



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in **Ingegneria Biomedica**

ANALISI DEL CAMMINO TRAMITE SENSORI INERZIALI AL POLSO

GAIT ANALYSIS USING INERTIAL SENSORS ON THE WRIST

Relatore:

Prof. **Alessandro Mengarelli**

Correlatore:

Prof. **Federica Verdini**

Tesi di Laurea di:

Adriano Alfonsi

A.A. 2023 / 2024

Indice

Introduzione	i
1 Il cammino umano	1
1.1 Il ciclo del passo	1
1.2 Parametri del cammino	2
1.2.1 Parametri Temporali	2
1.2.2 Parametri Spaziali	3
2 Analisi della letteratura sui parametri spazio-temporali del cammino	4
2.1 Metodo di Sabatini per la stima dei parametri temporali	4
2.1.1 Identificazione degli eventi temporali	5
2.1.2 Calcolo dei parametri temporali	5
2.2 Metodo di Zijlstra per il calcolo dello <i>step length</i>	6
2.3 Metodo di Jiang per il calcolo dello <i>step length</i>	9
2.3.1 Osservazioni di Diéz	10
2.3.2 Metodo di Jiang per ricavare il <i>bounce</i>	13
3 Setup sperimentale	16
3.1 Soggetto e condizioni	16
3.2 Strumentazione	17
3.3 Sistema di Riferimento	18
4 Analisi dati	19
4.1 Filtraggio	19
4.2 Calibrazione	21
4.2.1 Posizioni iniziali	21
4.2.2 Angoli di Offset	21
4.3 Taglio dei Segnali	23
4.4 Integrazioni numeriche	25
4.4.1 Spostamenti verticali	25
4.4.2 Angoli di Pitch	26
4.5 Rotazioni	28
5 Identificazione degli eventi	29
5.1 Metodo delle Accelerazioni non ruotate	30
5.1.1 Risultati	32
5.2 Metodo degli angoli di <i>Pitch</i>	37
5.2.1 Risultati	38

6 Parametri Temporal	42
6.1 <i>Stride Time ST</i>	43
6.2 Durata dello <i>Swing</i> T_{swing}	45
6.3 Durata dello <i>Stance</i> T_{stance}	47
6.4 <i>Relative Stance RS</i>	49
7 Step Length	54
7.1 Jiang Modificato	54
7.1.1 Modello	54
7.1.2 Limiti di validità	56
7.2 Risultati	58
7.2.1 <i>Bounce</i>	58
7.2.2 <i>Step Length</i>	61
8 Sviluppi Futuri	65
Bibliografia	67

Introduzione

L'analisi del cammino, conosciuta anche come *gait analysis*, è una delle discipline fondamentali della Biomeccanica. La sua rilevanza deriva dalla capacità di estrarre parametri significativi da uno degli atti motori più comuni e complessi, come la camminata.

Un parametro non è altro se non un valore numerico che però, quando estratto da un processo biologico o motorio, come in questo caso, ha un significato ben preciso e possiede informazione utile al fine di comprendere un fenomeno.

In questo contesto diventa fondamentale estrarre i parametri relativi ad un ampio campione di soggetti privi di patologie all'apparato muscolo scheletrico e pertanto appartenenti alla popolazione di controllo. Questo permette di identificare una serie di valori che possano successivamente fungere da termine di paragone per valutare differenze nel caso di soggetti patologici. Il fine ultimo è quindi quello di saper riconoscere tramite tali parametri la presenza di un problema motorio e la sua sorgente, così da poter intervenire e monitorare eventuali miglioramenti a seguito di trattamenti.

Applicazioni di questo genere trovano ampio spazio per esempio nel monitoraggio di un percorso riabilitativo in seguito a operazioni o a impianti di protesi ortopediche in un paziente.

La maggior parte dei metodi presenti ad oggi per ottenere i suddetti parametri prevede l'applicazione di sensori in punti di reperi poco pratici per poter osservare una camminata umana totalmente naturale. Le unità inerziali sono comunemente posizionate sui piedi del soggetto o sulla schiena all'altezza del sacro, limitando la libertà di movimento e rendendo la locomozione meno agevole.

Sotto tali condizioni, il cammino del soggetto non è pertanto osservabile per lunghi periodi temporali, e il monitoraggio di quest'ultimo viene spesso condotto nel contesto di un laboratorio di analisi del movimento. In tali ambienti si ha accesso ad una strumentazione tecnologicamente più avanzata, capace di estrarre risultati affidabili anche da brevi periodi di osservazione, prendendo pertanto un'analisi qualitativa piuttosto che quantitativa.

Un approccio qualitativo garantisce l'affidabilità dei risultati concentrandosi sulla qualità dei pochi dati raccolti, che sono certamente accurati. Al contrario, un approccio quantitativo si basa sulla raccolta di grandi quantità di dati, che grazie all'analisi statistica e alla media dei valori, riescono a portare a risultati altrettanto affidabili, nonostante la variabilità delle singole misure.

Lo studio che sarà proposto è volto all'estrazione dei parametri del cammino umano utilizzando sensori posizionati al polso del soggetto, punto di reperi facilmente accessibile e che permette monitoraggi prolungati.

Un esempio pratico è il numero crescente di persone che oggi indossano dispositivi come *smart-watches*. Se questi ultimi implementassero algoritmi volti al monitoraggio della locomozione, renderebbero possibile un'osservazione costante del soggetto durante ogni attività quotidiana. I dati acquisiti sarebbero certamente poco accurati rispetto a quelli estratti da un ambiente controllato di un laboratorio, ma un approccio quantitativo permetterebbe di estrarre valori comunque significativi in grado di evidenziare possibili anomalie da poter successivamente ap-

profondire in laboratori specializzati.

Ciò permetterebbe inoltre di incrementare la quantità di informazione in tempi più brevi, portando ad un aumento della conoscenza del fenomeno e di conseguenza ad una migliore applicazione di questa in campo biomedico.

Capitolo 1

Il cammino umano

In Biomeccanica, in particolare nell'ambito dell'analisi del cammino, la camminata dell'essere umano viene suddivisa in varie fasi, le quali si ripetono in maniera ciclica durante la locomozione del soggetto..

In questo capitolo sarà definito il **ciclo del passo** e saranno determinate le sue componenti principali e gli eventi riconoscibili al suo interno. Si procederà in seguito con la definizione dei parametri spazio-temporali atti alla caratterizzazione della locomozione umana.

1.1 Il ciclo del passo

Si definisce *ciclo del passo* la sequenza che va dall'inizio dell'appoggio al suolo di un piede all'inizio dell'appoggio successivo dello stesso piede [1]. Il ciclo del passo è anche noto in letteratura come *stride*.

Per ciascun piede, durante uno *stride* si individuano due periodi principali:

- Fase di appoggio o *stance*
- Fase di oscillazione o *swing*

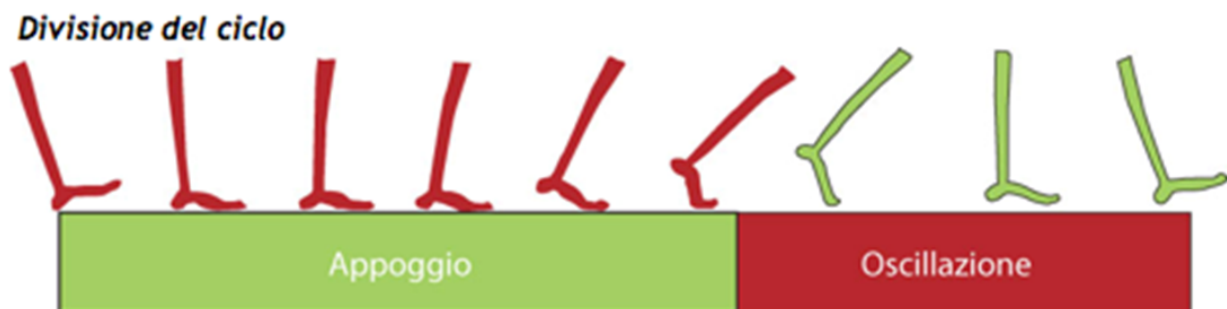


Figura 1.1: Rappresentazione del ciclo del passo.[2]

La fase di appoggio di un piede ha inizio con il contatto iniziale del tallone con il suolo, evento noto come *heel strike*, e termina con il distacco dell'alluce dal suolo, comunemente detto istante di *toe off*. Durante lo *stance* si identificano anche il periodo per cui il piede è totalmente appoggiato a terra, detto *flat foot* o *single support* –in questa fase il soggetto distribuisce il suo peso su un singolo arto– e il momento in cui il tallone si solleva per la prima

volta dal suolo, anche detto istante di *heel off*.

Di conseguenza la fase di *swing* ha inizio nell'istante di *toe off* dello stesso *stride* e termina con quello di *heel strike* della fase di appoggio del ciclo successivo.

La figura 1.1 fa riferimento a un singolo piede (o destro o sinistro). Durante lo *stride* di un piede si può però individuare una percentuale del ciclo del passo relativo al piede opposto. In particolare la sovrapposizione temporale è tale che l'istante di *heel strike* di un piede precede sempre quello di *toe off* del piede controlaterale.

L'individuazione degli istanti principali di *heel strike* e *toe off* dei due piedi è fondamentale al fine di estrarre i parametri spazio-temporali caratterizzanti la camminata.

1.2 Parametri del cammino

I parametri del cammino possono essere suddivisi in due tipologie:

- Parametri **temporali**
- Parametri **spaziali**

I primi descrivono il cammino di un soggetto in termini di tempo, individuando le durate temporali delle fasi di ciascun ciclo del passo; i secondi invece studiano il cammino in termini di spazio percorso dai piedi durante un ciclo.

1.2.1 Parametri Temporali

Relativamente ad ogni singolo ciclo j tra quelli che il soggetto compie durante una camminata, si possono identificare i seguenti parametri temporali:

- Durata del ciclo o *stride time* $ST(j)$
- Durata della fase di oscillazione o $T_{swing}(j)$
- Durata della fase di appoggio o $T_{stance}(j)$
- Durata dello *stance* rispetto allo *stride* o *relative stance* $RS(j)$

Il parametro dello *stride time*, che misura l'effettiva durata temporale di un intero ciclo del passo, si definisce come la distanza temporale tra l'istante iniziale di un ciclo e quello iniziale del ciclo successivo, ovvero come distanza temporale tra due *heel strikes*. All'interno del periodo dello *stride* si possono poi distinguere quelli di oscillazione e di appoggio, caratterizzati anch'essi dalle loro durate temporali, rispettivamente misurate dai parametri di T_{swing} e T_{stance} . Il rapporto tra la durata di un ciclo intero e le durate delle fasi identificabili al suo interno è fornito dal parametro di *relative stance*, che misura la durata della fase di appoggio rispetto a quella dell'intero *stride*.

Mediamente, durante il cammino, un individuo umano presenta una durata della fase di *stance* pari al 60 % dell'intero periodo del ciclo del passo e una conseguente fase di oscillazione pari a circa il suo 40 %.

I parametri temporali descritti saranno analizzati in dettaglio al capitolo 6.

1.2.2 Parametri Spaziali

Tra i descrittori dello spazio percorso dal soggetto durante il cammino, i più utilizzati sono:

- Lunghezza dello *stride* o ***Stride Length*** $SL(j)$
- Lunghezza dello *step* o ***Step Length*** $sL(j)$

La lunghezza dello *stride* è la distanza che compie un piede durante un intero ciclo del passo. E' quindi la differenza tra la posizione del punto di contatto del tallone in un ciclo e quella del punto di contatto del ciclo precedente . Si definisce invece lunghezza dello *step* la distanza tra il punto di contatto del tallone di un piede e il punto di contatto del tallone dell'altro.

Nello studio sarà preso in considerazione solamente il parametro spaziale dello *step length*, analizzato ai paragrafi 2.2, 2.3 e al capitolo 7.

Capitolo 2

Analisi della letteratura sui parametri spazio-temporali del cammino

In questo secondo capitolo saranno introdotti alcuni dei metodi già presenti in letteratura e considerati validi per la determinazione dei parametri spaziotemporali descritti precedentemente. Verranno riportati gli articoli di **Sabatini** [3] e **Zijlstra** [4], utilizzati come **riferimento per questo lavoro**, e i parametri estratti tramite i loro metodi serviranno come base per la valutazione della validità dei metodi proposti in questo studio.

Successivamente si presenteranno le ricerche di **Jiang** [5] e **Diéz** [6], che monitorano il movimento con sensori sul polso umano e forniscono rispettivamente un metodo di calcolo dello *step length* [5] e un confronto tra il moto del polso e del bacino durante la locomozione del soggetto [6]. Questi ultimi sono la base di partenza da cui si sviluppa il lavoro proposto in questa trattazione.

2.1 Metodo di Sabatini per la stima dei parametri temporali

L'articolo preso come riferimento per quanto concerne l'estrazione dei parametri temporali durante il cammino di un soggetto umano è quello di Angelo M. Sabatini [3].

L'esperimento condotto è volto all'estrazione di tutti i **parametri temporali dalle velocità angolari misurate sul piede destro** durante il cammino dell'uomo. In tale contesto il moto del piede viene modellato come moto planare nel piano sagittale XZ come descritto in figura 2.1.

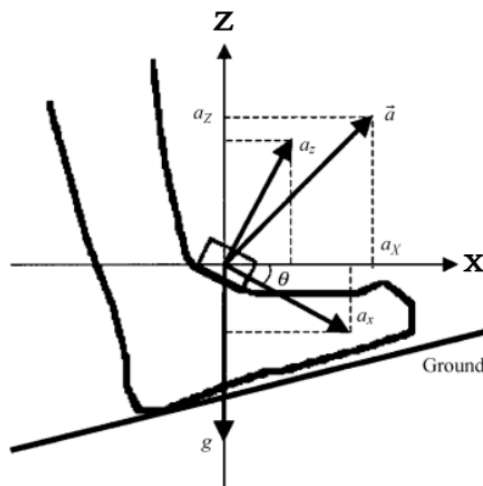


Figura 2.1: Modello planare del piede [3]

L'angolo θ della figura 2.1 è l'angolo di Pitch (angolo relativo all'asse mediolaterale), che viene utilizzato da Sabatini per ruotare il sistema di riferimento mobile del sensore riportando il suo orientamento corrispondente a quello del sistema di riferimento oggetto dell' osservatore.

Per lo studio al polso che sarà presentato si farà la stessa assunzione, e anche il suo moto sarà modellato come planare sul piano sagittale.

2.1.1 Identificazione degli eventi temporali

Per poter procedere al calcolo dei parametri temporali, è innanzitutto necessario identificare gli istanti per i quali avvengono l'*heel strike* e il *toe off*, da adesso definiti rispettivamente T_{hs} e T_{to} .

Questi vengono riconosciuti da Sabatini nei minimi della velocità angolare relativa all'asse mediolaterale del piede, come descritto in figura 2.2, dove i minimi di valore minore si registrano in corrispondenza dei T_{to} , mentre gli altri, in corrispondenza dei T_{hs} .

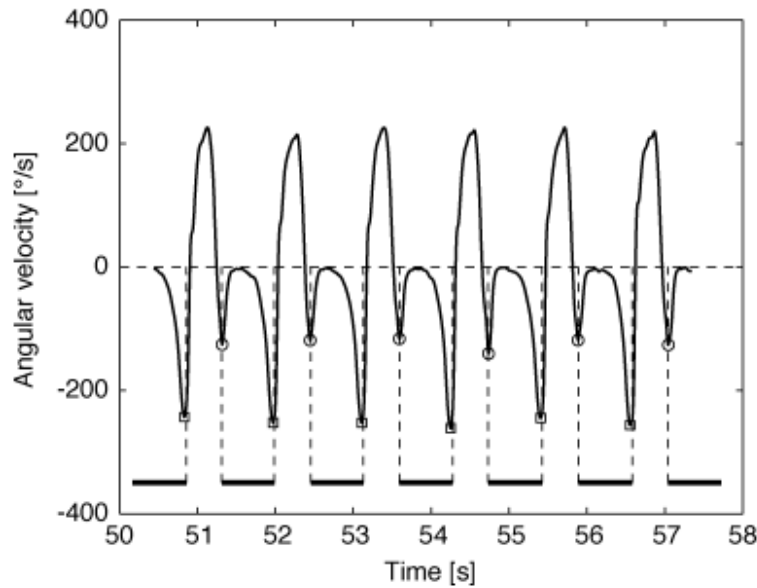


Figura 2.2: Stima del toe-off (□) e del heelstrike (O) ottenuta applicando l'algoritmo di rilevamento al segnale del giroscopio del piede [3]

2.1.2 Calcolo dei parametri temporali

Una volta ottenuti gli eventi principali di T_{hs} e T_{to} , i parametri temporali del cammino relativi ad un singolo *stride* j si calcolano come di seguito.

- $ST(j) = T_{hs}(j+1) - T_{hs}(j)$ [s] (2.1)

- $T_{swing}(j) = T_{hs}(j+1) - T_{to}(j)$ [s] (2.2)

- $T_{stance}(j) = ST(j) - T_{swing}(j)$ [s] (2.3)

- $RS(j) = \frac{T_{stance}(j)}{ST(j)} \cdot 100$ [%] (2.4)

2.2 Metodo di Zijlstra per il calcolo dello *step length*

L'articolo di Zijlstra [4] propone un metodo geometrico per il calcolo dello *step length* del soggetto. Questo si può estrarre dallo spostamento verticale del tronco durante il cammino del soggetto, ricavabile eseguendo una doppia integrazione nel tempo sulle accelerazioni misurate dal sensore inerziale.

L'andamento temporale del tronco ha una forma sinusoidale alla frequenza dello *step*. Infatti questo si abbassa fino alla quota minima quando il soggetto colpisce il suolo con il tallone di uno dei due piedi e si rialza invece nel periodo che intercorre tra il *Ths* di un piede e quello del controlaterale, raggiungendo la massima quota nella fase di *single support*.

Tale oscillazione del bacino verso l'alto e il basso è comunemente definita come **rimbalzo** o **bounce**.

Se si considera il cammino del soggetto sulla base dello spostamento del suo Centro di Cassa (CoM), lo spostamento verticale del tronco può essere modellato come in figura 2.3.

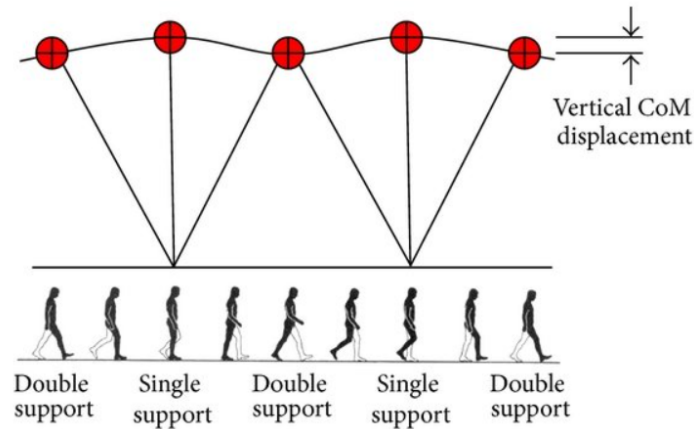


Figura 2.3: *Bounce* del tronco durante il cammino [7]

Il modello dell'immagine 2.3 è noto come **modello a pendolo inverso**. Il reale scenario che rappresenta è infatti quello corrispondente alla figura 2.4, dove il movimento delle gambe del soggetto durante il cammino viene schematizzato come moto pendolare. Il pendolo è mostrato in figura 2.5. e viene invertito nella figura 2.6.

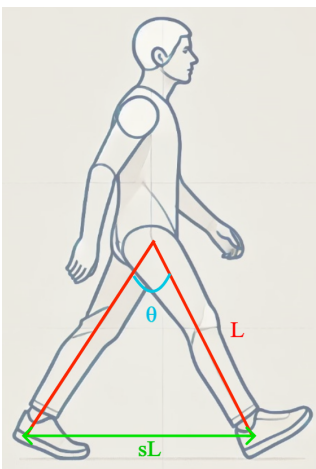


Figura 2.4: Movimento delle gambe durante il cammino schematizzato come moto pendolare. L è la lunghezza della gamba, ovvero quella del pendolo, mentre l'ampiezza del pendolo rappresenta lo *Step Length* sL .

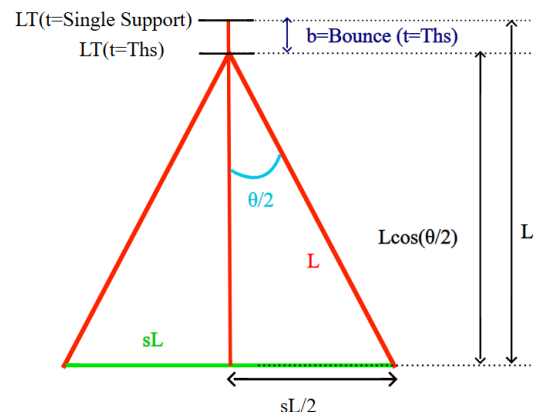


Figura 2.5: Nella fase di *stance* il CoM è nella posizione verticale più alta, mentre raggiunge la posizione più bassa in corrispondenza dei *Ths* di ciascun piede.

