



**UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE**  
**FACOLTÀ DI INGEGNERIA**

---

Corso di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica

**Stima dei parametri spazio-temporali del passo mediante  
sensori inerziali**

**Estimation of spatio-temporal gait parameters by inertial  
sensors**

**RELATORE**

Prof.ssa Federica Verdini

**CORRELATORI**

Prof. Alessandro Mengarelli

Ing. Andrea Tigrini

**CANDIDATO**

Tommaso Tanoni

**MATRICOLA**

S1096058

**Anno Accademico 2022-2023**



<b>INTRODUZIONE .....</b>	<b>4</b>
<b>OBIETTIVO DELLA TESI .....</b>	<b>8</b>
<b>CAPITOLO 1 – ANALISI DEL CAMMINO</b>	
1.1 Il ciclo del passo .....	10
1.2 I parametri spazio-temporali .....	12
1.3 Strumentazione per l’analisi del cammino.....	13
1.3.1 Dispositivi non indossabili .....	13
1.3.2 Dispositivi indossabili.....	16
<b>CAPITOLO 2 – MODELLO DI ZIJLSTRA</b>	
2.1 Spostamento verticale del CoM.....	21
2.2 Spostamento antero-posteriore del CoM .....	23
2.3 Spostamento sinistra-destra del CoM.....	24
2.4 L’algoritmo di Zijlstra .....	26
<b>CAPITOLO 3 – MATERIALI E METODI</b>	
3.1 Acquisizione dei dati .....	31
3.2 Analisi dei dati .....	33
3.3 Confronto dei risultati .....	39
<b>CONCLUSIONI .....</b>	<b>43</b>
<b>BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>45</b>



# INTRODUZIONE

Gait analysis, o analisi del movimento, si occupa dell'osservazione, della descrizione e della comprensione dei diversi aspetti del movimento corporeo umano. È caratterizzata da un approccio multidisciplinare perché richiede conoscenze tecniche che provengono dall'ingegneria e competenze mediche provenienti dall'ortopedia, neurologia e fisioterapia. L'obiettivo principale è quello di analizzare in dettaglio gli schemi motori di base, ovvero gli elementi fondamentali del movimento, al fine di comprendere la loro biomeccanica. L'analisi del movimento può essere applicata a una vasta gamma di attività umane, come camminare, correre, saltare, sollevare pesi, attività sportive e molto altro.

Ma quando si è incominciato ad analizzare il movimento e chi ha posto le basi per lo studio attraverso i sistemi moderni?

I primi scritti documentati sono opera di Aristotele (384-322 A.C.), il famoso filosofo greco. Egli ha descritto e analizzato il movimento degli animali nel 344 A.C. nel "De motu animalium". Per lungo tempo non si trovano documenti scritti nell'ambito della locomozione umana. Leonardo Da Vinci (1452-1519) ha cercato di capire e spiegare il fenomeno del movimento. I suoi disegni del corpo, dei muscoli, delle ossa sono considerati tra i più alti raggiungimenti della scienza del Rinascimento. I primi esempi di quantificazione del movimento però risalgono a fine Ottocento con l'avvento della fotografia. In particolare, la misurazione della locomozione in senso moderno, è dovuta a Eadweard Muybridge (1830-1904), un fotografo britannico che ha segnato l'inizio dello studio della locomozione come un fenomeno dinamico naturale mediante l'applicazione della fotografia, favorendo così un approccio quantitativo.

Negli anni Ottanta nascono i primi sistemi di videocamere a infrarossi e marker riflettenti. Questi sistemi consentono di ottenere un'analisi dettagliata e molto precisa del movimento umano. È solo nell'ultimo decennio che si è diffuso l'utilizzo di dispositivi inerziali per l'analisi del movimento grazie ai costi contenuti, alla portabilità e alle dimensioni ridotte che hanno permesso gli studi nella quotidianità.

I dispositivi inerziali sono composti da 2 o 3 sensori: un accelerometro, un giroscopio e magnetometro nel caso di sistemi magneto-inerziali.

L'accelerometro, generalmente triassiale, è un sensore inerziale che misura l'accelerazione del segmento corporeo sul quale è posizionato rispetto ad uno o più assi.

In letteratura, sono molti gli studi che sottolineano l'efficacia di un approccio accelerometrico per analizzare il movimento.

Zijlstra e Hof, ad esempio, nel loro studio [1] hanno analizzato la camminata di un soggetto tramite un accelerometro triassiale, posto sulla seconda vertebra sacrale del soggetto stesso, con l'obiettivo di andare a definire i parametri spazio-temporali del passo, ovvero quei parametri che descrivono le caratteristiche del cammino di un individuo. In particolare, nel loro studio hanno posto l'attenzione sulla lunghezza, sulla durata e sulla velocità del passo. Questi parametri sono stati stimati a partire dai segnali accelerometrici e tali stime evidenziano la validità di tale approccio e di come sia possibile analizzare la camminata a partire da un accelerometro.

Auvinet e al. [2] hanno utilizzato un dispositivo dotato di due accelerometri. Un accelerometro è allineato con l'asse medio-laterale del corpo, l'altro con l'asse cranio-caudale. Tale dispositivo è stato posto sopra lo spazio intervertebrale L3-L4 di un soggetto che deve camminare alla propria velocità lungo un corridoio (40m), con l'obiettivo di ricavare alcuni parametri della camminata, come la frequenza del passo, la simmetria della camminata e la regolarità. Tale esperimento è stato ripetuto per 282 adulti, 144 donne e 138 uomini. I parametri ottenuti dall'analisi dei segnali accelerometrici sottolineano come tali parametri siano indipendenti dall'età o dal genere.

Lo studio di Gonzalez e al. [3] fornisce un algoritmo per la rilevazione in tempo reale degli eventi di contatto iniziale e contatto finale del piede durante la camminata. Tale algoritmo si basa su un'analisi delle accelerazioni verticali e antero-posteriori registrate da un accelerometro posto a livello della vertebra L3. In particolare tale approccio si basa su un insieme di regole euristiche derivate dall'analisi di 1719 passi.

In questo lavoro di tesi, ci si è posti nella condizione di verificare l'approccio proposto da Zijlstra [1] per la stima dei seguenti parametri, lunghezza e durata del passo, a partire da misure fatte con sensori inerziali posti sul sacro del soggetto considerando i segnali ottenuti da un accelerometro.

Questo lavoro di tesi può essere diviso in tre parti.

Nella prima parte, sono stati trattati gli argomenti base dell'analisi del cammino. Dalla descrizione del ciclo del passo alla definizione dei principali parametri spazio-temporali fino ad arrivare alla strumentazione utile per l'analisi e alle differenze tra i vari dispositivi.

Nella seconda parte invece si è posta l'attenzione sullo studio fatto da Zijlstra, descrivendo il modello del pendolo inverso e l'algoritmo da lui definito, sottolineandone l'importanza per lo studio del cammino.

Nell'ultima parte del lavoro è stato descritto l'esperimento fatto, l'elaborazione dei dati e la relativa analisi. Si sono infine tratte alcune riflessioni e conclusioni.





# OBIETTIVO DELLA TESI

In questo lavoro di tesi, si vuole sottolineare tramite un esperimento, la validità dell'approccio accelerometrico per la definizione di alcuni parametri spazio-temporali del passo, in particolare la lunghezza e la durata del passo.

L'esperimento prevede un soggetto, con un sensore inerziale sul sacro, che cammina alla propria velocità all'interno di un laboratorio di Gait Analysis.

L'obiettivo di tale lavoro è quello di stimare la lunghezza e la durata del passo tramite un'analisi dei segnali derivanti da un accelerometro triassiale e confrontare tali stime con i valori ottenuti dal sistema stereofotogrammetrico.

I segnali forniti dal sensore inerziale, vengono processati seguendo il metodo adottato da Zijlstra [1]. L'algoritmo di Zijlstra, prevede inizialmente, l'identificazione dei principali eventi del passo, in particolare dell'Heel Contact (HC), l'istante di contatto del tallone sul suolo. Tali istanti sono ottenuti da un'analisi dell'accelerazione antero-posteriore, applicando dei particolari metodi di identificazione degli HC. In questo lavoro di tesi si è utilizzato il peak detection method [1] [3]. Una volta rilevati tali istanti, si procede con la stima dei parametri. In particolare, riprendendo sempre lo studio di Zijlstra [1], si stimano la lunghezza e la durata del passo. Tali stime sono poi confrontate con i valori ottenuti dal metodo gold standard.

L'obiettivo del lavoro di tesi è quello di verificare quindi, sulla base dell'approccio accelerometrico di Zijlstra [1], se sia possibile analizzare il cammino tramite i sensori inerziali.



# CAPITOLO 1 - ANALISI DEL CAMMINO

Il cammino può essere definito come un metodo di locomozione in cui tramite l'uso alternato e ripetuto degli arti inferiori si provvede il movimento del corpo in avanti permettendo contemporaneamente un supporto stabile [10]. Il movimento umano è ottenuto mediante una complessa interazione altamente coordinata tra ossa, muscoli, legamenti e articolazioni del sistema muscoloscheletrico, a sua volta controllato dal sistema nervoso. Il sistema nervoso centrale trasmette attraverso il sistema nervoso periferico, i comandi al sistema muscoloscheletrico. Quest'ultimo è capace di trasmettere le forze necessarie affinché il corpo possa muoversi e compiere tutte le attività della vita quotidiana. L'analisi del cammino sta diventando sempre più importante ed interessante in diversi ambiti, come quello clinico o sportivo. Attualmente in ambito clinico avere delle misure quantitative accurate permette di definire al meglio l'eziologia di una determinata patologia e di controllare l'efficacia della riabilitazione monitorando parametri del cammino nel tempo al fine di valutare gli effetti della terapia sul paziente. In ambito sportivo, permette di valutare la performance sportiva e fornisce indicazioni per migliorare le prestazioni, supportare la prevenzione degli infortuni e la sicurezza.

Nell'analisi della cinematica e della biomeccanica della locomozione, i risultati sono generalmente riferiti al ciclo del passo. È opportuno definire il passo perché è l'elemento base di alcune delle principali attività motorie, come camminare o correre.

