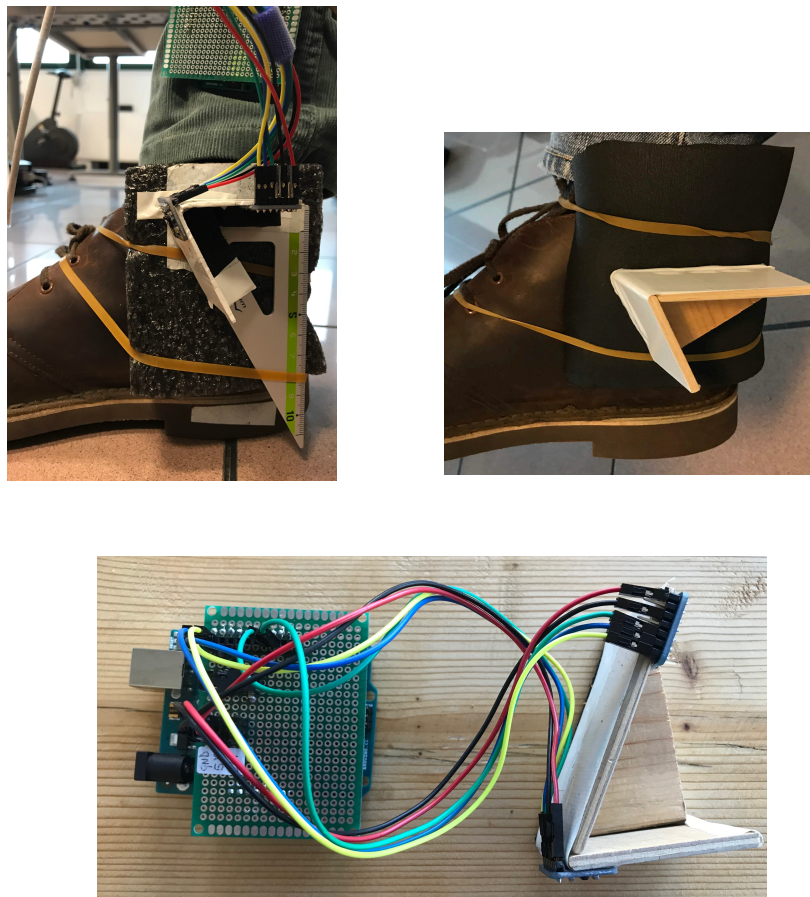


Figura 4.14. Sviluppo della strumentazione ottimizzata in legno con due schede VL53L0X.

Si tratta di una struttura in legno con un angolo di 60 gradi, le schede VL53L0X sono vicine tra loro e fissate al legno con del semplice nastro adesivo.

Per tenere fissa tale struttura, inizialmente sono stati utilizzati elastici e materiale isolante a cui è stato aggiunto poi del sughero, adoperato per avere un piano verticale a cui la struttura potesse aderire e rimanere il più stabile possibile, e come ultimo approccio, rivelatosi quello più performante, è stato aggiunto l'utilizzo di una fascia elastica che viene posta sopra del sughero e avvolge il piede (Figura 4.15). Il lato posteriore della struttura di legno è ricoperto con del velcro in grado di aderire facilmente alla fascia elastica posizionata intorno alla cavaglia del soggetto.



Figura 4.15. Ricerca del metodo migliore per posizionare la strumentazione e materiali utilizzati.

La strumentazione contenente i due sensori laser viene posizionata in modo tale che uno sia perpendicolare alla cavaglia e parallelo al suolo e l'altro abbia il raggio di emissione diretto verso la punta.

4.3.4 Laser di distanza e i Footswitch

Per individuare la potenzialità di questa strumentazione si sono utilizzati i sensori Footswitch ©Cometa S.r.l. (Italia).

Questi sensori hanno una frequenza di 71 Hz, comunicano con sistema wireless con il ricevitore WavePlus ©Cometa S.r.l. (Italia) che si interfaccia con il pc tramite cavo USB (Figura 4.16).



Figura 4.16. Sistema WavePlus ©Cometa S.r.l. (Italia).

Un sensore Footswitch è composto da 4 sensori piezoresistivi che vengono posti sotto la superficie del piede, in una posizione che consente una precisa misurazione dell'attacco e dello stacco (Figura 4.17). Questi 4 sensori devono essere collocati nelle seguenti posizioni:

- Sensore 1: punta (Alluce);
- Sensore 2: primo metatarso;
- Sensore 3: quinto metatarso;
- Sensore 4: tallone.

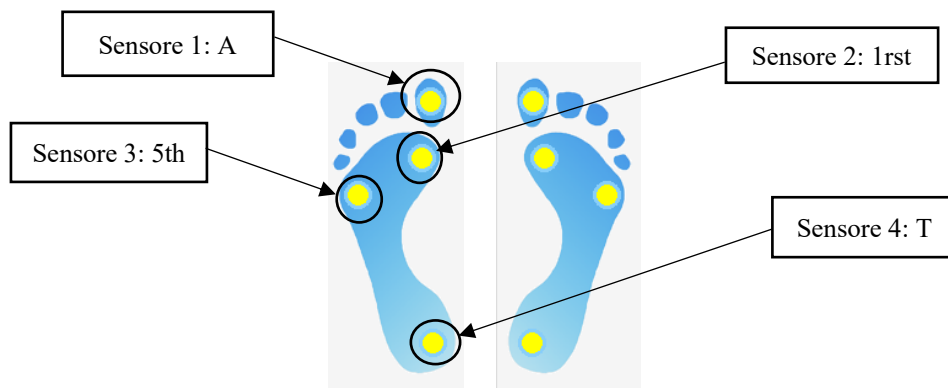


Figura 4.17. Posizionamento dei sensori piezoresistivi sul piede.

I sensori non sono diversi tra loro e sono numerati da 1 a 4 solo per identificarne la posizione che può cambiare in base alle tecniche di posizionamento e alle preferenze dell'operatore. I quattro ingressi sono elettrici e meccanicamente identici, infatti la spina del sensore FSW non è polarizzata e può essere collegata in entrambi i modi; l'ingresso dell'elettrodo FSW ha un'etichetta di colore bianco per facilitare l'assegnazione numerica dei sensori (Figura 4.18).[5]

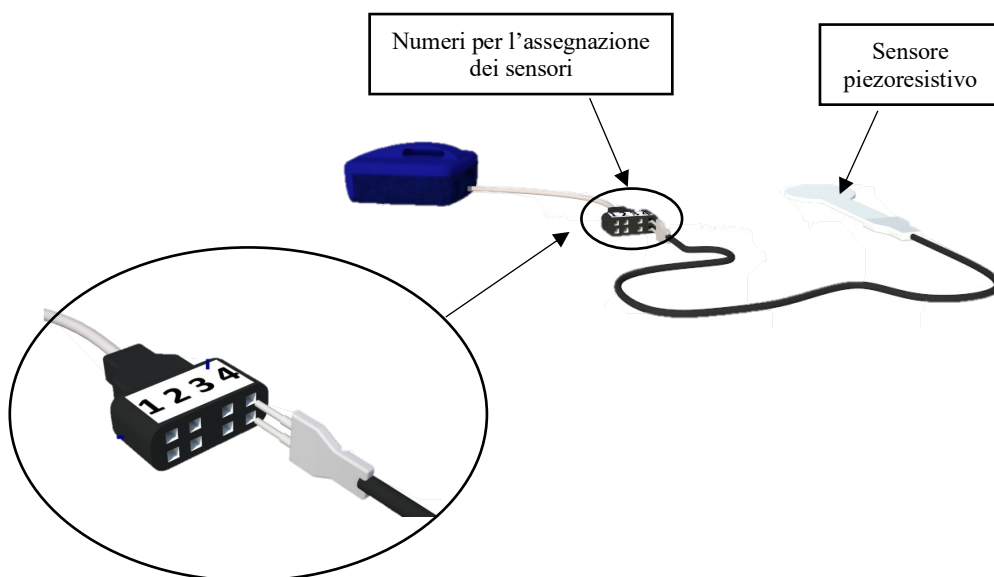


Figura 4.18. Footswitch (FSW).

Il sistema WavePlus presenta un'interfaccia grafica fornita dal software EMGandMotionTools ©Cometa S.r.l. (Italia), tramite il quale è possibile osservare in real time l'andamento di un segnale corrispondente alla quantità di sensori piezoresistivi che

risentono di una pressione cioè del contatto con il terreno durante una camminata. Come mostra la Figura 4.19, tramite EMGandMotionTools è possibile scegliere alcune impostazioni per i Footswitch: nome, colore, lato, protocollo, attivazione e soglia per ogni sensore piezoresistivo, identificato come trasduttore.

Più è alta la soglia più i sensori devono subire maggior pressione per rilevare il contatto e quindi per visualizzare graficamente un cambiamento nell'andamento del segnale.

La soglia viene espressa in percentuale considerando il 100% la massima pressione.

EMGandMotionTools presenta tre differenti protocolli per l'acquisizione con Footswitch:

1. Full Foot: un singolo trasduttore premuto fornisce il massimo valore, quando nessun trasduttore viene premuto non c'è segnale. Questo tipo di protocollo fornisce due informazioni: se una parte del piede risente di una pressione oppure no;
2. Half Foot: il segnale dipende dalla parte del piede in pressione, quando vengono premuti i primi tre corrispondenti alla parte anteriore del piede viene visualizzato un segnale differente rispetto a quando l'ultimo trasduttore posizionato sul tallone risente del contatto;
3. Quarter Foot: valori diversi per ogni trasduttore sotto pressione.

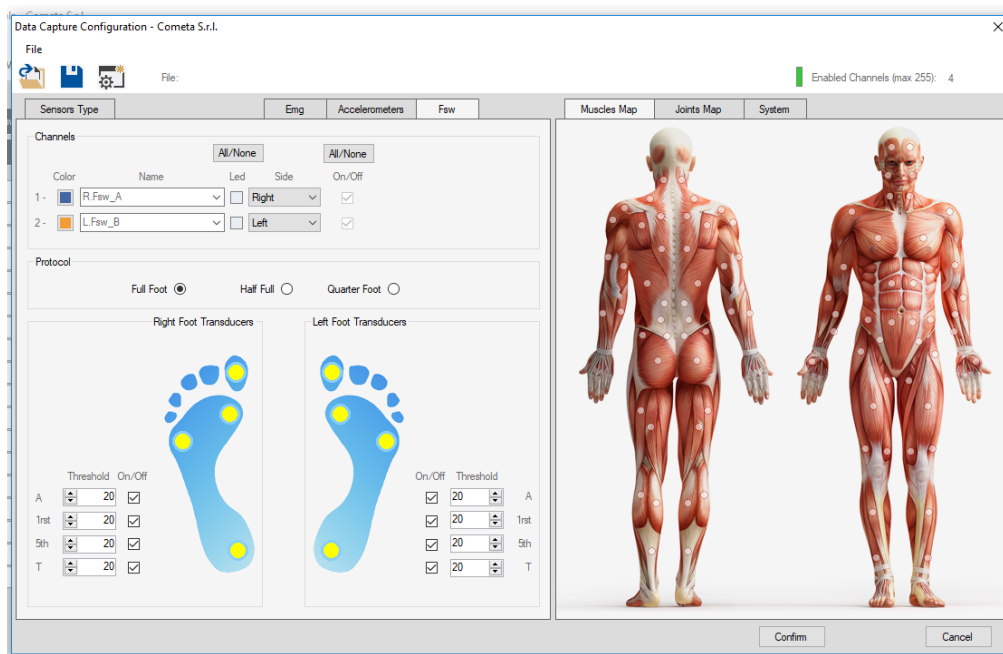


Figura 4.19. Configurazione dei sensori Footswitch tramite EMGandMotionTools ©Cometa S.r.l. (Italia).

Per questo progetto di tesi, è stato scelto il protocollo *QuarterFoot* e una soglia uguale per tutti i trasduttori pari a 20 %. In modalità di acquisizione sono visibili dei segnali a gradino

compresi tra 0 e 4. Quando il segnale ha un valore pari a 0 vuol dire che nessun sensore piezoresistivo è sotto pressione mentre quando il segnale raggiunge un valore pari a 4 significa che il piede è completamente appoggiato a terra perché tutti i 4 sensori piezoresistivi risentono della pressione esercitata dal contatto (Figura 4.20, Figura 4.21 e Figura 4.22).

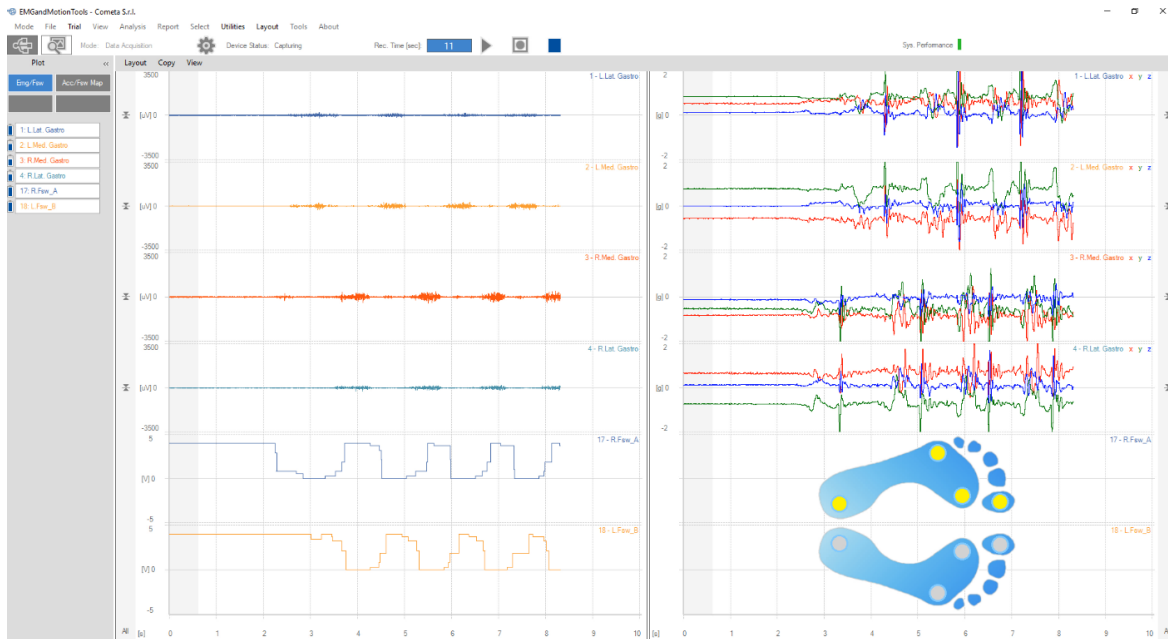


Figura 4.20. Visualizzazione di un'acquisizione con Footswitch tramite il software EMGandMotionTools ©Cometa S.r.l. (Italia).

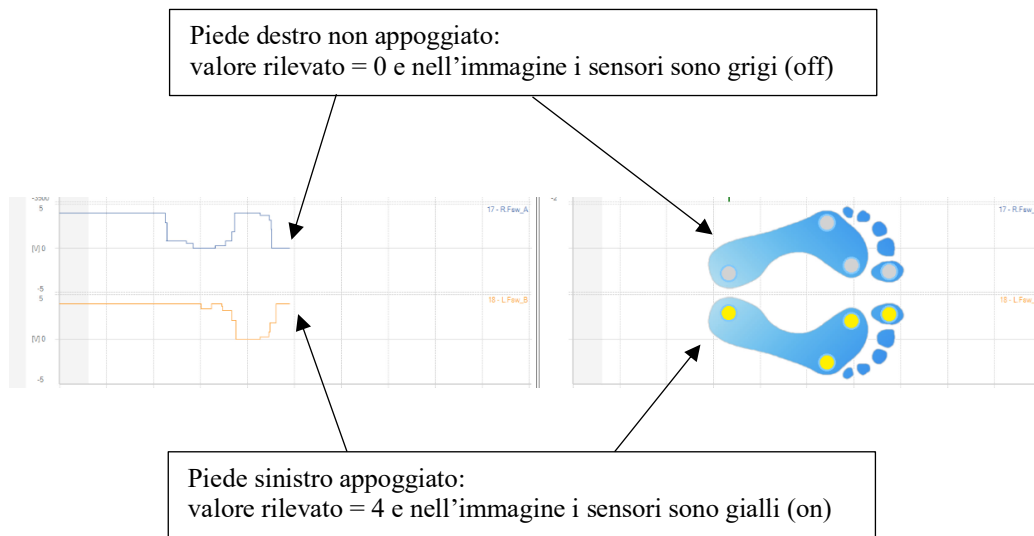


Figura 4.21. Spiegazione di un'acquisizione con Footswitch tramite EMGandMotionTools ©Cometa S.r.l. (Italia).

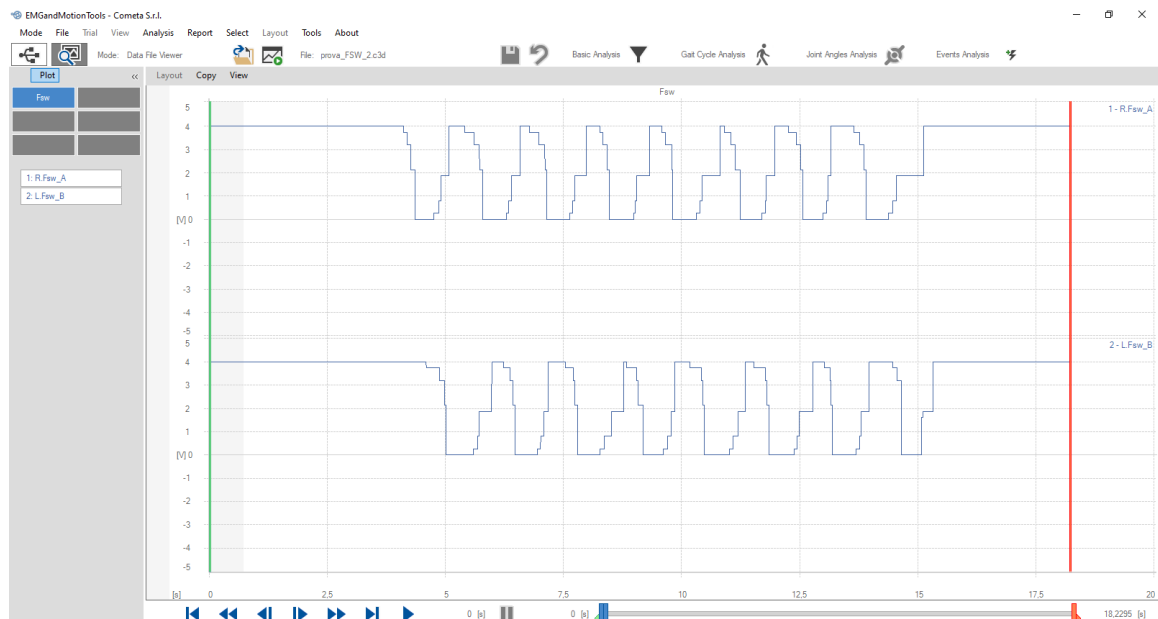


Figura 4.22. Visualizzazione di un'acquisizione con Footswitch tramite il software EMGandMotionTools ©Cometa S.r.l. (Italia).

Per poter confrontare le misurazioni ottenute dai Footswitch e dal sensore laser è stato introdotto il trigger, funzione integrata nel software EMGandMotionTools e nel sistema WavePlus. Un connettore AUX è stato aggiunto alla shield board di Arduino Uno per

L'ingresso del trigger. EMGandMotionTools presenta come impostazione di default la funzionalità di trigger Out, questo significa che fornisce il segnale per permettere di alzare il pin di Arduino. Il comando di inizio corrisponde al momento in cui si preme il bottone per avviare una registrazione (bottone *Rec*) in EMGandMotionTools, da questo istante le misure rilevate dal sensore laser iniziano ad essere salvate così come i valori ricavati dai Footswitch. Nel codice per la gestione dell'acquisizione dei dati è stata integrata la gestione del trigger. Viene impostato il pin, inizializzato lo stato del trigger e poi ne viene letto lo stato e successivamente viene impostata la lettura dei dati all'attivazione del trigger.

```
const int triggerPin = 8;
int triggerState = 0;
triggerState = digitalRead(triggerPin);
if (triggerState == HIGH)
{
    ...
    Serial.print(Sensor1.readRangeContinuousMillimeters()/10.0);
    ...
    Serial.print(Sensor2.readRangeContinuousMillimeters()/10.0);
}
```

In questo modo il sistema risulta essere sincrono ed entrambe le misurazioni risultano salvate in file di testo distinti.

La prima fase dell'elaborazione è stata la raccolta dei dati ottenuti dopo una camminata di circa 10 metri.

I dati rilevati dal sensore di distanza sono stati sottoposti ad un calcolo di offset e ad un filtraggio come spiegato nel Paragrafo 4.3.1 (Grafico 4.4).

I valori forniti dal Footswitch sono stati elaborati in questo modo:

- per i valori maggiori di 0 si è imposto un valore pari a 1, quando si registra un valore maggiore di 0 significa che una parte del piede è appoggiata al suolo;
- i valori pari a 0 rivelano che nessuna parte del piede è a contatto con il suolo.

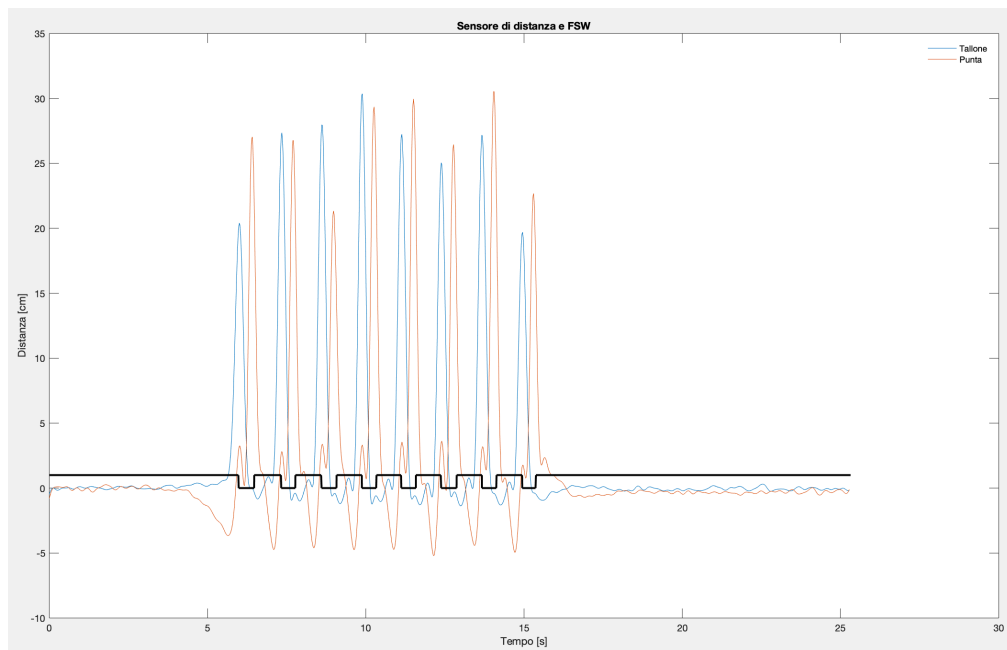


Grafico 4.4. Dati ottenuti da una camminata.

Analizzando solo il segnale estrapolato dai valori del Footswitch, il momento di attacco (heel-strike) è identificato come il passaggio da 0 a 1, mentre il momento di stacco (toe-off) è identificato come il passaggio da 1 a 0. Se si confrontano i due segnali, sembra esserci una corrispondenza tra istante calcolato dai Footswitch e andamento rilevato dal sensore laser (Grafico 4.5).