La (2.8) può essere applicata purché il *bounce* è noto in seguito ad una doppia integrazione numerica effettuata sull'accelerazione verticale misurata sul tronco. Per migliorare la computazione del calcolo integrale, Zijlstra adopera un filtraggio passa alto del quarto ordine con frequenza di taglio a 0.1 Hz sul segnale di spostamento verticale. L'utilizzo di un filtro di questo tipo elimina le frequenze iniziali, all'interno delle quali è contenuta anche l'informazione relativa al valor medio del segnale.

Lo spostamento verticale del tronco ha un *pattern* riconducibile ad un segnale sinusoidale i cui massimi corrispondono al valore nullo e la cui media è di conseguenza un valore negativo. Sotto queste condizioni il minimo del segnale sinusoidale corrisponde contemporaneamente all'ampiezza della sinusoide, il che conduce al calcolo di $|b|$ come nella (2.9), in cui il valore *bounce* in corrispondenza dei *Ths* è proprio il valore minimo e di conseguenza è anche l'ampiezza della massima escursione verticale del bacino durante il cammino, ovvero $|b|$.

L'eliminazione delle frequenze principali comporta però una sottrazione della media al segnale, che essendo diventato una sinusoide a media nulla, non permette più il calcolo della sua ampiezza come spiegato. Pertanto $|b|$, il cui valore corrisponde all' ampiezza del segnale, sarà calcolato in termini di differenza tra massimi e minimi della sinusoide e non più come nella (2.9). Varrà dunque

$$|b| = b(max - b(Ths)) \quad (2.10)$$

2.3 Metodo di Jiang per il calcolo dello *step length*

Gli articoli proposti di Jiang [5] e Diéz [6] sono alla base del metodo utilizzato nel calcolo della lunghezza del passo in questo studio. Entrambi i due studi, infatti, si concentrano proprio sull'osservazione dei polsi di un soggetto umano durante il cammino.

L'articolo di Jiang fornisce un metodo geometrico per la stima del rimbalzo del bacino. Tramite opportune considerazioni geometriche basate sulla relazione che lega il moto dei polsi a quello del CoM è possibile estrarre il *bounce* e successivamente ricondursi alla formula (2.8) di Zijlstra per il calcolo dello *step length*. La massima escursione $|b|$ del *bounce* del CoM viene estratta partendo dal movimento oscillatorio delle braccia in avanti e indietro tipico del cammino umano, fenomeno noto come *swinging mode*.

La parola '*mode*' in questa definizione implica la presenza di diverse possibili modalità di moto del polso durante la locomozione di un soggetto. È possibile infatti che un soggetto che sta camminando tenga le mani in tasca o che stia portando un oggetto, che stia usando il cellulare o salutando qualcuno. Tutte queste ultime condizioni non rendono ovviamente possibile l'applicazione del metodo geometrico in questione, come sarà più chiaro successivamente.

In questo contesto trova ampio spazio l'articolo di Diéz, che analizza il comportamento dei polsi di un soggetto proprio in diverse *motion modes*, tra cui la *swinging mode*, che sarà anche quella considerata nella trattazione. Nel suo articolo viene analizzata anche la relazione che sussiste tra le accelerazioni dei polsi e quelle invece osservate dal sensore posto in corrispondenza del petto del soggetto. È proprio questa relazione a rendere possibile l'applicazione del metodo geometrico di Jiang.

Le osservazioni di Diéz saranno infine utili per comprendere le modifiche che verranno apportate al metodo geometrico di Jiang al fine di minimizzare l'errore nel calcolo del *bounce*. Nei prossimi paragrafi si partirà quindi da queste ultime, per presentare infine il metodo di Jiang.

2.3.1 Osservazioni di Diéz

Relazione tra polso e tronco

Il moto del polso può essere visto per ogni tipo di *motion mode* come la somma tra il moto relativo tra il polso e il tronco, e il moto del tronco stesso. In termini di accelerazione possiamo dunque scrivere la relazione

$$\mathbf{a}_W(t) = \mathbf{a}_r(t) + \mathbf{a}_{LT}(t) \quad (2.11)$$

che scomposta nelle sue componenti –dove si trascurano le componenti mediolaterali dello spostamento dato il modello planare del moto– diventa

$$\begin{cases} a_{XW}(t) = a_{Xr}(t) + a_{XLT}(t) & (2.12) \\ a_{ZW}(t) = a_{Zr}(t) + a_{ZLT}(t) & (2.13) \end{cases}$$

In termini di spostamento, invece, integrando due volte nel tempo la (2.11) si ottiene

$$\mathbf{p}_W(t) = \mathbf{p}_r(t) + \mathbf{p}_{LT}(t) \quad (2.14)$$

che divisa nelle sue componenti diventa

$$\begin{cases} d_W(t) = d_r(t) + d_{LT}(t) & (2.15) \\ h_W(t) = h_r(t) + h_{LT}(t) & (2.16) \end{cases}$$

dove d indica lo spostamento anteroposteriore mentre h quello verticale. Si consideri che h_{LT} della (2.16) è proprio il *bounce* del CoM durante il cammino del soggetto.

Componente verticale

Dalle relazioni (2.12) e (2.13) è possibile ricavare l'accelerazione relativa tra il polso e il bacino come

$$\begin{cases} a_{Xr}(t) = a_{XW}(t) - a_{XLT}(t) & (2.17) \\ a_{Zr}(t) = a_{ZW}(t) - a_{ZLT}(t) & (2.18) \end{cases}$$

Benché questa relazione sia valida per tutte le componenti, nell'articolo si osserva come, sperimentalmente, solo l'accelerazione relativa tra polso e tronco nella componente verticale possa essere stimata con errori trascurabili con una sottrazione diretta applicando la (2.18).

«*Unfortunately, the relative acceleration are not available and the subtraction of the wrist and trunk accelerations can be performed with a tolerable error only for the vertical component*» [6]

Questo indica che solo la componente verticale del polso può essere utilizzata per estrarre quella verticale del tronco con una discreta accuratezza. Di conseguenza solo la relazione (2.13) relativa alle componenti verticali si può considerare sperimentalmente appropriata al contesto.

La validità della (2.13) può essere ulteriormente supportata se si ragiona facendo riferimento alla figura 2.7.

L'immagine evidenzia un **incremento della somiglianza** tra il pattern di accelerazione verticale del polso e quello del modulo delle accelerazioni del tronco **al diminuire della componente in frequenza dello *stride* nelle accelerazioni verticali del polso.**

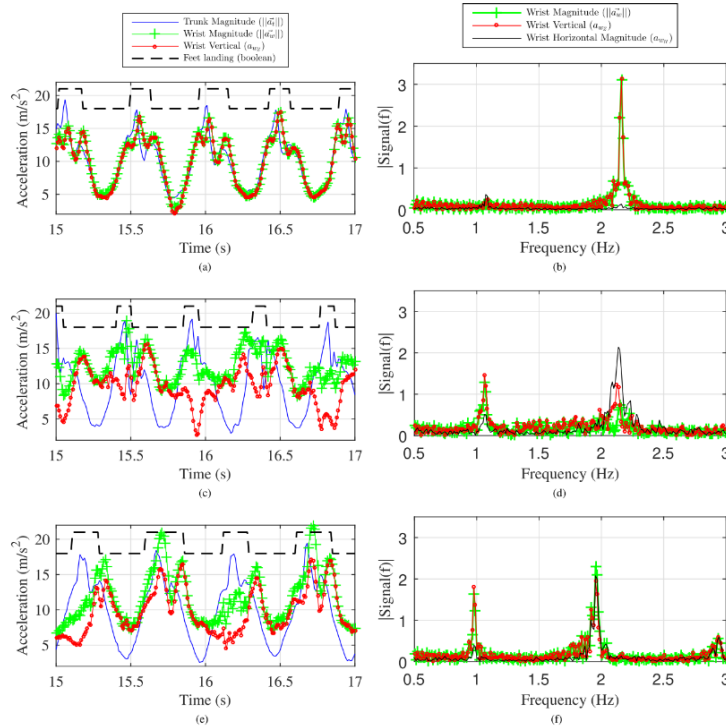


Figura 2.7: Analisi in frequenza della relazione tra polso e tronco effettuata su tre soggetti differenti in *swinging mode*. Al diminuire della componente in frequenza relativa allo *stride*, il *pattern* dell'accelerazione verticale del polso (segnale in rosso) segue sempre meglio quello del modulo delle accelerazioni del tronco (segnale in blu) [6]

Si precisa infatti che **il modulo delle accelerazioni del tronco della figura 2.7 è rappresentativo della sola componente verticale delle stesse**, in quanto Diéz, nel suo studio, non elimina gli artefatti di gravità.

L'ampiezza della componente verticale nelle accelerazioni del tronco, dove si aggiunge il contributo del modulo dell'accelerazione di gravità pari a 9.81 m/s , è pertanto maggiore rispetto a quella della componente anteroposteriore. Per cui il modulo del vettore accelerazione del tronco ha un *pattern* molto simile e quasi corrispondente a quello della sola sua componente verticale, come evidenziato in figura 2.8.

La figura mostra il modulo dell'accelerazione verticale del tronco durante il cammino di un soggetto (segnale $\|\mathbf{a}_t\|$ in blu) e le rispettive componenti verticale (segnale a_{tz} in verde) e anteroposteriore in modulo (segnale $\|\mathbf{a}_{tH}\|$ in rosso). Poiché il modulo della componente verticale, che include anche l'effetto della gravità, presenta valori superiori rispetto alla componente orizzontale, il segnale in blu relativo al modulo dell'accelerazione complessiva è influenzato principalmente dalla componente verticale. Di conseguenza, il suo *pattern* segue quello della componente verticale, fatta eccezione per gli istanti in cui si registrano picchi di ampiezza nelle accelerazioni anteroposteriori.

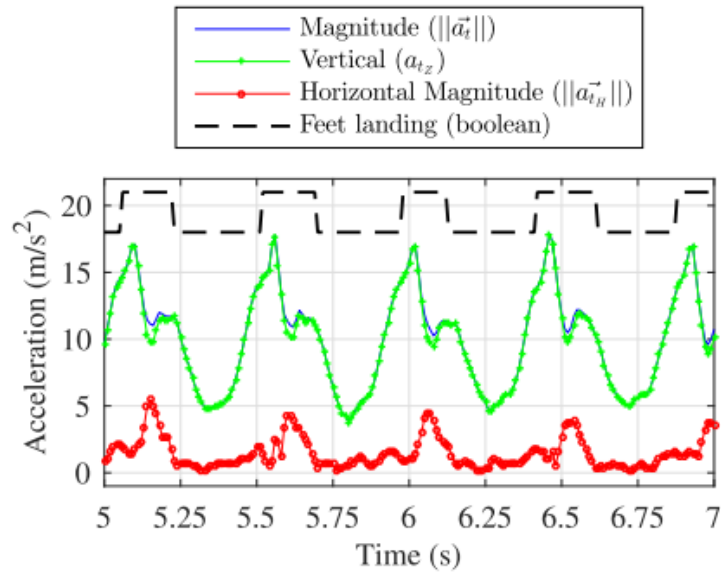


Figura 2.8: Accelerazioni del tronco: la componente verticale è corrispondente al modulo delle accelerazioni e solo in corrispondenza dei picchi di accelerazione anteroposteriore si può osservare un apprezzabile differenza tra le due. Il segnale ad onda quadra, in nero, rappresenta dei valori booleani che valgono 1 nel periodo di appoggio di ciascun piede (dall'istante di Ths a quello per cui il piede è totalmente appoggiato a terra (*flat foot*)) e 0 per il restante periodo di tempo. [6]

La componente principale in frequenza del modulo del tronco, e quindi della sua componente verticale, in accordo con quanto detto al paragrafo 2.2, corrisponde a quella dello *step*. infatti, come schematicamente rappresentato in figura 2.8, il momento di contatto del piede con il terreno, corrispondente al fronte di salita dell'onda quadra che rappresenta con valore booleano 1 il periodo di *stance* di ciascun piede, corrisponde, a meno di un ritardo trascurabile, con il picco massimo del modulo delle accelerazioni del tronco $||\mathbf{a}_t||$.

Anche la componente verticale dell'accelerazione del polso deve avere una frequenza principale pari a quella dello *step*. Come si capirà infatti al paragrafo successivo, la componente verticale dello spostamento del polso raggiunge la quota massima in corrispondenza dei Ths , e quella minima in corrispondenza della fase di *single support*.

Pertanto, per le considerazioni fatte a riguardo della figura 2.7, ci si può avvicinare all'idealità della relazione (2.13) filtrando i segnali di accelerazione del polso verticali con un filtro passa alto che elimini le frequenze precedenti a quella relativa allo *stride* e abbassi eventualmente l'ampiezza del segnale in corrispondenza di quest'ultima.

Come sarà spiegato successivamente a paragrafo 4.1, il filtro eliminerà le frequenze inferiori a $0.25 \cdot f_{stride}$.

2.3.2 Metodo di Jiang per ricavare il *bounce*

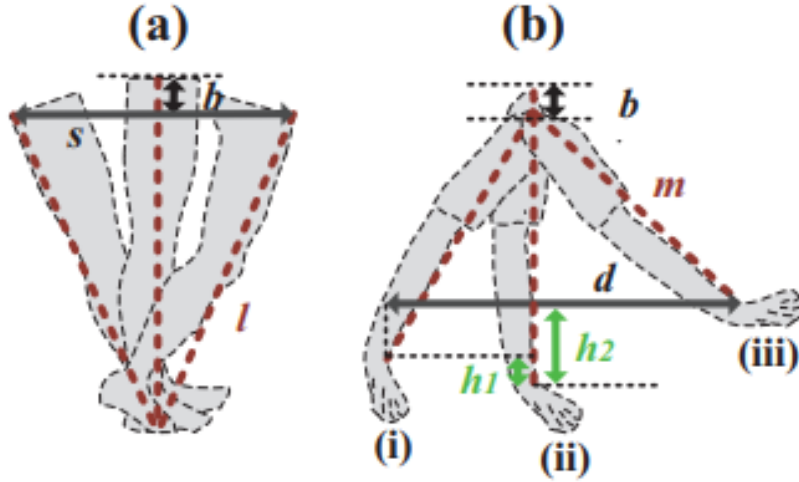


Figura 2.9: (a) Modello di Zijlstra per il calcolo dello *step length*. (b) Modello geometrico di Jiang per ricavare il *bounce* del CoM dal polso (destro in figura) e ricondursi successivamente alla formula di Zijlstra per il calcolo della lunghezza del passo. [5]

In figura 2.7(b) h_1 e h_2 sono le posizioni verticali del polso destro in corrispondenza dei Ths (di un piede e del controlaterale) rispetto alla posizione del polso quando si trova lungo i fianchi. L'istante indicato con (i) in figura è infatti quello corrispondente all'*heel strike* del piede destro, mentre l'istante (iii) è relativo all'*heel strike* del piede controlaterale, ovvero il sinistro.

In accordo con la figura 2.3 il polso è lungo i fianchi durante la fase di *single support*, che è invece indicata dall'istante (ii) in figura 2.9.

Considerando tale posizione del polso come quella iniziale al tempo $t = 0$, h_1 e h_2 sono le posizioni verticali dei polsi per $t_1 = Ths$ e $t_2 = Ths_{controlaterale}$.

Nel caso del polso destro in figura si può allora scrivere, in accordo con la (2.14)

$$\begin{cases} h_1 = h_{RW}(Ths_{dx}) = h_r(Ths_{dx}) + h_{LT}(Ths_{dx}) & (2.19) \\ h_2 = h_{RW}(Ths_{sx}) = h_r(Ths_{sx}) + h_{LT}(Ths_{sx}) & (2.20) \end{cases}$$

Se anche la posizione verticale iniziale del tronco viene presa coincidente alla fase di *single support*, dall'immagine 2.3 è evidente che i termini $h_{LT}(Ths_{sx})$ e $h_{LT}(Ths_{dx})$ della (2.19) e (2.20) corrispondono proprio alla massima escursione del *bounce* durante il cammino, ovvero al termine $|b|$ della (2.8).

Allora si possono riscrivere le (2.19) e (2.20) come segue

$$\begin{cases} h_1 = h_{RW}(Ths_{dx}) = h_r(Ths_{dx}) + b & (2.21) \\ h_2 = h_{RW}(Ths_{sx}) = h_r(Ths_{sx}) + b & (2.22) \end{cases}$$

dove si consideri che b è sempre negativo in quanto, come già precisato, il bacino si abbassa rispetto alla posizione $Z = 0$.

Si possono dunque riscrivere le (2.21) e (2.22) come

$$\begin{cases} h_1 = h_{RW}(Ths_{dx}) = h_r(Ths_{dx}) - |b| & (2.23) \\ h_2 = h_{RW}(Ths_{sx}) = h_r(Ths_{sx}) - |b| & (2.24) \end{cases}$$

L'Immagine 2.10 è utile per capire il procedimento con cui Jiang ricava b dal suo modello geometrico.

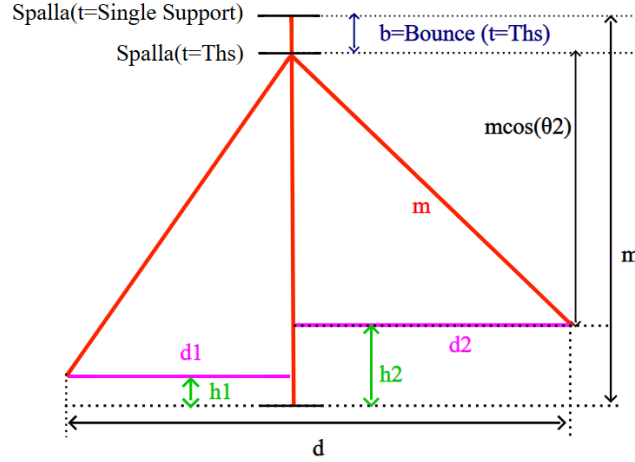


Figura 2.10: Dettaglio del modello di Jiang

$$\text{Si noti che } d = d_1 + d_2 \quad (2.25)$$

Considerando i due triangoli rettangoli in cui d_1 e d_2 sono rispettivamente uno dei due cateti, possiamo scrivere

$$\begin{cases} d_1^2 = m^2 - (m \cdot \cos(\theta_1))^2 & (2.26) \\ d_2^2 = m^2 - (m \cdot \cos(\theta_2))^2 & (2.27) \end{cases}$$

Dall'immagine 2.10 è anche evidente che

$$m \cdot \cos(\theta_1) + h_1 + |b| = m \quad (2.28)$$

Sostituendo la (2.23) nella (2.28) si ottiene $m \cdot \cos(\theta_1) + h_r(Ths_{sx}) - |b| + |b| = m$, dalla quale

$$m \cdot \cos(\theta_1) = m - h_r(Ths_{sx}) \quad (2.29)$$

e analogamente:

$$m \cdot \cos(\theta_2) = m - h_r(Ths_{dx}) \quad (2.30)$$

In definitiva, sostituendo la (2.29) nella (2.26) e la (2.30) nella (2.27), considerando che la (2.25) è equivalente a: $d = \sqrt{d_1^2} + \sqrt{d_2^2}$, si ottiene:

$$d = \sqrt{m^2 - (m - h_r(Ths_{sx}))^2} + \sqrt{m^2 - (m - h_r(Ths_{dx}))^2} \quad (2.31)$$

Infine, dalla (2.23) e dalla (2.24) si posso esprimere $h_r(Ths_{sx})$ e $h_r(Ths_{dx})$ in funzione di $|b|$ così da ottenere la formula risolutiva

$$d = \sqrt{m^2 - (m - (h_1 + |b|))^2} + \sqrt{m^2 - (m - (h_2 + |b|))^2} \quad (2.32)$$

dove d è lo spostamento anteroposteriore del polso (destra nel caso dell'esempio) durante uno *step* completo del soggetto, mentre m è la lunghezza del braccio nota a priori.

Ricavare dalla (2.32) il valore di $|b|$ è particolarmente complesso a livello matematico. Si potrebbe allora pensare di considerare separatamente d_1 e d_2 e risolvere le equazioni

$$\begin{cases} d_1^2 = m^2 - (m - h_1 - |b|)^2 & (2.33) \\ d_2^2 = m^2 - (m - h_2 - |b|)^2 & (2.34) \end{cases}$$

che portano in maniera più semplice al calcolo di $|b|$ ovvero

$$\begin{cases} |b| = h_1 - m + \sqrt{m^2 - d_1^2} & (2.35) \\ |b| = h_2 - m + \sqrt{m^2 - d_2^2} & (2.36) \end{cases}$$

Anche in questo caso però sussistono diverse problematiche.