## *1.1 Il ciclo del passo*

Il ciclo del passo (Stride Cycle) è definito come il periodo che intercorre tra due appoggi dello stesso piede sul terreno ed è generalmente suddiviso in due fasi principali: fase di appoggio (Stance) e fase di oscillazione (Swing).

- *Fase di appoggio*

È la fase durante la quale il piede rimane a contatto con il terreno e supporta quasi la totalità del peso. Inizia nell'istante in cui si ha il contatto del tallone sul suolo (Heel Contact, HC) e termina quando lo stesso piede viene sollevato da terra (Toe Off, TO).

Nella normale deambulazione occupa circa il 60 % del ciclo del passo, mentre si riduce sensibilmente con la corsa, fino ad arrivare al 37 % nella corsa veloce.

- *Fase di oscillazione*

È la fase in cui l'arto è in oscillazione e si prepara per l'appoggio successivo. Inizia con il distacco del piede e termina quando lo stesso piede impatta successivamente il terreno. Comprende circa il 40% del ciclo del passo nella attività del cammino.

Il ciclo si può suddividere, per un descrizione più dettagliata in otto sotto fasi, le prime cinque associate all' appoggio, le restanti tre all'oscillazione: Initial contact, Loading Response, Mid Stance, Terminal stance, Pre-Swing, Initial Swing, Mid Swing, Terminal Swing. Fig.1.

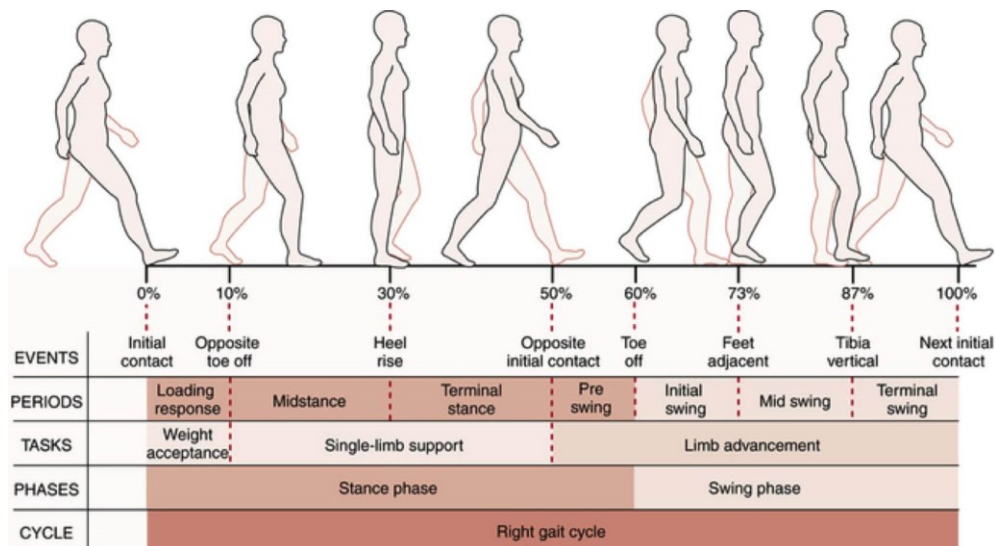


Fig.1. Rappresentazione del ciclo del passo e delle sue fasi principali.

<https://www.cle-elettromedicali.it/wp-content/uploads/2020/02/Schermata-2020-02-11-alle-17.26.36.png>

(Visitato il 1/02/2024)

## ***1.2 I parametri spazio-temporali***

Nell'analisi del passo, i parametri spazio-temporali si riferiscono alle misurazioni di tempo e spazio che vengono utilizzate per descrivere le caratteristiche del cammino di un individuo. A prescindere dalla tipologia di strumentazione con cui si intende studiare il cammino, la definizione dei parametri spazio-temporali dipende dalla corretta identificazione di alcuni eventi, in particolare Heel Contact e Toe Off. I parametri principali sono:

- *Step length(m)*: la lunghezza del passo, ovvero la distanza lineare esistente tra il contatto del tallone ipsilaterale e controlaterale;
- *Stride length(m)*: la distanza esistente tra due HC del medesimo piede;
- *Step duration(s)*: la quantità di tempo necessaria ad effettuare un passo definito come lo spazio che intercorre tra il tallone di un piede e quello del controlaterale, entrambi in appoggio sul terreno. Indica il tempo che intercorre tra il contatto del tallone ipsilaterale e controlaterale;
- *Stride duration (s)*: la quantità di tempo necessaria all'effettuazione di un singolo ciclo. Misura il tempo che intercorre tra due HC del medesimo piede;
- *Stance duration(s)*: il tempo che intercorre tra HC e TO del medesimo piede;
- *Swing duration(s)*: il tempo che intercorre tra TO e HC successivo del medesimo piede;
- *Single support duration (s)*: definisce il tempo in appoggio monopodalico, inizia quando il piede ipsilaterale si stacca nella fase di oscillazione;
- *Double support duration (s)*: definisce il tempo in appoggio bipodalico, quando entrambi i piedi sono sul terreno;
- *Cadence (passi/min)*: definita come numero di passi al minuto;
- *Stride velocity(m/s)*: definisce la velocità del cammino e si ottiene dividendo la stride length per la stride duration.

L'analisi dettagliata di questi parametri spazio-temporali durante il ciclo del passo è fondamentale in ambito biomeccanico e nella valutazione della deambulazione per

comprendere la funzionalità, la simmetria e le eventuali problematiche legate al cammino di un individuo.

Per studiare nel dettaglio il passo si può quindi ricorrere ad un'analisi quantitativa, mediante strumentazione adeguata, ottenendo informazioni riguardanti la cinematica e la dinamica del cammino durante il ciclo del passo. La prima ci permette di calcolare oltre ai suddetti parametri del cammino, anche ad esempio, gli angoli alle articolazioni (rispetto ai piani anatomici) e lo spostamento dei singoli segmenti corporei in movimento, mentre la seconda permette una stima dei momenti e delle forze intersegmentali.

### ***1.3 Strumentazione per l'analisi del cammino***

Il progresso tecnologico avvenuto negli ultimi decenni ha consentito di sviluppare metodiche di misura e analisi del cammino che hanno aumentato il dettaglio della descrizione dell'atto motorio [13]. Questi dispositivi tecnologici utilizzati per studiare la camminata umana possono essere suddivisi in [12]:

- Dispositivi non indossabili;
- Dispositivi indossabili.

Esiste anche un terzo gruppo di sistemi ibridi che utilizzano una combinazione di entrambi i metodi.

#### **1.3.1 Dispositivi non indossabili**

I metodi basati sui dispositivi non indossabili vengono condotti in laboratori o in condizioni controllate, dove sono stati posizionati dispositivi di recupero dati come telecamere, pedane di forza o pressione. Il vantaggio di questi sistemi è che isolano lo studio da fattori esterni che potrebbero influenzare le misurazioni, consentendo così un'analisi più controllata dei parametri in studio e ottenendo livelli elevati di ripetibilità e riproducibilità. Presentano però anche degli aspetti negativi. I dispositivi non indossabili sono solitamente più costosi a causa della necessità di allestire il laboratorio di misurazione. Tuttavia, sono stati sviluppati nuovi sistemi portatili come ad esempio il sensore Kinect. Tale sensore, basato sulla tecnologia marker-less, è dotato di una

telecamera RGB e di un sensore di profondità [13]. Il più grande svantaggio dei dispositivi non indossabili è che non consentono la valutazione e il monitoraggio della camminata del paziente durante le sue attività quotidiane.

Di seguito sono stati analizzati il sistema stereofotogrammetrico e i metodi basati su pedane di pressione e di forza.

### Sistema Stereofotogrammetrico

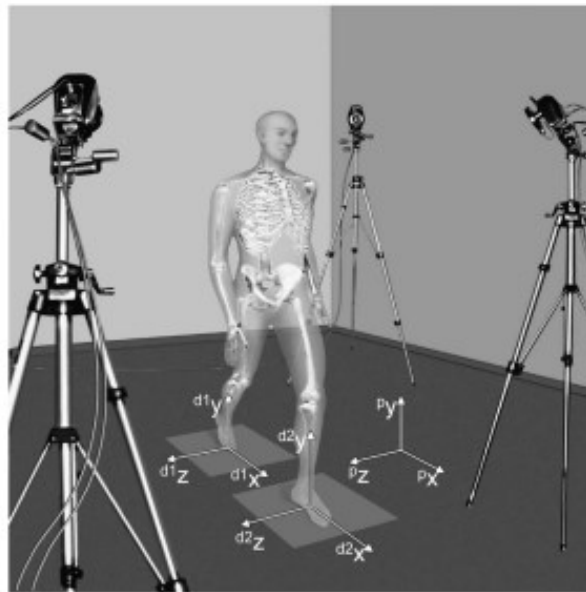


Fig.2. Analisi del cammino mediante stereofotogrammetria

[https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Famslaurea.unibo.it%2F8635%2F1%2FTomaselli\\_Ramona\\_tesi.pdf&psig=AOvVaw34GoaSo5CQMxkonmVfaPSZ&ust=1706777991437000&source=images&cd=vfe&opi=89978449&ved=0CBIOjRxqFwoTCPDKqtGhh4QDFQAAAAAdAAAAABAE](https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Famslaurea.unibo.it%2F8635%2F1%2FTomaselli_Ramona_tesi.pdf&psig=AOvVaw34GoaSo5CQMxkonmVfaPSZ&ust=1706777991437000&source=images&cd=vfe&opi=89978449&ved=0CBIOjRxqFwoTCPDKqtGhh4QDFQAAAAAdAAAAABAE)

(Visitato il 2/02/2024)

L'utilizzo di questo sistema che si basa su un certo numero di telecamere che nella maggior parte dei sistemi sono ad infrarossi permette di acquisire i dati di un soggetto durante la camminata o qualsiasi altra attività motoria che si voglia analizzare. È necessario dunque un laboratorio di Gait Analysis e personale specializzato, il quale rende questo metodo laborioso e dispendioso in termini di tempo e praticità. Il sistema prevede l'utilizzo di marcatori, attivi o passivi, posizionati in punti anatomici definiti da protocolli opportuni, che rendono il più possibile le prove ripetibili e confrontabili tra loro. Tramite

almeno 3 telecamere è possibile ricostruire tridimensionalmente la posizione di ogni marker in ogni istante di tempo, in modo da riuscire a calcolare poi in seguito, anche lo spostamento, la velocità, l'accelerazione dell'eventuale punto di repere su cui i marcatori sono stati posti e le traiettorie dell'escursioni delle articolazioni. L'aspetto positivo dunque risiede nel fatto che le misure sono affidabili, in quanto derivano da un'analisi video elaborata con opportuni software, che fa di questo uno strumento gold standard. Tuttavia, come detto in precedenza, eseguire un esame di questo tipo richiede l'utilizzo di un laboratorio con strumentazione costosa ed inoltre è necessaria una calibrazione accurata per la bontà dei dati misurati.