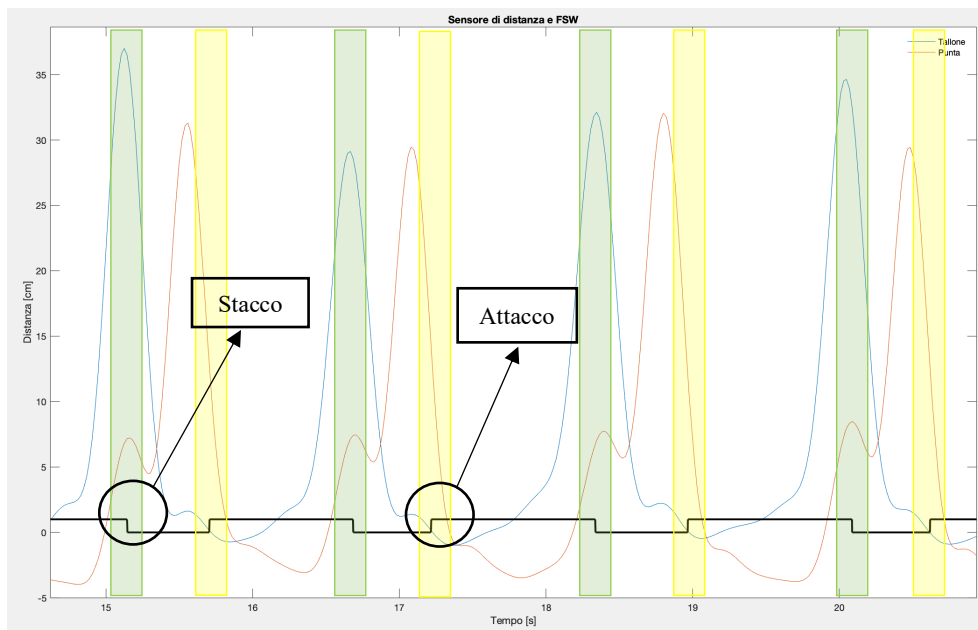


Grafico 4.5. Primo confronto tra sensore laser e Footswitch.

A seguito di queste osservazioni si è sviluppato un algoritmo in MATLAB® in grado di elaborare i dati ricavati dal sensore laser per identificare in maniera automatica gli istanti di attacco e stacco del piede durante una camminata.

4.4 Sviluppo dell'algoritmo

L'algoritmo è stato sviluppato principalmente per una camminata fisiologica, studiando alcune camminate di due soggetti sani (un uomo e una donna).

I dati contenuti nei due file di testo, corrispondenti alle due metodologie di acquisizione, sono stati sottoposti ad un'iniziale elaborazione in MATLAB® secondo la quale: per i dati rilevati dal sensore di distanza viene calcolato un'offset e applicato un filtro passa basso di quarto ordine (come spiegato nel Paragrafo 4.3.1); mentre i dati ricavati dal Footswitch vengono processati per ottenere un segnale con andamento ad onda quadra (come spiegato nel Paragrafo 4.3.3).

La Figura 4.23 mostra uno schema relativo all'algoritmo generato per l'elaborazione delle misurazioni rilevate dal sensore laser.

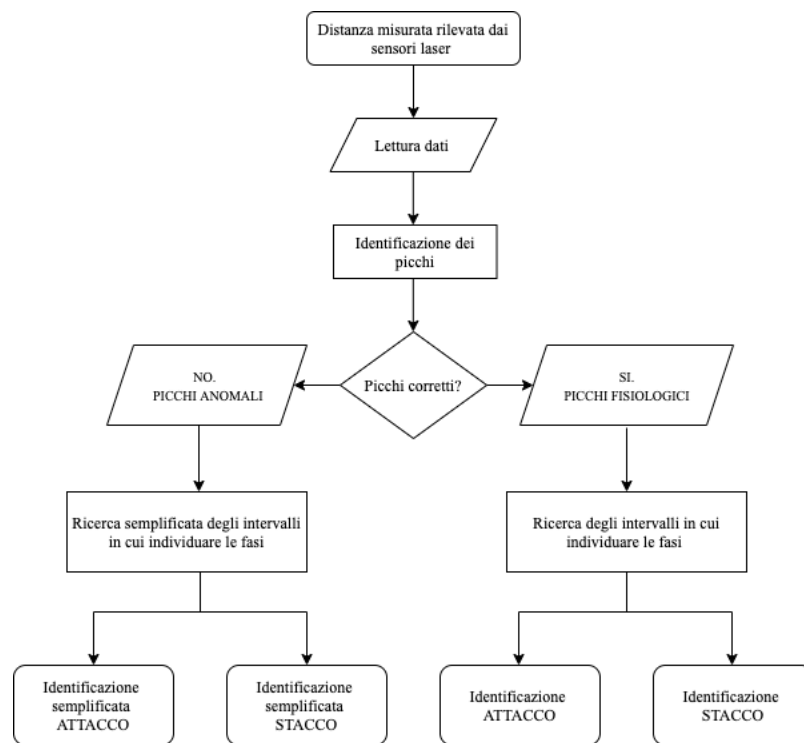


Figura 4.23. Diagramma dello sviluppo dell'algorithm.

4.4.1 Identificazione dei picchi

Durante una camminata fisiologica, il soggetto inizia a camminare partendo da una posizione con i piedi paralleli appoggiati a terra. Il primo movimento compiuto è lo stacco da terra del piede quindi, come primo evento, si verifica il valore minimo identificativo del movimento della punta rappresentante la fase di caricamento, poi il picco massimo del sensore laser identificativo del movimento del tallone seguito dal massimo del sensore laser identificativo del movimento della punta del piede. Successivamente il piede termina con l'appoggio al suolo presentando un valore minimo per il sensore che identifica il movimento del tallone. Si può identificare ogni passo con due picchi massimi, il primo del sensore identificativo del tallone e il secondo dal laser della punta, facendo riferimento al Grafico 4.3, ogni passo è quindi caratterizzato dalla presenza di un picco positivo blu seguito da un picco positivo rosso (Grafico 4.6).

Il primo obiettivo è di identificare i picchi significativi corrispondenti ai passi compiuti dal soggetto durante la camminata.

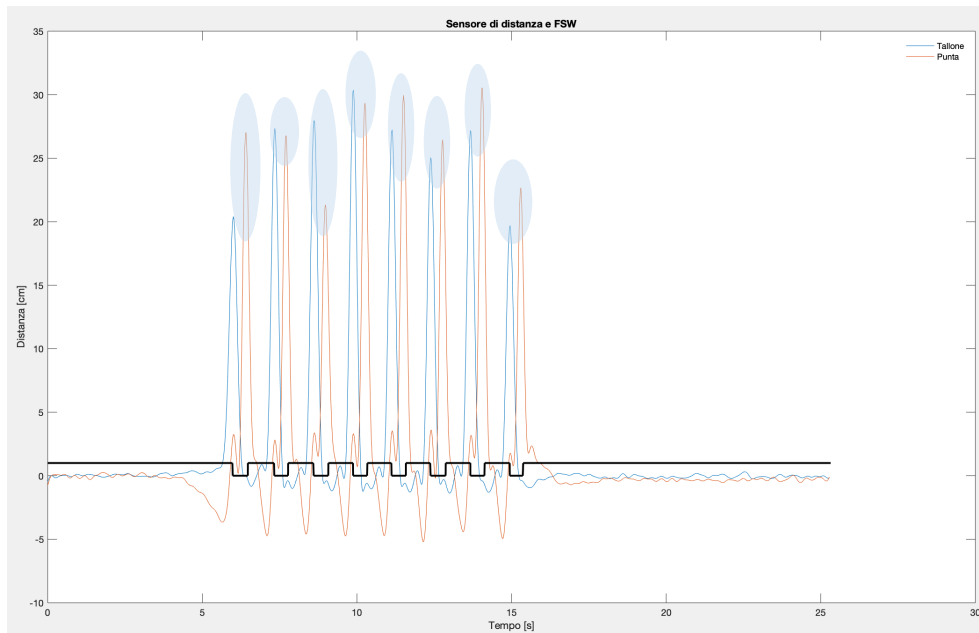


Grafico 4.6. Dati ottenuti da una camminata. Contando le coppie di picchi massimi presenti (uno blu e uno rosso) è possibile andare ad identificare il numero di passi che in questo caso è uguale a 8.

Per identificare il numero di passi è necessario avere un numero di picchi relativi al tallone uguale al numero di picchi identificativi della punta. I picchi riconosciuti possono però essere causati da uno spostamento della strumentazione o da un movimento anomalo del piede, per questo è importante distinguere i picchi corretti per l'identificazione dei passi della camminata ("fisiologici") da quelli generati da errori casuali ("anomali").

Vengono fatte delle selezioni analizzando principalmente le coppie di picchi (picco del tallone e della punta):

- se i picchi si trovano troppo vicini tra loro deve essere considerato il picco maggiore come picco fisiologico (è stata fatta questa scelta perché può esserci un movimento del sensore o del piede che genera un picco sbagliato). Vengono ritenuti troppo vicini quando la loro vicinanza è inferiore a 0,2 secondi;
- se il picco relativo al movimento del tallone viene dopo a quello della punta, quindi ci sono due picchi relativi alla punta seguiti da un picco del tallone, il primo relativo alla punta viene considerato anomalo, il secondo viene eliminato, mentre quello del tallone viene preso in esame per il passo successivo;

- se i picchi sono tra loro lontani, distanti più di 2 secondi, entrambi vengono analizzati come anomali;
- se uno dei due picchi è troppo basso (valore minore a 11 cm), viene considerato come picco anomalo il picco maggiore, il picco minore viene eliminato (Grafico 4.7);
- se i due picchi sono bassi (valori minori a 11 cm) non vengono considerati (Grafico 4.7);
- se il picco relativo al movimento della punta è preceduto da due picchi relativi al tallone, quindi ci sono due picchi del tallone seguiti da un picco della punta, il primo picco del tallone viene considerato come anomalo e il secondo eliminato;
- se l'ultimo picco della camminata riconosciuto è relativo al movimento del tallone viene considerato anomalo;
- se gli ultimi due picchi della camminata sono troppo lontani, vengono considerati entrambi anomali;
- se gli ultimi due picchi della camminata sono troppo vicini, viene considerato quello con valore maggiore come anomalo.

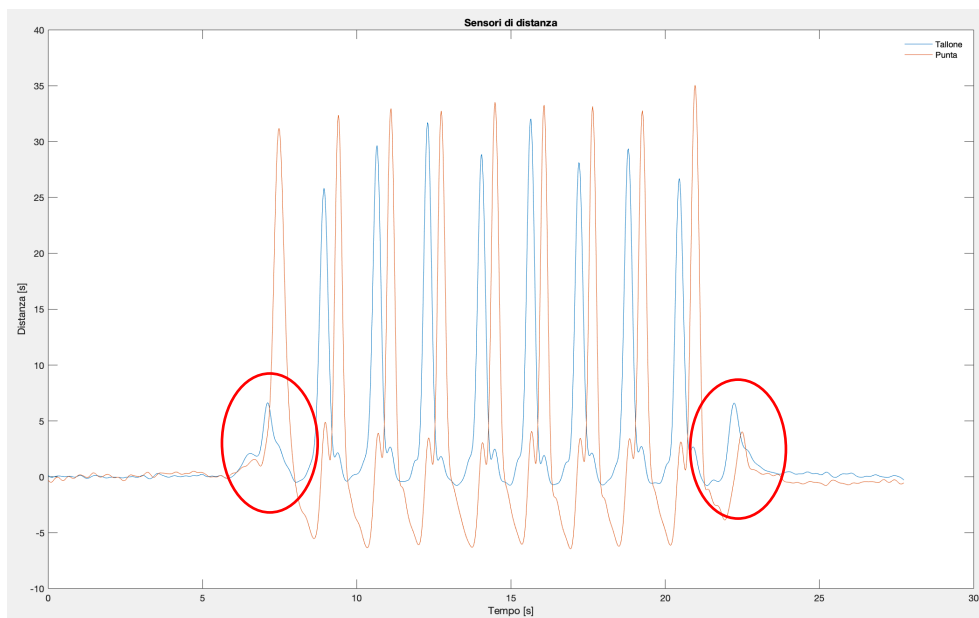


Grafico 4.7. Presenza di picchi anomali in una camminata. Il primo picco relativo al tallone è molto basso e viene considerato come anomalo essendo seguito da un picco rosso elevato, questo è il primo passo quindi probabilmente il soggetto non ha alzato molto il piede. Gli ultimi due picchi della camminata sono entrambi molto bassi probabilmente dovuti ad uno lieve spostamento del piede per un riposizionamento.

Dopo questa selezione, viene controllato il numero di picchi “scelti” per il riconoscimento delle fasi del passo: se il numero di quelli fisiologici per il tallone è diverso rispetto a quello per la punta, viene considerato come riferimento il numero minore e accoppiati per l’identificazione delle coppie corrispondenti a ciascun passo.

In questo modo si ottiene un primo array contenente gli istanti di tempo corrispondenti ai picchi riconosciuti per il tallone e per la punta di cui le coppie identificano i passi effettuati durante la camminata e un secondo array con tutti gli istanti di tempo dei picchi anomali.

Per cercare di identificare gli istanti di tempo corrispondenti alle fasi del passo, si è cercato di restringere gli intervalli di ricerca sul segnale andando a riconoscere dei punti di riferimento presenti nell’andamento del passo all’interno di una camminata fisiologica.

4.4.2 Identificazione dell’istante di tempo della fase di attacco

Per l’identificazione dell’istante di tempo corrispondente alla fase di attacco, i punti di partenza sono i picchi riconosciuti:

- picco del tallone (T);
- picco della punta (P).

Successivamente viene ricercato l’istante in cui il valore del sensore del tallone (segnale blu nel Grafico 4.8) abbia un andamento verso l’alto in prossimità del picco del sensore che identifica la punta (Punto 1 del Grafico 4.8).

Viene poi identificato il primo istante in cui il valore del tallone è minore rispetto al valore della punta dopo il picco della punta (Punto 2 del Grafico 4.8), istante in cui avviene l’intersezione dei due segnali.

Nell’intervallo di tempo caratterizzato dal punto 1 come estremo sinistro e punto 2 come estremo destro viene ricercato l’istante in cui il segnale del sensore del tallone mostra una pendenza negativa (Punto 3 del Grafico 4.8).

Integrando questi passaggi nel codice in MATLAB®, il risultato ottenuto è riportato nel Grafico 4.9.

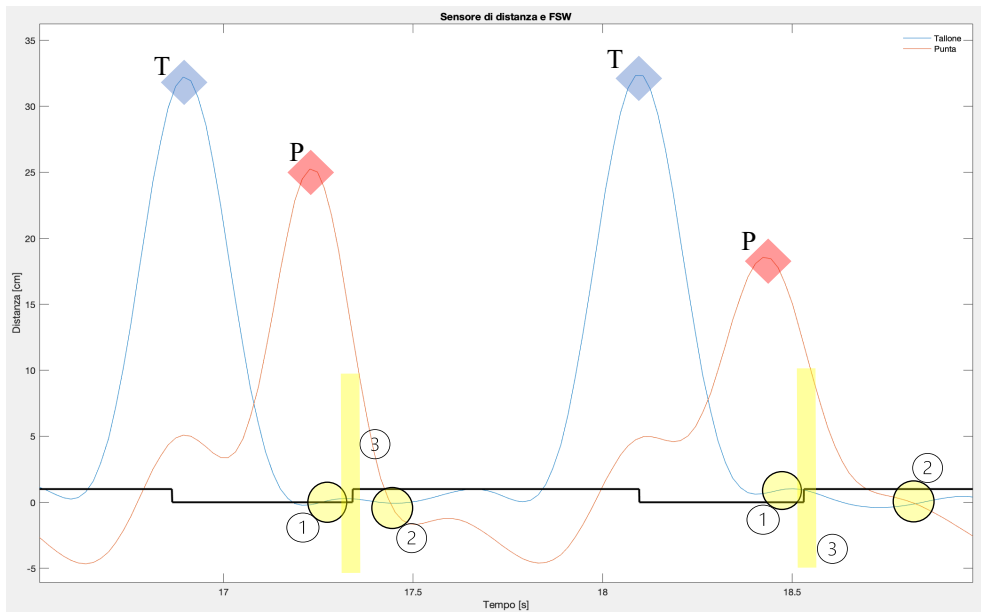


Grafico 4.8. Passaggi per l'identificazione dell'istante corrispondente alla fase di attacco. Con la lettera T sono identificati i picchi dell'andamento del tallone mentre con P quelli della punta.

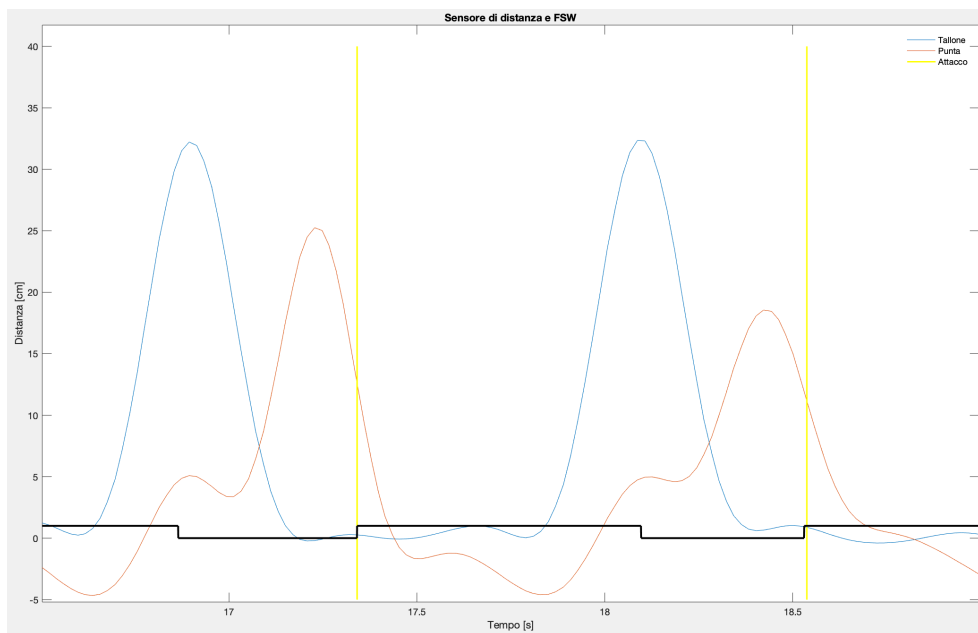


Grafico 4.9. Identificazione automatica tramite codice MATLAB® dell'istante di tempo della fase di attacco.

4.4.3 Identificazione dell'istante di tempo della fase di stacco

Anche per l'identificazione dell'istante di tempo corrispondente alla fase di stacco i punti di partenza sono i picchi riconosciuti:

- picco del tallone (T);
- picco della punta (P).

Successivamente si ricerca il minimo del segnale riferito al tallone prima del picco del tallone stesso (Punto 1 del Grafico 4.10). Viene poi identificato il massimo locale precedente al picco rilevato dal segnale corrispondente al movimento della punta (Punto 2 del Grafico 4.10). In questo intervallo di tempo, definito dai due punti ricavati precedentemente, viene calcolata la pendenza del tratto relativo al sensore rappresentante la punta e si identifica come istante della fase di stacco il valore che presenta una pendenza negativa il più vicino all'estremo destro (Punto 3 del Grafico 4.10).

Questi passaggi sono stati integrati nel codice in MATLAB® e il risultato ottenuto è riportato nel Grafico 4.11.

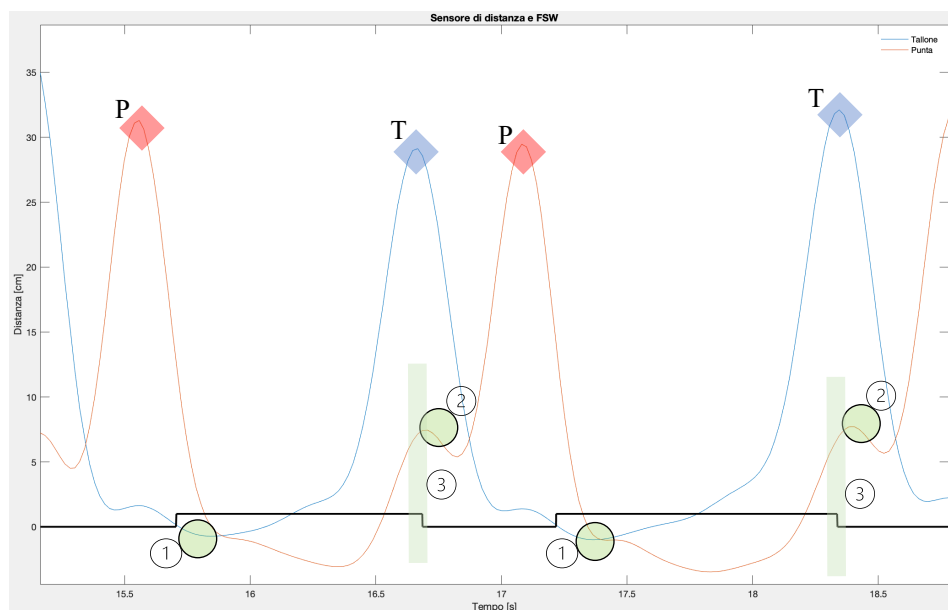


Grafico 4.10. Passaggi per l'identificazione dell'istante corrispondente alla fase di stacco. Con la lettera T sono identificati i picchi dell'andamento del tallone mentre con P quelli della punta.

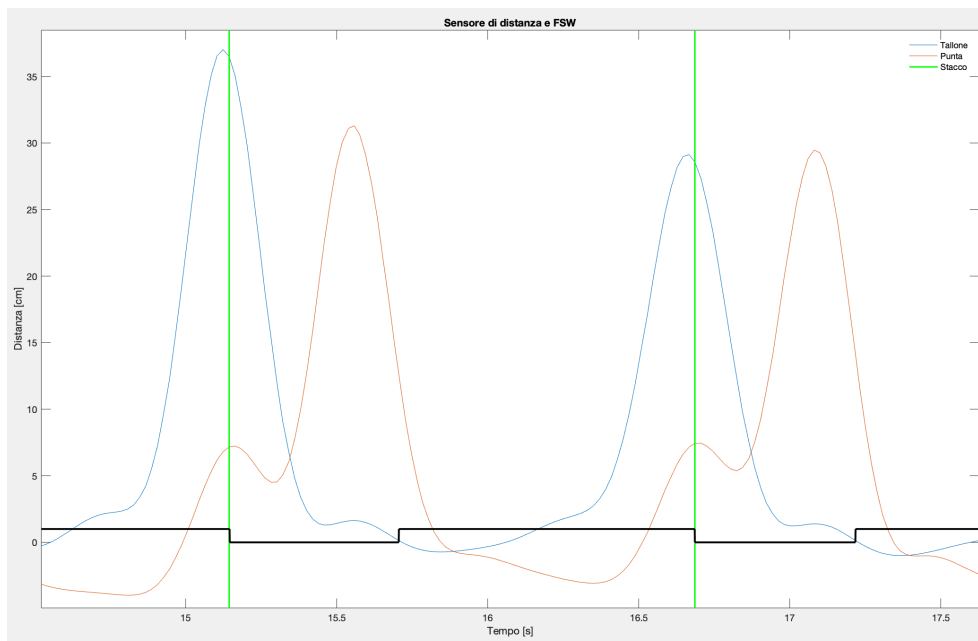


Grafico 4.11. Identificazione automatica tramite codice MATLAB® dell'istante di tempo della fase di attacco.

4.4.4 Picchi anomali

Se nella camminata vengono riconosciuti dei picchi che non rispecchiano le caratteristiche di quelli fisiologici come spiegato nel Paragrafo 4.4.1 (Grafico 4.7), vengono riconosciuti come anomali, per esempio se il soggetto non alza molto il tallone durante il passo oppure trascina leggermente il piede generando un picco basso identificativo del movimento della punta etc. A questi picchi, viene applicato un algoritmo più semplice per l'identificazione delle fasi di attacco e di stacco.