Lo spostamento anteroposteriore d_1 o d_2 infatti si ottiene tramite una doppia integrazione della (2.12), così come si ottengono h_1 e h_2 dalla (2.13).

L'applicazione di una doppia integrazione su un dato misurato da sensori inerziali è un'operazione che comporta una grossa perdita di informazione ed è sorgente di errori. Per cui l'utilizzo di entrambe le componenti piuttosto che una sola porta ad una minore accuratezza.

Inoltre si tenga presente che per spezzare la (2.32) nelle (2.33) e (2.34) è necessaria un'ottima precisione nell'identificare l'istante per cui il polso si trova lungo i fianchi, e se, come si vedrà, identificare gli stanti di Ths risulta piuttosto semplice, non vale lo stesso per quest'ultimo.

Se a tutto ciò si aggiungono le considerazioni dell'articolo [5], per cui solo la relazione (2.16) è valida sperimentalmente e non anche la (2.15), è evidente che è necessaria una modifica del metodo proposto da Jiang.

La modifica sarà presentata al capitolo 7 e sarà volta a svincolarsi dall'utilizzo della componente anteroposteriore d , prediligendo l'utilizzo della sola componente verticale $h_W(t)$.

Capitolo 3

Setup sperimentale

3.1 Soggetto e condizioni

L'esperimento è stato condotto su un singolo soggetto di sesso femminile.

Prima di procedere con la misura, sono stati presi i dati a priori necessari all'applicazione dei metodi per il calcolo dello *step length*, ovvero

- Distanza dall'acetabolo al tallone $L = 0,730$ [m]
- Distanza sull'asse brachiale tra omero e sensore al polso $m = 0,465$ [m]

Prima di iniziare ogni camminata il soggetto è rimasto fermo con le braccia lungo i fianchi per qualche secondo. Queste **fasi statiche** sono utili per una calibrazione del sensore e per la **determinazione delle condizioni iniziali**.

Il soggetto è stato sottoposto a 4 prove differenti. In due prove è stato chiesto di camminare con andatura 'naturale', sulle altre, con andatura 'veloce'. La camminata si è svolta lungo un corridoio con pendenza 0 %.

Lo scopo nello studiare il cammino a due andature differenti è quello di osservare possibili incrementi di errori tra le due prove. Ci si aspetta infatti che una prova in velocità possa portare ad errori più accentuati per via della maggiore ampiezza e minor durata delle oscillazioni dei polsi durante lo *swinging mode*.

Inoltre, durante ciascuna prova, il soggetto si è girato su se stesso di 180° attorno al suo asse verticale per tornare indietro una volta al termine del percorso. Tali rotazioni del soggetto sono identificate come *turns*.

La camminata è stata analizzata tramite una rete di sensori inerziali anche detti **unità IMU** (**I**nertial **M**easurement **U**nit), in modo da poter estrarre in contemporanea le accelerazioni a livello dei polsi insieme a quelle dei piedi e del tronco, utili per un confronto tra i metodi di calcolo basati sui polsi e quelli presentati al capitolo 2 come *gold standards*.

Le cinque unità IMU utilizzate sono state posizionate sui seguenti punti di reperi:

- Tronco ad altezza sacro sul lato posteriore **LT** (*Lower Trunk*)
- Polso Destro **RW** (*Right Wrist*)
- Polso Sinistro **LW** (*Left Wrist*)
- Piede Destro **RF** (*Right Foot*)
- Piede Sinistro **LF** (*Left Foot*)

L'adesione dei sensori alla superficie su cui sono stati posizionati è stata garantita dall'utilizzo di fasce velcrate, anch'esse fornite dalla casa produttrice e che hanno permesso alle unità IMU di rimanere solidali al punto di reperi corrispondente durante il cammino.

3.2 Strumentazione

I sensori utilizzati sono le unità IMU Mtw Awinda (MTw2: QILMTW2-3A7G6) dell'azienda XSens.

Ogni unità è composta da un accelerometro, un giroscopio, un magnetometro triassiali e un sensore barometrico.

Per l'esperimento si sono usati i soli accelerometri e giroscopi, dei quali si riportano le prestazioni, prese dalla documentazione tecnica fornita dal produttore [8] in figura 3.1

Nella figura 3.2 viene invece riportata una fotografia di una delle unità IMU adottate per la misura.

11.1.1 MTw Performance

	Angular velocity	Acceleration
Dimensions	3 axes	3 axes
Full Scale	± 2000 deg/s	± 160 m/s ²
Non-linearity	0.1 % of FS	0.5 % of FS
Bias stability ¹¹	10deg/hr	0.1mg
Noise	0.01deg/s/ $\sqrt{\text{Hz}}$	200 $\mu\text{g}/\sqrt{\text{Hz}}$
Alignment error	0.1 deg	0.1 deg
Bandwidth	180Hz	180 Hz

Figura 3.1: Prestazioni degli accelerometri e dei giroscopi [8]



Figura 3.2: Unità IMU [8]

3.3 Sistema di Riferimento

Il sistema di riferimento adottato è una terna cartesiana con assi:

- X anteroposteriore con verso positivo lungo la direzione del cammino
- Y mediolaterale con verso positivo verso la destra del soggetto
- Z verticale con verso positivo verso l'alto
- Gli angoli rispettivamente di Roll, Pitch e Yaw sono presi con verso positivo in senso antiorario

In figura 3.3 è riportato il sistema generalmente utilizzato per descrivere il movimento umano nello spazio. Il sistema di riferimento del sensore è invece mostrato in figura 3.4.

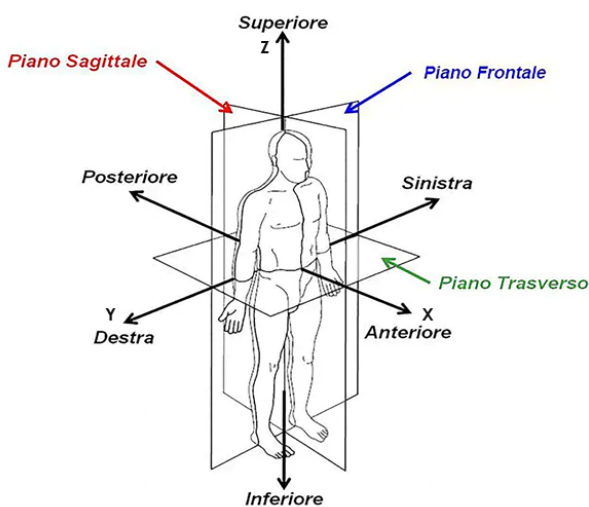


Figura 3.3: Sistema generalmente utilizzato per descrivere il movimento umano nello spazio. [9]



Figura 3.4: Sistema di riferimento del sensore [8]

Il sistema di riferimento fisso adottato, è tale che, nella fase iniziale statica della prova, coincide con quello illustrato in figura 3.3.

Prima dell'elaborazione dei dati vera e propria, gli assi xyz del sensore sono stati allineati con quelli XYZ del sistema di riferimento principale.

Inoltre, durante una prima fase di calibrazione eseguita sulla fase statica, è stato estratto l'angolo di *Pitch*, che rappresenta lo sfasamento iniziale tra i due sistemi di riferimento, come verrà chiarito in seguito al paragrafo 4.2.2. Questo angolo è anche noto come **angolo di offset**.

I sistemi di riferimento dei sensori saranno fatti coincidere ad ogni istante temporale col sistema di riferimento principale tramite opportune rotazioni. Le rotazioni saranno relative al solo angolo di *Pitch*, in quanto, come anticipato ai capitoli precedenti, i **moti** dei polsi, dei piedi e del tronco sono modellati come **planari** sul piano sagittale. Il che implica che **l'asse Y del sistema di riferimento principale coincide sempre con quello y del sensore**.

Il processo di calibrazione, così come quello di rotazione, saranno spiegati in dettaglio al prossimo capitolo.

Capitolo 4

Analisi dati

In questo capitolo verranno presentate le tecniche utilizzate per l'elaborazione dei dati grezzi. Inizialmente, sarà spiegato il filtraggio applicato ai dati, seguito dalla descrizione del metodo di calibrazione utilizzato per l'estrazione dell'angolo di *offset* e dal taglio dei segnali. Verrà poi introdotto il metodo di integrazione impiegato per il calcolo dell'angolo di *Pitch* e per l'estrazione dello spostamento verticale del polso e del tronco. Infine saranno descritte le rotazioni applicate alle accelerazioni misurate su ciascun sensore.

4.1 Filtraggio

Tutti i dati sono campionati alla frequenza di 100 Hz. La sincronizzazione temporale tra i sensori è gestita in automatico dal *software* del produttore.

Tutti i dati sono stati filtrati con un **filtro Butterworth del 2° ordine zero lag**.

In funzione del punto di repere, invece, sono state modificate le frequenze di taglio.

Se infatti il filtraggio di tronco e piedi è identico, il filtraggio applicato ai polsi è piuttosto specifico. Questo approccio è dovuto alla relazione che sussiste tra il segnale verticale del tronco e del polso come spiegato al paragrafo 2.3.1.

Come detto, l'obiettivo è quello di eliminare le frequenze iniziali dai segnali di accelerazione verticale del polso e abbassare la componente in frequenza relativa allo *stride*.

Si consideri che tale filtraggio non è volto alla totale eliminazione di questa componente, ma solo ad una leggera attenuazione.

Tale frequenza è infatti quella principale della componente anteroposteriore e delle velocità angolari mediolaterali –il cui periodo temporale è tutto compreso dentro l'intero ciclo del passo– e dal momento che vengono effettuate delle rotazioni relative all'angolo di *Pitch*, l'informazione di questa frequenza viene trasferita anche nella componente verticale.

All'interno di essa è quindi presente informazione utile, ed una sua completa eliminazione non è corretta. Sarà proprio la successiva applicazione della rotazione ad eliminarne l'eventuale contributo rimasto al suo interno.

La frequenza relativa allo *stride* di ciascuna prova si può ottenere dallo spettro in frequenza della velocità angolare $w_y(t)$ relativa all'asse mediolaterale y . Il segnale si presenta infatti molto simile ad una senoide ideale con frequenza principale pari a quella dello *stride*, ed è dunque possibile riconoscerla estraendo la frequenza corrispondente al punto di massimo nello spettro in frequenza del modulo della velocità angolare.

Seguono le frequenze di taglio relative al filtraggio descritto.

- Tronco LT
 - accelerazioni \mathbf{a} : filtro passa basso con frequenza di taglio a 15 Hz
 - velocità angolari \mathbf{w} : filtro passa basso con frequenza di taglio a 6 Hz
- Porsi destro e sinistro RW e LW
 - accelerazioni \mathbf{a} : filtro passa basso con frequenza di taglio a 4 Hz per le componenti XY ; filtro passa banda con banda passante $[0.25 \cdot f_{stride}, 4]$ Hz nella componente Z
 - velocità angolari \mathbf{w} : filtro passa basso con frequenza di taglio a 4 Hz per le componenti XZ ; filtro passa banda con banda passante $[0.65 \cdot f_{stride}, 4]$ Hz nella componente Y
- Piedi destro e sinistro RF e LF
 - accelerazioni \mathbf{a} : filtro passa basso con frequenza di taglio a 15 Hz
 - velocità angolari \mathbf{w} : filtro passa basso con frequenza di taglio a 6 Hz

La soglia per la frequenza di taglio inferiore per l'accelerazione verticale, pari a $0.25 \cdot f_{stride}$, è stata impostata sperimentalmente poiché è quella che permette di ottenere risultati migliori. Sempre sperimentalmente si è rivelata un'ottima scelta applicare lo stesso tipo di filtraggio anche sul segnale di velocità angolare $w_y(t)$, ma con una soglia pari a $0.65 \cdot f_{stride}$.

4.2 Calibrazione

Con il termine calibrazione si intende quella fase dell'elaborazione dati in cui vengono acquisite le condizioni iniziali del soggetto utili al fine delle integrazioni numeriche. La calibrazione viene effettuata sulla fase statica della prova, durante la quale il soggetto, prima di iniziare con l'effettiva camminata, è rimasto fermo in posizione di riposo. In tale posa, le mani sono tenute lungo i fianchi coi palmi girati in direzione mediale. I piedi invece sono paralleli, entrambi totalmente appoggiati al suolo. Il soggetto è inoltre girato in direzione del cammino, quindi lungo l'asse X .

4.2.1 Posizioni iniziali

Nella posizione statica le velocità e le posizioni iniziali per $t = 0$ vengono considerate nulle per ogni sensore.

Il tronco avrà quindi idealmente una posizione verticale nulla nei momenti in cui il CoM si trova nella fase di single support di ogni stride, durante la quale, nel cammino, raggiunge anche la massima altezza. Questo è coerente con le considerazioni espresse nell'equazione (2.6) al paragrafo 2.2, riguardo al valore assoluto di $|b|$, che è considerato idealmente sempre negativo.

Nella stessa fase, invece, i polsi avranno una posizione nulla che corrisponde alla quota minima raggiunta durante un ciclo, per cui, contrariamente a quanto vale per il tronco, lo spostamento dei polsi ha sempre valore idealmente positivo.

Infine il valore della posizione verticale dei piedi sarà nullo quando sono totalmente appoggiati a terra, quindi per tutta la fase di *flat foot* di ogni *stride*. Anch'essi hanno sempre uno spostamento verticale positivo durante una camminata su un percorso con pendenza 0%

Le posizioni anteroposteriori iniziali invece, sono coincidenti con quelle del soggetto durante la fase statica.

4.2.2 Angoli di Offset

Durante la calibrazione è necessario calcolare anche l'angolo di *offset*, che disallinea il sistema di riferimento fisso da quello mobile del sensore.

Il fatto di conoscere l'angolo di Pitch iniziale è fondamentale per il calcolo delle rotazioni. Questo permette infatti di eliminare la componente della gravità che viene registrata sull'asse anteroposteriore. Un sistema di riferimento perfettamente allineato ad ogni istante con quello principale dell'immagine 3.3 ha infatti componente gravitazionale solo lungo l'asse verticale.

La stima dell'*offset* è basata proprio sullo studio della componente gravitazionale presente sull'asse anteroposteriore x del sensore, che nella fase statica iniziale della prova sarebbe nullo se fosse allineato perfettamente con l'asse X del sistema di riferimento dell'immagine 3.3.

Le figure 4.1 e 4.2 rappresentano il soggetto nella fase statica e la relativa misura della forza gravitazionale da parte del sensore nel caso del piede destro e del polso sinistro.

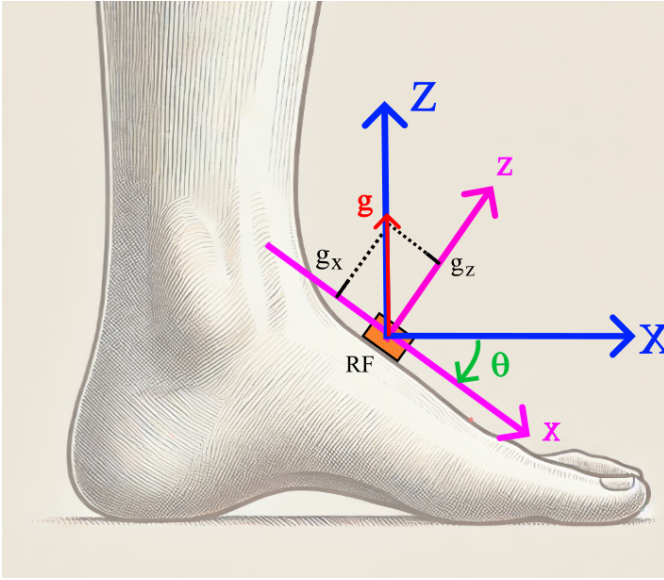


Figura 4.1: In blu il sistema di riferimento adottato, in rosa quello mobile del sensore con l'artefatto di gravità sull'asse x dovuto all'offset iniziale dell'angolo di Pitch θ

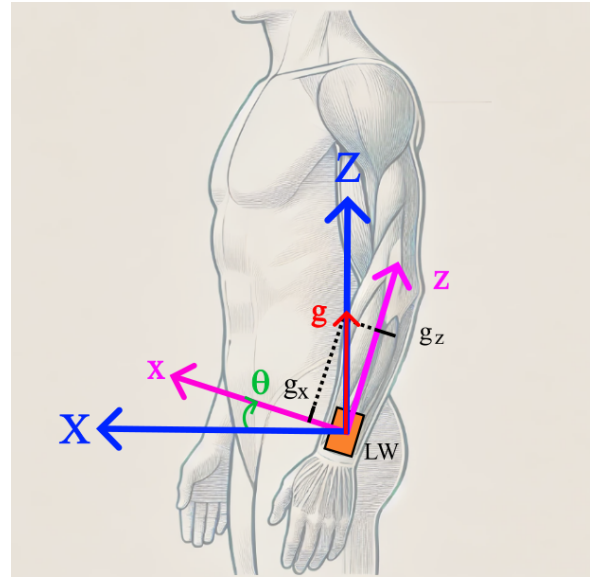


Figura 4.2: In blu il sistema di riferimento adottato, in rosa quello mobile del sensore con l'artefatto di gravità sull'asse x dovuto all'offset iniziale dell'angolo di Pitch θ

Si tenga in considerazione che nella figura 4.1 l'asse Y ha verso positivo uscente dalla pagina, mentre nella figura 4.2, il verso positivo è entrante nella pagina. Dunque nella prima figura l'angolo θ è negativo perché in senso orario, mentre nella seconda, benché il senso sia orario, l'angolo è positivo. Sarebbe infatti in senso antiorario se guardato dal lato destro del soggetto.

Il verso dell'accelerazione gravitazionale \mathbf{g} è in direzione verticale perché il sensore registra l'accelerazione associata alla reazione vincolare della forza esterna che è applicata alla massa inerziale dell'accelerometro. Di conseguenza l'accelerazione di gravità misurata dal sensore è diretta verso l'alto.

Prendendo come riferimento l'immagine 4.1 scriviamo

$$g_x = |\mathbf{g}| \cdot \sin(\theta) \iff \sin(\theta) = \frac{g_x}{|\mathbf{g}|} \quad (4.1)$$

dalla (4.1) si ottiene facilmente il valore dell'angolo di *offset* del piede destro, e in maniera analoga, quello del polso sinistro e del tronco

$$\begin{cases} \theta_{RF}(0) = \theta_{LF}(0) = \arcsin\left(\frac{g_x}{|\mathbf{g}|}\right) & (4.2) \\ \theta_{LW}(0) = \theta_{RW}(0) = \arccos\left(\frac{g_x}{|\mathbf{g}|}\right) & (4.3) \\ \theta_{LT}(0) = \arcsin\left(\frac{g_x}{|\mathbf{g}|}\right) & (4.4) \end{cases}$$

Questi valori di *offset* saranno poi sommati come condizione iniziale agli angoli di *Pitch* $\theta_y(t)$ derivati dall'integrazione delle velocità angolari $w_y(t)$ di ogni sensore.

4.3 Taglio dei Segnali

I segnali sono stati tagliati sulla base degli istanti iniziali e finali dello *stride* del piede destro identificati come nell'articolo [3].

Dal momento che nel passare dalla fase statica a quella dinamica, il primo evento dello *stride* che si verifica è quello di *hell off*, Sabatini sceglie questo istante come quello iniziale del periodo di un ciclo del passo.

Gli eventi di *heel strike* e *toe off* si riconoscono in mezzo al periodo preso come riferimento. Il periodo viene fatto terminare invece nell'istante in cui il piede ritorna nella fase di *flat foot*.

Questi istanti di inizio e fine del ciclo sono presi da Sabatini sulla base di una soglia in ampiezza della velocità angolare del piede destro $w_{y-RF}(t)$. Si definiscono allora:

- istante iniziale T_{start} : istante per cui si verifica $|w_{y-RF}(t)| \geq 30$ [°/s]
- istante iniziale T_{end} : istante per cui si verifica $|w_{y-RF}(t)| < 30$ [°/s]

Questa traslazione temporale degli istanti iniziali del passo (non coincidenti coi Ths) rimane comoda in quanto le condizioni iniziali considerate al paragrafo 4.2 rimangono invariate. Per ogni T_{start} e T_{end} , infatti, le posizioni verticali coincidono con quelle iniziali dal momento che la velocità angolare $w_{y-RF}(t)$ ha modulo minore di 30 °/s proprio durante la fase di *single support*.

In tutti i segnali, inoltre, sono stati eliminati interamente i periodi corrispondenti ai due *stride* iniziali e ai due finali, ai quali si aggiungono anche relativi ai due *stride* precedenti e i due successivi al *turn* del soggetto.

I *turns* sono stati identificati tramite le velocità angolari attorno all'asse z del sensore, come descritto in figura 4.3.