### **Pedane di forza e di pressione**

Le pedane di forza sono pedane rigide dotate di sensori di forza e per un esame di analisi del cammino ne vengono disposte almeno due lungo il tragitto del soggetto. In particolare sono basate su celle di carico che misurano la deformazione della cella sotto carico. Restituiscono il valore di forza che ha causato quella deformazione sulle celle di carico e quindi forniscono direttamente la forza scambiata con il terreno. Queste piattaforme permettono di misurare in modo diretto le reazioni di forza a terra (Ground Reaction Force, GRF), diagrammi vettoriali e centro di pressione (Center Of Pressure, COP). Fig.3.



Fig.3. Piattaforma di forza

[https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.dnbm.univr.it%2Fdocumenti%2FOccorrenzaIn%2Fmatdid%2Fmatdid309635.pdf&psig=AOvVaw0RCVC1TDqIAqH\\_QXfrnQi&ust=1706778174842000&source=images&cd=vfe&opi=89978449&ved=0CBIOjRxqFwoTCMD856iih4QDFQAAAAAdAAAAABAO](https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.dnbm.univr.it%2Fdocumenti%2FOccorrenzaIn%2Fmatdid%2Fmatdid309635.pdf&psig=AOvVaw0RCVC1TDqIAqH_QXfrnQi&ust=1706778174842000&source=images&cd=vfe&opi=89978449&ved=0CBIOjRxqFwoTCMD856iih4QDFQAAAAAdAAAAABAO)

(Visitato il 2/02/2024)



Le pedane di pressione, anche dette baropodometriche, invece hanno dei sensori di pressione che misurano la forza su unità di superficie, si riesce così a valutare in quali zone si va ad applicare più o meno pressione. Tali piattaforme generalmente hanno una risoluzione, espressa come numero di sensori per unità di superficie, di circa 1.5-3 sensori per  $\text{cm}^2$ , le più complesse arrivano ad avere 4 sensori/ $\text{cm}^2$  [12]. Si ottengono quindi delle misure per ogni singola zona del piede a contatto con la pedana, più è alta la risoluzione, maggiori sono le informazioni ricavate.

### **1.3.2 Dispositivi indossabili**

I sistemi basati su dispositivi indossabili utilizzano sensori posizionati su diverse parti del corpo, come i piedi, le ginocchia, le cosce o la vita. I dispositivi indossabili sono facilmente miniaturizzabili ed economici, alcuni di questi permettono una visualizzazione real-time dei dati di acquisizione da parte di un operatore esperto e il monitoraggio del cammino nella vita quotidiana e su lunghi periodi [12]. Tali dispositivi presentano comunque degli svantaggi, in particolare possono essere influenzati da fattori esterni non controllabili.

Di seguito sono stati descritti i principali sensori indossabili, i sensori inerziali.

#### **Sensori inerziali**

Il dispositivo inerziale può essere composto da 2 o 3 sensori ciascuno generalmente triassiale cioè capace di misurare contemporaneamente le 3 componenti del parametro sui 3 assi cartesiani del sistema di riferimento del sensore: un accelerometro, un giroscopio e magnetometro nel caso di sistemi magneto-inerziali.

Tali sensori vengono chiamati IMU (Inertial Measurement Unit) o MIMU (Magneto-Inertial Measurement Unit). Fig.4.



Fig.4. Sensore inerziale G-Sensor

<https://www.ultramedsrl.it/project/g-walk/>. (Visitato il 3/02/2024)

L'accelerometro misura l'accelerazione del segmento corporeo sul quale è posizionato rispetto ad uno o più assi. L'accelerometro tradizionale possiede al suo interno una massa inserita in un sistema massa-molla il quale durante uno spostamento acquista una propria inerzia, di conseguenza la molla genera una forza uguale e contraria che si oppone all'inerzia della molla stessa. Avendo noti il valore della massa di prova e della rigidità della molla è possibile calcolare l'accelerazione subita dalla massa operando secondo i principi della legge di Hooke e della seconda legge di Newton. Fig.5.

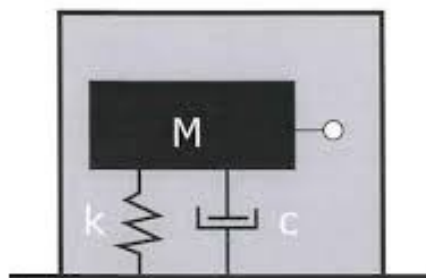


Fig.5. Schema di un accelerometro.

<https://www.miro.ing.unitn.it/wpcontent/download/Didactics/Misure1/Materiale%20del%20Corso/11%20Accelerometro%20a%20Massa%20Sismica/Misure%201%20-%20Accelerometri/Misure%20accelerometriche.pdf>.

(Visitato il 3/02/2024)

Il giroscopio sfrutta il principio di conservazione del momento angolare, questo rimane costante nel tempo fintanto che il momento delle forze esterne che agisce su esso è nullo. In particolare, fornisce un'informazione relativa alla velocità con cui varia

l'orientamento del sistema di riferimento del sensore quando è in rotazione ovvero la sua velocità angolare.

Il magnetometro invece misura un campo magnetico, il segnale in uscita dal sensore è una differenza di potenziale proporzionale al campo magnetico a cui è sottoposto. Il sensore quindi misurerà il campo magnetico terrestre in assenza di campi esterni.

Il vantaggio di utilizzare questa tipologia è l'alta portabilità e il costo, generalmente basso, permettendo così lo studio del cammino in ambienti differenti dal laboratorio, avendo anche il vantaggio di un ridotto ingombro per il soggetto. Gli svantaggi nell'utilizzo di questo sensore risiedono nel fatto che, oltre ad essere suscettibili ad interferenze esterne non controllabili se l'ambiente è non strutturato, le misure ricavate da questo sensore sono misure indirette e necessitano di algoritmi complessi per il calcolo dei parametri del ciclo del cammino.



## CAPITOLO 2-MODELLO DI ZIJLSTRA

Zijlstra si propone con il suo studio, di ottenere, applicando un modello biomeccanico semplice, una stima del movimento del Centro di Massa (CoM) e sulla base di questo ricava una serie di parametri spazio-temporali del cammino [4]. Il CoM è il punto corrispondente al valor medio della distribuzione della massa del sistema [9]. In altre parole, nel caso di un corpo solido, è il punto in cui si presume si concentri tutta la massa del corpo. Il concetto di CoM, fornisce quindi, un punto di riferimento per lo studio delle interazioni corpo-forza e semplifica le traiettorie degli oggetti rappresentando il loro movimento con l'aiuto della traiettoria del CoM [9]. Anatomicamente si considera che possa essere situato davanti alla seconda vertebra sacrale.

L'obiettivo del lavoro di Zijlstra, è valutare fino a che punto i modelli della traiettoria del CoM possono descrivere il movimento di un soggetto durante la camminata. In particolare, Zijlstra evidenzia come i modelli della traiettoria del CoM, forniscano informazioni sul modello di base dell'accelerazione della parte inferiore del tronco durante la camminata e mettano in relazione le caratteristiche dell'accelerazione con i parametri spazio-temporali del passo.

Per ricavare gli spostamenti del bacino nelle tre direzioni, sono state utilizzati il sistema stereofotogrammetrico e la pedana di forza. I dati della pedana di forza sono stati utilizzati in [4] per ottenere i parametri temporali del passo, ovvero la step duration, la swing duration e la stance duration. Per i parametri spaziali Zijlstra ha sfruttato le traiettorie dei markers collocati sulle spine iliache posteriori superiori (PSISs), per calcolare la traiettoria tridimensionale di un punto sul bacino posizionato a metà del segmento congiungente le PSISs e poi la traiettoria del suddetto punto è stata analizzata in frequenza per estrarne le armoniche. Idealmente, i movimenti del bacino dovrebbero essere caratterizzati da una simmetria perfetta dello spostamento rispetto ai piani anatomici e dovrebbero essere ciclo-stazionari con una periodicità di un ciclo di passo nella direzione sinistra-destra e di un passo nelle direzioni verticale e antero-posteriore [4]. Quindi, nel caso ideale, una decomposizione in frequenza delle funzioni di spostamento del bacino nelle direzioni verticale e antero-posteriore dovrebbe consistere solo in armoniche pari, e

allo stesso modo, i movimenti nella direzione sinistra-destra dovrebbero consistere solo in armoniche dispari [4]. Queste sono le armoniche intrinseche della locomozione e la prima armonica intrinseca della funzione di spostamento per una particolare direzione è chiamata armonica fondamentale intrinseca. Tutte le armoniche diverse dalle intrinseche sono chiamate estrinseche, e sono indicative di un'asimmetria nella camminata. I parametri delle prime dieci armoniche sono stimati attraverso una serie di Fourier. Ad esempio per lo spostamento antero-posteriore è stata calcolata la serie di Fourier:

$$x(t) = a_{x0} + \sum_{k=0}^{10} a_{xk} \cos(2\pi k f_c t + \varphi_{xk}) \quad (1)$$

$a_{x0}$  rappresenta la posizione media durante il ciclo di passo,  $a_{xk}$  e  $\varphi_{xk}$  sono rispettivamente l'ampiezza e la fase dell' $k$ -esima armonica e  $f_c$  è la frequenza del passo e 10 sono considerate le armoniche utile per ricostruire la traiettoria del CoM. Ovviamente lo sviluppo in serie può essere applicato a tutte e 3 le componenti associate al CoM.