L'istante della fase di attacco viene riconosciuto con il massimo del segnale della punta dopo il picco del segnale del tallone, se non viene rilevato alcun picco si ricerca l'istante in cui i valori dei due segnali sono nell'intorno di zero.

Invece, per l'istante della fase di stacco viene ricercato il massimo relativo del segnale della punta poco prima del picco del sensore identificativo del tallone.

Nel caso in cui vengano classificati solo picchi anomali nella camminata, l'attacco viene identificato dal minimo locale in prossimità del picco del sensore identificativo oppure dal picco stesso mentre per la fase di stacco si ricerca il cambio di pendenza prima del picco o, nel caso in cui non venga identificato, si individua un massimo relativo.

4.5 Validazione iniziale dell'algoritmo

Dopo aver completato l'algoritmo è stato verificato il suo funzionamento con alcune camminate eseguite da 3 soggetti (due uomini e una donna).

Al soggetto in esame sono stati posizionati sulla pianta del piede i 4 sensori piezoresistivi del Footswitch, sia sul piede destro sia sul piede sinistro, entrambi scalzi.

Viene posizionata la strumentazione contenente i due sensori laser e posizionata in modo tale che uno sia perpendicolare alla caviglia e parallelo al suolo e l'altro abbia il raggio di emissione diretto verso la punta.

Per verificare il corretto posizionamento viene misurata la distanza da terra da parte di entrambi i sensori utilizzando un righello e con l'aiuto di un pannello di legno viene controllato che il laser sia direzionato nell'intorno della punta del piede. Il pannello di legno viene posizionato davanti al piede, a ridosso della punta, muovendo il pannello il sensore laser deve misurare sempre la stessa distanza che deve essere uguale a quella calcolata con il righello (Figura 4.24).

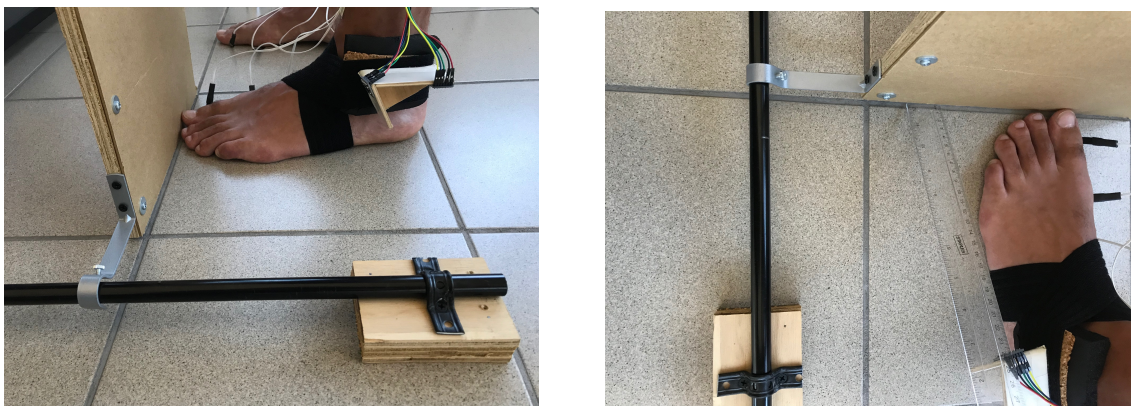


Figura 4.24. Strumenti utilizzati per un posizionamento corretto.

Inizialmente è stato scelto di posizionare questa strumentazione in corrispondenza del malleolo mediale (interno), considerandolo come punto di riferimento in tutti i soggetti ma si è verificata una posizione scomoda durante la camminata: essendo questa struttura voluminosa c'è il rischio che i soggetti possano sposterla durante il cammino.

La scelta ottimale risulta essere quella di posizionare la strumentazione verso l'esterno sul malleolo laterale (esterno) (Figura 4.25).

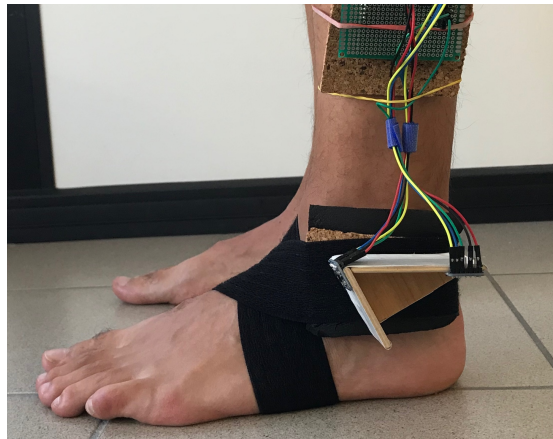


Figura 4.25. Posizionamento ottimale sul piede sinistro.

I Footswitch comunicano tramite un sistema wireless con il ricevitore, collegato tramite cavo USB al computer. I sensori laser sono collegati ad Arduino alimentato anch'esso da un cavo USB, Arduino e il ricevitore sono collegati e sincronizzati tramite trigger (Figura 4.26).

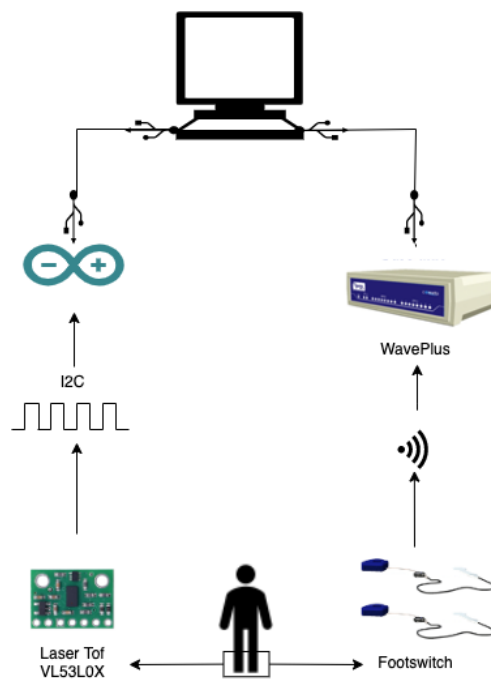


Figura 4.26. Schema del set up utilizzato.

A seguito di queste prove, l'algoritmo risulta funzionante e vengono rilevate le fasi di attacco e di stacco per ciascun passo della camminata. Questo risultato può essere definito un prototipo.

4.6 Validazione del prototipo

È stato identificato un protocollo di test per validare il prototipo su 10 soggetti (2 donne e 8 uomini), con un'età compresa tra i 22 e i 56 anni e tutti godono di buona salute.

La lunghezza del piede dei soggetti è compresa tra 25 e 31 cm.

Dopo aver percorso in avanti 10 metri il soggetto si ferma e conclude una camminata.

All'inizio di ogni camminata viene controllata la corretta collocazione del prototipo confrontando i valori di distanza forniti dai sensori laser con quelli iniziali durante il primo posizionamento.

Il protocollo di test è definito come segue:

1. Il soggetto viene preparato con tutta la strumentazione (Figura 4.27). I sensori laser vengono posizionanti come precedentemente descritto nel Paragrafo 4.5.

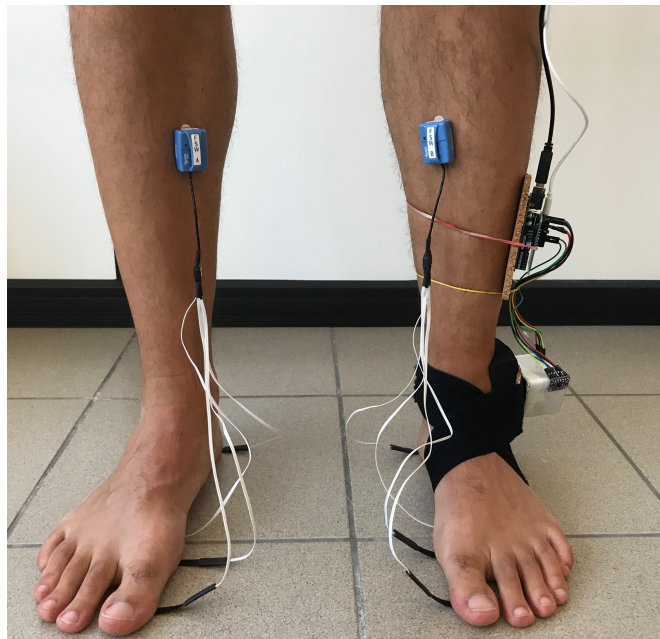


Figura 4.27. Strumentazione disposta sul soggetto.

2. Vengono eseguite 10 camminate di 10 metri alla velocità di camminata preferita (Preferred Walking Speed (PWS)⁸).

⁸ PWS (Preferred Walking Speed) nota anche come velocità di camminata "spontanea" o "auto-selezionata", è la velocità a cui i soggetti si sentono a loro agio e normalmente utilizzata durante le attività della vita quotidiana.[25]

3. Utilizzando entrambi i Footswitch è possibile calcolare la durata esatta della camminata. Utilizzando il software EMGandMotionTools, in modalità di visualizzazione viene mostrata l'acquisizione della camminata appena effettuata ed è così possibile calcolare l'istante di tempo in cui inizia la camminata (primo valore minore di 4 che identifica il primo istante in cui il piede si stacca da terra : non tutti i sensori risentono della pressione essendo una parte del piede sollevata da terra) e l'istante in cui finisce (ultimo valore pari a 4 preceduto da un valore minore di 4: questo istante identifica l'ultimo contatto).

In questo modo è possibile identificare il tempo di durata di ciascuna camminata (Figura 4.28).

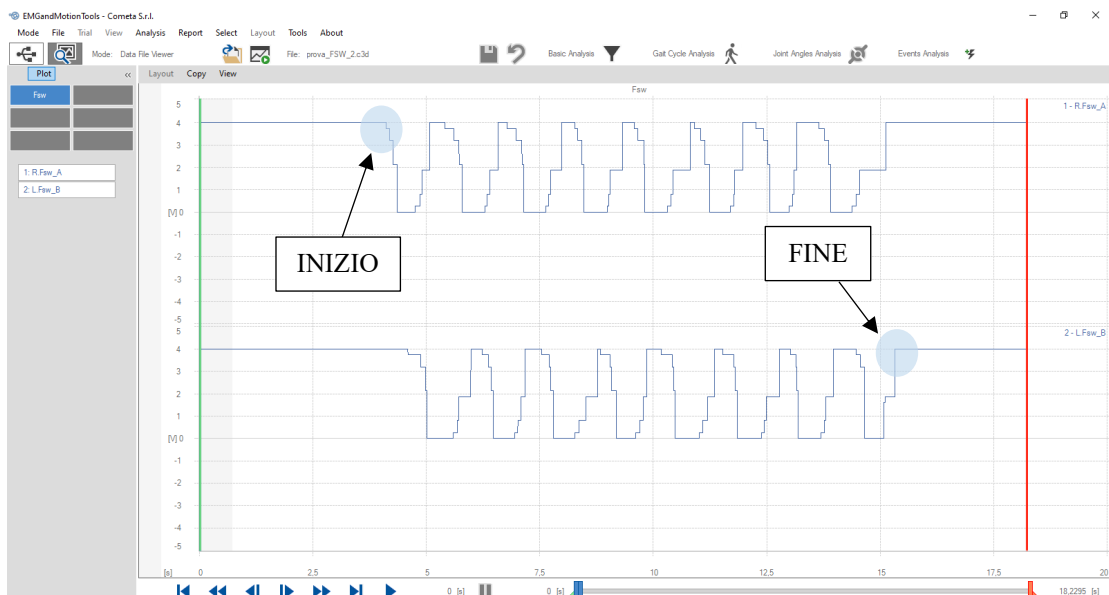


Figura 4.28. Visualizzazione di un'acquisizione di una camminata in EMGandMotionTools.

4. Avendo a disposizione la durata della camminata, è possibile calcolare la velocità (Formula 4.1):

$$Velocità\ PWS \left[\frac{m}{s} \right] = \frac{\Delta s}{\Delta t}$$

$$\Delta t = \text{durata della camminata [s]}$$

$$\Delta s = 10\ \text{metri [m]}$$

Formula 4.1. Calcolo della velocità in m/s.

5. La velocità viene convertita in passi al minuto mediante la Formula 4.2:

$$Velocità\ PWS\ [BPM] = \frac{n^{\circ}\ cicli\ del\ passo * 60\ s}{\Delta t}$$

$$\Delta t = durata\ della\ camminata\ [s]$$

Formula 4.2. Calcolo della velocità in passi al minuto.

6. Viene calcolato l'80% e il 120% della velocità ottenuta (Formula 4.3) in passi al minuto per identificare la velocità lenta e veloce considerano la velocità PWS come 100% [26],[27] e [28].

$$Velocità\ Lenta[BPM] = Velocità\ PSW[BPM] * 0,80$$

$$Velocità\ Veloce[BPM] = Velocità\ PSW[BPM] * 1,20$$

Formula 4.3. Calcolo della velocità lenta e veloce.

7. Dopo aver calcolato le due velocità, viene impostata la velocità in BPM su un metronomo e viene chiesto al soggetto di seguire il ritmo: ogni suono corrisponde al contatto di un piede con il terreno. Per simulare e fornire tramite segnale acustico il ritmo della velocità lenta e veloce è stata utilizzata l'applicazione per smartphone Metronomo (versione 3.2.0).
8. Ogni soggetto esegue 10 camminate di 10 metri a velocità lenta e 10 camminate di 10 metri a velocità veloce.

I dati raccolti per soggetto risultano essere 30 camminate di 10 metri di cui:

- 10 camminate a velocità PWS;
- 10 camminate a velocità lenta;
- 10 camminate a velocità veloce.

Nonostante un set up complesso e un prototipo delicato, l'algoritmo è risultato essere performante, fornendo numerosi dati da analizzare.

4.7 Analisi statistiche

L'algoritmo scritto in MATLAB® per l'identificazione delle fasi del passo di attacco e stacco fornisce, per ogni camminata di 10 metri eseguita dal soggetto, un risultato grafico (Grafico 4.12) e due file di testo in cui vengono salvati gli stanti di tempo [s]: nel primo quelli corrispondenti alle fasi riconosciute dal Footswitch, nel secondo quelli identificati dall'algoritmo.

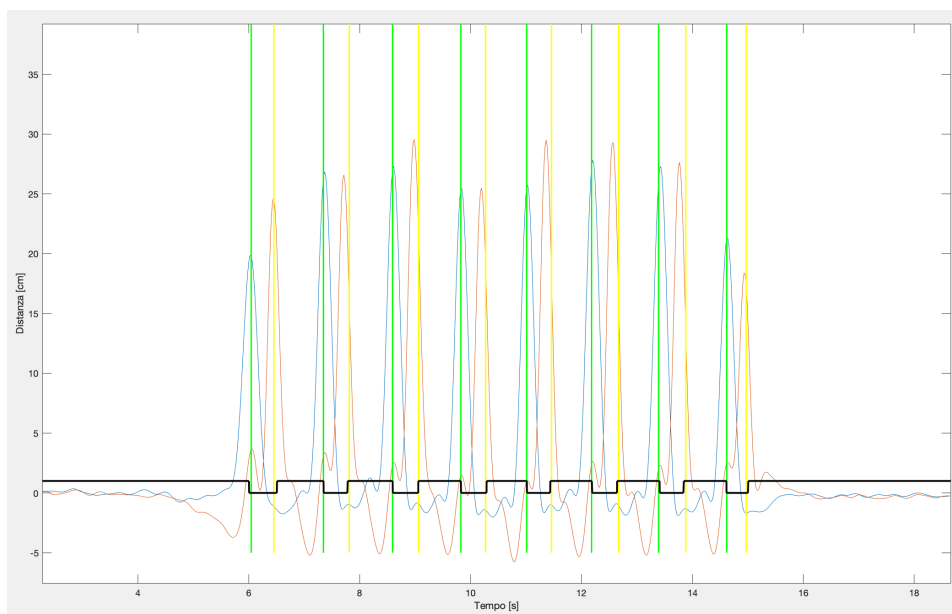


Grafico 4.12. Risultato grafico che si ottiene da ciascuna camminata di 10 metri eseguita dal soggetto. Con il colore nero è raffigurato l'andamento del sensore Footswitch, in verde sono identificati le fasi di stacco riconosciute dall'algoritmo e in giallo invece le fasi di attacco.

Questi dati sono stati studiati con analisi statistiche che comprendono il calcolo della media, deviazione standard, coefficiente di variazione e test non parametrici come il test di Wilcoxon, la correlazione di Spearman e il grafico Bland-Altman.

La media (Formola 4.4), deviazione standard (Formola 4.5) e coefficiente di variazione (Formola 4.6) sono state calcolate, tramite Microsoft Excel, per studiare la qualità dei dati ottenuti.

$$\bar{X} = \left(\sum_{n=1}^{n-1} X_n + X_{n+1} \right) / n$$

$$\bar{X} = \text{media [s]}$$

$$X = \text{tempo considerato [s]}$$

Formula 4.4. Calcolo della media.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^n (X_n - \bar{X})^2}{(n - 1)}}$$

$$\sigma = \text{deviazione standard [s]}$$

$$X = \text{tempo considerato [s]}$$

$$\bar{X} = \text{media dell'istante di tempo [s]}$$

Formula 4.5. Calcolo della deviazione standard.

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{X}}$$

$$CV = \text{Coefficiente di variazione [-]}$$

$$\sigma = \text{deviazione standard [s]}$$

$$\bar{X} = \text{media [s]}$$

Formula 4.6. Calcolo del coefficiente di variazione.

Successivamente sono stati eseguiti i seguenti test non parametrici:

- Il test di Wilcoxon viene utilizzato per verificare se ci sono differenze significative tra le popolazioni considerate. Questo test permette di accettare o rifiutare la seguente ipotesi: le popolazioni di dati prese in esame hanno una buona distribuzione con una probabile mediana nell'intorno di 0. Il valore *p-value*, ottenuto come risultato del test effettuato, permette di discriminare questa ipotesi, nel seguente modo:
 - con un valore p-value minore di 0,05 si accetta l'ipotesi;
 - con un valore p-value maggiore di 0,05 si nega l'ipotesi.

Questo test è stato eseguito in MATLAB® mediante tale istruzione:

```
[p, logical] = signrank(fsw, laser)
```


- Il test di correlazione identifica la relazione presente tra le due popolazioni in esame fornendo un unico valore ρ . Sottoponendo al test i dati rilevati dal Footswitch e quelli ricavati dall'algoritmo, è possibile capire se presentano una correlazione positiva o negativa.

Il valore ρ è sempre compreso tra -1 e +1, un valore positivo prossimo a 1 significa che le popolazioni presentano una correlazione positiva: all'aumentare dei valori di una, aumentano anche i valori dell'altra, mentre un valore negativo indica una relazione negativa sviluppando una proporzionalità inversa: quando i valori di una popolazione aumentano, diminuiscono quelli dell'altra. Invece, un valore ρ pari a 0 rappresenta l'assenza di correlazione, le popolazioni risultano tra loro indipendenti. Più l'indice assume un valore lontano da zero, più la relazione sarà forte.

Il test di correlazione di Spearman è stato eseguito in MATLAB® con questa istruzione:

```
[rho] = corr(fsw,laser, 'Type', 'Spearman')
```

- Per osservare la concordanza tra le due misurazioni sono stati realizzati grafici a dispersione Bland-Altman costituiti da:

- asse X: media aritmetica tra le due popolazioni in esame (Formola 4.7)

$$x = \left(\sum_{n=1}^n (X_{Ln} + X_{FSWn}) \right) / 2$$

$n =$ numero di passi identificati

$X_{Ln} =$ tempo considerato relativo alle fasi identificate dall'algoritmo [s]

$X_{FSWn} =$ tempo considerato relativo alle fasi identificate dal FSW [s]

Formola 4.7. Calcolo della media aritmetica.

- asse Y: differenza tra le due popolazioni in esame (Formola 4.8)

$$y = \sum_{n=1}^n (X_{Ln} - X_{FSWn})$$

$n =$ numero di passi identificati

$X_{Ln} =$ tempo considerato relativo alle fasi identificate dall'algoritmo [s]

$X_{FSWn} =$ tempo considerato relativo alle fasi identificate dal FSW [s]

Formola 4.8. Calcolo della differenza.

- limite inferiore (Formula 4.9):

$$Lim_{lower} = (\overline{X_{Ln}} - \overline{X_{FSWn}}) - 1,96 * \sigma(X_{Ln} - X_{FSWn})$$

$\overline{X_{Ln}}$ = media del tempo considerato relativo alle fasi identificate dall' algoritmo [s]

$\overline{X_{FSWn}}$ = media del tempo considerato relativo alle fasi identificate dal FSW [s]

$\sigma(X_{Ln} - X_{FSWn})$ = deviazione standard della differenza [s]

Formula 4.9. Identificazione del limite inferiore.

- limite superiore (Formula 4.10):

$$Lim_{upper} = (\overline{X_{Ln}} - \overline{X_{FSWn}}) + 1,96 * \sigma(X_{Ln} - X_{FSWn})$$

$\overline{X_{Ln}}$ = media del tempo considerato relativo alle fasi identificate dall' algoritmo [s]

$\overline{X_{FSWn}}$ = media del tempo considerato relativo alle fasi identificate dal FSW [s]

$\sigma(X_{Ln} - X_{FSWn})$ = deviazione standard della differenza [s]

Formula 4. 10. Identificazione del limite superiore.

Capitolo 5

Risultati

In questo capitolo sono riportati i risultati ottenuti dalle analisi statistiche descritte nel Paragrafo 4.7 con l'obiettivo di capire quanto il prototipo e l'algoritmo siano efficienti rispetto al sensore Footswitch.

5.1 Durata del ciclo del passo

La prima analisi effettuata riguarda la durata del ciclo del passo identificata sia da attacco ad attacco successivo (Formula 5.1) sia da stacco a stacco successivo (Formula 5.2), è importante considerarli entrambi per capire se l'algoritmo rileva più accuratamente una fase del passo rispetto all'altra.

Per poter confrontare le due metodologie di identificazione delle fasi, la durata del ciclo del passo è stata calcolata utilizzando quelle riconosciute sia dal Footswitch sia dall'algoritmo.

$$\Delta h_n = \sum_{n=1}^{n-1} (h_{n+1} - h_n)$$

n = numero di passi identificati

Δh_n = durata del ciclo del passo da attacco ad attacco successivo [s]

h_n = istante di tempo della fase di attacco [s]

Formula 5.1. Calcolo della durata del ciclo del passo identificato da attacco ad attacco successivo.

$$\Delta t_n = \sum_{n=1}^{n-1} (t_{n+1} - t_n)$$

n = numero di passi identificati

$$\Delta t_n = \text{durata del ciclo del passo da stacco a stacco successivo [s]}$$

$$t_n = \text{istante di tempo della fase di stacco [s]}$$

Formula 5.2. Calcolo della durata del ciclo del passo identificato da stacco a stacco successivo.

I valori di media, deviazione standard e coefficiente di variazione dei cicli del passo riconosciuti, considerando tutti i passi sono riportati nella Tabella 5.1.

Velocità	FSW		LASER	
	Attacco-attacco [s]	Stacco-stacco [s]	Attacco-attacco [s]	Stacco-stacco [s]
Lenta	1,720 ±0,270	1,722 ±0,254	1,712 ±0,237	1,729 ±0,293
PWS	1,368 ±0,140	1,358 ±0,145	1,362 ±0,153	1,360 ±0,179
Veloce	1,199 ±0,164	1,193 ±0,164	1,206 ±0,206	1,213 ±0,227

Tabella 5.1. Media e deviazione standard di tutti i cicli del passo riconosciuti.

La deviazione standard calcolata riportata in Tabella 5.1 è prossima a 0, questo dimostra che i dati raccolti sono ben distribuiti e le popolazioni considerate sono poco sparse intorno alla media.