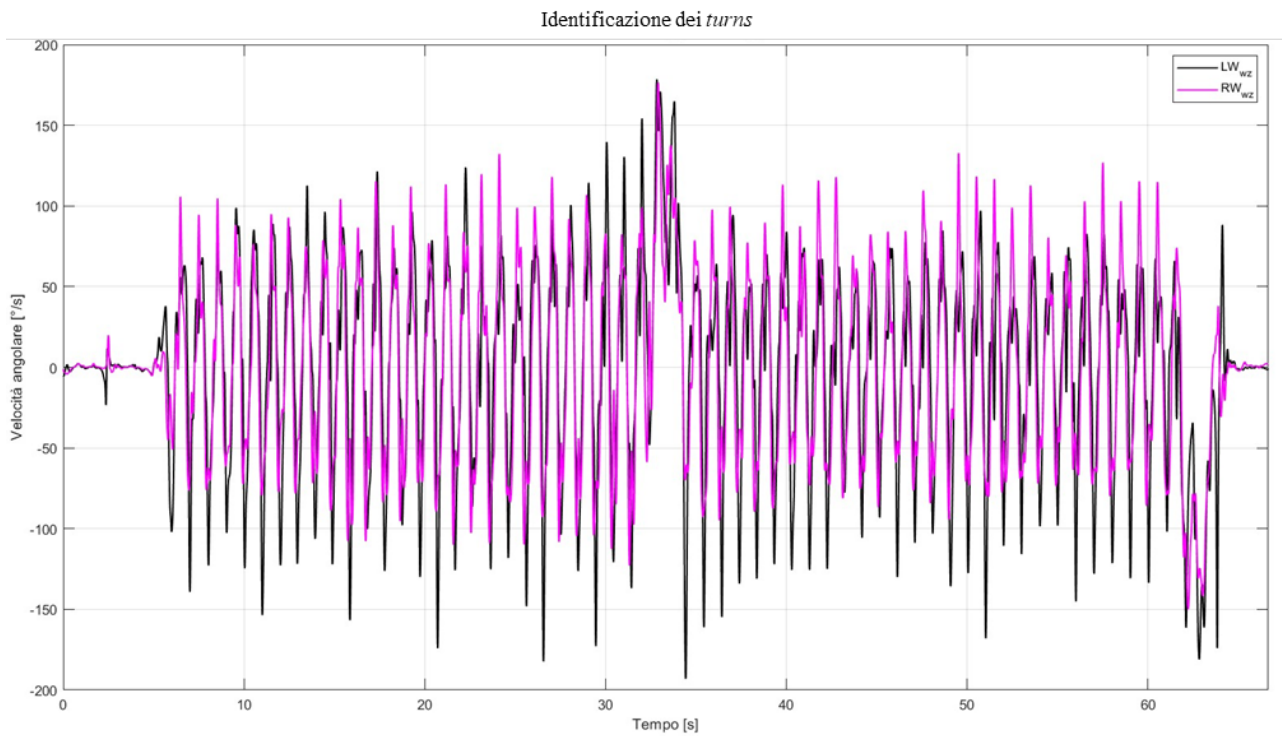


Figura 4.3: Identificazione dei *turns* tramite le velocità angolari attorno all'asse verticale del sistema di riferimento sensore posizionato al polso destro (segnale rosa) e sinistro (segnale nero)

Il momento in cui il soggetto si gira su sé stesso coincide con il picco massimo nelle velocità angolari della figura 4.3. Questo metodo di identificazione è valido ed equivalente su qualunque dei due polsi venga applicato.

I segnali sono infine stati concatenati facendo coincidere gli istanti iniziali e finali degli stride, preservandone la periodicità. Essi hanno infatti inizio con l'istante iniziale del primo passo utile, e fine con l'istante iniziale del primo dei due passi finali eliminati.

4.4 Integrazioni numeriche

Le integrazioni numeriche sono state effettuate esclusivamente sulle componenti verticali delle accelerazioni e quelle mediolaterali delle velocità angolari dei polsi e del tronco.

Le prime sono mirate alla stima degli spostamenti verticali. Questi sono necessari all'applicazione del metodo di Jiang modificato e quello *gold standard* di Zijlstra, i quali saranno infine confrontati. Le seconde invece hanno il fine di estrarre gli angoli di Pitch del polso, che saranno fondamentali per ruotare gli assi del sensore e riallinearli con quelli della terna cartesiana di riferimento.

4.4.1 Spostamenti verticali

Prima di eseguire l'integrazione numerica sui segnali, le accelerazioni verticali sono state processate attraverso un **filtro a media mobile**.

Il filtro a media mobile è una tecnica di filtraggio nel dominio del tempo che divide l'intero segnale in diverse finestre temporali. La media viene calcolata su ciascuna finestra e un vettore di lunghezza uguale a quella del segnale interpola i valori medi che sono stati estratti.

La media mobile viene eliminata dal segnale sottraendo il vettore della media mobile a quello del segnale.

Lo scopo di questa tecnica è quello di eliminare le derive a bassa frequenza del segnale, che, quando presenti, invalidano il corretto calcolo dell'integrale [4].

L'applicazione di questo filtro ha come significato fisico quello di assumere le accelerazioni come a media nulla, che conducono di conseguenza a delle velocità a media costante nel tempo e pari al valore iniziale, anch'esso nullo. Di conseguenza anche le posizioni sono assunte costanti nel lungo periodo.

Tale approssimazione è giustificata dal fatto che il soggetto, nel periodo dell'intera prova, non può né incrementare né diminuire la sua posizione verticale in quanto la camminata è eseguita su in piano con pendenza 0 %.

La lunghezza della finestra varia a seconda della prova, ed è stata impostata sulla base del periodo principale del segnale come di seguito.

$$T_{\text{finestra}} = 1.35 \cdot T_{\text{princ}} \quad [\text{s}]$$

Solo successivamente si applica l'integrazione per ottenere la velocità verticale.

Infine una seconda integrazione sulla velocità permette di ottenere lo spostamento verticale.

Quest'ultimo viene ulteriormente filtrato con un filtro passa alto Butterworth del 4° ordine zero lag con frequenza di taglio a 0.1 Hz.

La tecnica numerica di integrazione adottata è quella dei trapezi.

4.4.2 Angoli di Pitch

Le velocità angolari $w_y(t)$ sono invece state filtrate eliminando semplicemente la media del segnale.

Successivamente è stato applicato il metodo dei trapezi per ottenere gli angoli di Pitch $\theta_y(t)$, ai quali vengono addizionate anche le corrispondenti condizioni iniziali estratte come nelle (4.2)-(4.4).

Nel caso del polso destro si può allora scrivere

$$\theta_{y-RW}(t) = \int w_{y-RW}(t) dt + \theta_{RW}(0) \quad (4.5)$$

Gli angoli di Pitch sono stati ulteriormente filtrati con un **filtro a retta fittante** che potesse eliminare la deriva lineare presente sul segnale integrato nonostante la precedente eliminazione della media.

L'utilizzo in questo caso di un filtro a media mobile come per le posizioni verticali non porta buoni risultati. La sua applicazione infatti elimina la deriva dal segnale integrato, ma allo stesso tempo comporta una grande perdita di informazione.

In figura 4.4 e 4.5 sono riportate le immagini relative all'applicazione del filtro a retta fittante.

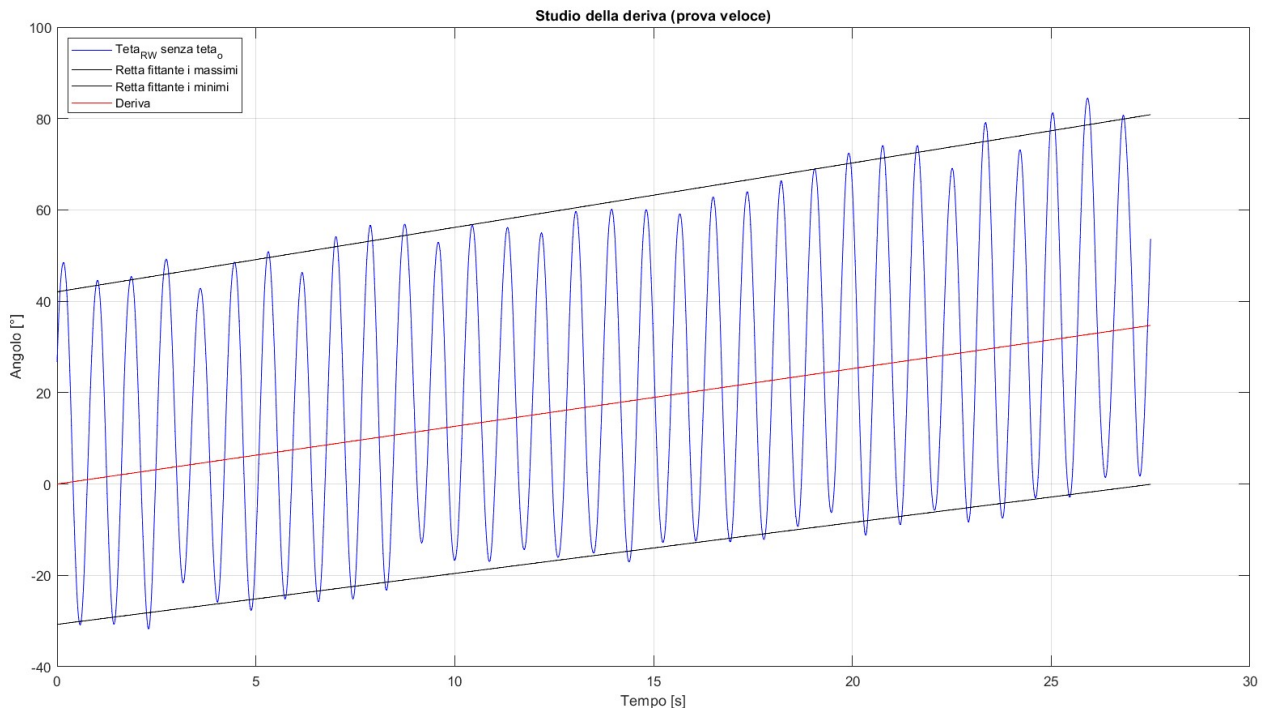


Figura 4.4: Rappresentazione del calcolo della deriva del segnale

La deriva è stata calcolata creando inizialmente un vettore che interpolasse i massimi del segnale e uno che interpolasse i minimi. I due vettori sono stati mediati in un unico vettore medio, ovvero quello della deriva.

Alla deriva è stata poi sottratta la mantissa in modo che al tempo $t = 0$ non eliminasse nulla una volta sottratta al segnale dell'angolo di *Pitch*.

Si consideri infatti che una deriva che cresce linearmente con il tempo, è certamente nulla quando il tempo $t = 0$.

La figura 4.5 mostra come l'applicazione del filtro elimini perfettamente la deriva del segnale. Inoltre si può notare l'aggiunta dell'angolo di *offset*, stimato come descritto a paragrafo 4.2.2 in figura 4.5 (c).

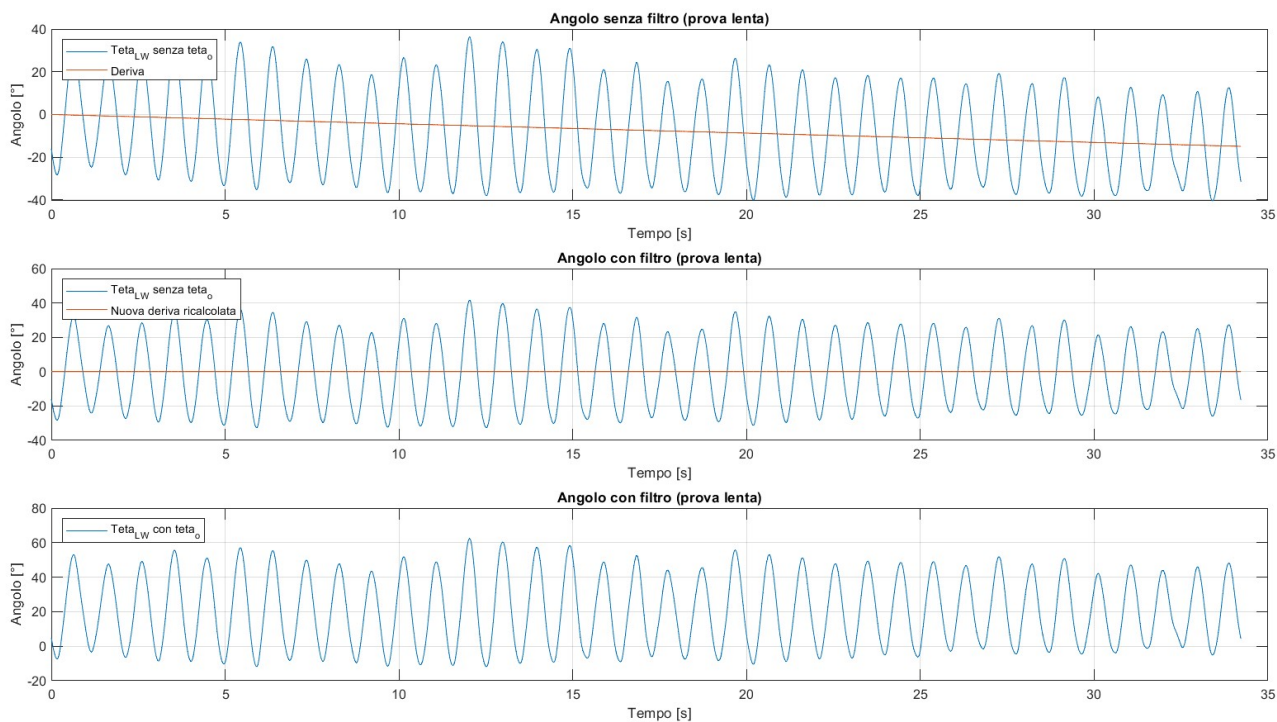


Figura 4.5: Confronto tra l'angolo di *Pitch* grezzo e quello processato col filtro a retta fittante. (a): Angolo senza filtro, (b): Angolo filtrato e senza *offset*, (c): Angolo filtrato e con l'*offset*

4.5 Rotazioni

Come anticipato, il sistema di riferimento del sensore non è mai allineato con il sistema di riferimento fisso se non in un singolo istante per cui l'angolo di *Pitch* $\theta_y(t)$ del sistema di riferimento sensore è tale per cui l'angolo tra i due sistemi di riferimento è nullo.

Essendo il moto dei polsi considerato planare, la direzione \hat{y} dell'asse y del sistema di riferimento del sensore è sempre coincidente con quella \hat{Y} dell'asse Y del sistema di riferimento fisso. Considerando poi l'inclinazione $\Psi_Y(t)$ del sistema di riferimento fisso come nulla e costante nel tempo ($\Psi_Y(t) = \Psi_Y = 0$), possiamo certamente dire che l'angolo di sfasamento vale

$$\theta_y(t) - \Psi_Y = \theta_y(t) \quad (4.6)$$

Per cui l'orientamento del sistema di riferimento del sensore rispetto a quello adottato è sempre descritto dall'angolo $\theta_y(t)$ che è ottenuto dall'integrazione della velocità angolare come descritto a paragrafo 4.4.2.

Poiché, come già precisato, il moto planare garantisce che $\hat{y} = \hat{Y}$, possiamo dire che

$$\theta_y(t) = \theta_Y(t) = \theta(t) \quad (4.7)$$

Le accelerazioni $\mathbf{a}(t)$ che il sensore misura sono perciò ruotate di $\theta(t)$ rispetto alle stesse nel sistema di riferimento principale.

Si scriva allora

$$\mathbf{a}_{xz}(t) = \mathbf{R}(t) \cdot \mathbf{a}_{XZ}(t) \quad (4.8)$$

Si possono allora ricavare le accelerazioni nel sistema di riferimento fisso come

$$\mathbf{a}_{XZ}(t) = \mathbf{R}^\top(t) \cdot \mathbf{a}_{xz}(t) \quad (4.9)$$

dove $\mathbf{R}(t) = \begin{bmatrix} \cos(\theta(t)) & -\sin(\theta(t)) \\ \sin(\theta(t)) & \cos(\theta(t)) \end{bmatrix}$ e la sua trasposta $\mathbf{R}^\top = \begin{bmatrix} \cos(\theta(t)) & \sin(\theta(t)) \\ -\sin(\theta(t)) & \cos(\theta(t)) \end{bmatrix}$

Allora si riscriva la (4.9) in forma matriciale come

$$\begin{bmatrix} a_X(t) \\ a_Z(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta(t)) & \sin(\theta(t)) \\ -\sin(\theta(t)) & \cos(\theta(t)) \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_x(t) \\ a_z(t) \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

che infine porta alla relazione

$$\begin{cases} a_X(t) = a_x(t) \cdot \cos(\theta(t)) - a_z(t) \cdot \sin(\theta(t)) \end{cases} \quad (4.11)$$

$$\begin{cases} a_Z(t) = a_x(t) \cdot \sin(\theta(t)) + a_z(t) \cdot \cos(\theta(t)) - |\mathbf{g}| \end{cases} \quad (4.12)$$

dove nella (4.12) viene eliminato il contributo della gravità registrato dal sensore (che si ricorda essere un valore positivo).

Tutte le accelerazioni di tutti i sensori in ogni punto di repere sono state ruotate come descritto.

Capitolo 5

Identificazione degli eventi

Come già specificato al paragrafo 2.1.1, l'identificazione degli eventi principali del cammino, ovvero quelli di Ths e Tto , è il primo passo necessario per poter estrarre correttamente i parametri temporali.

L'esperimento che è stato condotto ha proceduto in maniera analoga all'articolo [3] di Sabatini per l'estrazione degli eventi di Ths e Tto dal piede del soggetto, come mostrato alle immagini 5.1 per il caso del piede sinistro.

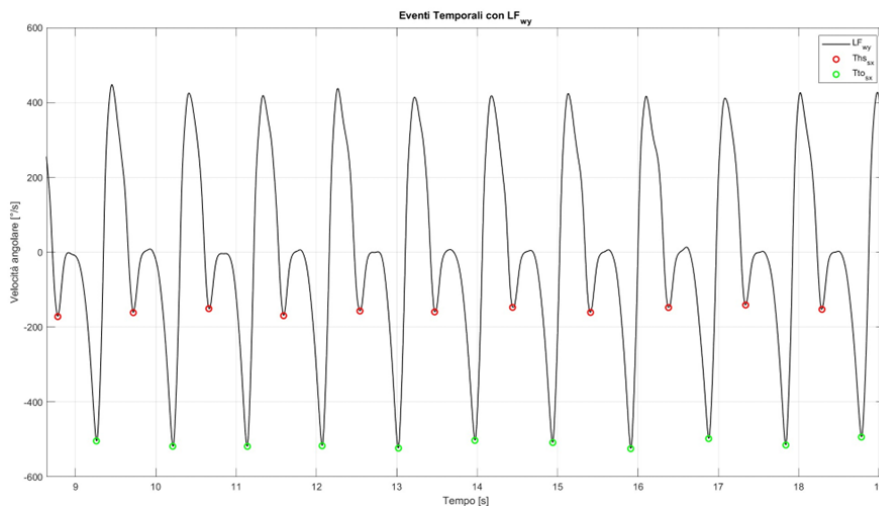


Figura 5.1: Segnale $w_y(t)$ del piede sinistro in un periodo compreso tra il decimo e il ventesimo *stride* del piede destro per la seconda prova lenta effettuata dal soggetto.

In rosso gli eventi di *heel strike* mentre in verde quelli di *toe off* del piede sinistro

La figura 5.1 mostra un'ottima identificazione degli eventi temporali se confrontata con l'immagine 2.2 di paragrafo 2.1.1 relativa all'esperimento dell'articolo [3].

Gli stessi risultati si ottengono per tutti i piedi e per tutte le altre prove effettuate.

Successivamente gli istanti identificati in questa maniera, sono stati riportati sui segnali misurati dai sensori posizionati sui polsi così da poter individuare eventuali corrispondenze tra gli eventi riconosciuti con il metodo descritto e quelli eventualmente riconoscibili dai sensori sulle braccia.

Verranno presentati due metodi differenti per l'identificazione degli eventi temporali. Uno è eseguito sulle accelerazioni anteroposteriori misurate al polso del soggetto e non ancora processate con le rotazioni spiegate al paragrafo 4.5, mentre l'altro sugli angoli di *Pitch*.

Il primo sarà identificato come *metodo delle accelerazioni non ruotate*, mentre il secondo come *metodo degli angoli di Pitch*.

5.1 Metodo delle Accelerazioni non ruotate

Il primo metodo che viene presentato prevede di identificare gli istanti di Ths del piede destro e sinistro direttamente dalle accelerazioni anteroposteriori dei polsi non ancora ruotate per il riallineamento dei sistemi di riferimento.

La figura 5.2 mostra gli eventi temporali dei piedi destro e sinistro, identificati con il metodo *gold standard*, su un segnale di accelerazione anteroposteriore del polso sinistro.

L'immagine 5.3 è invece relativa al polso destro.