## ***2.1 Lo spostamento verticale del CoM***

Il modello biomeccanico a cui Zijstra [4] fa riferimento, modella il soggetto durante il cammino con un'asta rigida alla cui sommità è posto il CoM. Ricordando che la fase di appoggio è caratterizzate da una sottofase in cui il soggetto è in appoggio monopodalico (supporto singolo) e una coppia di sottofasi in cui l'appoggio è bipodalico, lo spostamento verticale del CoM nel modello può essere ricavato assumendo un movimento circolare nella prima delle suddette sottofasi e approssimativamente orizzontale nella seconda tipologia di sottofase (modello in alto, I, nella figura 6). Quest'ultima assunzione si è dimostrata poco valida per la maggior parte dei soggetti esaminati, per cui in successivi aggiornamenti del modello [4] gli autori hanno considerato un movimento circolare inverso del CoM durante il periodo di doppio supporto (modello in basso, II, di figura 6).

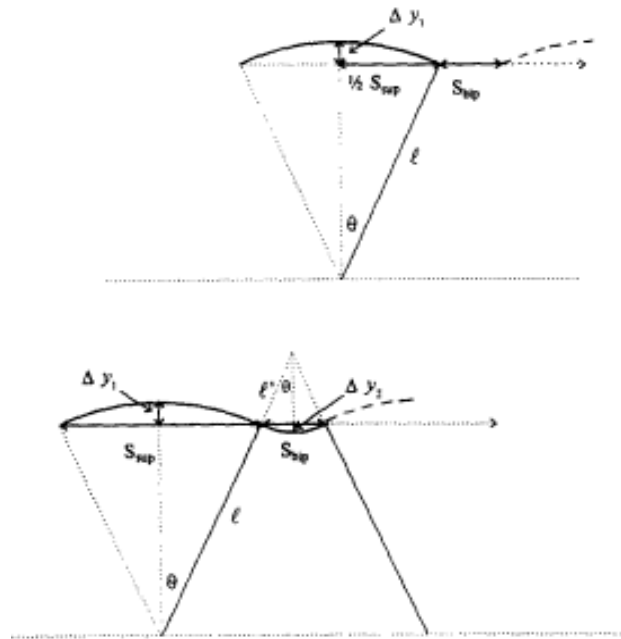


Fig.6. Modelli dello spostamento verticale del bacino durante la camminata.  $S_{sup}$  e  $S_{bip}$  rappresentano lo spostamento in avanti del bacino durante il supporto singolo e doppio, rispettivamente. Nella figura superiore è rappresentato il modello I, nella figura inferiore il modello II. La traiettoria dello spostamento verticale del bacino è indicata da una linea spessa in entrambe le figure. La direzione della progressione è verso destra. In entrambi i modelli,  $\Delta y_1$  rappresenta lo spostamento verticale del bacino durante il supporto singolo,  $l$  è la lunghezza della gamba e  $\theta$  è l'angolo tra l'asse verticale e la gamba. Nel modello II,  $\Delta y_2$  rappresenta lo spostamento verticale durante il supporto doppio.

La somma dello spostamento verticale totale del bacino è stata quindi stimata come la somma di  $\Delta y_1$  e  $\Delta y_2$ . Geometricamente infatti:

$$\Delta y_1 = l(1 - \cos\theta)$$

$$\Delta y_2 = l'(1 - \cos\theta)$$

In particolare dalla fig.6 si può ricavare che:

$$\sin\theta = \frac{S_{sup}}{2l} \quad \text{e} \quad \frac{l'}{l} = \frac{S_{sup}}{S_{bip}}$$

Si può ricavare così l'ampiezza dell'armonica fondamentale intrinseca ( $a_{y2}$ ), per lo spostamento verticale:

$$a_{y2} = 0,5\Delta y_1 \quad (\text{modello I})$$

$$a_{y2} = 0,5(\Delta y_1 + \Delta y_2) \quad (\text{modello II})$$

## 2.2 Lo spostamento antero-posteriore del CoM

Lo spostamento antero-posteriore del CoM viene analizzato in [4] da un punto di vista energetico. Infatti durante una camminata, l'energia potenziale e cinetica del tronco variano rispettivamente, a causa dei movimenti in alto e in basso del CoM e delle fluttuazioni di velocità in direzione di progressione della marcia. In una camminata energeticamente ottimale, un recupero del 100% di energia potenziale e cinetica porterebbe ad una somma costante dei livelli di energia potenziale e cinetica durante l'intero ciclo di passo. Quindi, richiederebbe che le variazioni nei livelli di energia potenziale e cinetica durante il ciclo di passo siano esattamente fuori fase e uguali in ampiezza e forma. Sebbene questo non sia valido per l'intera camminata, si assume che i massimi di energia potenziale e cinetica siano in modo approssimativo uguali. Pertanto:

$$\Delta(mgy) = \Delta\left(\frac{1}{2}mv_x^2\right)$$

Quindi:

$$mg\Delta y \approx m\bar{v}\Delta v_x \quad (2)$$

$\Delta y$  è lo spostamento verticale del COM,  $\bar{v}$  è la velocità della camminata,  $\Delta v_x$  indica la velocità in avanti del CoM,  $m$  e  $g$ , rappresentano, rispettivamente la massa del soggetto e l'accelerazione gravitazionale.

Considerando l'ampiezza dell'armonica intrinseca fondamentale ( $a_{x2}$ ) per descrivere lo spostamento antero-posteriore del bacino, le funzioni di spostamento e velocità possono essere dedotte dall'Equazione (1):

$$4\pi f_c a_{x2} = \frac{1}{2} \Delta v_x$$

Combinando questa equazione con l'equazione (2) e sostituendo la velocità della camminata ( $\bar{v}$ ) con il prodotto tra la frequenza ( $f_c$ ) e la lunghezza del ciclo del passo ( $S_c$ ), si ottiene:

$$a_{x2} = \frac{g\Delta y}{8\pi f_c^2 S_c}$$

Risulta chiaro quindi che l'ampiezza dello spostamento antero-posteriore dipende sia dalla frequenza del passo che dalla lunghezza del passo. Supponendo una ripresa dell'energia

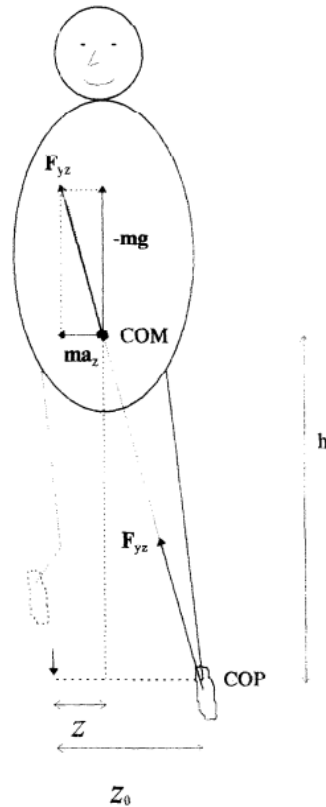


del 100%, il momento in cui la posizione verticale del bacino è massima, dovrebbe coincidere con una velocità in avanti minima, e il momento in cui la posizione verticale è minima dovrebbe coincidere con una velocità in avanti massima. Di conseguenza, il momento in cui la posizione in avanti è massima del bacino dovrebbe essere raggiunta a metà tra la metà del supporto singolo e la metà del supporto doppio.

### ***2.3 Lo spostamento sinistra-destra del CoM***

La traiettoria del CoM, durante la locomozione, deve rimanere entro certi limiti per garantire l'equilibrio dinamico. Si è dimostrato che, durante la camminata, la proiezione del CoM sul piano orizzontale mostra una traiettoria approssimativamente sinusoidale tra i bordi mediali dei piedi di supporto [5] [6]. Poiché la traiettoria calcolata del punto intermedio tra i due punti di supporto approssimativamente corrisponde a quella del centro di massa del corpo, la traiettoria pelvica nel piano frontale può essere stimata sulla base di un modello semplice, assumendo che la traiettoria sinusoidale sinistra-destra del CoM sia determinata unicamente dalla posizione del piede e dalle forze di reazione del terreno sul piede. La fig.7 mostra i parametri importanti per il calcolo della traiettoria sinistra-destra del CoM.

Il modello si basa su due assunzioni fondamentali: il centro di pressione (COP) si trova sempre sotto il piede e la larghezza del passo è approssimativamente costante. Il COP è il centroide delle pressioni applicate da ogni punto della superficie del piede in contatto con la base di appoggio [11]. Si tratta del punto di applicazione della risultante delle forze scambiate tra piede e terreno. Il COP è in pratica il punto dove si realizza la contropinta del corpo umano per mantenere la stazione eretta [11]. Inoltre per garantire stabilità, il vettore della forza  $F_{yz}$  deve essere diretto dal COP (sotto al piede) al CoM.



Nella fig.7, è raffigurato il movimento laterale rispetto alla linea mediana della locomozione (indicato da una freccia). In un passo successivo (indicato dall'impronta), si verificherà un movimento laterale simile nella direzione contro-laterale.  $F_{yz}$  indica il vettore di forza e la sua direzione è dal punto di contatto con il terreno (COP) verso il centro di massa (CoM).  $a_z$  rappresenta l'accelerazione nella direzione sinistra-destra,  $g$  è l'accelerazione dovuta alla gravità,  $m$  è la massa del soggetto,  $h$  è l'altezza del CoM,  $z_0$  è la metà della larghezza della falcata e  $z$  è lo spostamento sinistra-destra del CoM

Si può dedurre che:

$$\frac{a_z}{g} = \frac{z_0 - z}{h}$$

dove  $a_z$  indica l'accelerazione nella direzione sinistra-destra,  $g$  è l'accelerazione gravitazionale,  $z_0$  è la metà della larghezza del passo,  $h$  è l'altezza del CoM e  $z$  rappresenta lo spostamento sinistra-destra del CoM.

Considerando che l'ampiezza della prima armonica ( $a_{z1}$ ) descriva lo spostamento sinistra-destra del bacino, si ottiene dall'Equazione (1):

$$\frac{4\pi^2 f_c^2 a_{z1}}{g} = \frac{z_0 - a_{z1}}{h}$$

Quindi  $a_{z1}$  può essere definita così:

$$a_{z1} = \frac{z_0}{1 + 4\pi^2 f_c^2 \frac{h}{g}}$$

Gli esperimenti fatti e i risultati di tali esperimenti mostrano la validità di tale approccio [4]. Tale metodo consente quindi, di determinare lo spostamento del bacino sulla base della traiettoria del CoM.