Soggetto	FSW	LASER	FSW	LASER
	Stacco-stacco[s]	Stacco-stacco[s]	Attacco-attacco[s]	Attacco-attacco[s]
1	1,565	1,558	1,558	1,553
2	1,554	1,546	1,552	1,566
3	1,830	1,812	1,826	1,830
4	1,504	1,521	1,518	1,536
5	1,773	1,703	1,767	1,737
6	1,689	1,680	1,682	1,687
7	1,877	1,870	1,877	1,906
8	1,523	1,529	1,526	1,535
9	2,242	2,253	2,265	2,266
10	1,647	1,645	1,649	1,675

Tabella 5.2. Velocità lenta: valori medi dei cicli del passo.

Soggetto	FSW	LASER	FSW	LASER
	Stacco-stacco[s]	Stacco-stacco[s]	Attacco-attacco[s]	Attacco-attacco[s]
1	1,250	1,245	1,237	1,230
2	1,317	1,315	1,319	1,315
3	1,524	1,512	1,515	1,513
4	1,267	1,260	1,262	1,258
5	1,444	1,419	1,436	1,424
6	1,386	1,382	1,374	1,384
7	1,304	1,305	1,301	1,312
8	1,226	1,219	1,207	1,223
9	1,653	1,657	1,618	1,223
10	1,305	1,303	1,307	1,223

Tabella 5.3. Velocità PWS: valori medi dei cicli del passo.

Soggetto	FSW	LASER	FSW	LASER
	Stacco-stacco[s]	Stacco-stacco[s]	Attacco-attacco[s]	Attacco-attacco[s]
1	1,2876	1,367	1,283	1,370
2	1,099	1,080	1,098	1,103
3	1,251	1,237	1,241	1,257
4	1,060	1,058	1,0465	1,071
5	1,166	1,1602	1,161	1,154
6	1,207	1,211	1,197	1,200
7	1,291	1,285	1,285	1,294
8	1,049	1,063	1,043	1,064
9	1,353	1,353	1,346	1,350
10	1,225	1,242	1,234	1,265

Tabella 5.4. Velocità veloce: valori medi dei cicli del passo.

Le tabelle 5.1, 5.2, 5.3 e 5.4 mostrano dati coerenti tra loro, infatti, considerando le tre differenti velocità, il ciclo del passo ha una durata maggiore nella camminata lenta e minore nella veloce rispetto alla velocità PWS. Analizzando le singole camminate si riscontrano valori simili e congruenti a quelli qui riportati.

In dimostrazione di quanto detto riguardo la qualità dei dati ottenuti, è stato calcolato anche il coefficiente di variazione che presenta un valore molto basso (Tabella 5.5).

Velocità	FSW		LASER	
	Attacco-attacco [s]	Stacco-stacco[s]	Attacco-attacco[s]	Stacco-stacco[s]
Lenta	0,148	0,138	0,129	0,160
PWS	0,098	0,098	0,103	0,109
Veloce	0,128	0,136	0,136	0,137

Tabella 5.5. Media dei coefficienti di variazione delle durate di tutti i cicli del passo riconosciuti.

Queste conclusioni si ottengono sia analizzando tutte insieme le camminate sia singolarmente.

5.1.1 Test non parametrici

A seguito di questi calcoli preliminari i dati sembrano essere qualitativamente buoni.

Per cercare delle relazioni tra la durata del ciclo del passo rilevato dal Footswitch e quello identificato dall’algoritmo di elaborazione del segnale ottenuto dalle misure di distanza rilevate dal sensore laser VL53L0X sono stati eseguiti dei test non parametrici.

5.1.1.1 Test di Wilcoxon

Confrontando la popolazione con la durata dei cicli del passo definiti dal Footswitch con quella costituita dagli intervalli di tempo ricavati dalle fasi identificate dall’algoritmo si ottengono i risultati riportati in Tabella 5.6.

Velocità	Ciclo del passo (stacco-stacco)		Ciclo del passo (attacco-attacco)	
	p-Value	Valore logico	p -Value	Valore logico
Lenta	0.322	0	0.193	0
PWS	0.020	1	0.695	0
Veloce	0.922	0	0.014	1

Tabella 5.6. Risultati relativi del test di Wilcoxon.

Come mostra la Tabella 5.6, è possibile accettare l’ipotesi del test di Wilcoxon per la velocità PWS per il ciclo del passo riconosciuto da stacco a stacco successivo e per la velocità veloce per il ciclo del passo identificato da attacco ad attacco successivo.

5.1.1.2 Correlazione di Spearman

	Attacco-Attacco	Stacco-Stacco
Velocità	Rho value	Rho value
Lenta	0,975	0,965
PWS	0,984	0,961
Veloce	0,934	0,939

Tabella 5.7. Risultati relativi alla correlazione di Spearman.

La Tabella 5.7 riporta un indice di correlazione quasi pari a 1, questo significa che le due popolazioni hanno una correlazione positiva, quindi quando aumenta la durata del ciclo del passo definito dalle fasi identificate dal Footswitch aumenta anche la durata del ciclo del passo calcolato utilizzando le fasi riconosciute dall' algoritmo.

5.1.1.3 Bland -Altman Plot

I grafici Bland-Altman 5.1, 5.2 e 5.3 riportano i risultati ottenuti relativi alla durata del ciclo del passo identificato da attacco ad attacco successivo.

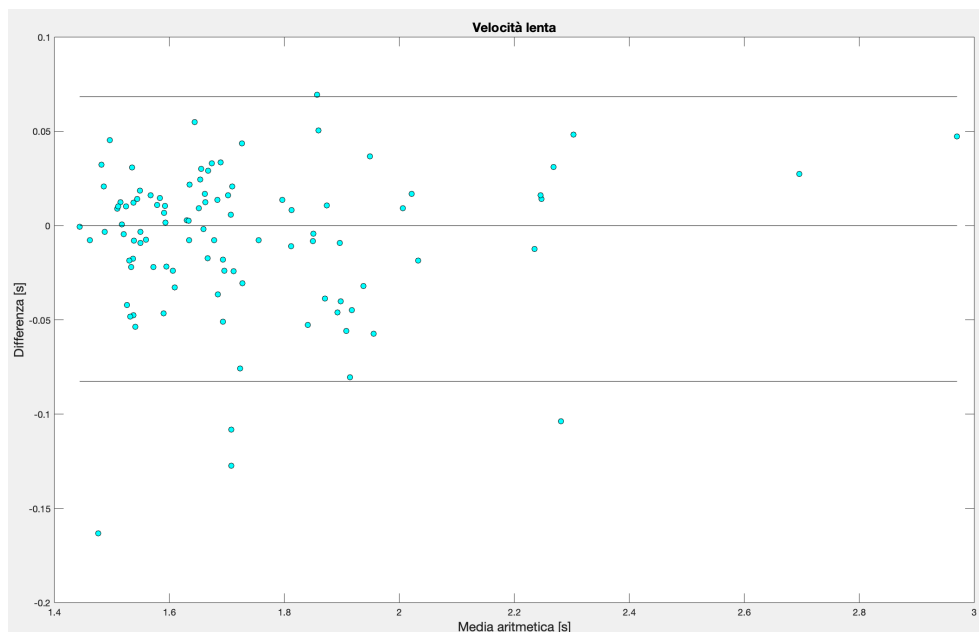


Grafico 5.1. Grafico Bland-Altman relativo alla durata del ciclo del passo identificato da attacco ad attacco, velocità lenta.

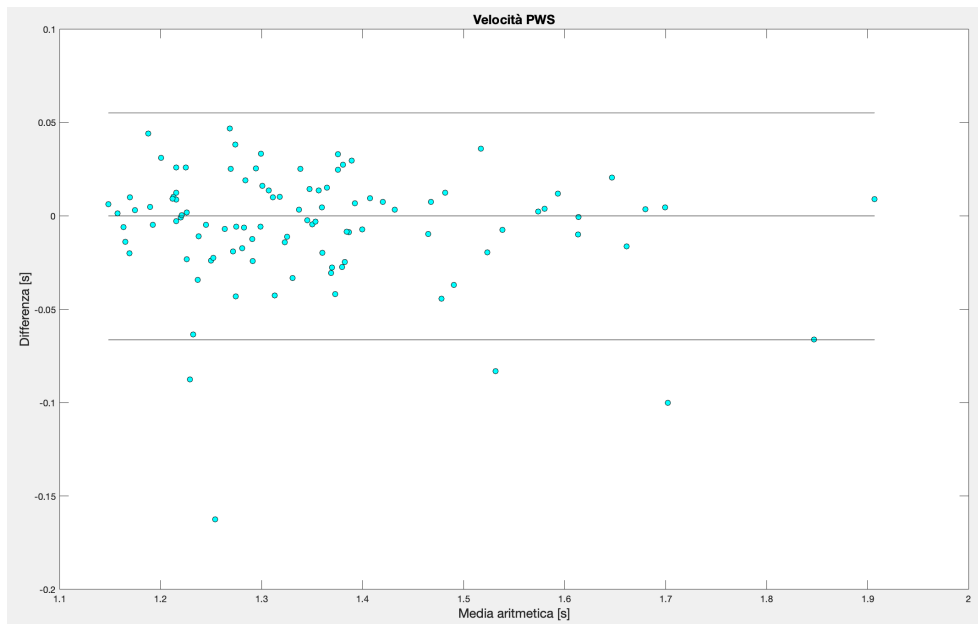


Grafico 5.2. Grafico Bland-Altman relativo alla durata del ciclo del passo identificato da attacco ad attacco, velocità PWS.

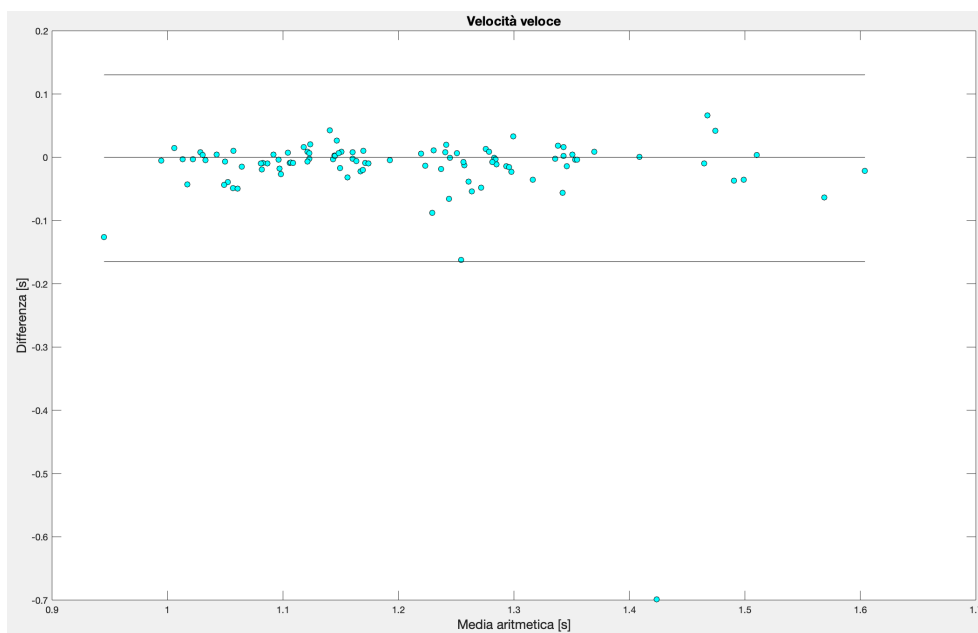


Grafico 5.3. Grafico Bland-Altman relativo alla durata del ciclo del passo identificato da attacco ad attacco, velocità veloce.

Analizzando le durate del ciclo del passo definito da stacco a stacco successivo si sono ottenuti il Grafico 5.4, 5.5 e 5.6.

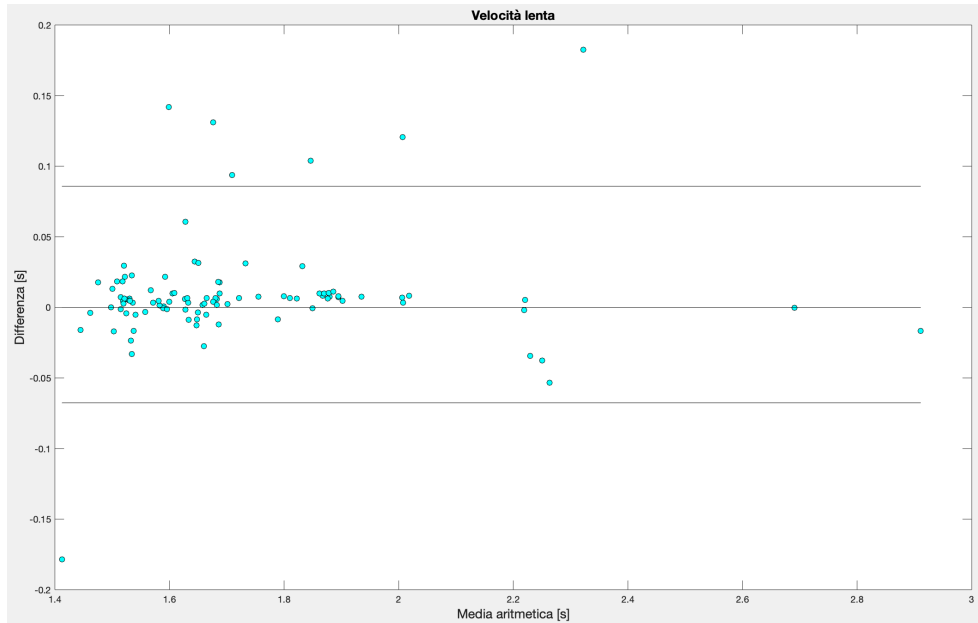


Grafico 5.4. Grafico Bland-Altman relativo alla durata del ciclo del passo identificato da stacco a stacco, velocità lenta.

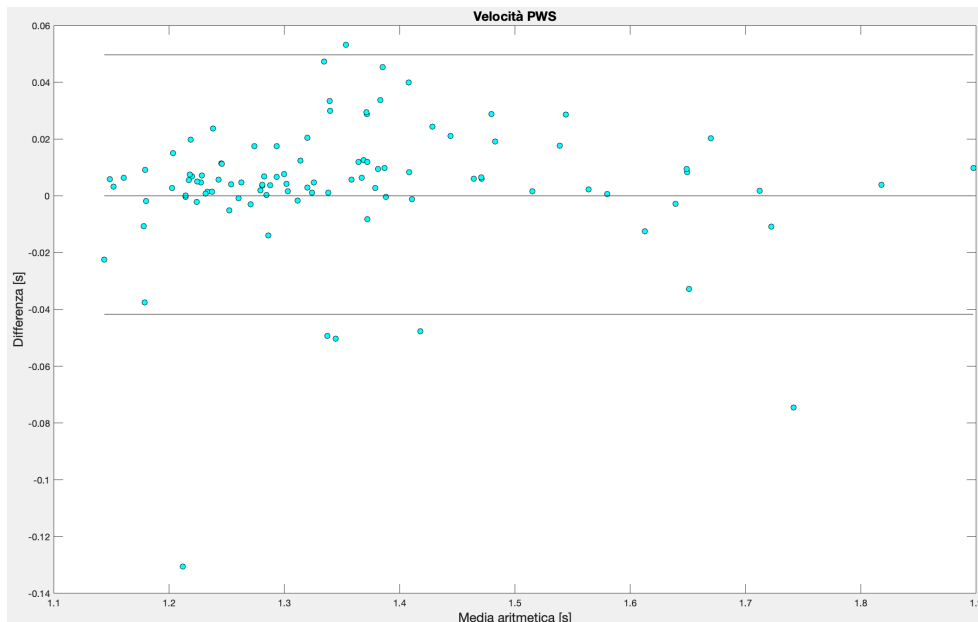


Grafico 5.5. Grafico Bland-Altman relativo alla durata del ciclo del passo identificato da stacco a stacco, velocità PWS.

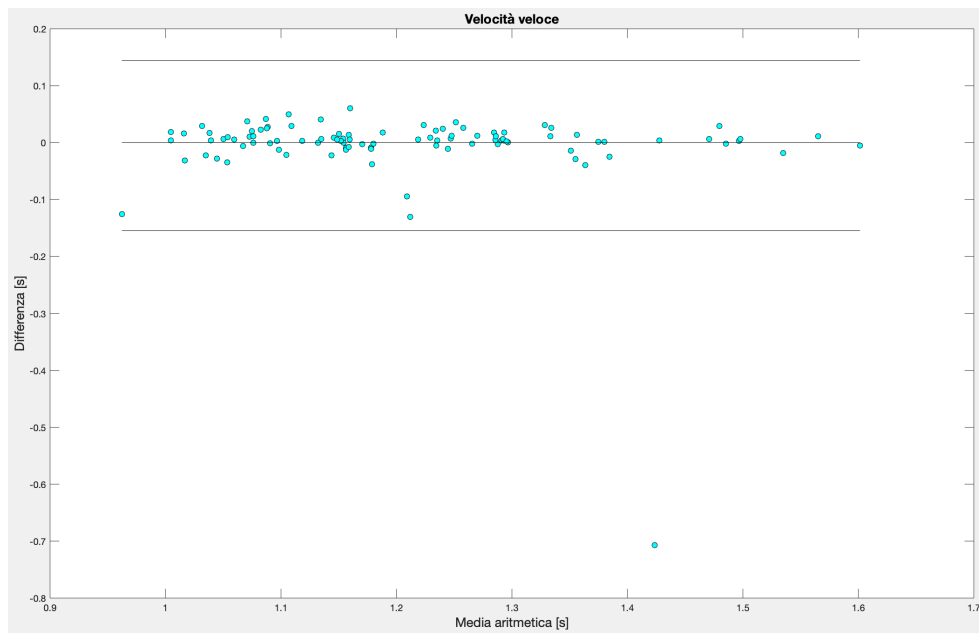


Grafico 5.6. Grafico Bland-Altman relativo alla durata del ciclo del passo identificato da stacco a stacco, velocità veloce.

Questi grafici mostrano la coerenza tra le misurazioni, come si può osservare, la maggior parte sono comprese nell'intervallo identificato dai limiti di concordanza, solo alcuni valori sono situati all'esterno ma il numero di questi casi è molto inferiore rispetto al numero di misurazioni totali considerate. Per questo motivo, dai grafici Bland-Altman è possibile dedurre una buona concordanza dei dati ottenuti.

In conclusione, è possibile affermare che i dati hanno una buona distribuzione e in particolare che la durata del ciclo del passo calcolato mediante le fasi del passo riconosciute dal Footswitch e la durata dipendente dalle fasi rilevate dall'algoritmo presentano tra loro una correlazione positiva, sia analizzando tutte insieme le camminate sia considerandole singolarmente.

5.2 Errore

L'obiettivo di questo capitolo è capire quanto siano differenti, a livello di istanti di tempo, le fasi identificate dall'algoritmo da quelle riconosciute dal Footswitch e quanto possa essere preciso il prototipo sviluppato.

5.2.1 Footswitch vs prototipo

Realizzando dei grafici in cui si confrontano gli istanti di tempo delle fasi rilevati dai due metodi di acquisizione dei dati si osserva che la maggior parte sembrano quasi corrispondere, con l'eccezione di alcuni eventi casuali ed isolati dovuti o a passi eseguiti in maniera particolarmente diversa dal soggetto o probabilmente allo spostamento del prototipo.

I grafici seguenti sono stati realizzati inserendo:

- sull'asse X il numero delle fasi del passo riconosciute considerando tutte le 10 camminate, dalla prima all'ultima, eseguite ad una velocità;
- sull'asse Y sono stati considerati l'istante di tempo corrispondente alle fasi individuate.

Ogni linea con pendenza positiva rappresenta una camminata.

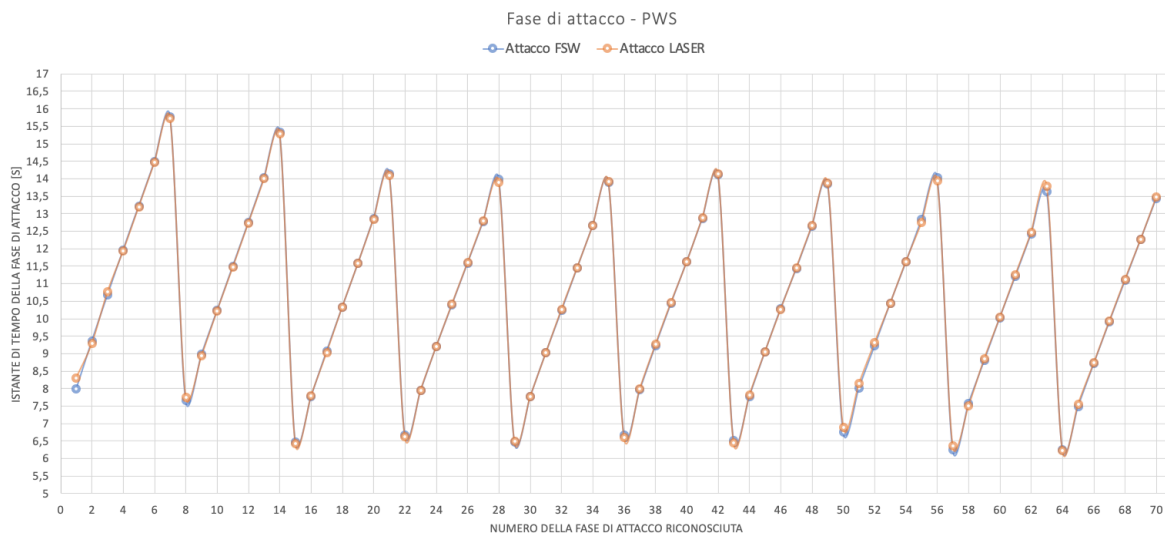


Grafico 5.7. Fasi di attacco riconosciute dalle camminate del soggetto 1 alla velocità PWS.

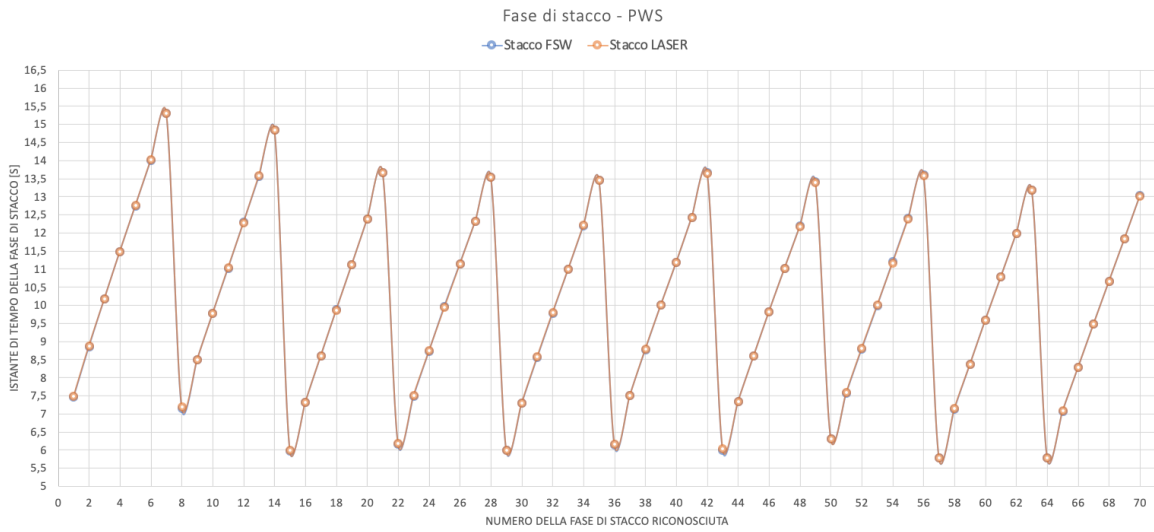


Grafico 5.8. Fasi di stacco riconosciute durante le camminate del soggetto 1 alla velocità PWS.

Il Grafico 5.7 e il Grafico 5.8 sono esempi di una buona precisione nell'identificazioni delle fasi nelle due metodologie, gli istanti di tempo sembrano quasi coincidere.