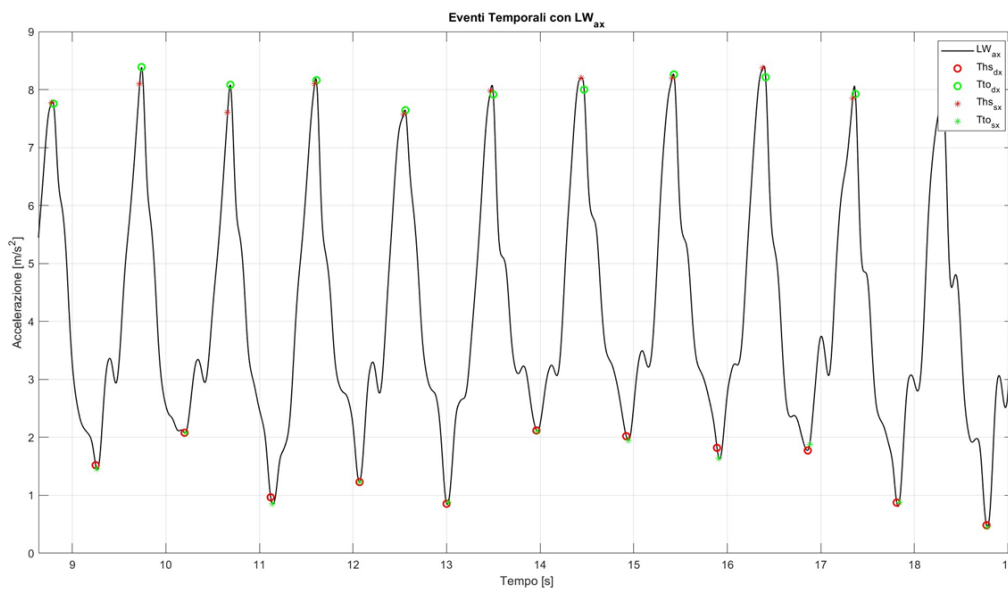


Figura 5.2: polso sinistro in un periodo compreso tra il decimo e il ventesimo *stride* del piede destro per la seconda prova lenta effettuata dal soggetto.

In rosso gli eventi di *heel strike* mentre in verde quelli di *toe off*.

Il cerchio indica gli eventi relativi al piede destro, l'asterisco quelli relativi al piede sinistro.

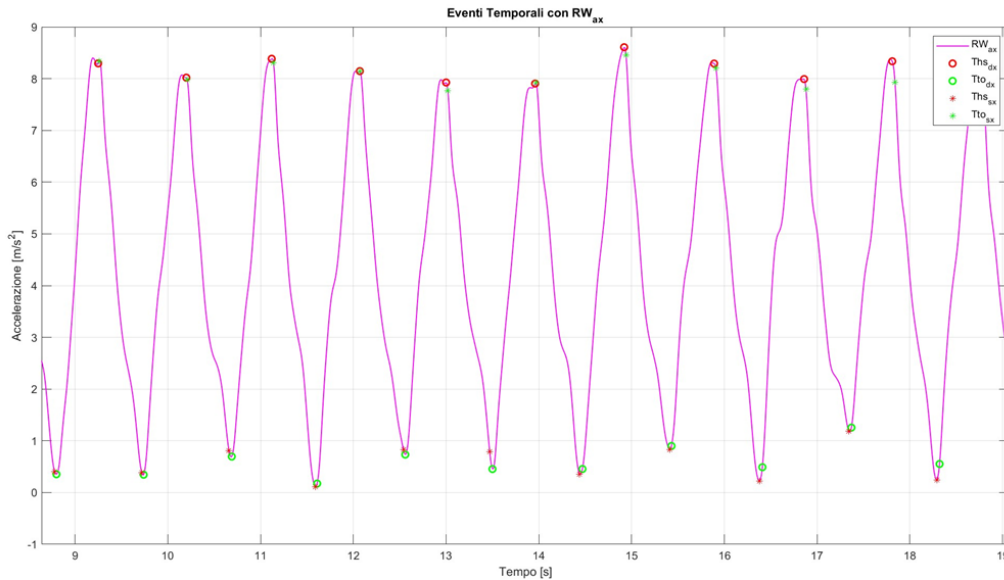


Figura 5.3: polso sinistro in un periodo compreso tra il decimo e il ventesimo *stride* del piede destro per la seconda prova lenta effettuata dal soggetto.

In rosso gli eventi di *heel strike* mentre in verde quelli di *toe off*.

Il cerchio indica gli eventi relativi al piede destro, l'asterisco quelli relativi al piede sinistro.

Le figure mostrano una corrispondenza dei massimi nell'accelerazione anteroposteriore di un polso con i *Ths* dello stesso piede, e dei minimi, con il *Ths* del piede controlaterale.

Si può osservare inoltre quanto detto al paragrafo 1.2, ovvero che *Ths* di un piede precede il *Tto* di quello controlaterale.

Dal momento che i due eventi sono però molto vicini tra di loro, si assumeranno tali che il *Ths* di un piede coincide con il *Tto* del controlaterale.

Non è infatti possibile identificare i due eventi in maniera distinta dai *pattern* di accelerazione dei sensori posizionati ai polsi. Risulta pertanto possibile estrarre da un singolo polso (destro o sinistro) gli istanti temporali di un piede e dell'altro.

Un semplice algoritmo di riconoscimento dei massimi e minimi applicati a questi segnali non è sufficiente. Come si vede infatti in figura 5.2, sulle accelerazioni spesso sono presenti minimi o massimi locali che possono rendere complicata una corretta identificazione.

Si procede allora applicando un filtro ai massimi e ai minimi in funzione del loro valore in ampiezza e della frequenza temporale dello *stride*, che coincide anche con la frequenza principale delle accelerazioni anteroposteriori.

La soglia impostata è pari a

$$T_{\min} = \frac{0.7}{f_{\text{princ}}} \quad [\text{s}]$$

Se un massimo o un minimo ha una distanza temporale dal precedente inferiore alla soglia impostata, è da scartare.

5.1.1 Risultati

Verranno presentati i risultati ottenuti con questo metodo rispetto al metodo considerato *gold standard* dell'articolo [3].

I risultati presentati si riferiscono a vettori di istanti temporali mediati su tutte le prove. Inoltre, i dati relativi ai piedi (destra e sinistra) e ai polsi (destra e sinistra) saranno considerati congiuntamente e sempre in una media tra di essi

Il confronto tra i metodi proposti e quelli considerati come *gold standard* avverrà attraverso grafici di Bland-Altman, mostrando in aggiunta l'errore percentuale medio e la distribuzione degli errori tra le due prove in densità di probabilità.

Inoltre verranno riportate delle tabelle riassuntive contenenti la media e la deviazione standard calcolate per ogni parametro e per ogni metodo per le prove lente e veloci, insieme al relativo coefficiente di variazione *CV*. La stessa modalità sarà utilizzata per tutti i risultati che verranno riportati nel corso della presentazione.

Per il caso in questione dei *Ths* e dei *Tto*, i risultati mostrano le differenze temporali tra di essi, così da poter applicare Bland-Altman che altrimenti avrebbe nelle ascisse dei valori medi crescenti nel tempo.

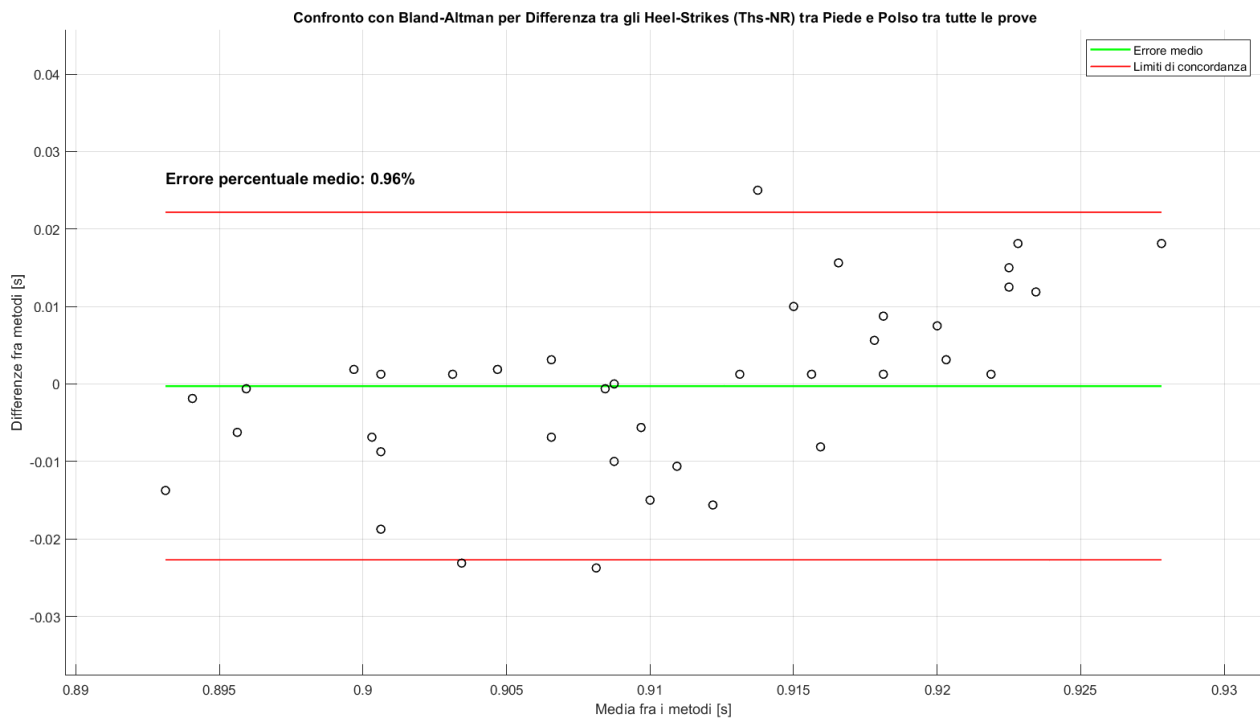
Heel Strikes

Figura 5.4: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

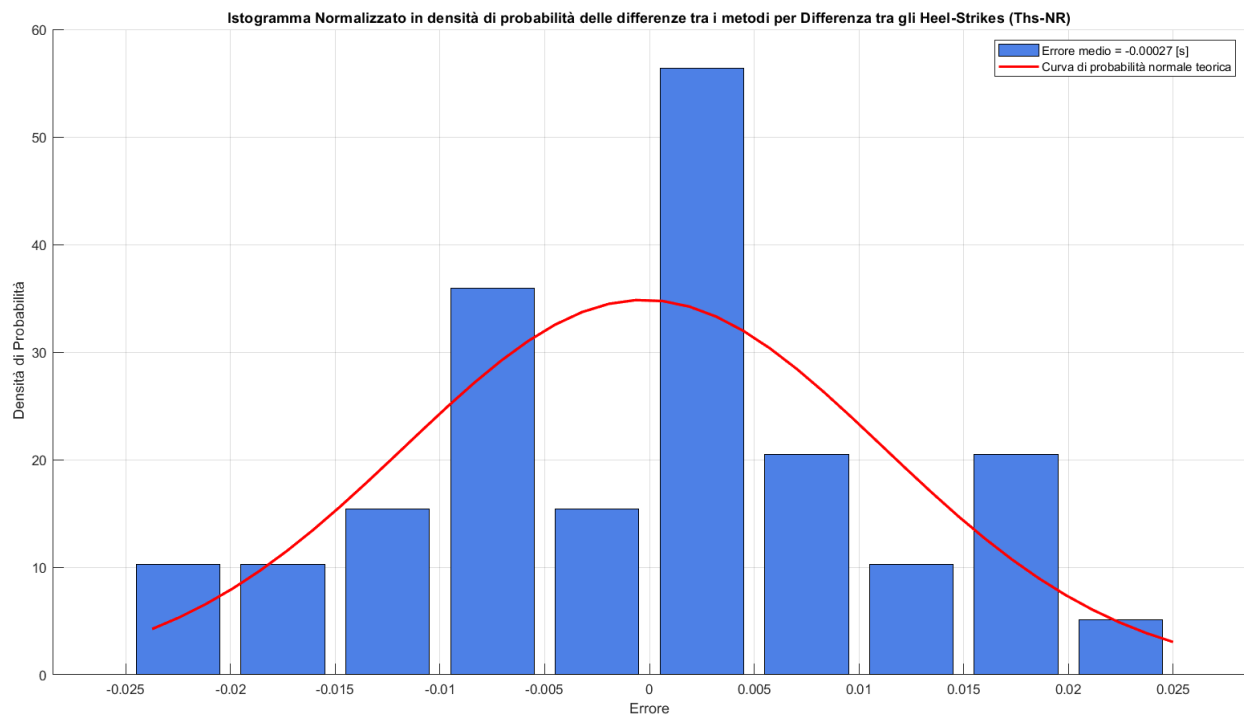


Figura 5.5: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

Toe Offes

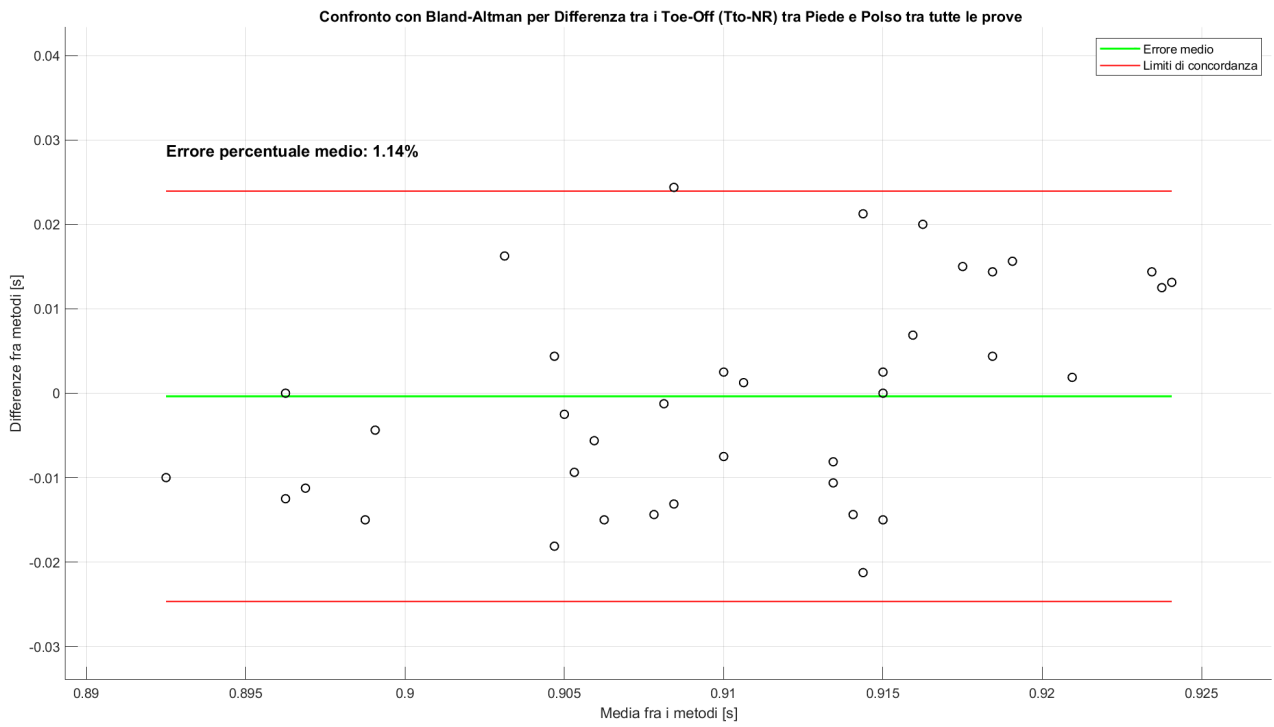


Figura 5.6: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

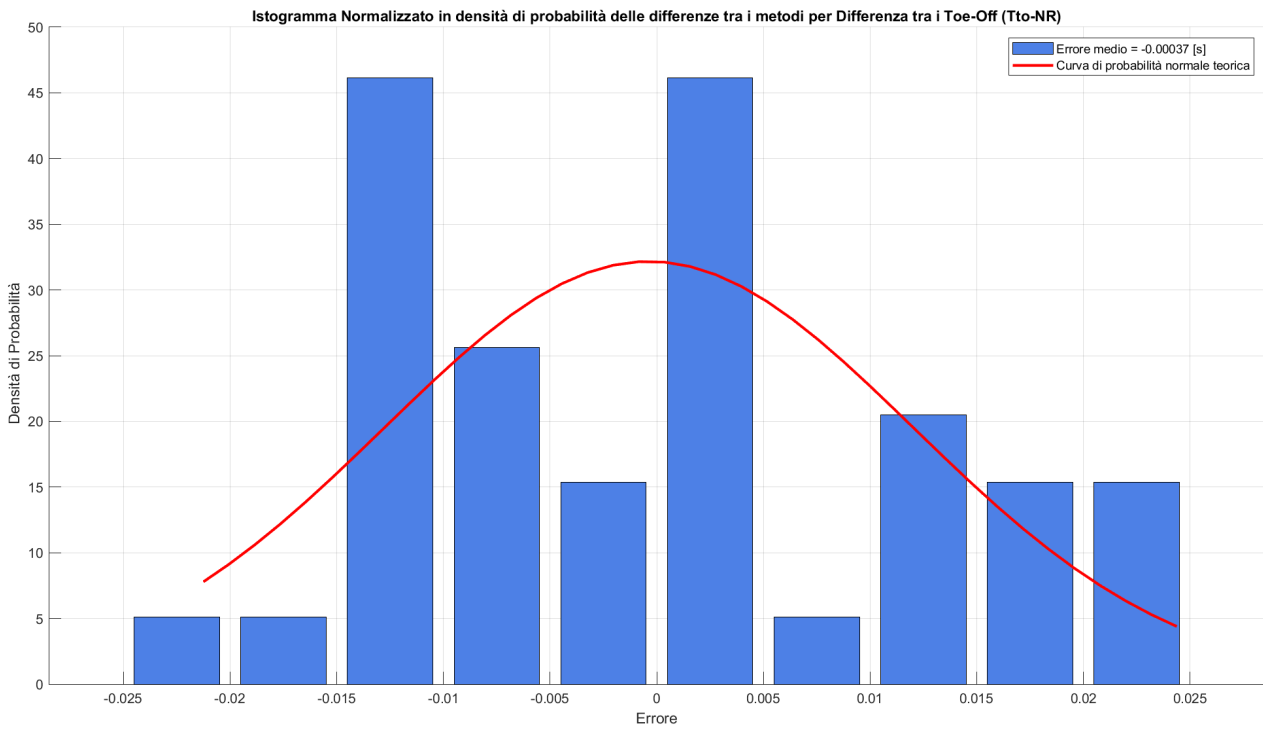


Figura 5.7: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

Analisi dei risultati

Il confronto tra i due metodi mostra una corretta identificazione degli eventi.

Gli *heel strikes* presentano un errore percentuale medio dello 0.96 % rispetto a quelli identificati con il metodo di Sabatini [3], che sfrutta le informazioni provenienti dai sensori sui piedi.

I singoli errori relativi a ciascun evento di *heel strike* ricadono per la quasi totalità all'interno dei limiti di concordanza identificati con l'intervallo $\bar{m} \pm 1.96\sigma$ dove \bar{m} è la media degli errori mentre σ la deviazione standard.

L'errore medio, indicato dalla linea verde nelle immagini, è prossimo allo zero.

Il *range* in cui ricadono i valori medi dei *Ths* tra i due metodi ha un'ampiezza di circa 30 ms, dunque molto piccolo rispetto al valore medio dei valori, che vale 0.9103 (0.0134) s. Quest'ultimo indica inoltre il **periodo medio dello *stride*** del soggetto, in quanto, come specificato in precedenza, vengono riportate le differenze temporali tra gli eventi di *heel strike*, che sono proprio misura della durata del ciclo del passo.

Anche i risultati relativi ai *toe offes* sono buoni, benché peggiori rispetto a quelli di *Ths*. Tale incremento nell'errore commesso è normale. Tali eventi sono stati infatti approssimati come coincidenti agli *heel strikes* dei piedi controlaterali e questo arrotondamento conduce a una perdita in accuratezza, ma allo stesso tempo si mostra una scelta ragionevole. L'errore medio commesso infatti cresce, ma rimane un'errore infinitesimo di soli 0.370 (0.124) ms di sottostima, che porta ad un errore percentuale di 1.14 %.

Si consideri, inoltre, che approssimando i *Tto* ai *Ths* del piede controlaterale, l'evento che si sta considerando è lo stesso. Anche in questo caso ritroviamo infatti un'ampiezza dell'intervallo di valori pari a 30 ms. Il periodo principale, in accordo con quanto osservato per i *Ths*, è anche in questo caso pari 0.9103 (0.0124) s, che coincide, anche in questo caso, col periodo medio di uno *stride* del soggetto.