## ***2.4 L'algoritmo di Zijlstra***

L'analisi dei dati accelerometrici è un'analisi molto più complessa che prevede l'utilizzo di alcuni particolari algoritmi. In letteratura si possono trovare infatti più modelli che mettono in relazione accelerazioni e parametri spazio-temporali del passo. Tra questi, si fa riferimento al modello del pendolo inverso di Zijlstra [4]. Sulla base di questo modello, precedentemente descritto, Zijlstra ha definito un algoritmo in grado di definire i parametri spazio-temporali del passo sulla base di un sensore inerziale, un accelerometro [1].

Lo studio di Zijlstra [1] prevede due esperimenti.

Nel primo esperimento, 15 soggetti camminano su un tapis-roulant a cinque velocità diverse. Il tapis roulant è dotato di trasduttori di forza, che permettono di registrare le forze di reazione del terreno (GRFs).

Nel secondo, altri 10 soggetti camminano lungo un corridoio di 60m alla loro velocità preferita, a una velocità lenta e una veloce.

Nessuno dei partecipanti soffre di malattie o traumi che potessero interferire con il loro modello di camminata regolare. In entrambi gli esperimenti, i soggetti hanno un accelerometro triassiale posto a livello della seconda vertebra sacrale.

I dati accelerometrici sono stati analizzati da Zijlstra nel seguente modo.

Il primo step, descritto in [1], riguarda l'identificazione degli istanti di contatto del piede sul suolo, ovvero gli Heel Contacts. Durante la fase di supporto singolo, ci si può aspettare un aumento dell'accelerazione in avanti quando, dopo la fase di mid-stance, il corpo sta

cadendo in avanti e verso il basso [1]. Durante la transizione dal supporto singolo al supporto doppio (cioè dopo il contatto del piede controlaterale), la caduta in avanti del corpo si trasforma in un movimento verso l'alto in cui il movimento in avanti decelera. Pertanto, il contatto del piede dovrebbe coincidere con un cambio di segno dell'accelerazione in avanti del tronco inferiore [1].

Per la determinazione degli istanti di contatto, nell'articolo vengono descritti due metodi principali: lo zero-crossing method e il peak detection method. Fig.8.

Nel primo, si prende come istante di contatto del piede, il passaggio del segnale dell'accelerazione antero-posteriore da positivo a negativo.

Nel secondo invece, il picco dell'accelerazione che precede il passaggio del segnale da positivo a negativo è preso come istante di contatto del piede.

In entrambi i metodi il segnale dell'accelerazione prima di essere analizzato, viene filtrato con un filtro passa-basso di Butterworth di quarto ordine con una frequenza di taglio pari a 2 Hz.

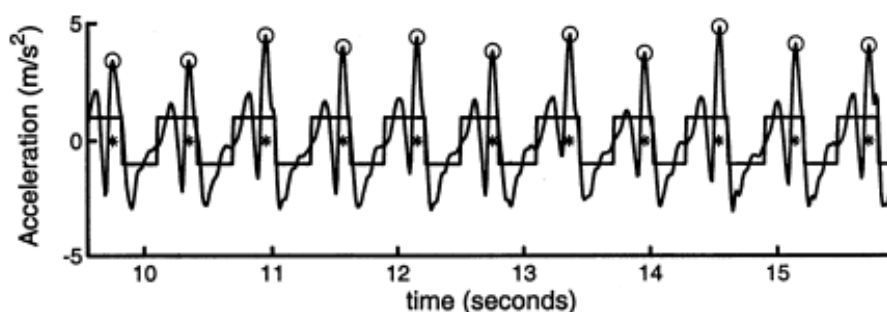


Fig.8. Tre metodi di rilevamento del contatto del piede. Le tracce dei dati rappresentano un campione dei dati di un soggetto maschile che cammina a una velocità del tapis roulant di 1,25 m/s. La figura mostra l'accelerazione antero-posteriore. Gli asterischi indicano l'istante del contatto del piede come individuato dalle forze di reazione verticali destre o sinistre (GRFs). I contatti del piede rilevati dai dati di accelerazione sono indicati nella figura da pendenze discendenti del segnale a blocchi (zero crossing method) e cerchi aperti intorno ai valori di accelerazione massima (peak detection method).

Sulla base del modello del pendolo inverso [4], Zijlstra prevede che il CoM acceleri a sinistra durante una fase di supporto destro e a destra durante una fase di supporto sinistro. Durante la fase di supporto singolo, il CoM raggiunge la sua massima posizione laterale verso la gamba di supporto [1]. Quindi è possibile distinguere il contatto del piede destro

e del piede sinistro sfruttando i dati dell'accelerazione o dello spostamento medio-laterale. Fig.9.

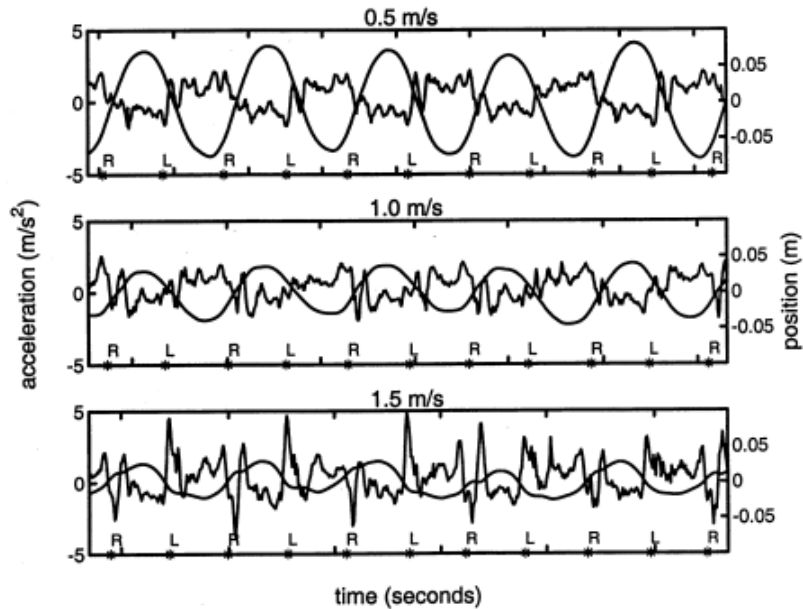


Fig.9. Accelerazioni medio-laterali e pattern di spostamento durante cinque cicli di passo successivi. Dall'alto verso il basso, le tracce dei dati rappresentano campioni di un soggetto che cammina a velocità del tapis roulant di 0,5, 1,0 e 1,5 m/s. Gli asterischi indicano l'istante del contatto del piede, come rilevato dalle forze di reazione verticali destre o sinistre. I dati di posizione hanno la forma di una sorta d'onda sinusoidale. L e R indicano l'identificazione dell'inizio di un contatto del piede sinistro o destro, rispettivamente. In ogni riquadro, la scala temporale è indicata dalle differenze tra i segni di spunta, ognuno rappresentante 1 secondo.

Per determinare la lunghezza del passo, in [1], si sfrutta la componente verticale dell'accelerazione. Secondo il modello del pendolo inverso, i cambiamenti in altezza del CoM dipendono dalla step length [4]. Quindi tale parametro viene stimato in [1], con la formula seguente:

$$\text{Step length} = 2\sqrt{2lh - h^2}$$

dove  $l$  è la lunghezza della gamba del soggetto e  $h$  è determinata come la differenza tra l'altezza massima e minima raggiunta dal CoM durante un passo.

Per determinare gli spostamenti verticali del CoM, nello studio è presente una doppia integrazione dell'accelerazione verticale. Una volta ottenuti tali spostamenti, è stata

stimata  $h$  per ogni passo, considerando  $h$  come la differenza tra il valore massimo e minimo del segnale durante ogni passo.

Una volta stimate le lunghezze del passo, Zijlstra le ha confrontate con le misure ottenute dalle GRFs. Tale confronto evidenzia una sottostima delle lunghezze del passo ricavate dai dati accelerometrici.

Ripetendo l'esperimento in più soggetti, è riuscito a determinare un fattore di correzione  $K$  ( $K=1,25$ ) che ha reso i suoi risultati più accurati [1] [14].

Tale fattore moltiplicativo è stato inserito nella formula precedentemente definita per la lunghezza del passo. Si ottiene quindi:

$$\text{Step length} = 1,25 * 2\sqrt{2lh - h^2}$$

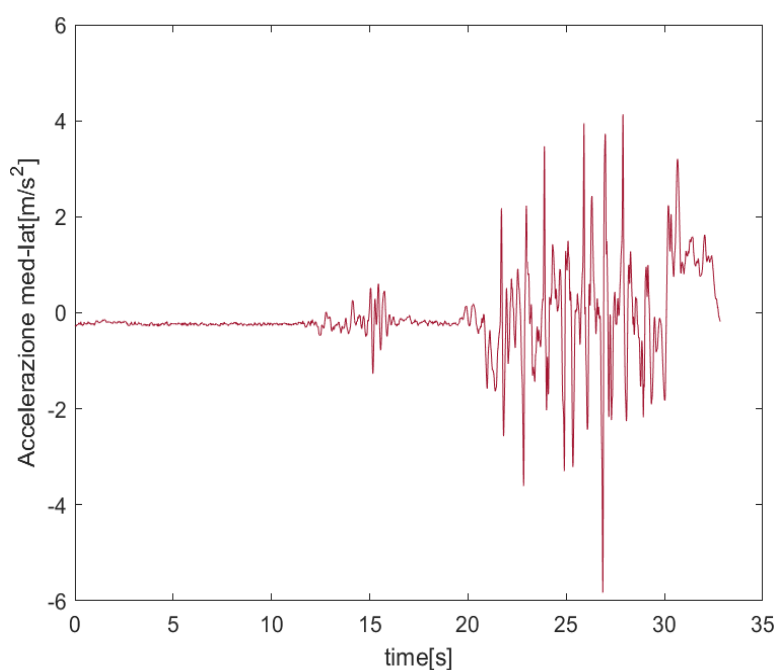
L'algoritmo descritto in questo articolo, evidenzia come sia possibile determinare i parametri spazio-temporali del passo sulla base di dati accelerometrici.