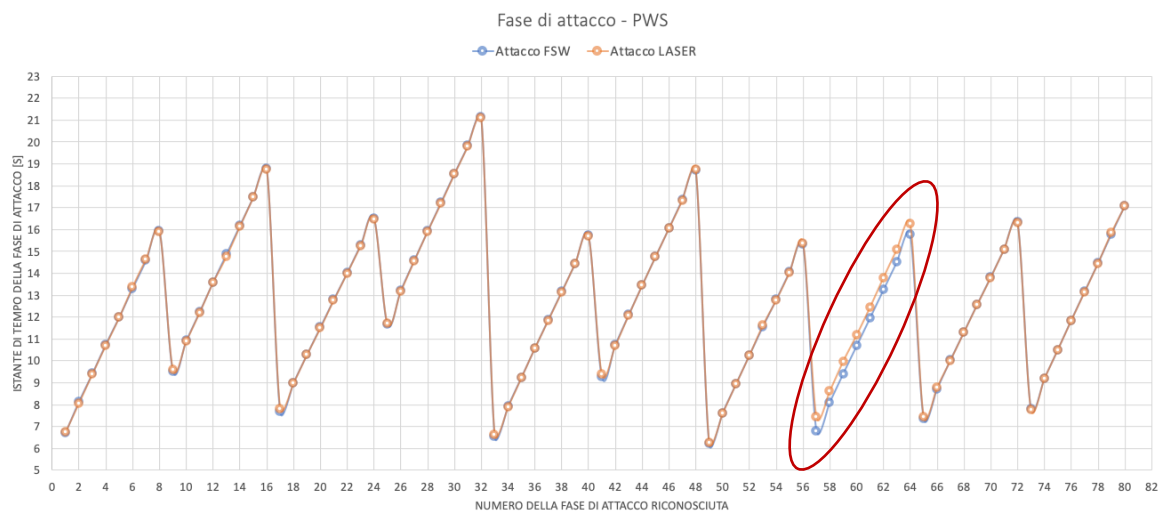


Grafico 5.9. Fasi di attacco riconosciute durante le camminate del soggetto 2 alla velocità PWS.

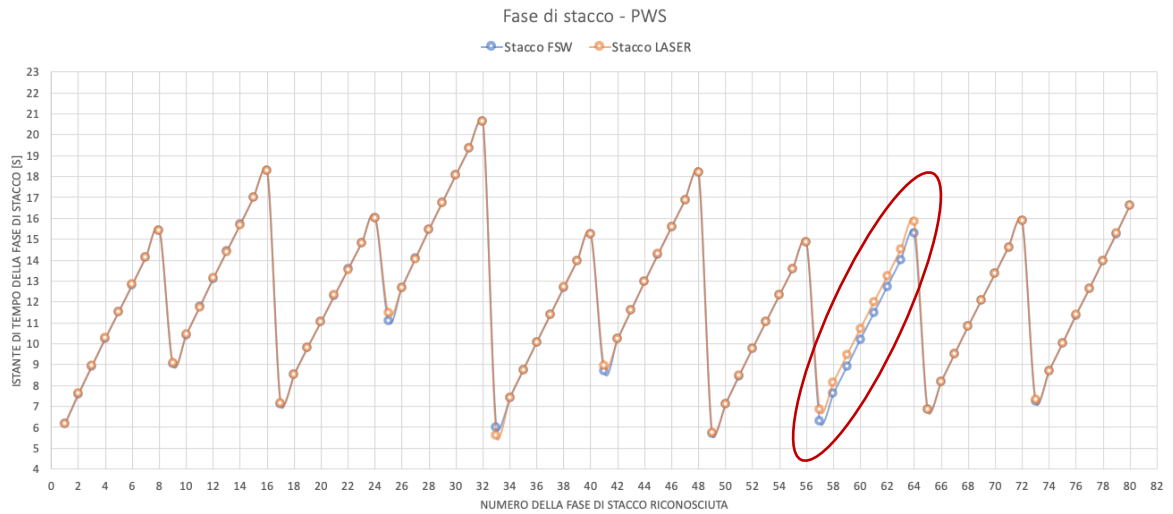


Grafico 5.10. Fasi di stacco riconosciute durante le camminate del soggetto 2 alla velocità PWS.

I grafici 5.9 e 5.10 mostrano come si manifesta l'errore, in questo caso riguarda una singola camminata (camminata numero 8) ma le restanti presentano buoni risultati.



Grafico 5.11. Fasi di attacco riconosciute durante le camminate del soggetto 10 alla velocità lenta.

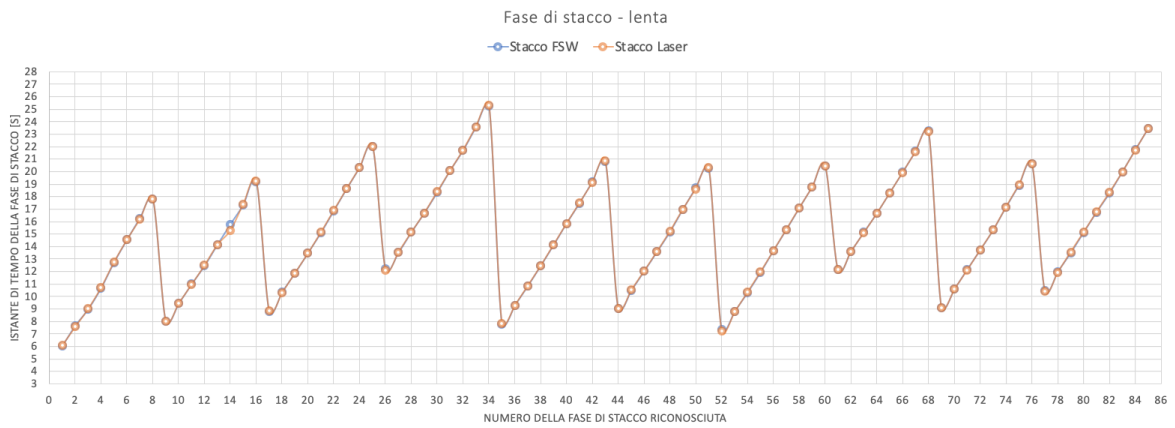


Grafico 5.12. Fasi di stacco riconosciute durante le camminate del soggetto 10 alla velocità lenta.

Il Grafico 5.11 e il Grafico 5.12 mostrano l'andamento delle fasi del passo riconosciute durante le camminate ad una velocità lenta, gli istanti calcolati dalle due metodologie sembrano quasi coincidere.

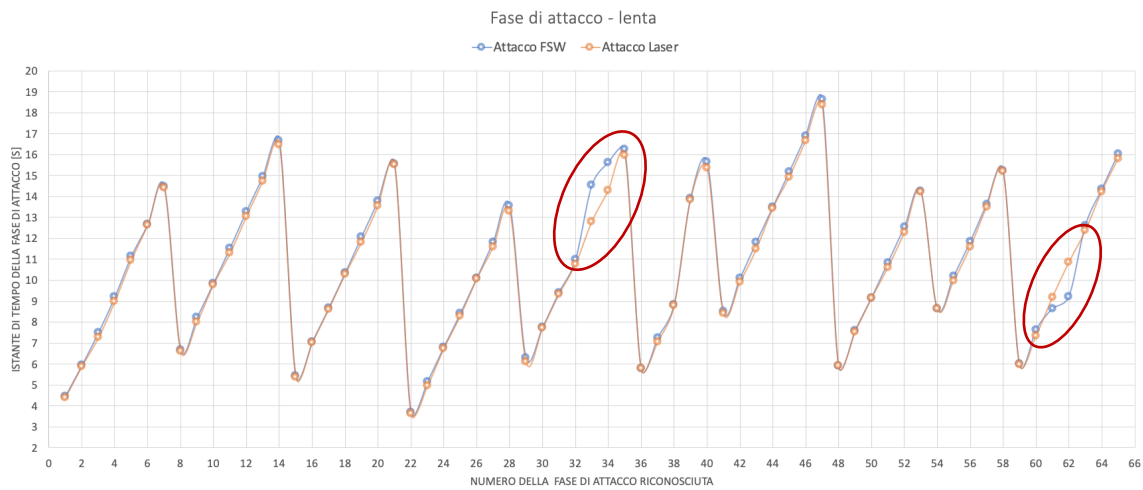


Grafico 5.13. Fasi di attacco riconosciute durante le camminate del soggetto 5 alla velocità lenta.

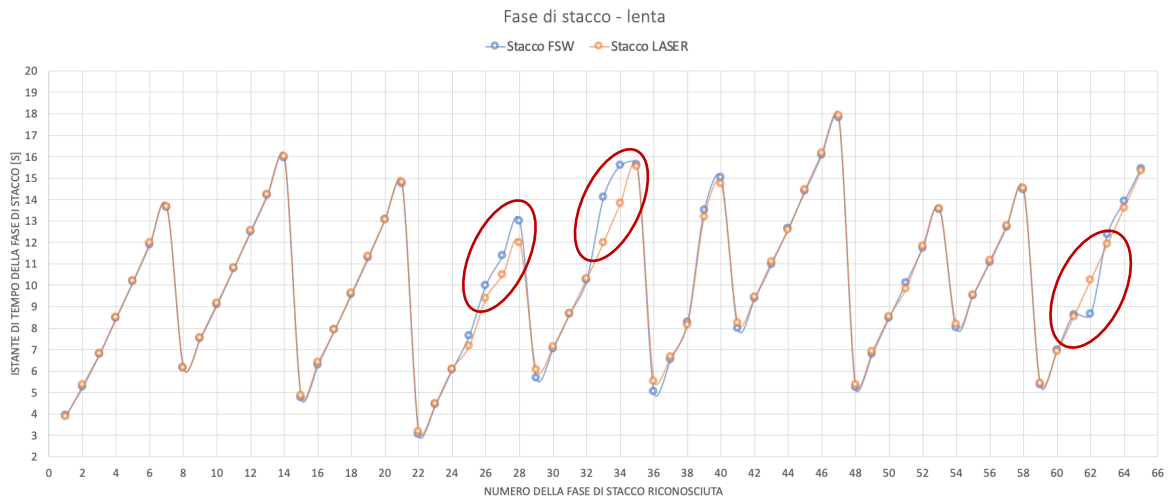


Grafico 5.14. Fasi di stacco riconosciute durante le camminate del soggetto 5 alla velocità lenta.

I grafici 5.13 e 5.14 mostrano come l'errore durante una camminata possa essere un evento isolato relativo a singoli passi. Sono visibili delle differenze tra i due metodi nella camminata numero 4, 5 e 10, ma risultano essere relative a singoli passi.

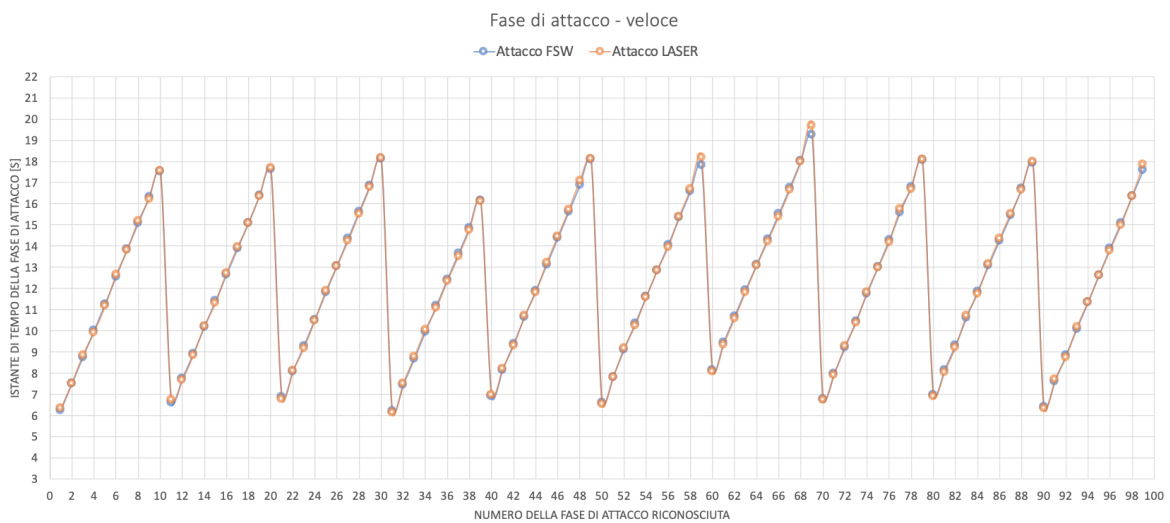


Grafico 5.15. Fasi di attacco riconosciute durante le camminate del soggetto 3 alla velocità veloce.

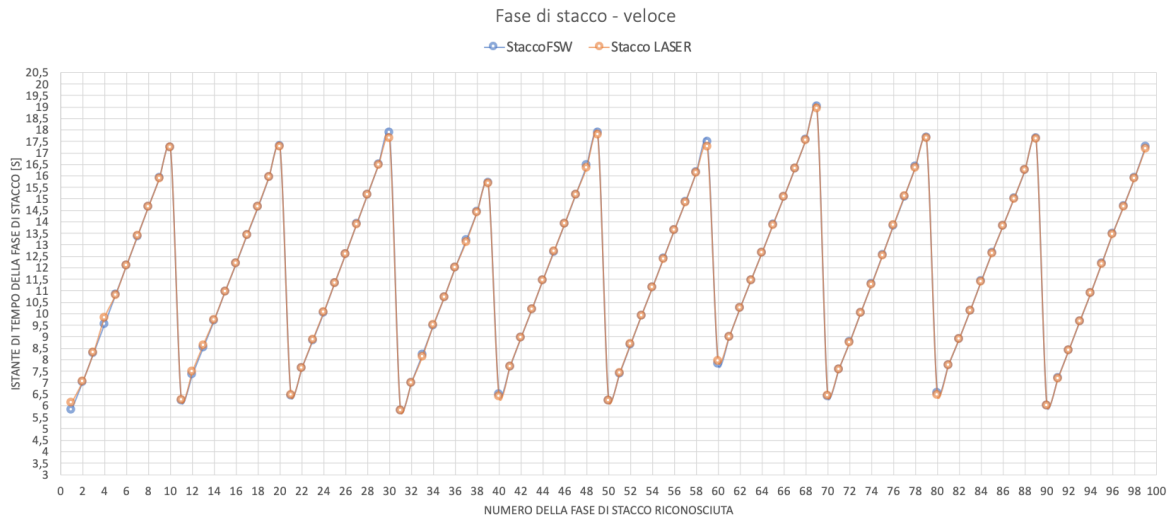


Grafico 5.16. Fasi di stacco riconosciute durante le camminate del soggetto 3 alla velocità veloce.

I grafici 5.15 e 5.16 sono esemplificativi di buoni risultati ottenuti riferiti a camminate a velocità veloce, infatti gli istanti calcolati dalle due metodologie sembrano quasi coincidere.

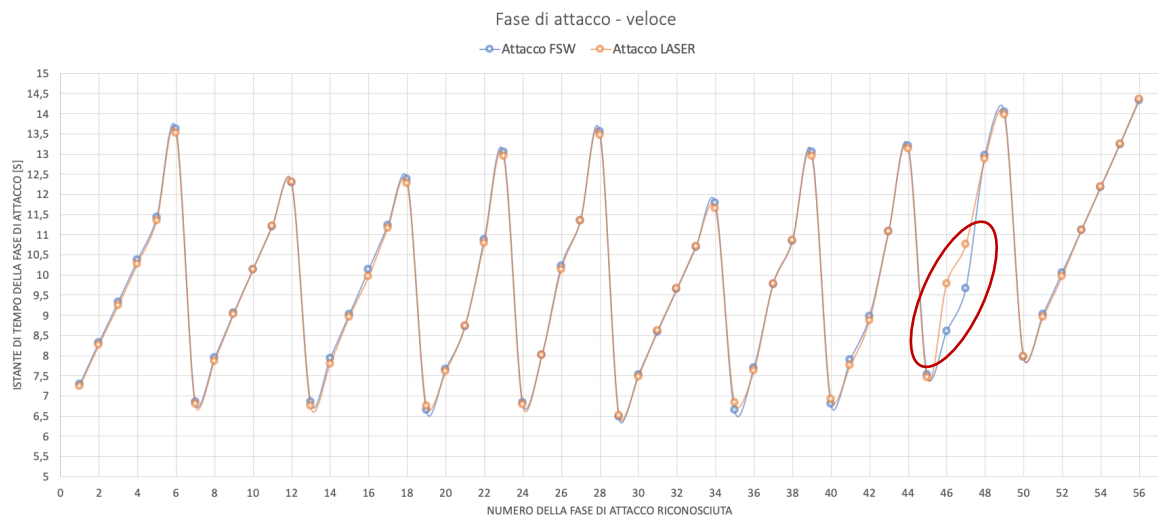


Grafico 5.17. Fasi di attacco riconosciute durante le camminate del soggetto 1 alla velocità veloce.

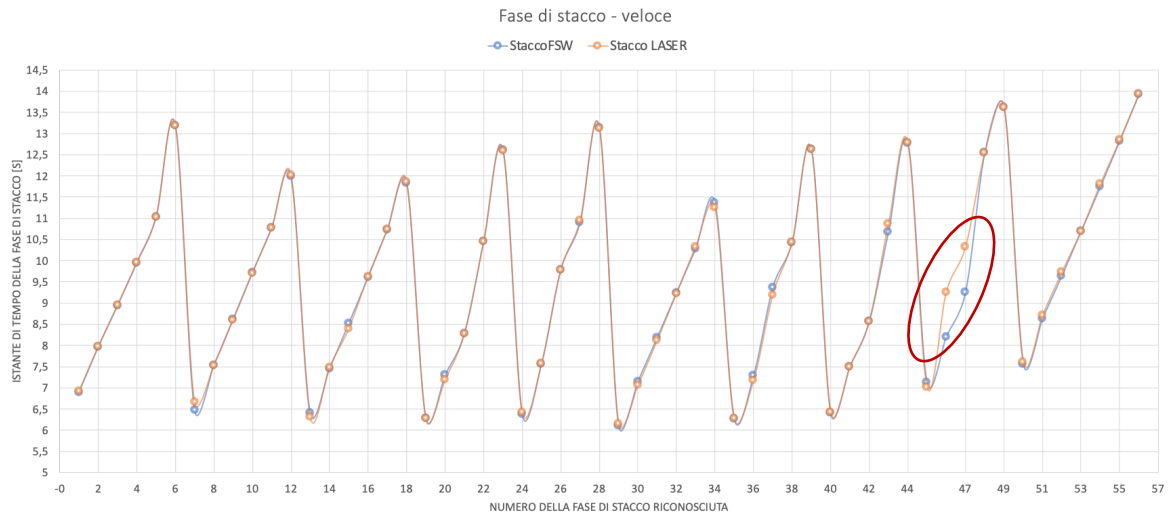


Grafico 5.18. Fasi di stacco riconosciute durante le camminate del soggetto 1 alla velocità veloce.

Anche alla velocità veloce è possibile notare come gli errori possono essere singoli eventi isolati relativi a singoli passi durante una camminata (camminata 9 del Grafico 5.17 e del Grafico 5.18).

Come mostrato dai grafici riportati precedentemente, esemplificativi della tipologia di errore presente nelle camminate effettuate, a tutte e tre le velocità (lenta, PWS, veloce) si riscontrano sia buoni risultati sia discrepanze tra gli istanti di tempo relativi alle fasi del passo riconosciute dalle due metodologie. Le differenze riscontrate probabilmente sono dovute ad uno spostamento del prototipo durante la camminata o ad un differente andamento del piede che non ha permesso all’algoritmo di identificare con precisione la fase del passo.

Per approfondire queste analisi, è stato analizzato l’errore calcolando la differenza tra istante di tempo della fase identificato dal Footswitch e quello calcolato tramite algoritmo. L’errore relativo alla fase di attacco è definito dalla Formula 5.3 mentre la Formula 5.4 identifica quello riferito alla fase di stacco.

$$Eh_n = \sum_{n=1} (h_{FSWn} - h_{Ln})$$

$$Eh_n = \text{errore relativo alle fasi di attacco [s]}$$

$$n = \text{numero di passi identificati}$$

$$h_{FSWn} = \text{istante di tempo della fase di attacco rilevato dal FSW [s]}$$

h_{Ln} = istante di tempo della fase di attacco rilevato dal LASER [s]

Formula 5.3. Calcolo dell'errore per la fase di attacco.

$$Et_n = \sum_{n=1} (t_{FSWn} - t_{Ln})$$

Et_n = errore relativo alle fasi di stacco [s]

n = numero di passi identificati

t_{FSWn} = istante di tempo della fase di stacco rilevato dal FSW [s]

t_{Ln} = istante di tempo della fase di stacco rilevato dal LASER [s]

Formula 5.4. Calcolo dell'errore per la fase di stacco.

Per comprendere la distribuzione e qualità dei dati ottenuti è stata calcolata la media (Tabella 5.8 e Tabella 5.9), la deviazione standard e il coefficiente di variazione.

Soggetto	VALORE MEDIO [s]		
	Velocità Lenta	Velocità PWS	Velocità Veloce
1	-0,029	-0,0103	-0,004
2	0,046	-0,056	0,028
3	-0,024	-0,041	-0,000
4	-0,179	-0,007	0,650
5	0,158	0,092	0,039
6	0,138	-0,006	0,021
7	0,004	0,019	0,018
8	-0,071	-0,000	0,145
9	0,005	0,146	0,072
10	0,019	0,003	0,036

Tabella 5.8. Media degli errori delle fasi di attacco riconosciute per soggetto, distinguendo le velocità.

Soggetto	VALORE MEDIO [s]		
	Velocità Lenta	Velocità PWS	Velocità Lenta
1	-0,020	-0,000	-0,020
2	-0,012	-0,067	-0,012
3	0,005	-0,000	0,005

4	-0,217	-0,011	-0,217
5	0,082	-0,051	0,082
6	0,053	-0,016	0,053
7	-0,038	0,003	-0,038
8	-0,028	-0,015	-0,028
9	-0,012	-0,013	-0,012
10	0,005	0,021	0,005

Tabella 5.9. Media degli errori delle fasi di stacco riconosciute per soggetto, distinguendo le velocità.

La Tabelle 5.8 e Tabella 5.9 riportano la media degli errori considerando tutte le camminate del soggetto contemporaneamente. Gli errori sono stati calcolati senza applicare il modulo assoluto perché in questo modo è possibile capire se gli istanti di tempo calcolati tramite algoritmo presentano un ritardo o un anticipo rispetto a quelli rilevati dal sensore Footswitch. La media totale degli errori considerando tutti i soggetti e distinguendo solo le velocità è riportata nella Tabella 5.10 insieme alla deviazione standard corrispondente che risulta essere prossima a 0, dimostrazione che i dati raccolti sono ben distribuiti e le popolazioni considerate sono poco sparse intorno alla media.

Velocità	Attacco	Stacco
Lenta	-0,016 \pm 0,184	0,006 \pm 0,195
PWS	-0,014 \pm 0,066	0,0128 \pm 0,0933
Veloce	0,049 \pm 0,3104	0,0913 \pm 0,328

Tabella 5.10. Media degli errori e delle deviazioni standard di tutte le fasi riconosciute.

Infine, è stato calcolato anche il coefficiente di variazione. La Tabella 5.11 mostra dei valori relativamente alti perché probabilmente non avendo utilizzato il modulo assoluto nel calcolo dell'errore, l'intervallo di misura è molto ampio avendo sia valori positivi sia negativi e alcuni errori riconosciuti come eventi isolati relativi a singoli passi assumono valori molto elevati.

Velocità	Attacco	Stacco
Lenta	4,450	7,853
PWS	-97,446	-37,896
Veloce	2,462	18,354

Tabella 5.11. Coefficiente di variazione degli errori.

Per analizzare nel dettaglio gli errori si sono svolti test non parametrici, spiegati nel Paragrafo 4.7.

5.2.2 Test di Wilcoxon

Elaborando in MATLAB® gli errori rilevati dalle fasi riconosciute dalle fasi di attacco e di stacco con il test di Wilcoxon, si sono ottenuti i risultati riportati nella Tabella 5.12.