Le figure che mostrano invece la densità di probabilità degli errori commessi tra i due metodi non presentano un andamento puramente casuale, che altrimenti seguirebbe l'andamento della curva di probabilità normale teorica in rosso, calcolata sul valore medio e sulla deviazione standard degli errori. L'intervallo in cui ricadono gli errori commessi ha un'ampiezza di circa 50 ms, ben distribuita attorno al valore nullo.

In definitiva questo metodo permette di estrarre gli eventi principali senza passare attraverso pesanti elaborazione dei dati. Ciò rende possibile l'implementazione di un algoritmo simile su dati accelerometrici registrati in tempo reale durante la camminata. Allo stesso tempo però, si ricorda che l'identificazione corretta dei massimi e dei minimi non è particolarmente agevole e richiede un filtraggio basato su soglie temporali e in ampiezza.

Tabelle riassuntive

Analisi Statistica dei Dati prove LENTE NR				
Medie(Dev)				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (NR) [s]	0.965 (0.009)	0.965 (0.025)	0.963 (0.046)	
Tto (NR) [s]	0.965 (0.009)	0.965 (0.025)	0.964 (0.045)	
Tstance [s]	0.510 (0.012)	0.482 (0.049)	0.481 (0.087)	
Tswing [s]	0.455 (0.008)	0.482 (0.034)	0.483 (0.059)	
Relative Stance(RS) [%]	52.806 (0.929)	49.850 (4.118)	49.538 (7.038)	
Stride time(ST) [s]	0.965 (0.010)	0.965 (0.025)	0.964 (0.046)	
Step length (sL) [m]		0.506 (0.025)	0.493 (0.028)	0.515 (0.014)

CV				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (NR) [%]		0.9813	2.5500	4.7940
Tto (NR) [%]		0.9685	2.5738	4.7126
Tstance [%]		2.4068	10.1600	18.1099
Tswing [%]		1.6924	7.1481	12.1301
Relative Stance(RS) [%]		1.7595	8.2603	14.2076
Stride time(ST) [%]		0.9927	2.5799	4.7652
Step length (sL) [%]			4.8599	5.5988
				2.7593

Figura 5.8: Tabella riportante i risultati delle prove lente, metodo delle accelerazioni non ruotate

Analisi Statistica dei Dati prove VELOCI NR				
Medie(Dev)				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (NR) [s]	0.857 (0.014)	0.857 (0.024)	0.857 (0.018)	
Tto (NR) [s]	0.857 (0.013)	0.857 (0.024)	0.857 (0.024)	
Tstance [s]	0.436 (0.016)	0.429 (0.054)	0.429 (0.030)	
Tswing [s]	0.421 (0.009)	0.428 (0.044)	0.428 (0.017)	
Relative Stance(RS) [%]	50.859 (1.274)	49.956 (5.507)	49.981 (2.544)	
Stride time(ST) [s]	0.857 (0.014)	0.857 (0.024)	0.857 (0.021)	
Step length (sL) [m]		0.539 (0.043)	0.589 (0.046)	0.568 (0.016)

CV				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (NR) [%]		1.6240	2.8230	2.1402
Tto (NR) [%]		1.4816	2.8261	2.8064
Tstance [%]		3.6488	12.5434	6.9280
Tswing [%]		2.1785	10.2283	3.9754
Relative Stance(RS) [%]		2.5040	11.0233	5.0898
Stride time(ST) [%]		1.6326	2.8536	2.5064
Step length (sL) [%]			8.0447	7.7265
				2.7432

Figura 5.9: Tabella riportante i risultati delle prove veloci, metodo delle accelerazioni non ruotate

Le tabelle delle figure 5.8 e 5.9 riportano i valori medi della distanza temporale degli eventi Tto e Ths , distintamente per le prove condotte a velocità lente e veloci. Inoltre, i polsi destro e sinistro sono analizzati separatamente, al fine di offrire una visione dettagliata per ciascuno di essi.

I valori medi, corrispondenti alla durata media del ciclo del passo, diminuiscono passando dalle prove lente a quelle veloci, in linea con le leggi fisiche del fenomeno, con una differenza di circa 1 ms tra le due tipologie di prova.

I coefficienti di variazione, che misurano il rapporto tra l'ampiezza della deviazione standard e quella del valore medio in percentuale, mettono invece in evidenza che il metodo delle accelerazioni non ruotate per il calcolo degli eventi è meno preciso del metodo di Sabatini. In particolare il CV del metodo relativo ai polsi, ha valori oltre il doppio rispetto al metodo di riferimento.

5.2 Metodo degli angoli di *Pitch*

Il secondo metodo proposto prevede l'utilizzo degli angoli di rotazione di *Pitch* del polso. In questo caso risulta molto più semplice individuare quelli che sono i massimi e i minimi nel segnale, che è molto meno rumoroso rispetto a quello delle accelerazioni non ruotate, come mostrano le figure 5.10 e 5.11

Non è quindi necessario eseguire un filtraggio dei massimi o dei minimi identificati, come invece fatto per il metodo precedente.

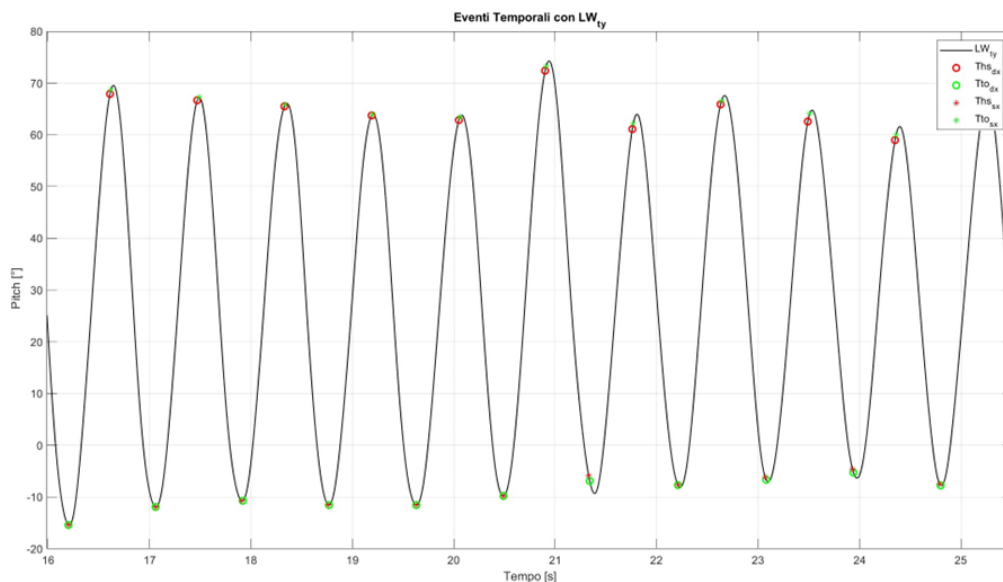


Figura 5.10: Polso sinistro in un periodo compreso tra il ventesimo e il trentesimo *stride* del piede destro per la seconda prova veloce effettuata dal soggetto.

In rosso gli eventi di *heel strike* mentre in verde quelli di *toe off*.

Il cerchio indica gli eventi relativi al piede destro, l'asterisco quelli relativi al piede sinistro.

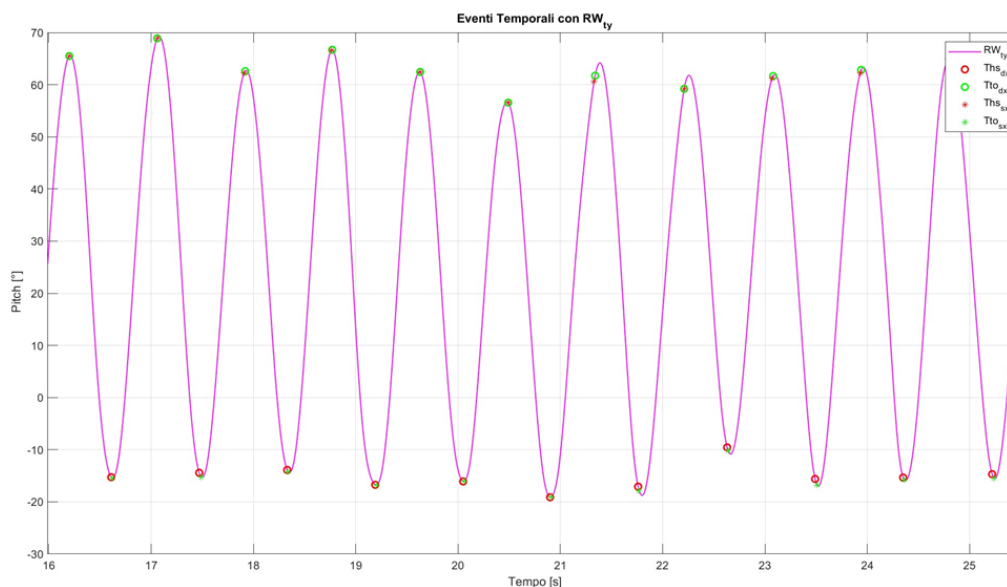


Figura 5.11: Polso destro in un periodo compreso tra il ventesimo e il trentesimo *stride* del piede destro per la seconda prova veloce effettuata dal soggetto.

In rosso gli eventi di *heel strike* mentre in verde quelli di *toe off*.

Il cerchio indica gli eventi relativi al piede destro, l'asterisco quelli relativi al piede sinistro.

Per gli angoli la corrispondenza tra massimi minimi e istanti temporali è inversa, ovvero i massimi corrispondono al Ths del piede opposto e i minimi a quello del piede corrispondente allo stesso polso.

5.2.1 Risultati

Heel Strikes

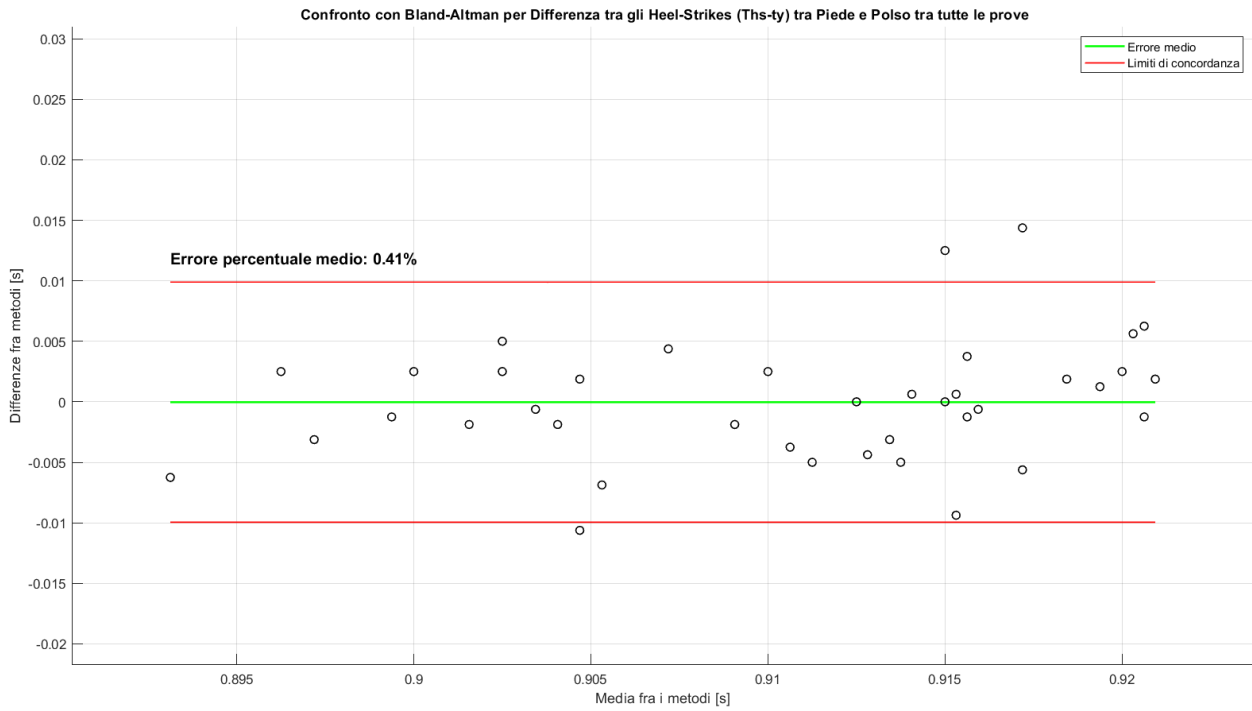


Figura 5.12: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

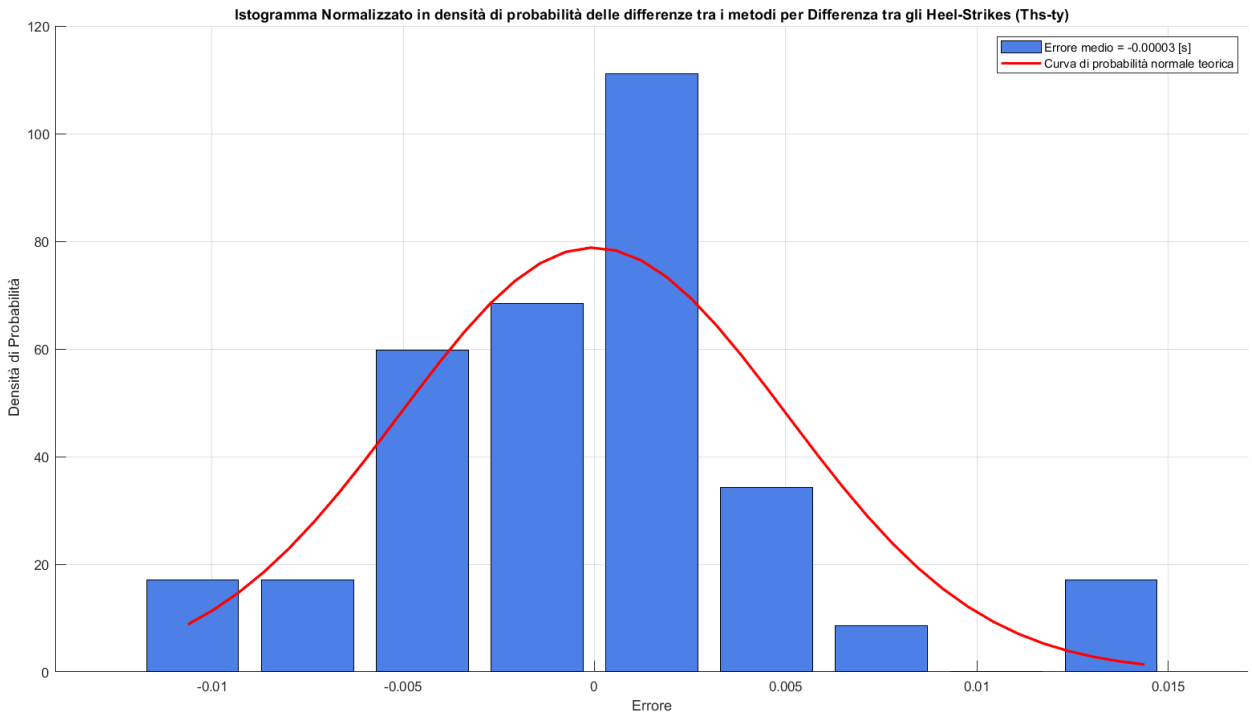


Figura 5.13: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

Toe Offes

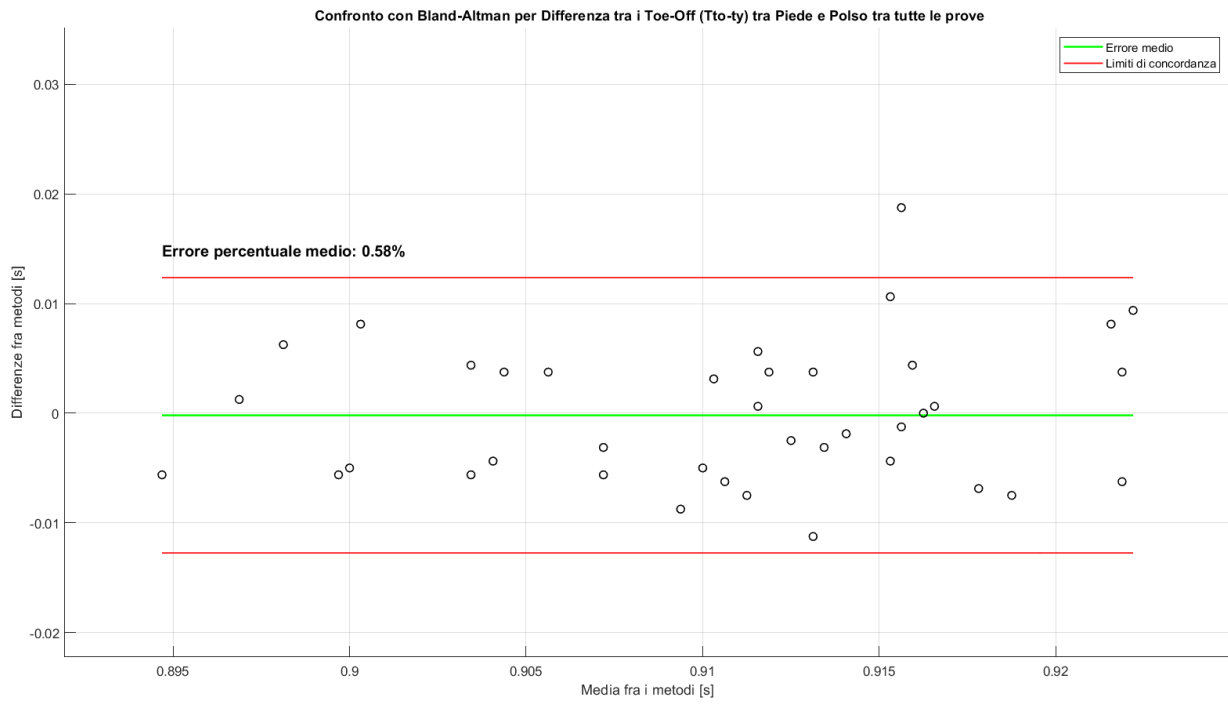


Figura 5.14: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

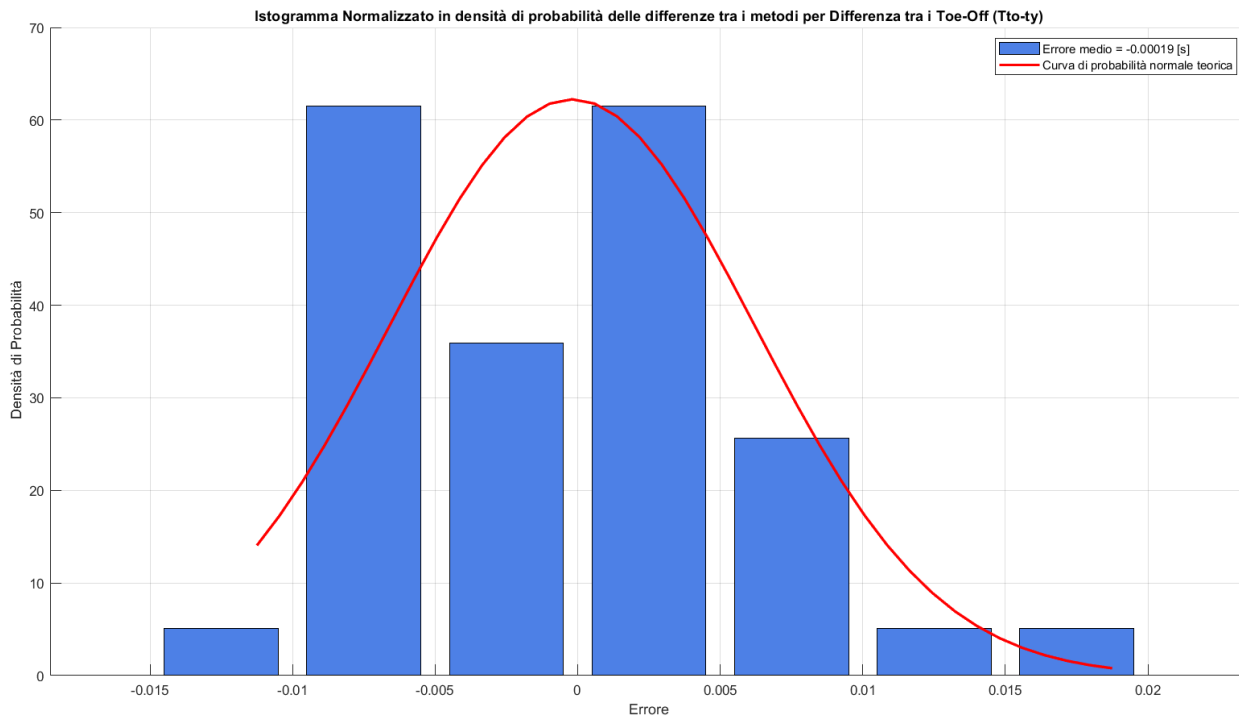


Figura 5.15: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

Analisi dei risultati

L'errore percentuale medio nel caso degli eventi di *heel strike* cala fino ad uno 0.41 % per una media di soli 0.03 (0.051) ms. L'errore è quindi infinitesimo e considerabile nullo.