# CAPITOLO 3-MATERIALI E METODI

## 3.1 *Acquisizione dei dati*

Per verificare la validità del modello proposto da Zijlstra e la sua possibile applicazione a dati ottenuti da sensori inerziali si sono svolte delle prove di cammino nel Laboratorio di Analisi del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università Politecnica delle Marche. Al soggetto è stato chiesto di effettuare delle prove di cammino dopo essere stato preparato, posizionando 15 markers collocati in determinati punti anatomici secondo il protocollo Davis. Sul soggetto è stato posto anche un sensore inerziale in corrispondenza del sacro. Tutti i dati sono stati campionati a 100Hz. Per ridurre gli artefatti da tessuto molle si è applicato un filtro passa-basso di Butterworth di quarto ordine con frequenza di taglio pari a 20Hz. La fig.10 mostra i segnali dell'accelerazione nelle tre rispettive direzioni (antero-posteriore, medio-laterale e verticale).





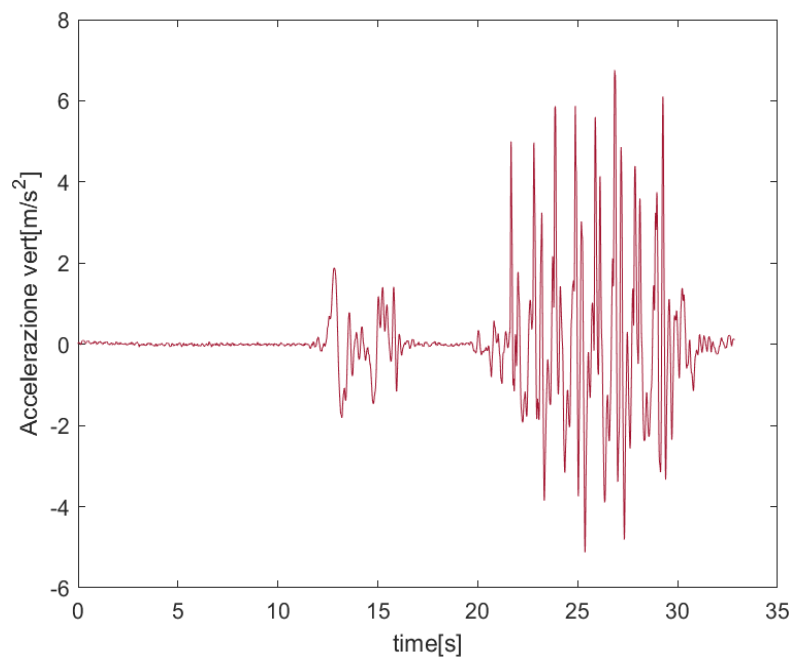
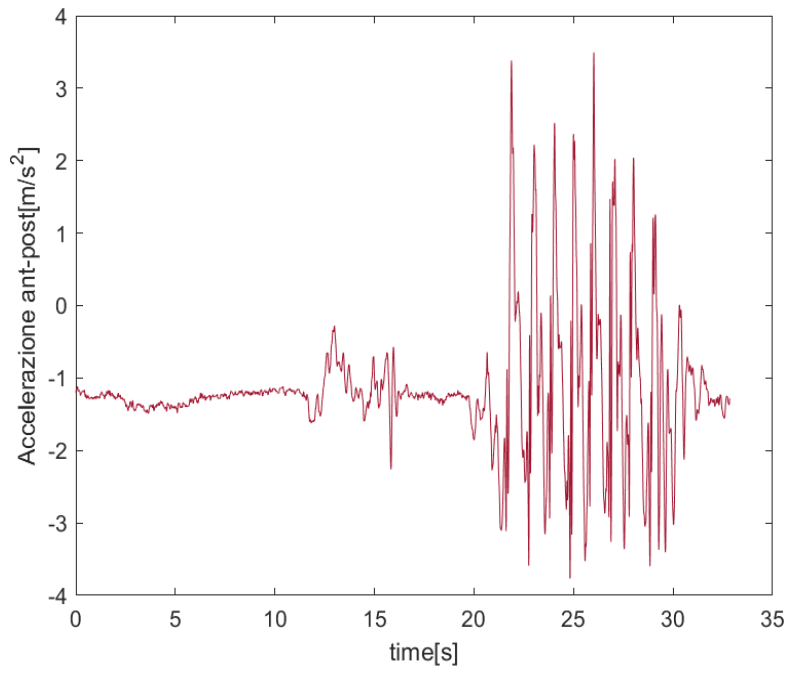


Fig.10. In alto è raffigurata l'accelerazione medio-laterale rispetto al tempo, al centro l'accelerazione antero-posteriore e in basso l'accelerazione verticale.

### 3.2 Analisi dei dati

L'analisi dei dati può essere suddivisa in due fasi principali:

1. Analisi dei dati cinematici;
2. Analisi dei dati accelerometrici.

#### Analisi dei dati cinematici

Per determinare la lunghezza del passo è opportuno prima identificare i contatti dei talloni sul suolo. Per identificare gli Heel Contacts (HCs) è sufficiente analizzare gli spostamenti verticali relativi ai talloni. Tali spostamenti sono calcolati sulla base del marker posizionati sui talloni stessi. Una volta ricavati gli spostamenti, individuando i minimi si ricavano i punti di contatto. Si analizza prima lo spostamento verticale del tallone sinistro. Fig.11. Ciò viene eseguito anche per il tallone destro. Fig.12.

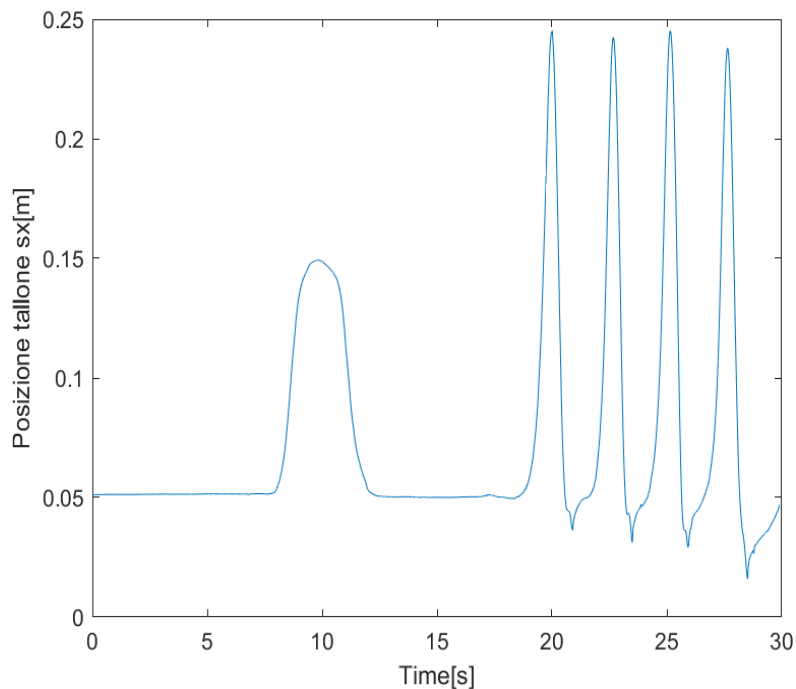


Fig.11. Il grafico raffigura lo spostamento verticale del tallone sinistro rispetto al tempo

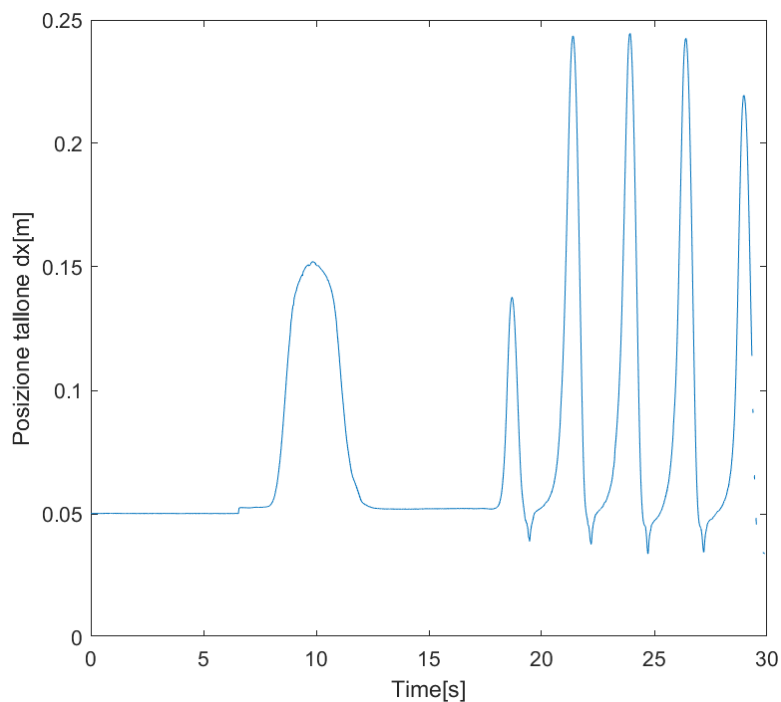


Fig.12. Il grafico raffigura lo spostamento verticale del tallone destro rispetto al tempo

Una volta ricavati tali punti, si pone l'attenzione sugli spostamenti antero-posteriori dei talloni. Infatti si può calcolare la lunghezza del passo (step length), ricordando che essa non è altro che la distanza tra l'Heel Contact di un piede e l'Heel Contact dell'altro piede. Fig.13.

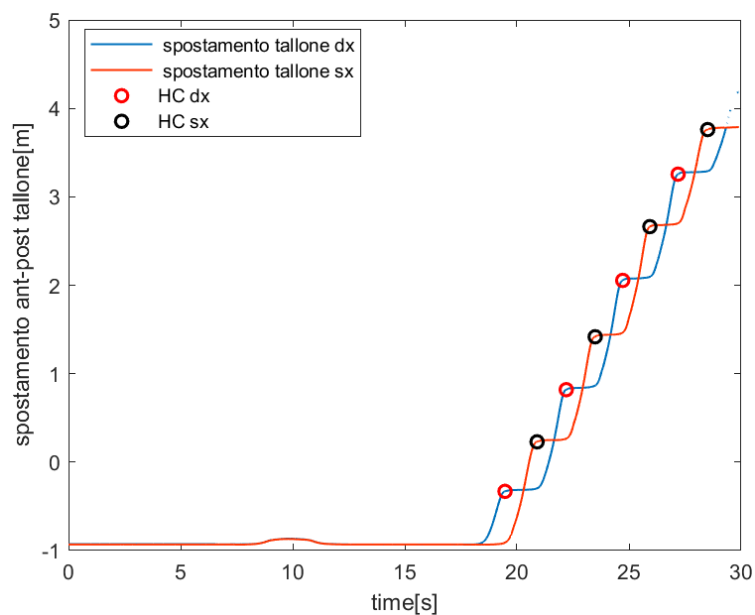


Fig.13. Nella figura sono rappresentati gli spostamenti antero-posteriori del tallone sx (in arancione) e del tallone dx (in blu). Sono inoltre riportati rispettivamente gli HC-dx (cerchi in rosso) e HC-sx (cerchi in nero)

Per ogni passo si è calcolato quindi la lunghezza del passo o step length e, conoscendo i punti di contatto è stato possibile definire anche la durata del passo, ovvero il tempo che intercorre tra l'HC di un piede e l'HC dell'altro piede.