Velocità	Errori	
	p -Value	Valore logico
Lenta	0.003	1
PWS	0.316	0
Veloce	0,000	1

Tabella 5.12. Risultati del test di Wilcoxon.

Come mostra la Tabella 5.12, è possibile accettare l’ipotesi del test per la velocità lenta e veloce secondo la quale la popolazione degli errori in queste situazioni potrebbe avere una buona distribuzione con una mediana uguale a 0.

5.2.3 Correlazione di Spearman

In MATLAB® è stato calcolato l’indice di correlazione di Spearman confrontando l’errore di attacco e quello di stacco.

Come si osserva la Tabella 5.13 le popolazioni degli errori mostrano una correlazione prossima a zero, questo significa che le popolazioni sono tra loro indipendenti e non presentano una relazione.

Velocità	Rho value
Lenta	0.2928
PWS	-0.0176
Veloce	0.0700

Tabella 5.13. Indice di correlazione di Spearman.

5.2.4 Grafico Bland-Altman

Per osservare la concordanza tra le due misurazioni sono stati realizzati grafici a dispersione Bland-Altman distinguendo le tre velocità a cui sono state eseguite le camminate.

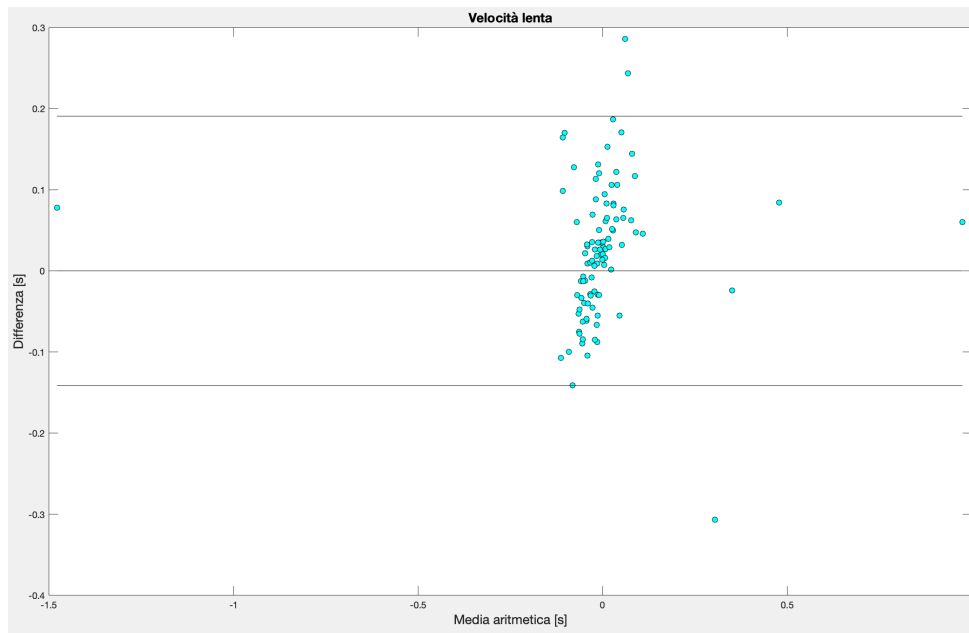


Grafico 5.19. Grafico Bland Altman degli errori per la velocità lenta.

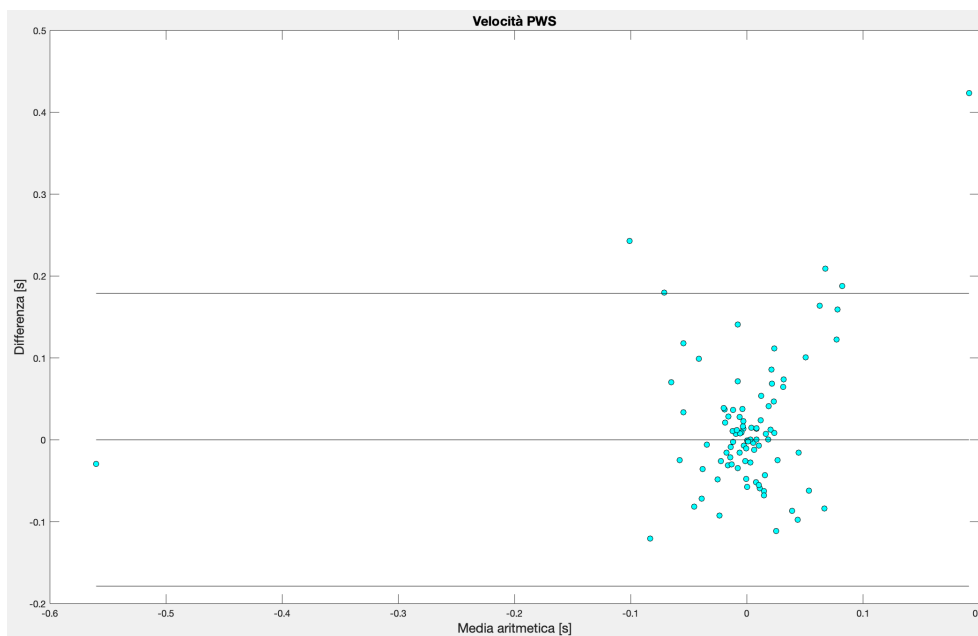


Grafico 5.20. Grafico Bland Altman degli errori per la velocità PWS.

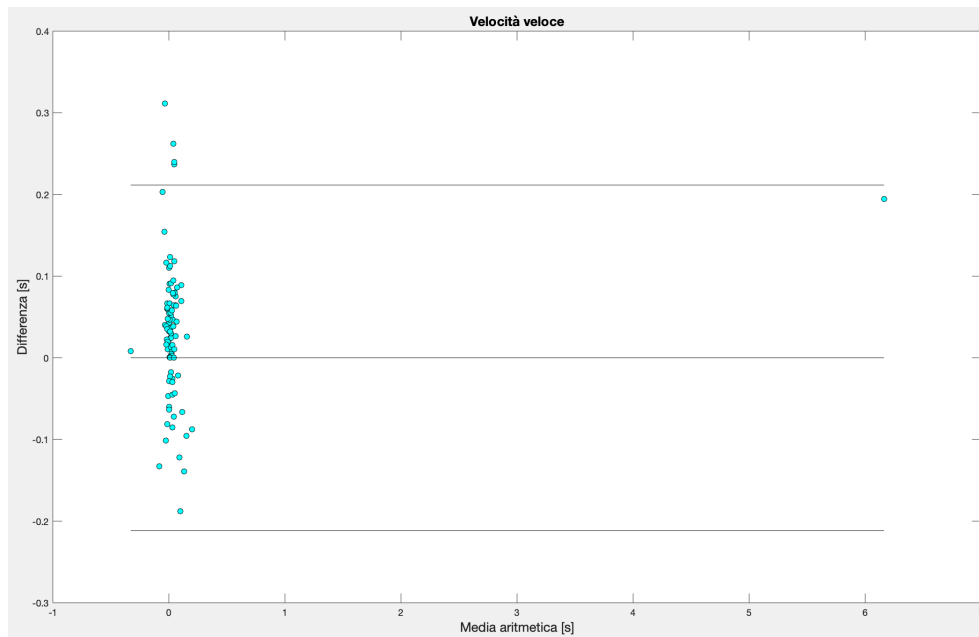


Grafico 5.21. Grafico Bland Altman degli errori per la velocità veloce.

Come si può osservare dal Grafico 5.19, 5.20 e 5.21 è presente una buona concordanza tra i valori, in particolare la maggior parte degli errori calcolati sono distribuiti nell'intervallo definito dal limite superiore e da quello inferiore.

In conclusione, analizzando non solo tutte insieme le camminate, ma anche singolarmente, è possibile affermare che i dati relativi agli errori hanno una buona distribuzione e in particolare non presentano una correlazione.

5.2.5 Errore e tempo

Per capire se l'errore è causato in un determinato momento della camminata, per esempio, se alla fine delle camminate ad una certa velocità il prototipo risente maggiormente lo spostamento, è stato studiato il valore dell'errore nel tempo durante tutte le camminate distinguendo le tre velocità.

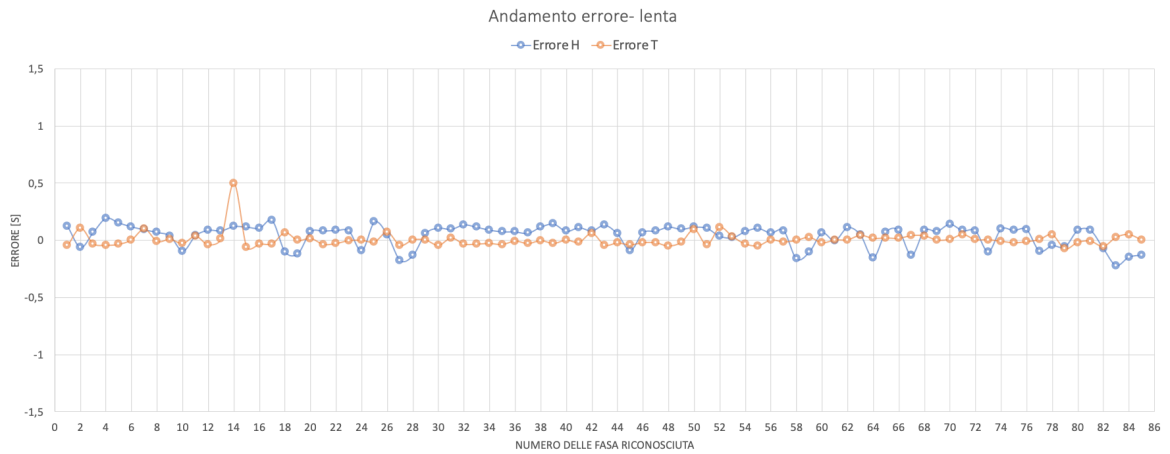


Grafico 5.22. Andamento dell'errore nel tempo durante le camminate a velocità lenta del soggetto 10.

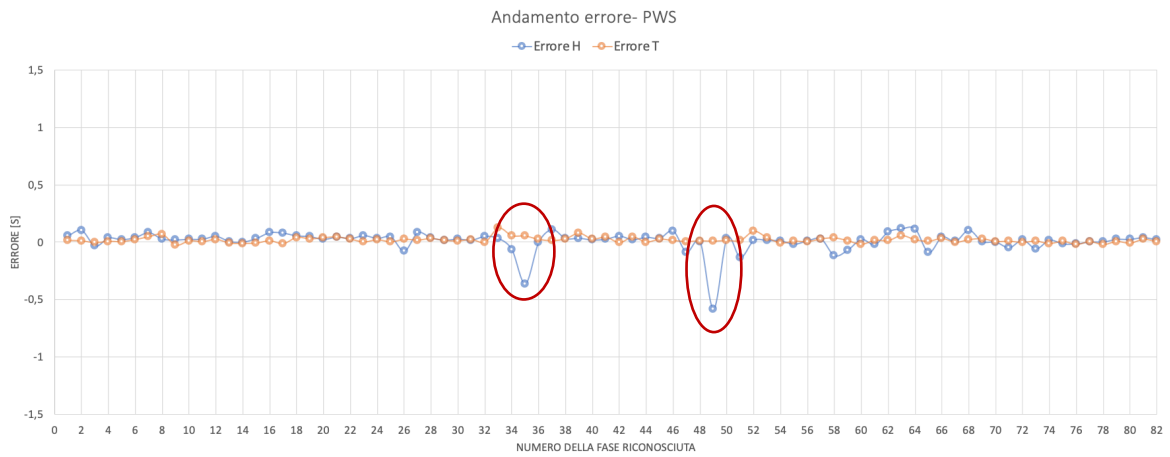


Grafico 5.23. Andamento nel tempo dell'errore durante le camminate alla velocità PWS del soggetto 10.

Nel Grafico 5.22 gli errori risultano compresi nell'intervallo di tempo di +0,5 s e -0,25 s, mentre nel Grafico 5.23 gli errori risultano compresi nell'intervallo di tempo di -0,7 s e +0,2 s, in particolare si osservano due picchi in corrispondenza dell'errore relativo alla fase di attacco.

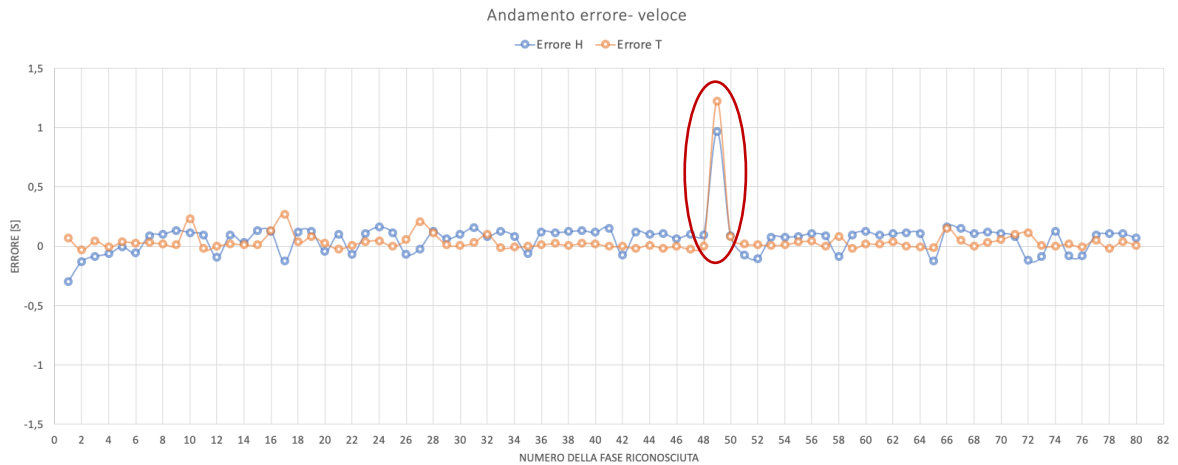


Grafico 5.24. Andamento nel tempo dell'errore durante le camminate alla velocità veloce del soggetto 10.

Come si può osservare dal Grafico 5.24, gli errori risultano compresi nell'intervallo di tempo di $-0,4$ s e $+1,5$ s, il valore più elevato viene raggiunto da un errore relativo ad un singolo passo per le fasi riconosciute.

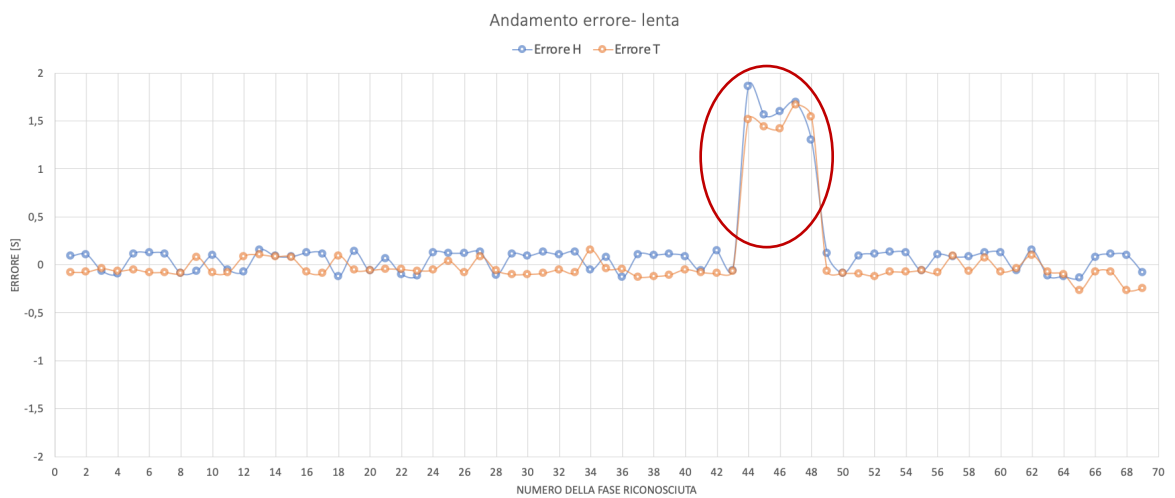


Grafico 5.25. Andamento nel tempo dell'errore durante le camminate alla velocità lenta del soggetto 6.

Nel Grafico 5.25 gli errori risultano compresi nell'intervallo di tempo di $-0,4$ s e $+2$ s e si possono osservare dei valori di errore elevati per dei passi compiuti in successione sia per la fase di attacco sia per la fase di stacco.

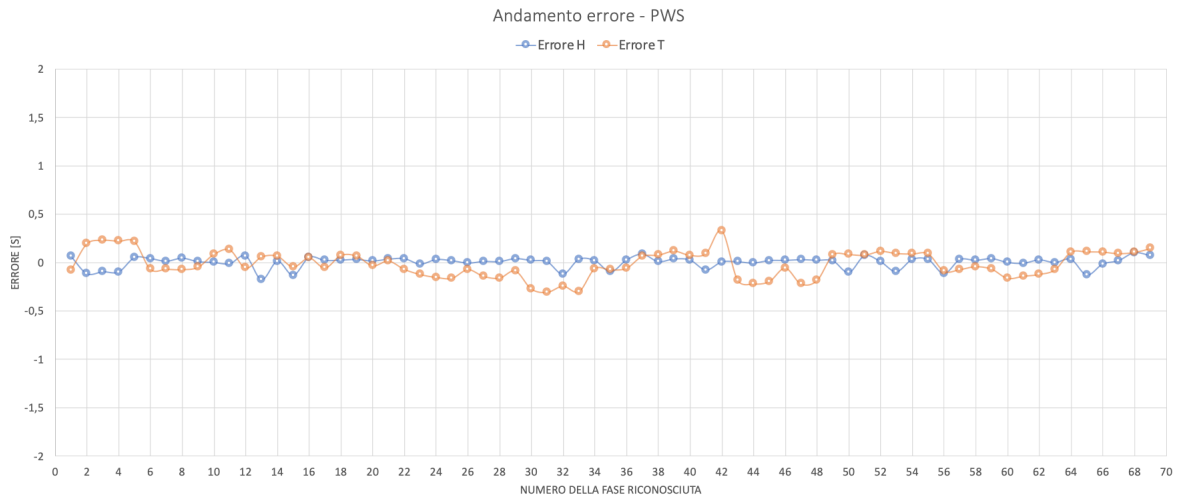


Grafico 5.26. Andamento nel tempo dell'errore durante le camminate alla velocità PWS del soggetto 6.

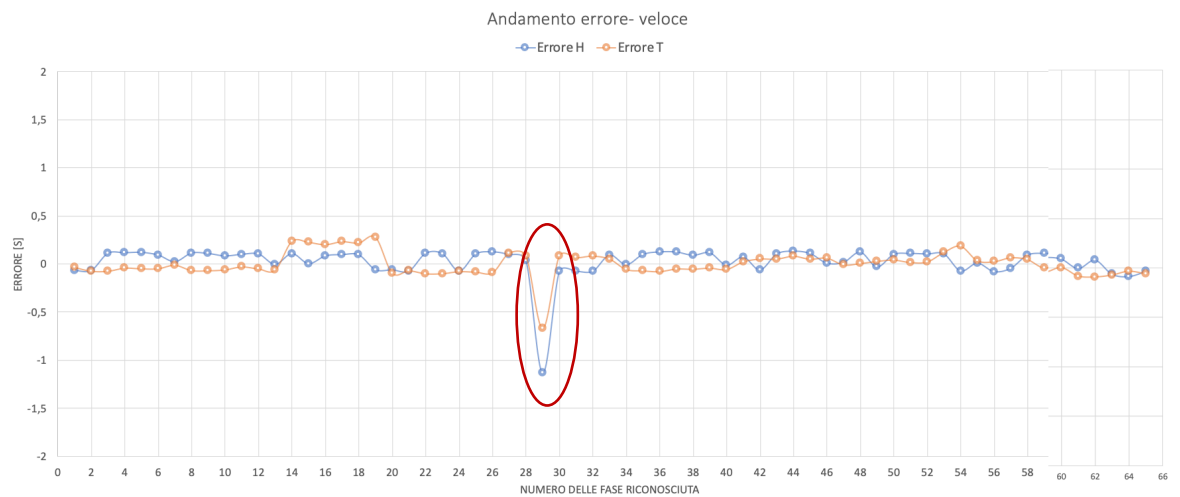


Grafico 5.27. Andamento nel tempo dell'errore durante le camminate alla velocità veloce del soggetto 6.

Gli errori risultano compresi nell'intervallo di tempo di $-0,5$ s e $+0,5$ s come mostra il Grafico 5.26 mentre per il Grafico 5.27 tra $-1,15$ s e $+0,5$ s, in questo ultimo è visibile un valore elevato riferito ad un singolo passo per entrambe le fasi identificate.

Dai grafici precedenti (dal Grafico 5.22 al Grafico 5.27) non si osserva una maggiore concentrazione dell'errore durante la prima o l'ultima camminata, quindi l'errore non è correlato al tempo. Infatti, presenta generalmente un andamento in un intervallo compreso da $-0,5$ s a $+0,5$ s e non aumenta con la progressione del tempo.

5.2.6 Errore in percentuale (%)

Considerando le fasi del passo rilevate dal Footswitch il 100%, è stato calcolato il valore dell'errore in % (Formula 5.5 e Formula 5.6) distinguendo le velocità; in questo modo è possibile osservare se c'è una differenza della presenza degli errori nelle 3 diverse andature.

$$E_{h\%} = 100 - ((H_L * 100)/H_{FSW})$$

$E_{h\%}$ = Errore in percentuale tra istante di attacco rilevato dai FSW e istante di attacco rilevato dal LASER [%]

H_L = Istante di attacco rilevato dal LASER [s]

H_{FSW} = Istante di attacco rilevato dal FSW [s]

Formula 5.5. Calcolo dell'errore della fase di attacco in percentuale.

$$E_{t\%} = 100 - ((T_L * 100)/T_{FSW})$$

$E_{t\%}$ = Errore in percentuale tra istante di stacco rilevato dai FSW e istante di attacco rilevato dal LASER [%]

T_L = Istante di stacco rilevato dal LASER [s]

T_{FSW} = Istante di stacco rilevato dal FSW [s]

Formula 5.6. Calcolo dell'errore della fase di stacco in percentuale.

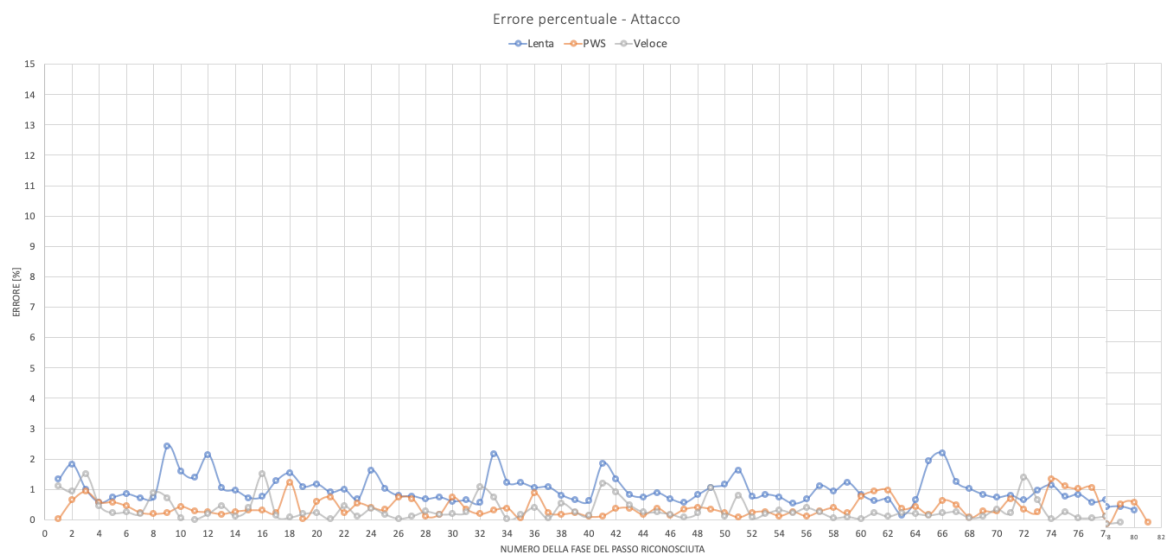


Grafico 5.28. Errore in percentuale della fase di attacco per il soggetto 7.