Il *range* in cui ricadono i valori delle differenze temporali tra gli eventi presenta sempre un'ampiezza di circa 30 ms, mentre quello in cui ricadono gli errori decresce fino ad un'ampiezza anch'esso di 30 ms.

Si ritrova infine, in totale accordo con il metodo delle accelerazioni non ruotate, un periodo dello *stride* di 0.9105 (0.0087) s, dove il valore di deviazione standard diminuisce invece notevolmente.

Anche l'identificazione dei *toe off* è ottima. L'errore percentuale medio rispetto al metodo precedentemente analizzato scende del 50 % fino ad arrivare ad un valore pari a 0.58 %

La media degli errori è pari a 0.190 (0.064) ms e l'intervallo in cui ricade la totalità di essi ha un'ampiezza di 35 ms.

Il periodo dello *stride* è di nuovo coerente con le osservazioni sull'*heel strike* e si registra un valore medio di 0.9105 (0.0084) s.

Anche per questo secondo metodo gli errori commessi ricadono quasi totalmente all'interno dei limiti di concordanza.

La semplicità con cui si possono identificare i massimi e i minimi è un vantaggio nell'utilizzo del metodo degli angoli di *Pitch*, che per essere applicato però, necessita del processo di integrazione numerica, poiché il sensore misura direttamente la velocità angolare, e non l'angolo di rotazione.

Tabelle riassuntive

Analisi Statistica dei Dati prove LENTE ty

Medie(Dev)				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [s]	0.965 (0.009)	0.964 (0.012)	0.965 (0.019)	
Tto (ty) [s]	0.965 (0.009)	0.965 (0.013)	0.965 (0.019)	
Tstance [s]	0.510 (0.012)	0.482 (0.020)	0.483 (0.032)	
Tswing [s]	0.455 (0.008)	0.483 (0.013)	0.482 (0.023)	
Relative Stance(RS) [%]	52.806 (0.929)	49.928 (1.655)	49.956 (2.758)	
Stride time(ST) [s]	0.965 (0.010)	0.964 (0.012)	0.965 (0.019)	
Step length (sL) [m]		0.506 (0.025)	0.493 (0.028)	0.515 (0.014)

CV				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [%]		0.9813	1.2558	1.9293
Tto (ty) [%]		0.9685	1.3378	1.9259
Tstance [%]		2.4068	4.1539	6.7099
Tswing [%]		1.6924	2.7878	4.7394
Relative Stance(RS) [%]		1.7595	3.3140	5.5205
Stride time(ST) [%]		0.9927	1.2705	1.9442
Step length (sL) [%]			4.8599	5.5988
				2.7593

Figura 5.16: Tabella riportante i risultati delle prove lente, metodo degli angoli di *Pitch*

Analisi Statistica dei Dati prove VELOCI ty

Medie(Dev)				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [s]	0.857 (0.014)	0.857 (0.016)	0.857 (0.018)	
Tto (ty) [s]	0.857 (0.013)	0.857 (0.016)	0.856 (0.016)	
Tstance [s]	0.436 (0.016)	0.429 (0.018)	0.429 (0.020)	
Tswing [s]	0.421 (0.009)	0.428 (0.012)	0.428 (0.011)	
Relative Stance(RS) [%]	50.859 (1.274)	50.002 (1.519)	50.039 (1.612)	
Stride time(ST) [s]	0.857 (0.014)	0.857 (0.016)	0.857 (0.017)	
Step length (sL) [m]		0.539 (0.043)	0.589 (0.046)	0.568 (0.016)

CV				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [%]		1.6240	1.8311	2.0459
Tto (ty) [%]		1.4816	1.8333	1.8314
Tstance [%]		3.6488	4.1951	4.5796
Tswing [%]		2.1785	2.7306	2.6536
Relative Stance(RS) [%]		2.5040	3.0381	3.2225
Stride time(ST) [%]		1.6326	1.8491	1.9455
Step length (sL) [%]			8.0447	7.7265
				2.7432

Figura 5.17: Tabella riportante i risultati delle prove veloci, metodo degli angoli di *Pitch*

Per questo secondo metodo le tabelle mostrano un netto miglioramento dei coefficienti di variazione tra il metodo delle accelerazioni e quello degli angoli. Per quest'ultimo infatti i valori di *CV* è paragonabile con quelli relativi al metodo di Sabatini, mostrandosi molto preciso rispetto a quello precedentemente analizzato.

I valori medi delle differenze temporali tra gli eventi sono invece comparabili tra il metodo degli angoli e quello delle accelerazioni, dimostrando che la grande differenza tra l'uso di uno o dell'altro è relativa alla precisione del metodo, e non all'accuratezza, che è invece buona in entrambi i casi.

Capitolo 6

Parametri Temporal

Come si deduce dalle (2.1)-(2.4) a paragrafo 2.1.2, il corretto calcolo dei parametri temporal dipende dall'accuratezza con cui vengono identificati gli eventi temporal principali di *Ths* e *Tto*. Come conseguenza, per quanto analizzato al capitolo precedente, ci si aspetta l'uso del metodo delle accelerazioni non ruotate porti ad una stima meno accurata dei parametri temporal rispetto al metodo degli angoli di *Pitch*.

Qualora ciò venisse dimostrato, allora sarebbe preferibile l'utilizzo del metodo degli angoli piuttosto che dell'altro. Se invece il calcolo dei parametri temporal calcolati coi due metodi diversi dovesse portare a risultati equiparabili, potrebbe essere una scelta più conveniente adottare il metodo delle accelerazioni non ruotate.

Queste infatti, permettendo di svincolarsi da integrazioni numeriche, si prestano molto meglio all'applicazione di algoritmi in sistemi *embedded* allo scopo di effettuare elaborazioni in *real time*.

In questo capitolo si evidenziano le differenze nei risultati dei parametri temporal derivanti dall'uso di un metodo per l'identificazione degli istanti temporal rispetto all'altro.