Nella tabella si riportano le durate dei 7 steps della prova del soggetto e le relative lunghezze di passo sulla base dei dati ottenuti dai makers. Questi costituiranno i valori di riferimento per le stime degli stessi parametri dalle misure ottenute dai sensori inerziali.

Tab.1.

<b>N° passo</b>	<b>Step length(m)</b>	<b>Step duration(s)</b>
1	0.560	1.430
2	0.590	1.300
3	0.598	1.290
4	0.637	1.230
5	0.608	1.210
6	0.593	1.260
7	0.504	1.320

Tab.1. Per ogni passo sono riportate la step length e la step duration

### **Analisi dei dati accelerometrici**

Per l'analisi dei dati accelerometrici si è seguito l'algoritmo di Zijlstra, precedentemente definito [1].

Si è partiti dall'analisi dell'accelerazione antero-posteriore con l'obiettivo di rilevare gli Heel Contacts.

In questo studio è stato applicato il peak detection method.

Infatti, dopo aver filtrato il segnale dell'accelerazione antero-posteriore con un filtro passa-basso di Butterworth di quarto ordine con una frequenza di taglio pari a 2Hz, si è proceduto all'individuazione degli istanti di contatto. Si è definito un algoritmo capace di individuare i picchi del segnale precedenti al passaggio del segnale da positivo a negativo. Tale algoritmo è stato implementato su MATLAB. Fig.14.

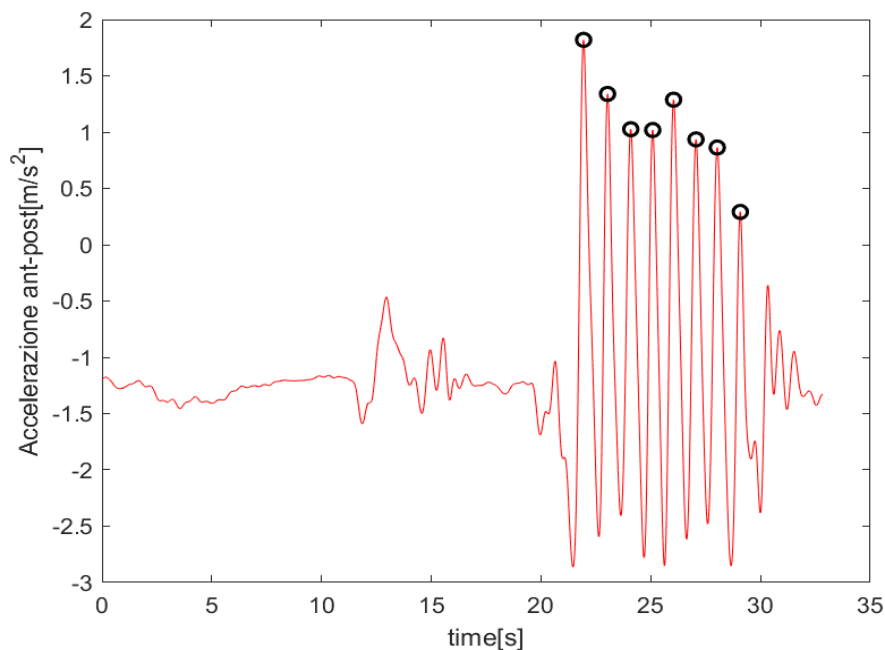


Fig.14. Rilevamento dei punti di contatto tramite il peak detection method: i cerchi rappresentano gli istanti del contatto del tallone sul suolo.

Per distinguere il contatto del piede destro e del piede sinistro, si è fatto riferimento a ciò che Zijlstra aveva definito in [1], ovvero che il CoM accelera a sinistra durante una fase di supporto destro e a destra durante una fase di supporto sinistro.

Si è analizzata quindi l'accelerazione medio-laterale e sono stati riportati nel segnale gli istanti di contatto. Fig.15.

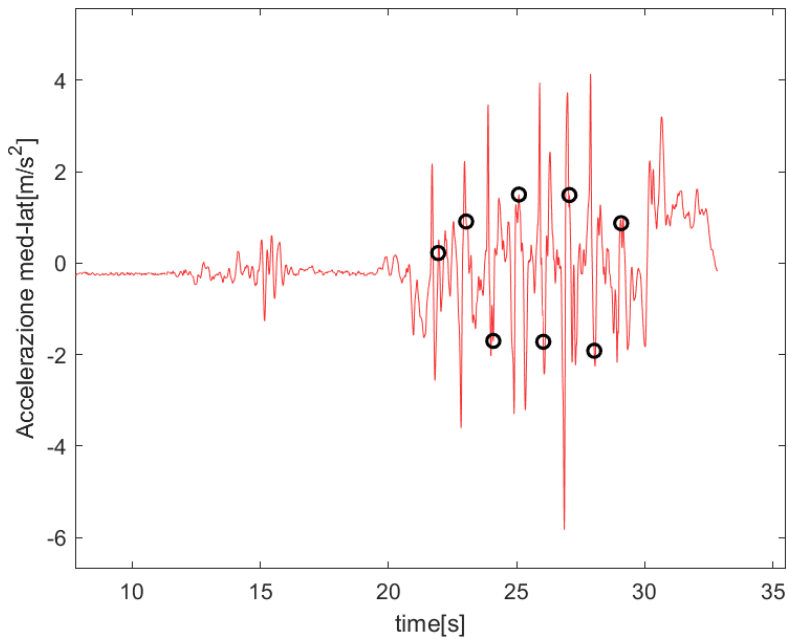


Fig.15. L'accelerazione medio-laterale con i rispettivi Heel Contact, per distinguere il passo destro da quello sinistro.

Dalla fig.15, si può dedurre come tranne per il primo contatto, i restanti rispettino la previsione del modello del pendolo inverso. Infatti, al contatto del tallone sinistro corrisponde un'accelerazione positiva, ovvero verso destra, mentre al contatto del tallone destro corrisponde un'accelerazione negativa, ovvero verso sinistra.

Per determinare la lunghezza del passo, si sfrutta la formula presente in [1]:

$$\text{Step length} = 2\sqrt{2lh - h^2}$$

dove  $l$  è la lunghezza della gamba del soggetto e  $h$  è determinata come la differenza tra l'altezza massima e minima raggiunta dal CoM durante un passo.

Si è proceduto quindi con una doppia integrazione dell'accelerazione verticale. Prima di ogni integrazione, il segnale viene filtrato con un filtro passa-alto di Butterworth di quarto ordine con frequenza di taglio pari a 0.1Hz per rimuovere il drift [1] [7]. Per ottenere  $h$ , sono stato riportati nel grafico dello spostamento verticale gli HCs (nella figura 16, in basso). Una volta riportati, è stata calcolata  $h$  per ogni passo, facendo la differenza tra il valore massimo e minimo del segnale durante ogni passo.

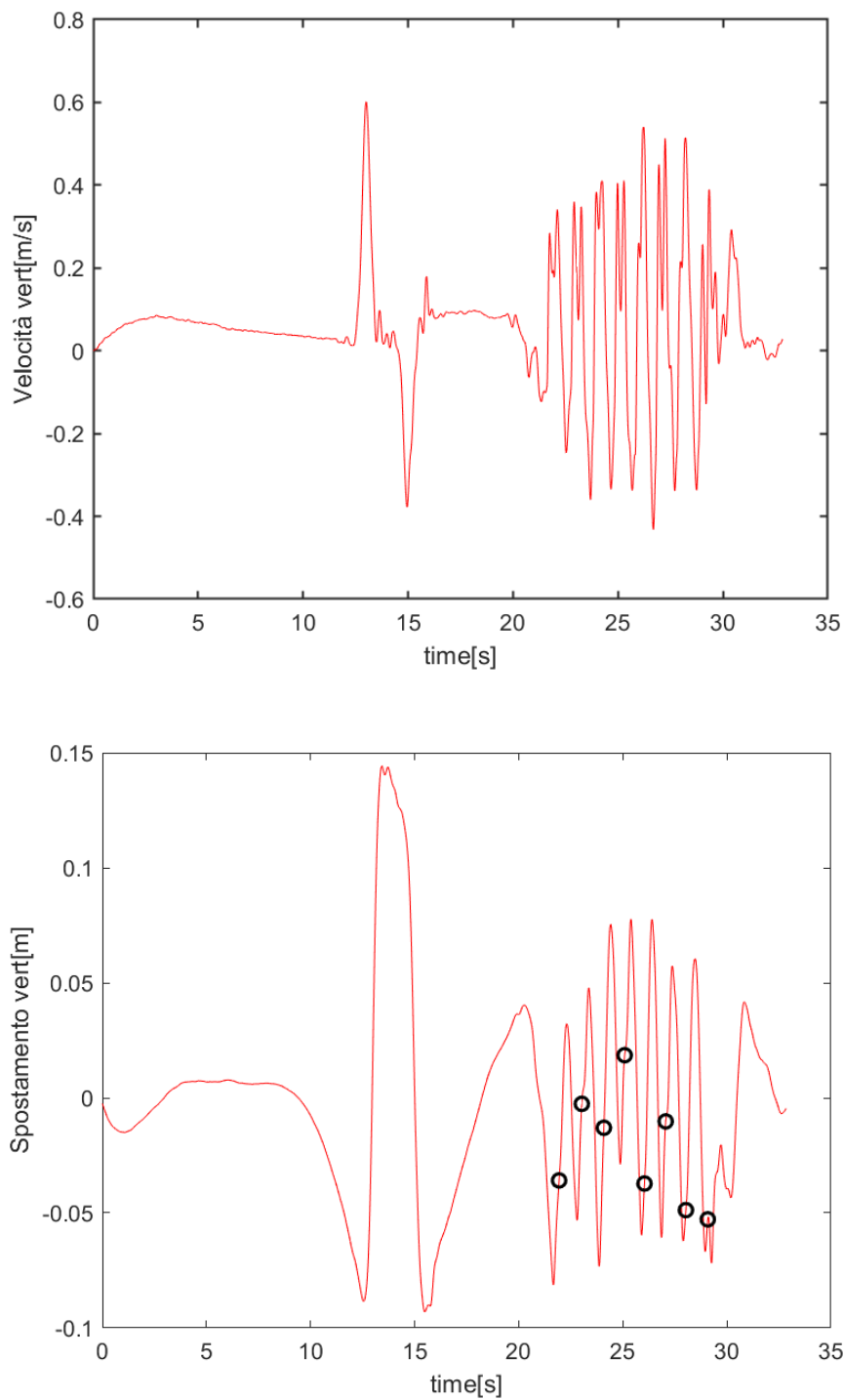


Fig.16. La figura in alto mostra la velocità verticale rispetto al tempo. In basso invece è rappresentato lo spostamento verticale con i rispettivi Heel Contact (cerchi in nero)