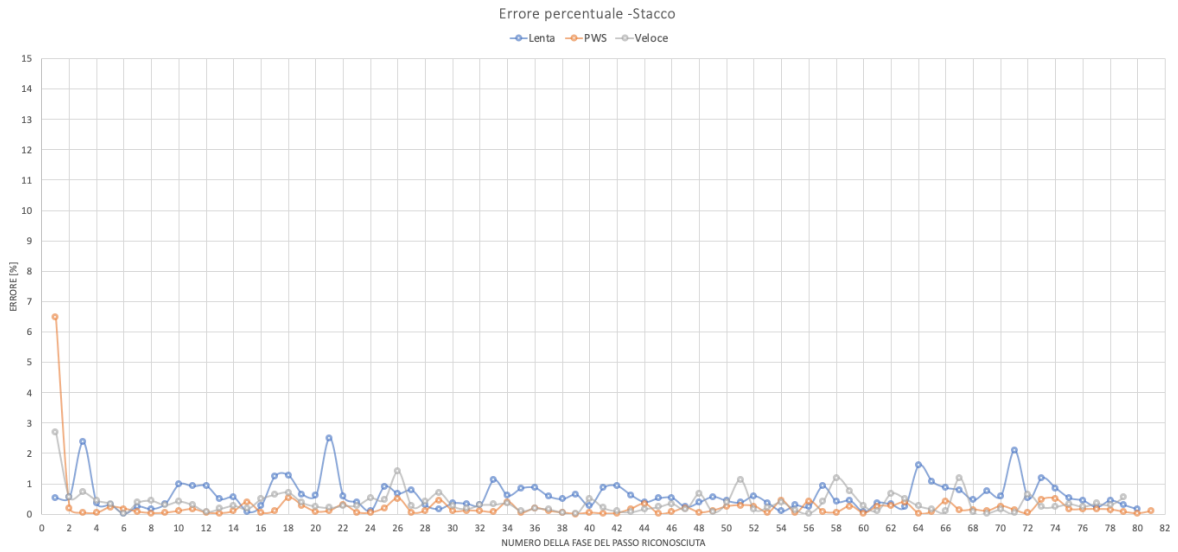


Grafico 5.29. Errore in percentuale della fase di stacco per il soggetto 7.

Nel Grafico 5.28 e 5.29 è visibile un andamento dell'errore al di sotto del 5% con l'eccezione del primo passo per la velocità PWS nel secondo grafico.

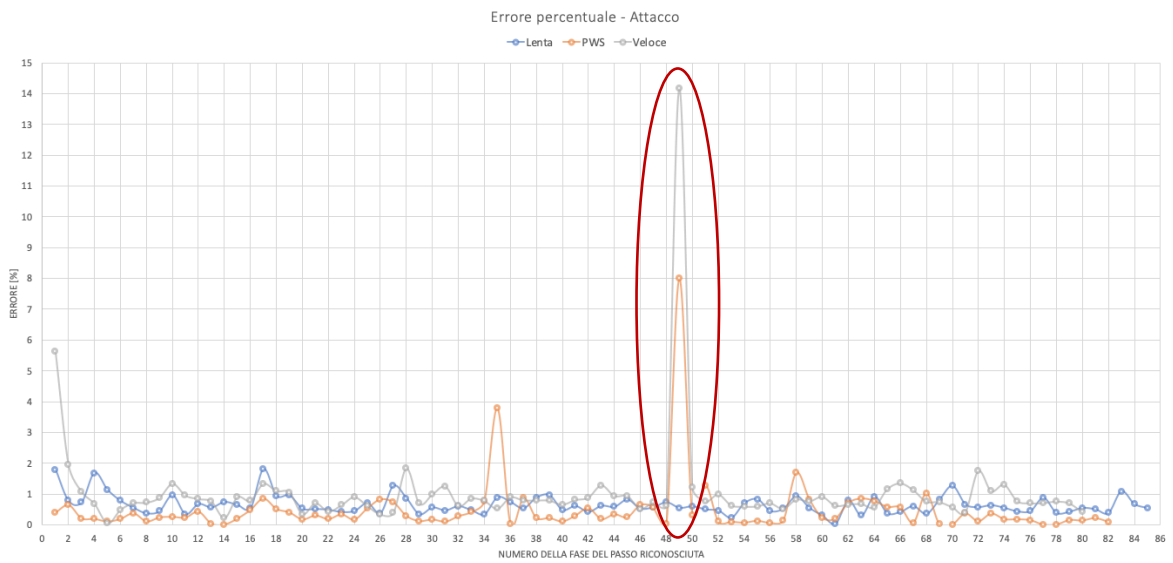


Grafico 5.30. Percentuale dell'errore della fase di stacco per il soggetto 10.

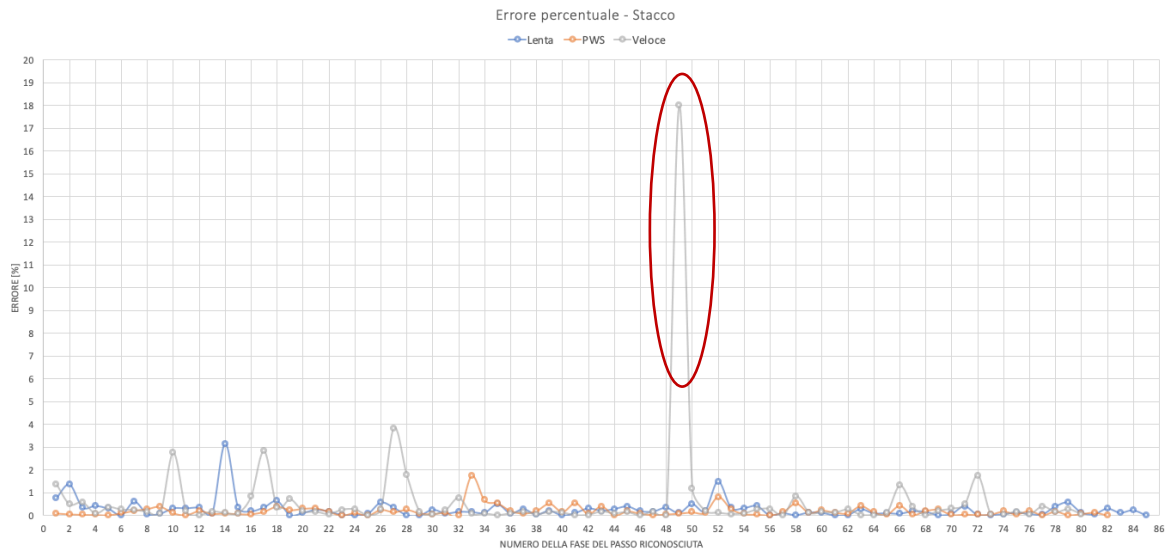


Grafico 5.31. Percentuale della fase di stacco per il soggetto 10.

Analizzando le camminate del soggetto 10, è visibile un andamento dell'errore generalmente al di sotto del 5% con l'eccezione di qualche passo in particolare per la velocità PWS e veloce nel Grafico 5.30, mentre per il Grafico 5.31 gli errori si presentano nella camminata veloce e alcuni con valore più basso alla velocità lenta.

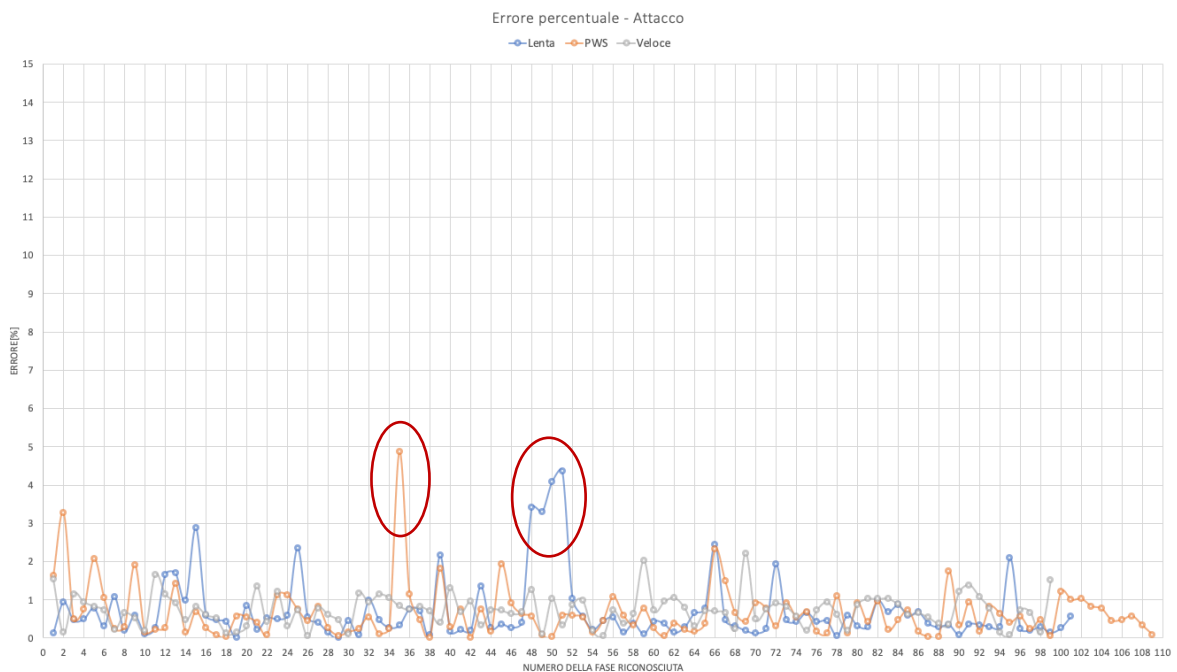


Grafico 5.32. Errore in % della fase di attacco per il soggetto 3.

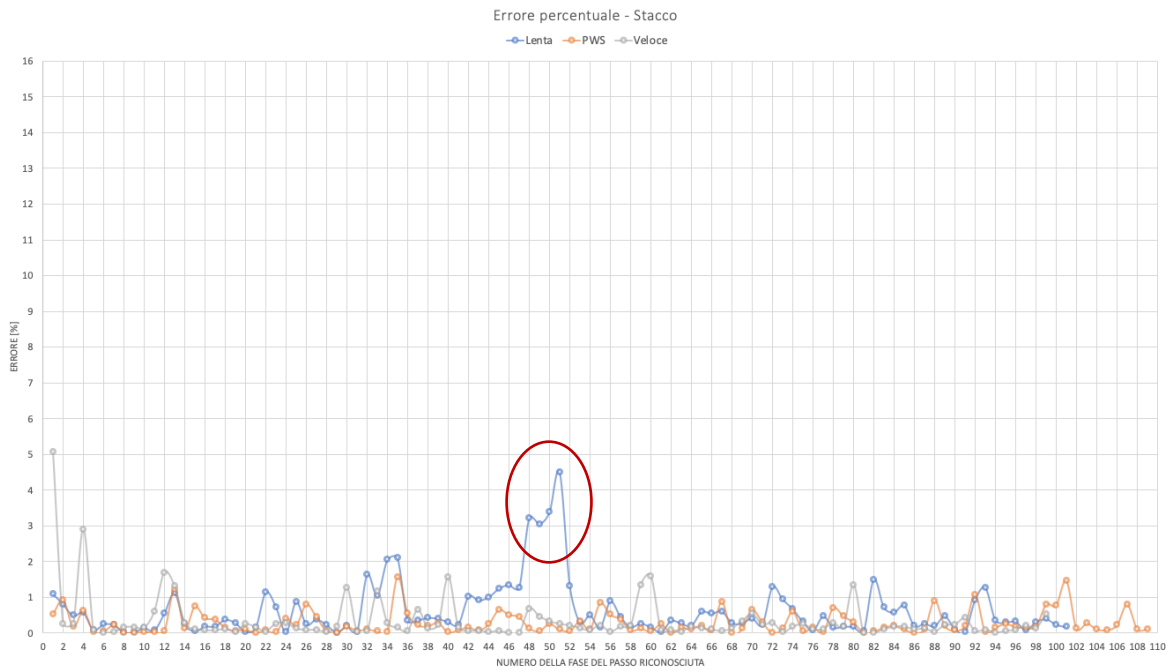


Grafico 5.33. Errore in % della fase di stacco per il soggetto 3.

Nel Grafico 5.32 è visibile un andamento dell'errore al di sotto del 5% con valori più elevati alla velocità lenta e PWS mentre nel Grafico 5.33 i valori maggiori si presentano alla velocità lenta.

Come è possibile osservare dal Grafico 5.28 fino al Grafico 5.33 non è presente una correlazione dell'errore con la velocità. Gli errori sono presenti per tutti e tre gli andamenti e si manifestano come eventi isolati nella camminata relativi a singoli passi, non solo nella camminata veloce (come nel Grafico 5.30 e 5.31) alla quale ci si aspetterebbe di osservare un maggior numero di errori avendo un movimento più dinamico del piede quindi un possibile spostamento del prototipo, ma anche alla velocità lenta (come nel Grafico 5.32 e 5.33). Analizzando complessivamente l'errore, alcuni grafici, come il Grafico 5.28, 5.32 e 5.33, presentano un andamento al di sotto del 5%, ritenuto un ottimo esito dell'analisi.

5.2.7 Distribuzione dell'errore

In ultima analisi è possibile osservare la distribuzione dell'errore tramite un grafico box plot.

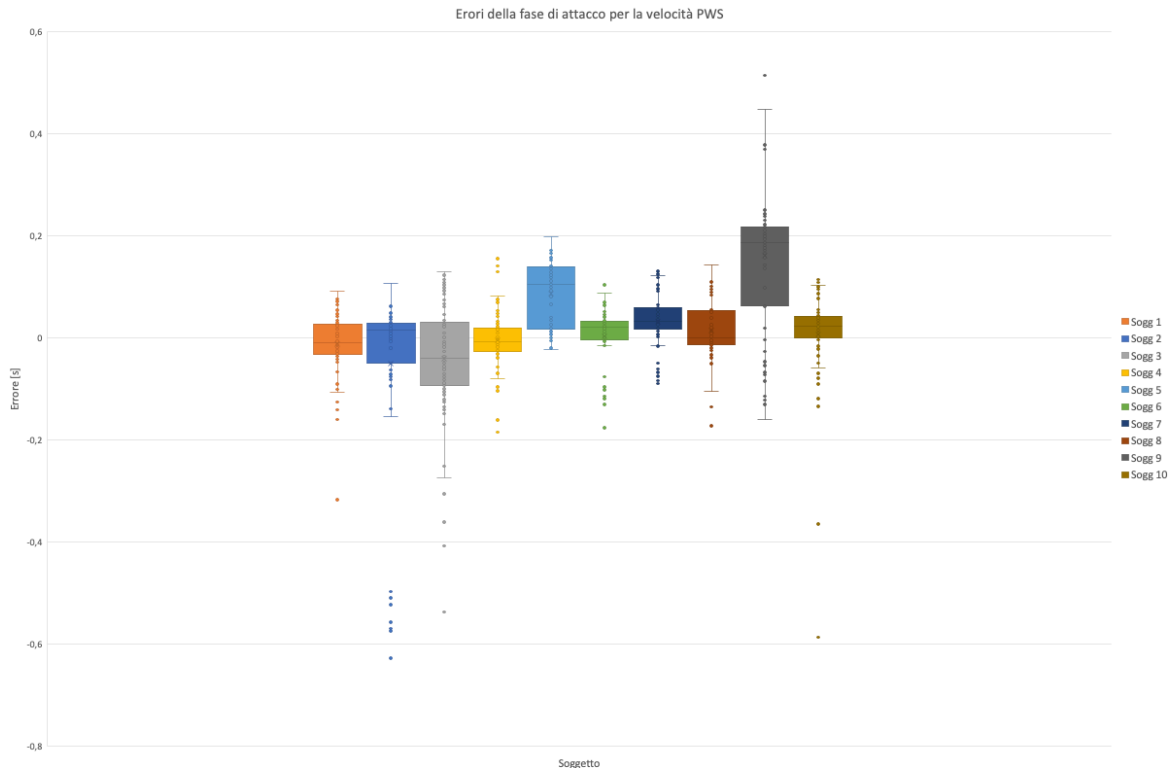


Grafico 5.34. Box plot dell'errore della fase di attacco alla velocità PWS.

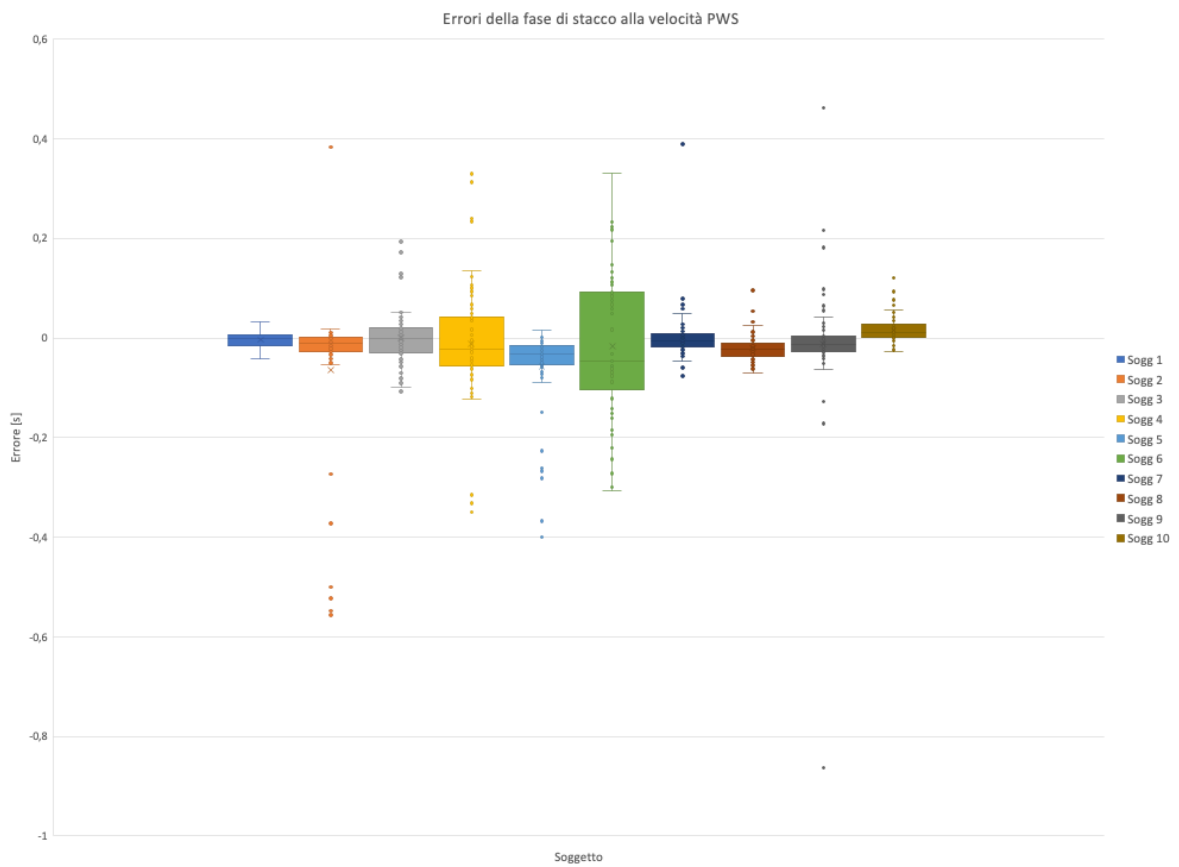


Grafico 5.35. Box plot dell'errore della fase di stacco alla velocità PWS.

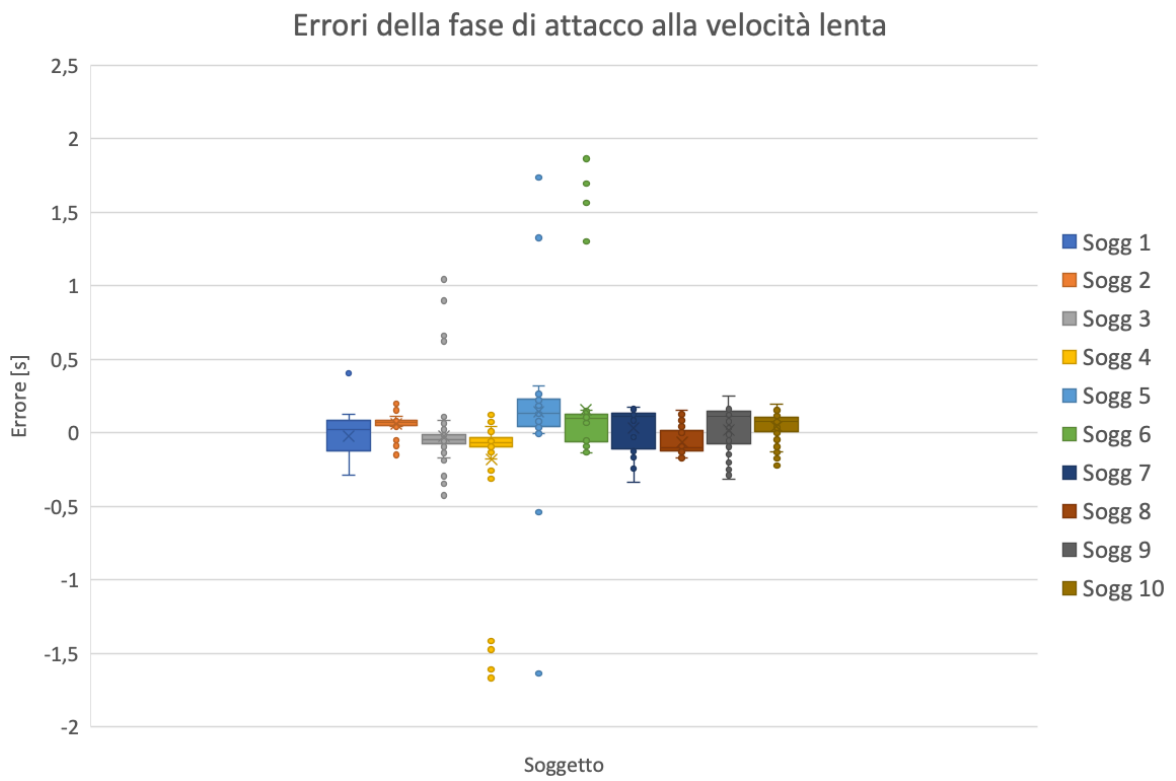


Grafico 5.36. Box plot dell'errore della fase di attacco alla velocità lenta.