Ricavati quindi tutti i parametri necessari per calcolare la step length, si ottengono sette lunghezze relative ai sette passi compiuti. Per rendere l'analisi più completa, come fatto per i dati cinematici, è stata misurata anche la durata di ogni passo. Tab.2.

<b>N° passo</b>	<b>Step length(m)</b>	<b>Step duration(s)</b>
1	0.687	1.090
2	0.807	1.060
3	0.750	1.000
4	0.854	0.950
5	0.857	1.020
6	0.802	0.970
7	0.825	1.050

Tab.2. Per ogni passo sono riportate la step length e la step duration

### ***3.3 Confronto dei risultati***

L'analisi dell'accelerazione medio-laterale ha permesso la distinzione tra piede destro e sinistro. In particolare ha evidenziato come il soggetto inizi a camminare con il piede destro, proprio come si è ottenuto tramite i dati cinematici. Per quanto riguarda la step length, la misura di ogni passo per entrambi i metodi è riportata nella fig.17. Il confronto di tale misure evidenzia una sovrastima delle misure ottenute con il sensore accelerometrico. Si può notare come queste misure comunque siano coerenti con quelle ricavate dal sistema stereofotogrammetrico. Per rendere il confronto più completo sono state calcolate le medie di tutti i parametri misurati, step length e step duration, con le loro rispettive deviazioni standard.Tab.3-4.



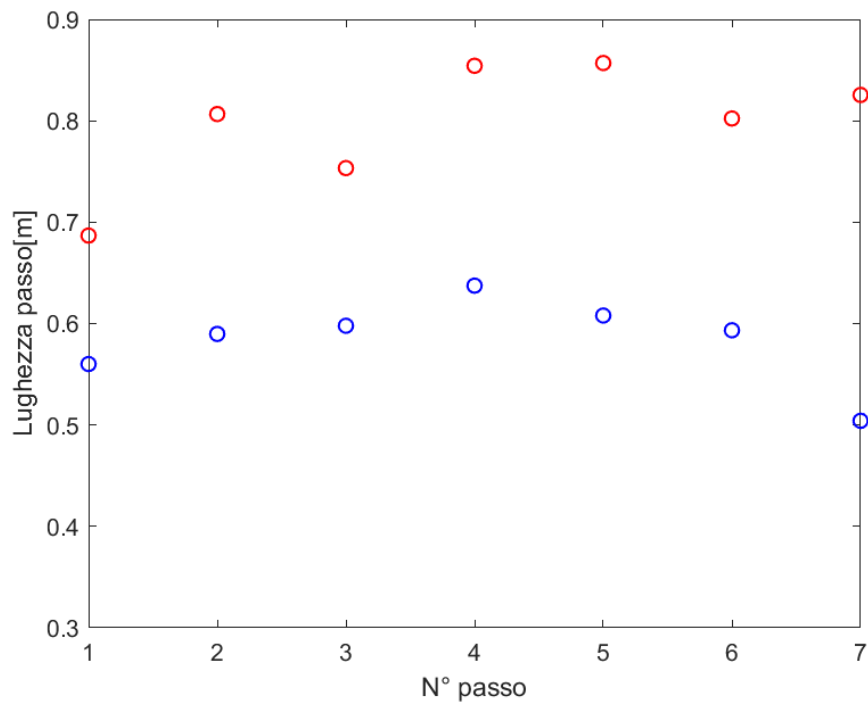


Fig.17. Sono riportate le rispettive lunghezze del passo per ogni passo compiuto e in particolare sono poste a confronto le misure ottenute con il sistema stereofotogrammetrico (cerchi in blu) e quelle ottenute con il sensore accelerometrico (cerchi in rosso).

### Step length(m)

	Mean	S.D.
Peak detection method	0.798	0.060
Gold Standard	0.584	0.042

Tab.3. Lunghezza del passo con i due metodi a confronto.

### Step duration(s)

	<b>Mean</b>	<b>S.D.</b>
<b>Peak detection method</b>	1.020	0.050
<b>Gold Standard</b>	1.291	0.072

Tab.4. Durata del passo con i due metodi a confronto.



## CONCLUSIONI E DISCUSSIONI

Lo scopo della tesi è stato quello di ricavare i parametri spatio-temporali del passo, in particolare step length e step duration, a partire da un sensore accelerometrico posto sul sacro del soggetto. Questi parametri sono stati ricavati, sulla base del metodo del pendolo inverso e sfruttando algoritmi già presenti in letteratura che descrivevano come fosse possibile determinare i parametri del passo sulla base di dati accelerometrici [1].

I risultati ottenuti da questo lavoro di tesi, evidenziano la validità dell'approccio accelerometrico di Zijlstra per l'analisi del cammino. In particolare, come sia possibile ottenere una buona identificazione dei cicli di passo e dei passi (sinistro e destro) dai dati di accelerazione, e approssimazioni ragionevoli della lunghezza del passo.

Il confronto dei risultati ottenuti in questo lavoro in realtà, evidenzia una sovrastima delle step lengths ottenute tramite i segnali accelerometrici.

La determinazione di un fattore di correzione è un problema che anche Zijlstra ha trattato nel suo studio [1]. Egli, a differenza di questa analisi, ha notato come le step lengths ottenute dai dati accelerometrici fossero sottostimate rispetto ai valori ricavati con le ground reaction forces. Ripetendo l'esperimento in più soggetti, è riuscito a determinare un fattore moltiplicativo  $K$  precedentemente definito [1] [7] [8]. In questo lavoro non ha senso applicare tale fattore perché si è ottenuta una sovrastima delle lunghezze del passo. Ciò apre la possibilità di approfondire tale argomento, ripetendo l'analisi in altri soggetti riportando così più esempi che possano favorire anche la determinazione di un fattore di correzione che renda le misure stimate più vicine a quelle ottenute con il metodo Gold Standard.



# BIBLIOGRAFIA

- [1] Zijlstra W., Hof AL (2003) “Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking.” *Gait Posture* 18:1–10
- [2] Auvinet B., Berrut G., Touzard C., Moutel L., Collet N., Chaleil D., Barrey E. (2002) “Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device.” *Gait Posture* 16(2):124–134
- [3] Gonzalez RC, Lopez AM, Rodriguez-Uria J, Alvarez D., Alvarez JC (2010) “Real-time gait event detection for normal subjects from lower trunk accelerations.” *Gait Posture* 31:322–325
- [4] Zijlstra W., Hof AL (1997) “Displacement of the pelvis during human walking: experimental data and model predictions.” *Gait Posture* 6:249–267
- [5] MacKimon CD, Winter DA (1993), “Control of whole body balance in the frontal plane during human walking”. *J Biomech*, 26, 633-644
- [6] Shimba T. (1984), “An estimation of centre of gravity from force platform data.” *J Biomech* 17:53-60
- [7] Pepa, L., Verdini F., Capecci, M., Ceravolo M.G.,” Step Length Estimation for Freezing of Gait Monitoring in Parkinsonian Patient.” In: IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE) (2016)
- [8] Zijlstra A, Zijlstra W. “Trunk-acceleration based assessment of gait parameters in older persons: a comparison of reliability and validity of four inverted pendulum based estimation.” *Gait Posture*. 2013 Sep;38(4):940-4.
- [9] <https://www.studysmarter.it/spiegazioni/fisica/equilibrio/centro-di-massa/>  
(visitato il 1/02/2024)
- [10] [https://abruzzo.coni.it/images/abruzzo/Materiale did. avv. al nordic walking\\_Pascal\\_Izzicupo.pdf](https://abruzzo.coni.it/images/abruzzo/Materiale_did._avv._al_nordic_walking_Pascal_Izzicupo.pdf) (visitato il 2/02/2024)

- [11] <https://www.unife.it/medicina/scienzemotorie/minisiti-LM/biomeccanica-del-movimento18/materiale-didattico/statica%202011.pdf> (visitato il 2/02/2024)
- [12] Alvaro Muro de la Herran, Begoña García Zapirain e Amaia Méndez Zorrilla. “Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications”. In: *Sensors* (Switzerland) 14.2 (2014), pp. 3362–3394. issn: 14248220.
- [13] [https://www.researchgate.net/publication/315112917\\_La\\_valutazione\\_e\\_l'intervento\\_riabilitativo\\_del\\_cammino\\_mediante\\_l'uso\\_di\\_sensori\\_a\\_basso\\_costo](https://www.researchgate.net/publication/315112917_La_valutazione_e_l'intervento_riabilitativo_del_cammino_mediante_l'uso_di_sensori_a_basso_costo) (visitato il 3/02/2024)
- [14] Zijlstra A, Zijlstra W. “Trunk-acceleration based assessment of gait parameters in older persons: a comparison of reliability and validity of four inverted pendulum based estimations.” *Gait Posture*. 2013 Sep;38(4):940-4. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.04.021. Epub 2013 May 21. PMID: 23706507.