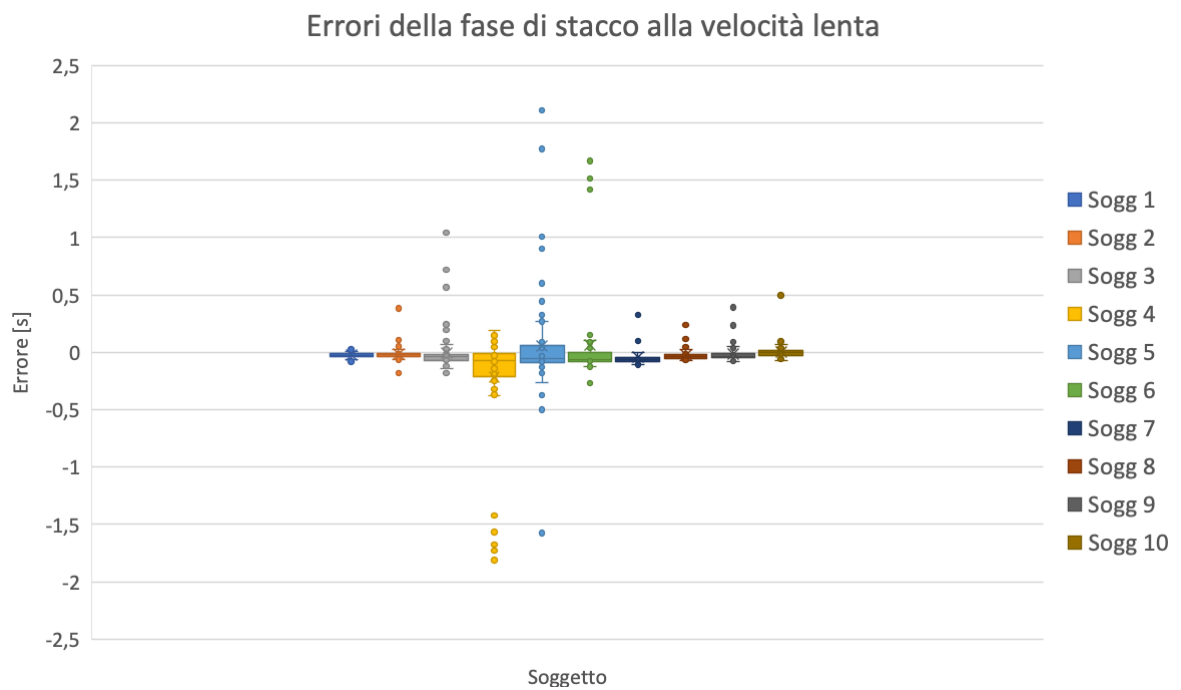


Grafico 5.37. Box plot dell'errore della fase di stacco alla velocità lenta.

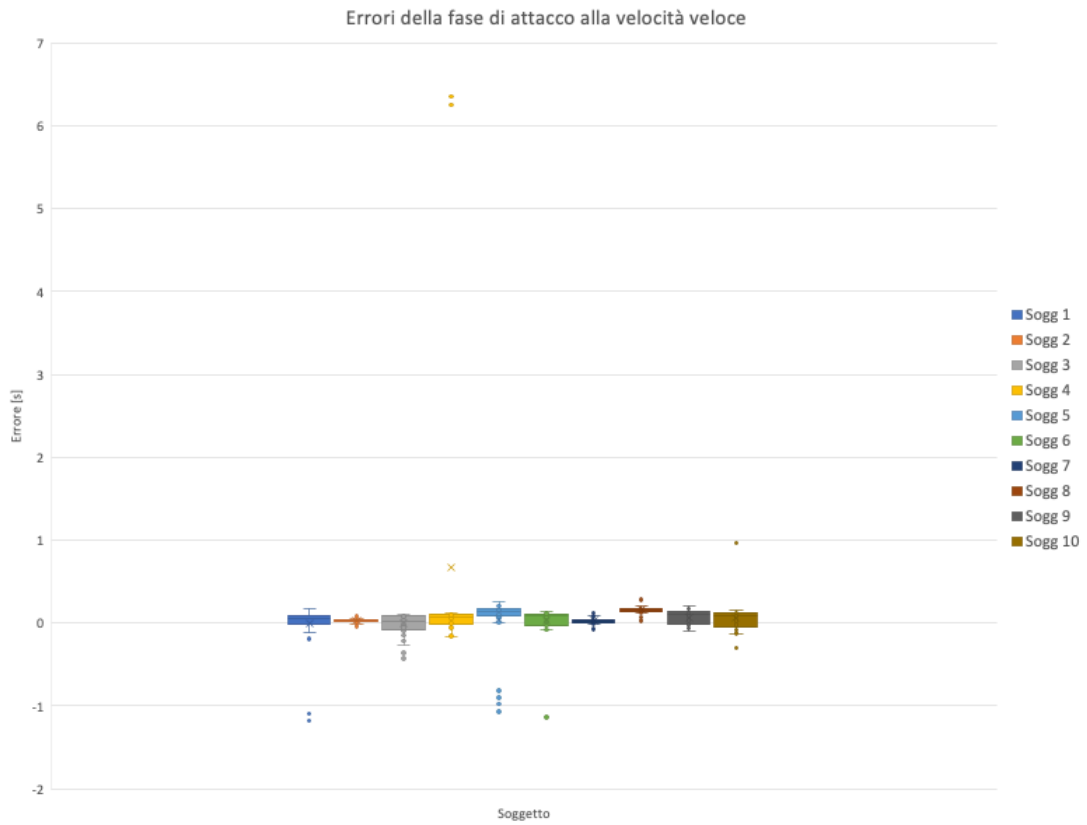


Grafico 5.38. Box plot dell'errore della fase di attacco alla velocità veloce.

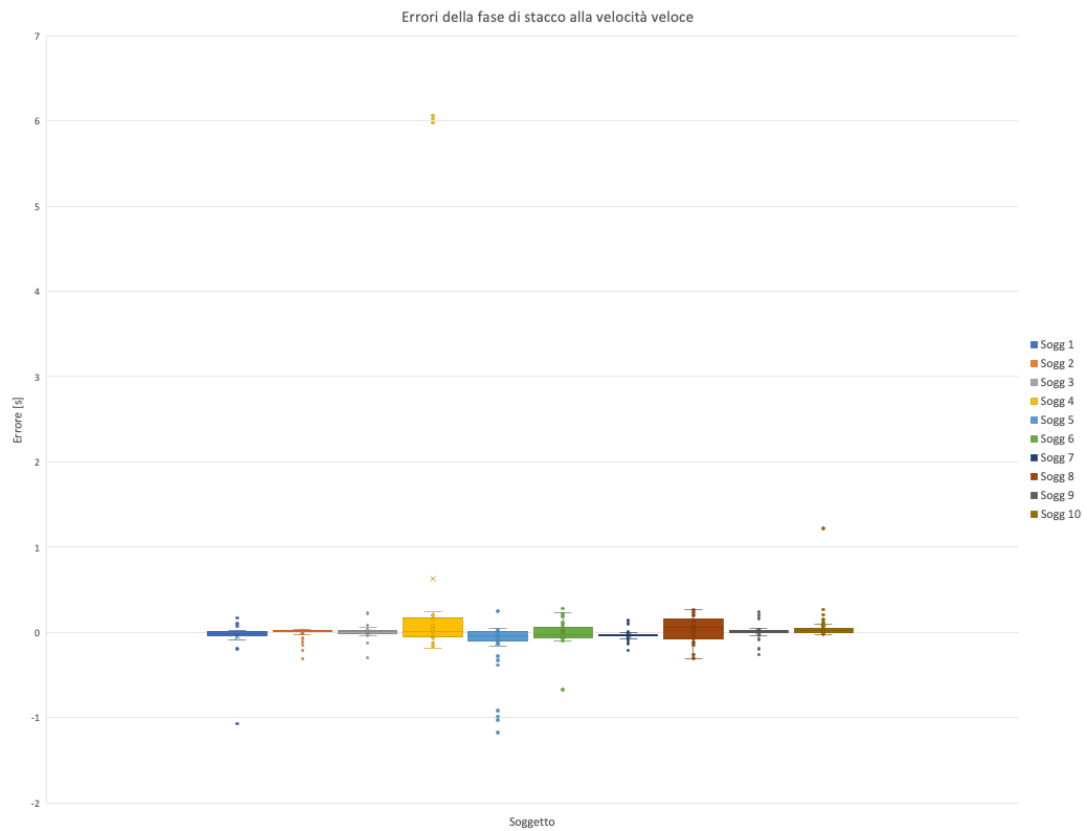


Grafico 5.39. Box plot dell'errore della fase di stacco alla velocità veloce.

In tutti i grafici è visibile una distribuzione dell'errore nell'intorno di zero, gli eventi agli estremi sono singoli eventi correlati all'errore generato su un singolo passo o alcuni passi della camminata.

In particolare, la situazione migliore si presenta con la velocità PWS (Grafico 5.34 e 5.35) in cui l'errore si mantiene all'interno di un intervallo definito da +0,6 s a -0,7 s per la fase di attacco, mentre per la fase di stacco da +0,5 s a -0,9 s. Per quanto riguarda la velocità lenta (Grafico 5.36 e 5.37) gli errori si distribuiscono nell'area compresa da -2,5 s a 2,5 s. La situazione peggiore si presenta per la velocità veloce (Grafico 5.38 e 5.39) dove il range in cui è possibile trovare degli errori raggiunge un valore massimo pari a +7; questo è dovuto ad un unico o più passi nel corso di una camminata, sono valori che influiscono essendo elevati ma si presentano in un numero basso rispetto a tutti gli istanti presi in considerazione.

In conclusione, non si può dire se viene riconosciuto meglio la fase di attacco rispetto a quella di stacco o viceversa, o parlare di anticipazione e ritardo nel riconoscimento delle fasi perché si presentano entrambi le situazioni, non è possibile concentrare l'attenzione sul valore massimo e minimo dell'errore perché gli errori rilevanti sono eventi singoli e isolati.

Per quanto riguarda i tre diversi andamenti considerati, la velocità veloce è più soggetta ad errori perché potrebbe manifestare un maggiore spostamento del prototipo durante la camminata.

A dimostrazione di quanto appena detto, è stata calcolata la differenza tra la misura di distanza registrata, sia dal sensore riferito al tallone sia da quello riferito alla punta, nei primi due secondi e negli ultimi due della camminata, andando a studiare così il movimento del prototipo. Si è osservato uno spostamento sempre presente ma maggiore per le camminate con la velocità veloce (Tabella 5.14).

La variazione della posizione del prototipo durante la camminata, insieme ad altri fattori, potrebbe essere la causa degli errori.

Soggetto	Lenta		PWS		Veloce	
	Tallone [cm]	Punta [cm]	Tallone [cm]	Punta [cm]	Tallone[cm]	Punta [cm]
1	0,146	0,512	0,509	0,340	0,259	1,986
2	0,570	0,615	0,363	0,537	0,769	0,502
3	0,467	0,346	0,457	0,218	0,328	0,570
4	0,108	0,350	0,254	0,446	0,204	0,376
5	0,259	0,978	0,202	0,915	0,283	1,177
6	0,230	0,571	0,356	0,960	0,246	0,501
7	0,231	0,343	0,197	0,708	0,181	0,461
8	1,162	0,884	0,300	1,057	0,306	1,242
9	0,445	0,737	0,433	0,583	0,405	0,462
10	0,370	0,735	0,285	0,446	0,270	1,268

Tabella 5.14. Media delle differenze di misurazioni rilevate.

Capitolo 6

Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è di progettare un sistema utilizzando solo sensori laser, indossabile, economico e pratico in grado di rilevare le fasi del passo in particolare, quella di attacco e di stacco. La tecnologia laser time of flight, innovativa all'interno del campo del cammino, si è rivelata molto efficiente e con grandi potenzialità. Le misure di distanza rilevate dai sensori permettono di identificare l'orientamento del piede durante la camminata e partendo da questi dati è stato possibile sviluppare un algoritmo in grado di analizzare il cammino, in particolare riconoscere la fase di attacco e di stacco. Il sistema realizzato è stato validato utilizzando i sensori Footswitch ©Cometa S.r.l (Italia).

Confrontando le due metodologie di acquisizione, prototipo sviluppato e sensori Footswitch, è possibile affermare la presenza di una correlazione positiva della durata del ciclo del passo: se per una metodologia l'intervallo di durata del ciclo del passo aumenta, accade lo stesso anche per la seconda.

In secondo luogo, paragonando l'istante di tempo della fase riconosciuto dal dispositivo FSW con quello identificato dall'algoritmo: è possibile notare una correlazione tra le due strumentazioni ad eccezione di alcuni passi in cui si osservano delle discrepanze significative.

Le differenze calcolate tra le due metodologie per la fase di attacco e quella di stacco risultano essere indipendenti tra loro, questo vuol dire che se l'errore riconosciuto di una fase aumenta non vuol dire che accade lo stesso anche per l'altra.

L'errore significativo si distribuisce in maniera isolata quasi casuale, presentandosi in singoli passi o in alcuni passi eseguiti in successione, si differenziano molto avendo un valore elevato e per questo è difficile trarre una conclusione concentrandosi sul valore massimo, minimo o la media degli errori, infatti considerando singolarmente i soggetti o addirittura le camminate si possono osservare andamenti dell'errore differenti. Per esempio, in alcune

camminate o in tutte quelle caratterizzate da una velocità per un soggetto l'errore si manifesta al di sotto del 5%, per altre invece sono presenti delle discrepanze significative. Per quanto riguarda le fasi del passo identificate, è difficile riconoscere se l'algoritmo rileva con maggior precisione una o l'altra perché entrambe presentano degli errori significativi. Inoltre, non è possibile capire se l'algoritmo sia in grado di calcolare una fase sempre in anticipo o in ritardo rispetto a quando viene identificata dal Footswitch perché si verificano ambedue le situazioni per entrambe le fasi.

Un aspetto che è stato preso in considerazione è il tempo: non si è osservata alcuna correlazione tra la differenza degli istanti di tempo rilevati dalle due metodologie e la successione delle camminate eseguite dal soggetto, l'errore si manifesta indistintamente sia nella prima sia nell'ultima camminata e non aumenta con la progressione del tempo.

Sono state eseguite camminate a tre velocità differenti, globalmente sono visibili dei valori degli errori maggiori alla velocità veloce e la situazione migliore è osservabile alla velocità PWS.

La causa di queste discrepanze potrebbe essere legata al movimento del prototipo durante il cammino o un andamento leggermente differente del piede del soggetto che non ha permesso all'algoritmo di riconoscere con precisione la fase del passo; bisognerebbe eseguire maggiori analisi e test di validazione utilizzando anche altri strumenti per studiare e capire la causa esatta. La robustezza del sistema progettato è stata confermata anche durante una camminata di validazione in cui il sensore Footswitch ha interrotto il suo funzionamento a causa di piccoli danni sulla superficie del sensore piezoresistivo, corrompendo così i dati acquisiti, ma il laser ha continuato a lavorare in modo corretto. I sensori piezoresistivi sono posizionati su entrambi i piedi del soggetto, mentre il prototipo si trova sul piede sinistro, in questa camminata il Footswitch sinistro ha smesso di funzionare, quindi avendo a disposizione i dati ricavati dal prototipo (piede sinistro) e dal Footswitch destro dovremmo osservare che le fasi riconosciute dai due sistemi di misurazione sono approssimativamente opposte avendo preso in considerazione piedi diversi (Grafico 6.1).

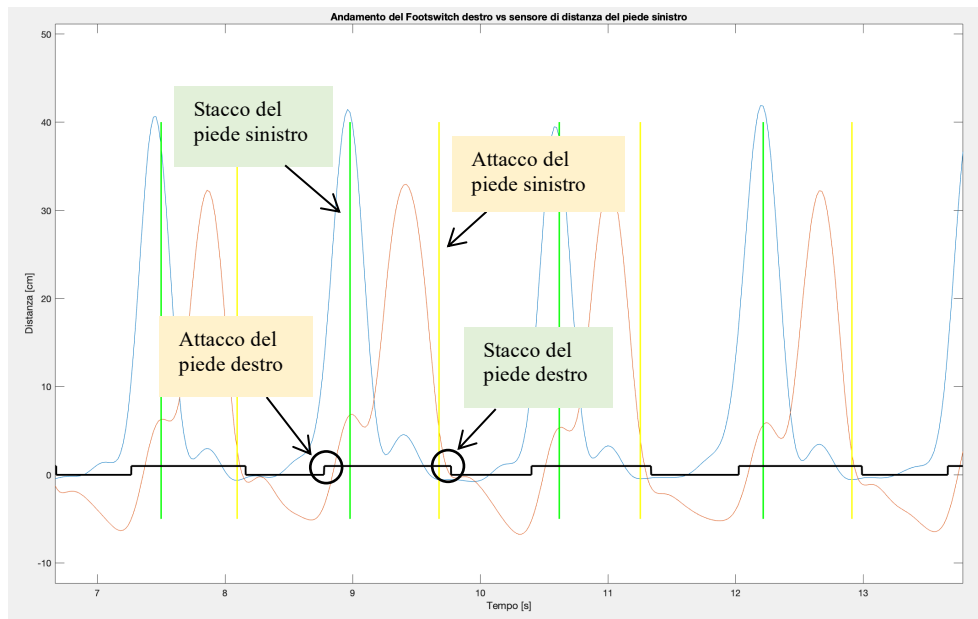


Grafico 6.1. Confronto tra sensore di distanza posizionato sul piede sinistro e Footswitch sul piede destro.

Il Grafico 6.1 rappresenta quello che ci si aspettava di osservare, confermando l'efficienza e potenzialità della tecnologia laser utilizzata in questo progetto.

Le analisi svolte fino ad ora sono state effettuate per comprendere l'efficienza e la robustezza del prototipo realizzato. Quindi è possibile concludere che il progetto presentato in questo lavoro di tesi può essere l'inizio di un nuovo dispositivo per l'identificazione delle fasi del passo.

6.1 Sviluppi futuri

I dati raccolti da questo lavoro possono essere sottoposti ad altre analisi più specifiche per studiare nel dettaglio altri aspetti del sistema, per esempio andando ad analizzare singole camminate o singoli passi.

Fino ad ora è stato progettato solo un prototipo, utilizzabile quindi su un piede, per approfondire lo studio se ne potrebbe creare un altro da posizionare sul secondo piede e confrontare le fasi riconosciute dall'algorithm per entrambi, andando a considerare in questo modo la camminata completa.

Questo sistema è stato validato con i Footswitch, caratterizzati da una frequenza diversa dai sensori laser di distanza utilizzati, ciò potrebbe essere la causa di alcune discrepanze riscontrate e si potrebbe verificare questa ipotesi utilizzando come strumento di confronto

un'apparecchiatura con la stessa frequenza o sostituire la scheda VL53L0X con sensori con frequenza maggiore di 50 Hz, queste modifiche potrebbero anche migliorare la precisione del sistema realizzato.

Per migliorarne le prestazioni si potrebbe studiare validandolo con un sistema optoelettronico.

Si è ipotizzato che l'errore rilevato potrebbe essere associato allo spostamento del prototipo durante il cammino; ridurre le dimensioni della struttura in legno, avvicinare i sensori e ottimizzare i collegamenti con Arduino permetterebbe maggior stabilità.

Il posizionamento del prototipo è la parte più delicata e l'aspetto più importante relativo all'usabilità del sistema, per questo motivo è necessario velocizzarlo, magari tramite un sistema visivo come feedback del collocamento: una luce visibile all'occhio umano sul pavimento che rispecchi il punto che viene colpito dal laser.

Sono stati presi in considerazione soggetti sani con camminate fisiologiche per la validazione dell'algoritmo e del sistema, sarebbe interessante considerare anche soggetti patologici per valutarne il funzionamento in situazioni più complesse e delicate.

Questo sistema potrebbe anche essere integrato con sensori inerziali per poter calcolare la distanza percorsa.

Il lavoro svolto e presentato in questa tesi è un prototipo e, proprio per questo, i punti da migliorare possono essere tanti e relativi ad aspetti differenti, ma rimane un buon punto di partenza per creare un dispositivo innovativo e indossabile adatto allo studio del cammino.

Bibliografia

- [1] Camminare (Online) Available:
<https://www.treccani.it/vocabolario/camminare/>
- [2] Jacquelin Perry, GAIT ANALYSIS Normal and Pathological Function. SLACK Incorporated, 1992.
- [3] Arash Arami, Noémie Saint Raymond, Kamiar Aminian, An Accurate Wearable Foot Clearance Estimation System: towards a real time measurement system. IEEE Sensors Journal, 2017; 17(8).
- [4] Murray Mp, Drought AB, Kory RC, Walking patterns of normal men. J Bone Joint Surgery, 1964; 46(2):335-360.
- [5] Manuela Galli, corso di studio: Valutazione funzionale e riabilitazione motoria, anno accademico 2017/2018.
- [6] Ing. Nicola Cau, Esercitazioni del corso di studio: Valutazione funzionale e riabilitazione motoria, anno accademico 2017/2018.
- [7] Elena Bergamini, Il cammino fisiologico, XIV Corso di Analisi del Movimento in Ambito Clinico, Siamoc Challenge, Catania, 4-7 Dicembre 2019.
- [8] Christopher L. Vaughanm Brian L. Davis, Jeremy C O'Connor, Dynamics of Human Gait. Kiboho Publishers,1999, Seconda edizione.
- [9] Carlo Albino Frigo, Bioingegneria del sistema motorio. Aracne editrice, luglio 2018, Prima edizione.
- [10] Laurence Chèze, Kinematic Analysis of Human Movement. ISTE Ltd and John Wiley & Sons, Inc. 2014.

- [11] Kun-Chan Lan, Wen-Yuah Shih, On Calibrating the Sensor Errors of a PDR-Based Indoor Localization System. *Sensors*, 2013; 13:4781-4810.
- [12] Tetsuya Matsumura, Toshiki Moriguchi, Minoru Yamada, Kazuki Uemura, Shu Nishiguchi, Tomoki Aoyama, Masaki Takahashi, Development of measurement system for task oriented step tracking using laser range finder. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2013; 10:47.
- [13] Tomàs Pallejà, Mercè Teixidó, Marcel Tresanchez and Jordi Palacín, Measuring Gait Using a Ground Laser Range Sensor. *Sensors*, 2009; 9: 9133-9146.
- [14] Hokuyo Automatic Co., Scanning Laser Range Finder UTM-30LX/LN Specification. 2008.
- [15] Mercè Teixidó, Tomàs Pallejà, Marcel Tresanchez, Miquel Nogués, Jordi Palacín, Measuring Oscillating Walking Paths with LIDAR. *Sensors*, 2011; 11: 5071-5086;
- [16] Ayanori Yorozu, Toshiki Moriguchi, Masaki Takahashi, Improved Leg Tracking Considering Gait Phase and Spline-Based Interpolation during Turning Motion in Walk Tests. *Sensors*, 2015; 15: 22451-22472.
- [17] Wiley W.C., McLaren I.H., Time-of-Flight mass spectrometer with improved resolution. *Rev. Sci. Instrum.*, 1955; 26: 1150–1157.
- [18] Kango-Ho Lee, Yeong-Eun Known, HyuKjin Lee, Joonho Seo, Ohwon Kwon, Shin-Won Kang and DongKyu Lee, Active Body Pressure Relief System with Time-of-Flight Optical Pressure Sensors for Pressure Ulcer Prevention. *Sensors (Basel)*, 2019; 19(18).
- [19] “Riflettanza” (Online) Available:
<https://www.treccani.it/vocabolario/riflettanza/>

- [20] “SPAD” (Online) Available:
<http://www.everyphotoncounts.com/spad.php>
- [21] “VL53L0X Pololu” (Online) Available:
<https://www.pololu.com/product/2490>
- [22] Datasheet VL53L0X
- [23] “Risonatori ceramici” (Online) Available:
<https://it.rs-online.com/web/c/passivi/cristalli-oscillatori-e-risonatori/risonatori-ceramici/>
- [24] “Pololu VL52L0X Arduino library” (Online) Available:
<https://github.com/pololu/vl53l0x-arduino>
- [25] Fernández Menéndez A., Saubade M., Hans D., Millet G.P., Malatesta D. The Determinants of the Preferred Walking Speed in Individuals with Obesity. Time-of-Flight mass spectrometer with improved resolution. *Obes Facts*, 2019; 12 (5): 543-553.
- [26] Byungjoo No, Changhong Youm, Myeounggon Lee, Hwayoung Park Malatesta D. Age-specific differences in gait domains and global cognitive function in older women: gait characteristics based on gait speed modification. *Peer J*, 2020;16.
- [27] Kimberlee Jordan, John H.Challis, Karl M.Newell, Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture*, 2007; 26(1):128-34.
- [28] Wen-Fong Wang, Wei-Chih Lien, Che-Yu Liu and Ching-Yu Yang, Study on Tripping Risks in Fast Walking through Cadence-Controlled Gait Analysis. *Journal of Healthcare Engineering*, 2018.
- [29] Cometa S.r.l, EMG Tools Manual with HW appendix V.5.0. 2020.