6.1 Stride Time ST

Metodo delle accelerazioni non ruotate

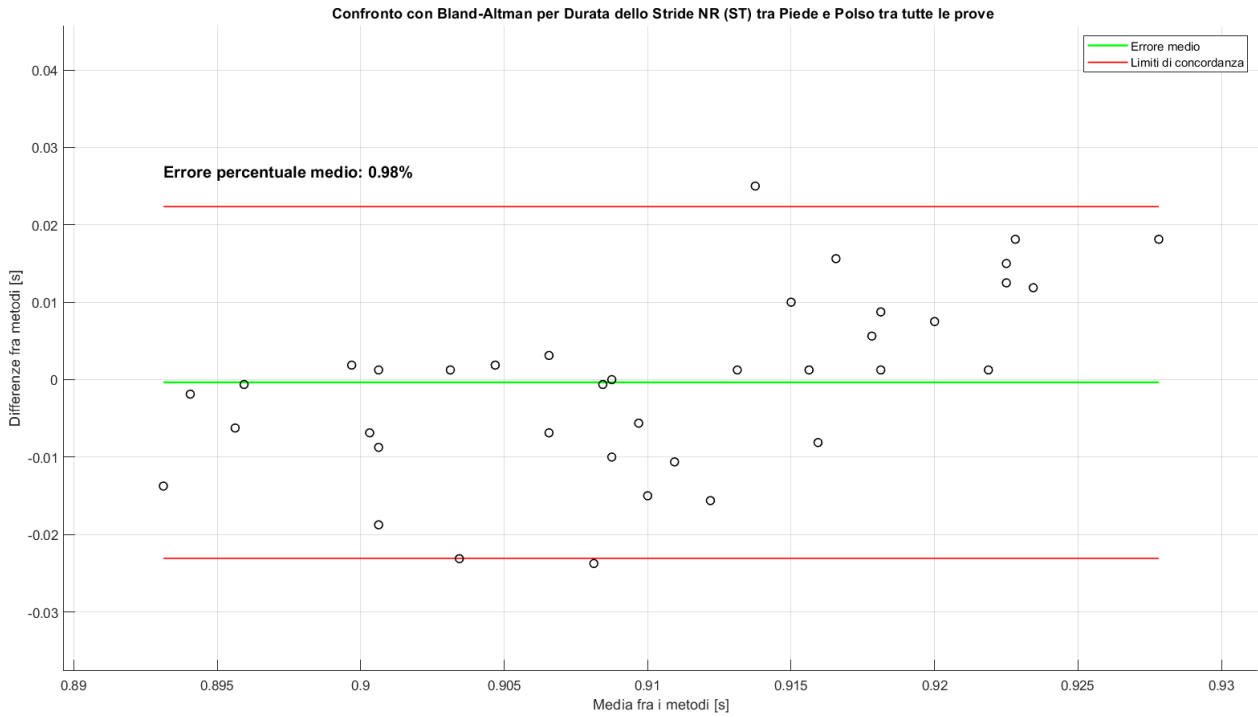


Figura 6.1: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

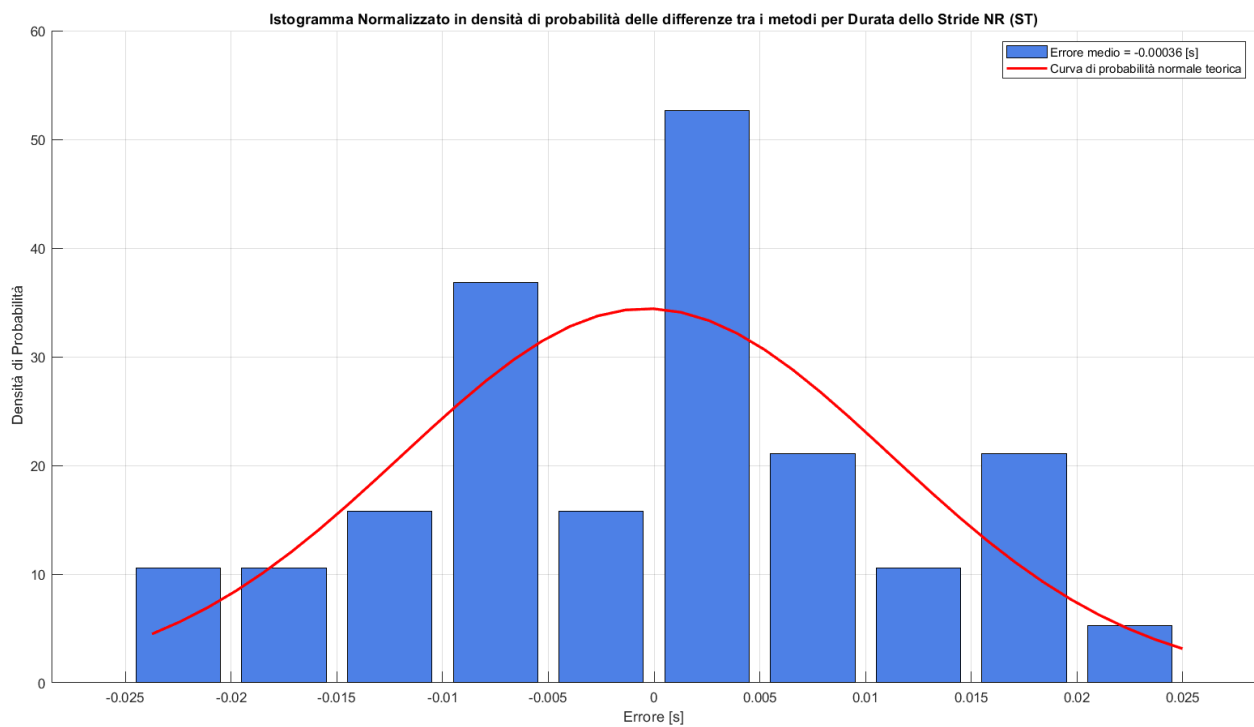


Figura 6.2: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

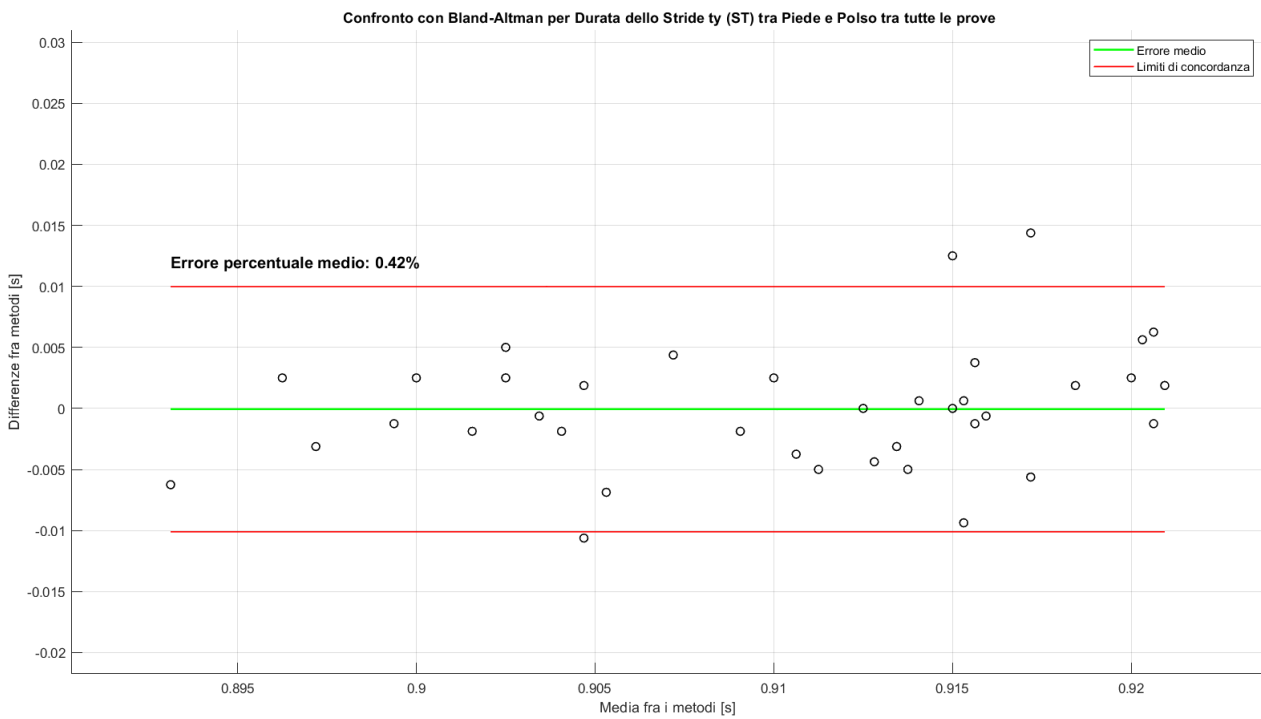
Metodo degli angoli di *Pitch*

Figura 6.3: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

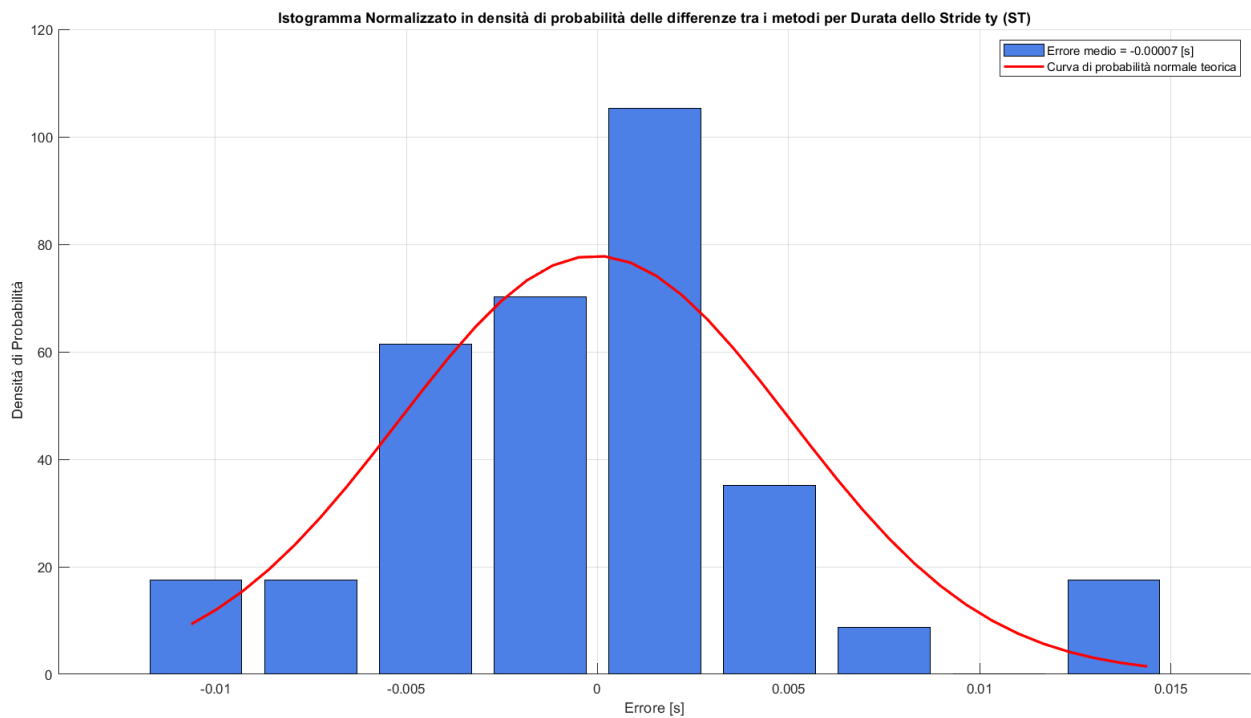


Figura 6.4: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

6.2 Durata dello *Swing* T_{swing}

Metodo delle accelerazioni non ruotate

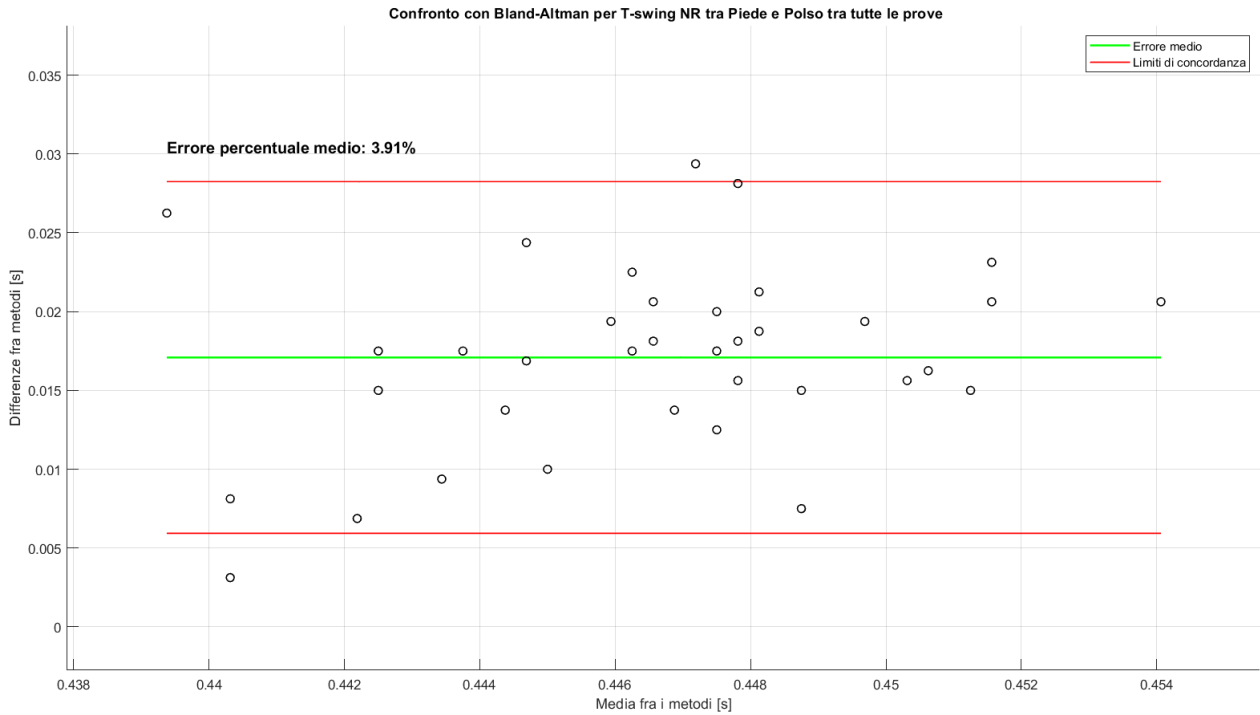


Figura 6.5: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

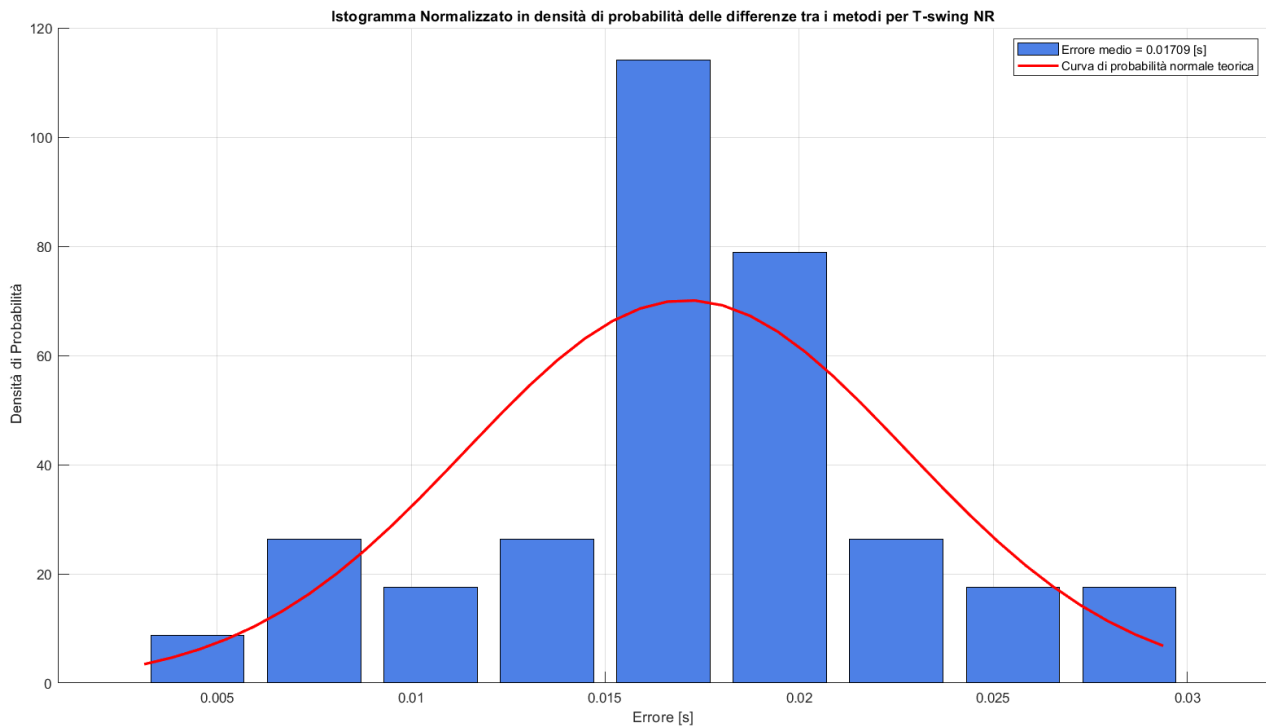


Figura 6.6: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

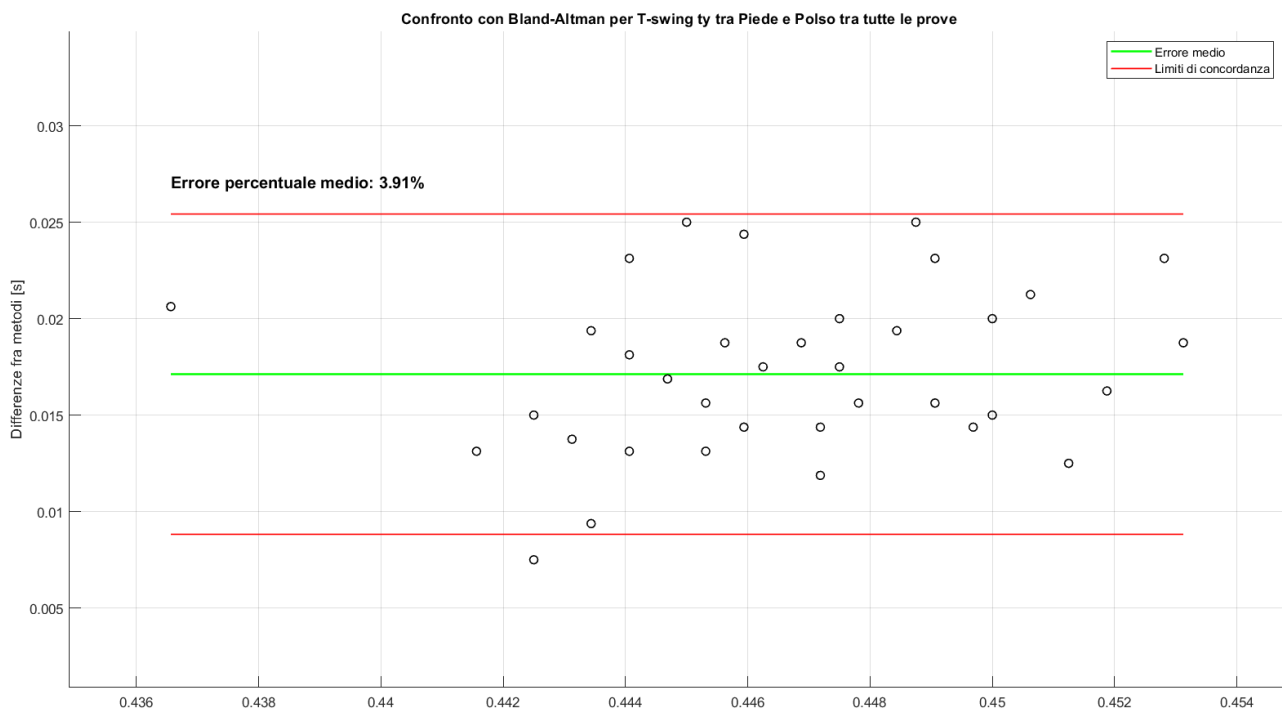
Metodo degli angoli di *Pitch*

Figura 6.7: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

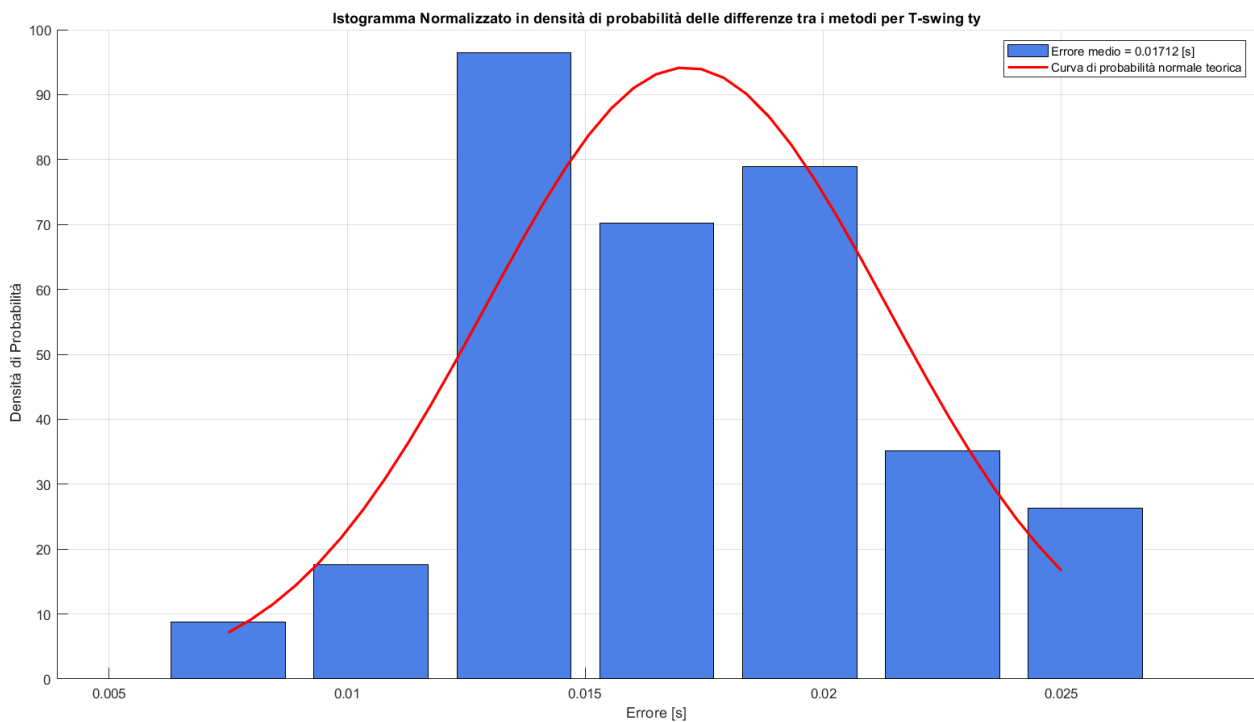


Figura 6.8: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

6.3 Durata dello *Stance* T_{stance}

Metodo delle accelerazioni non ruotate

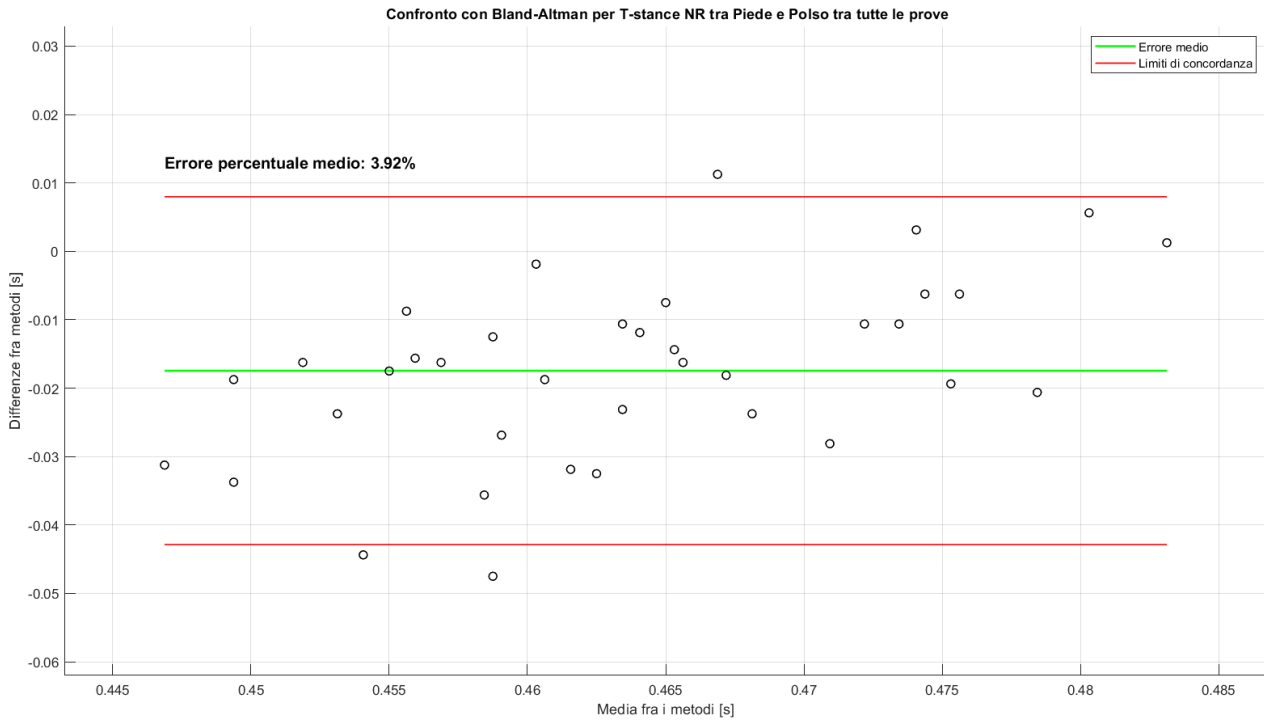


Figura 6.9: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

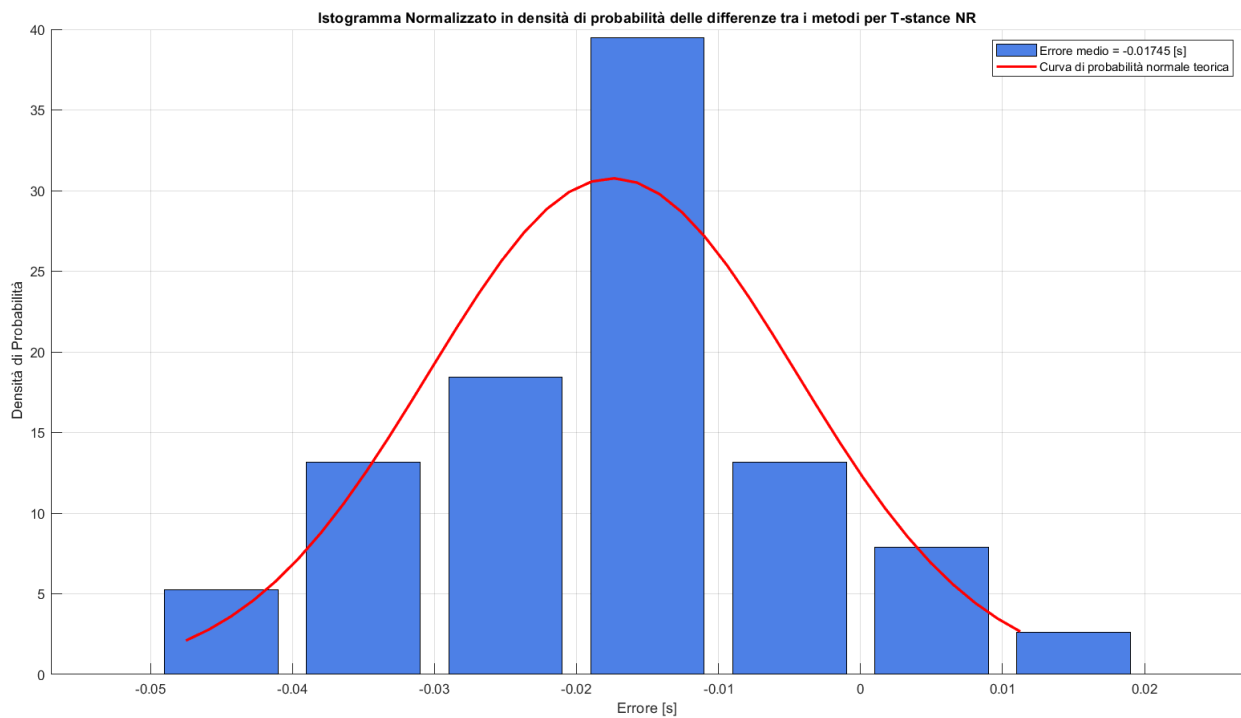


Figura 6.10: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

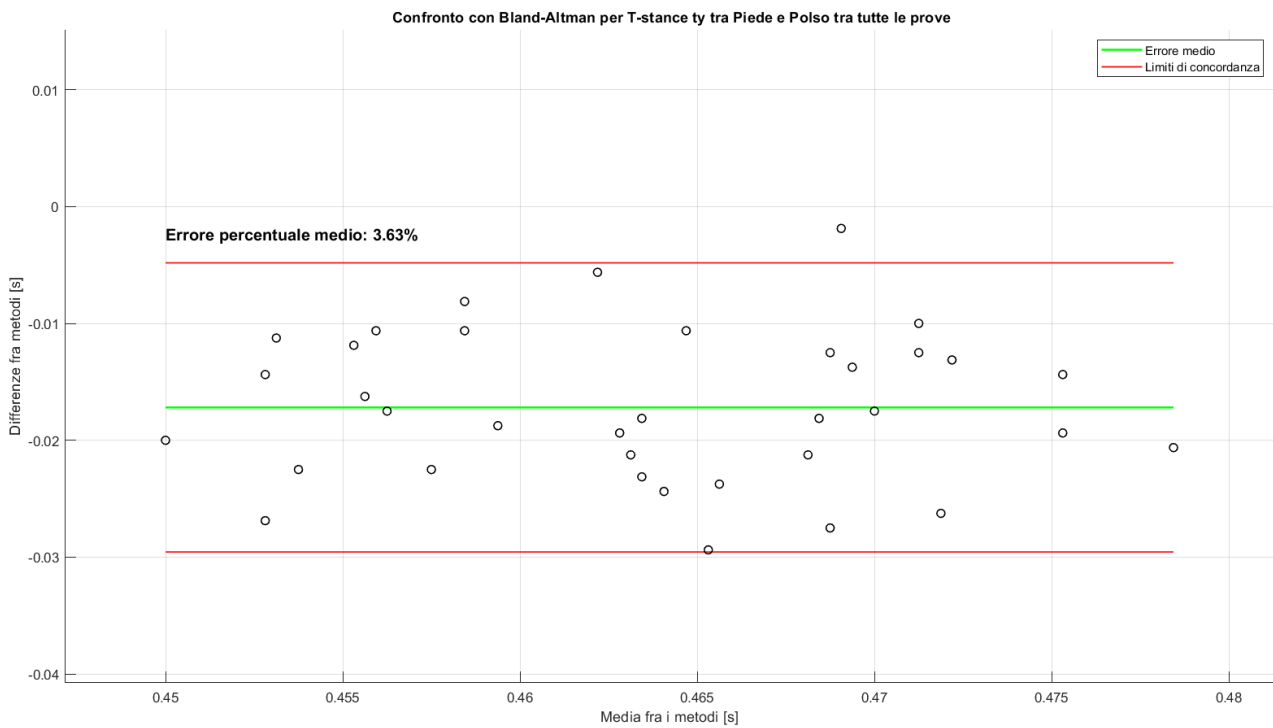
Metodo degli angoli di *Pitch*

Figura 6.11: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

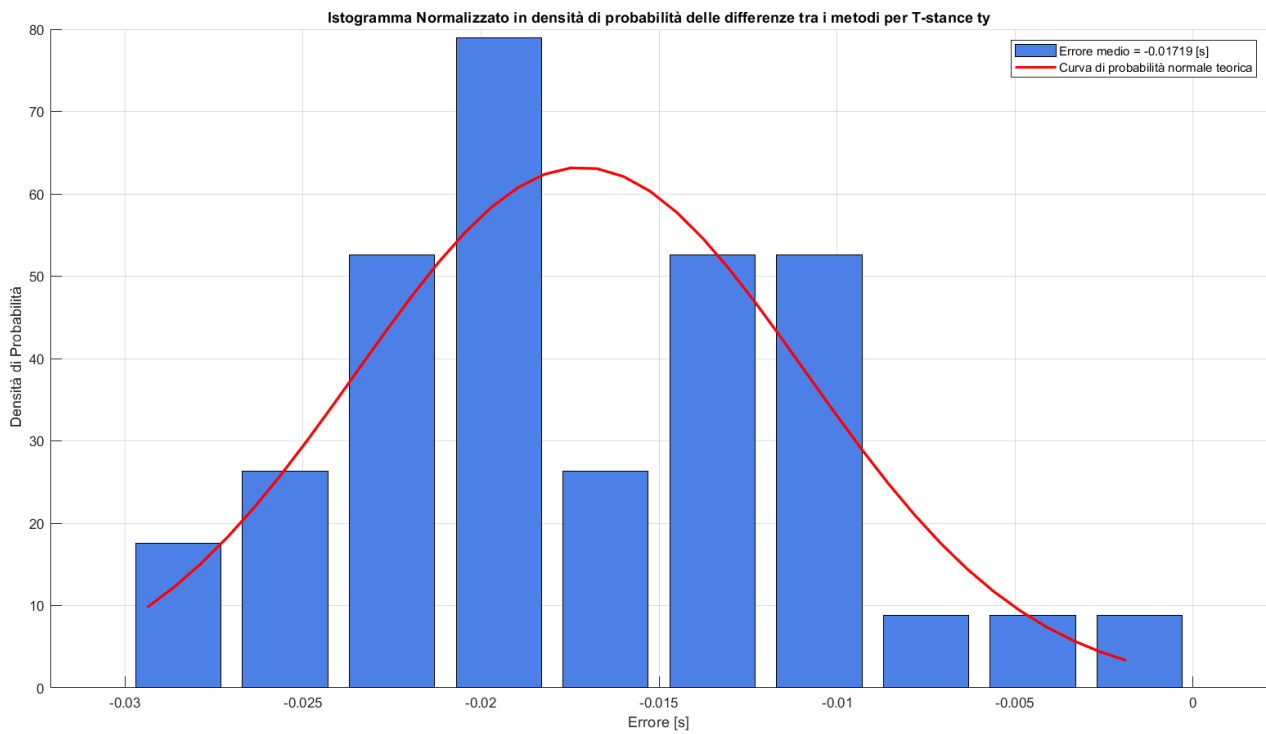


Figura 6.12: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

6.4 Relative Stance RS

Metodo delle accelerazioni non ruotate

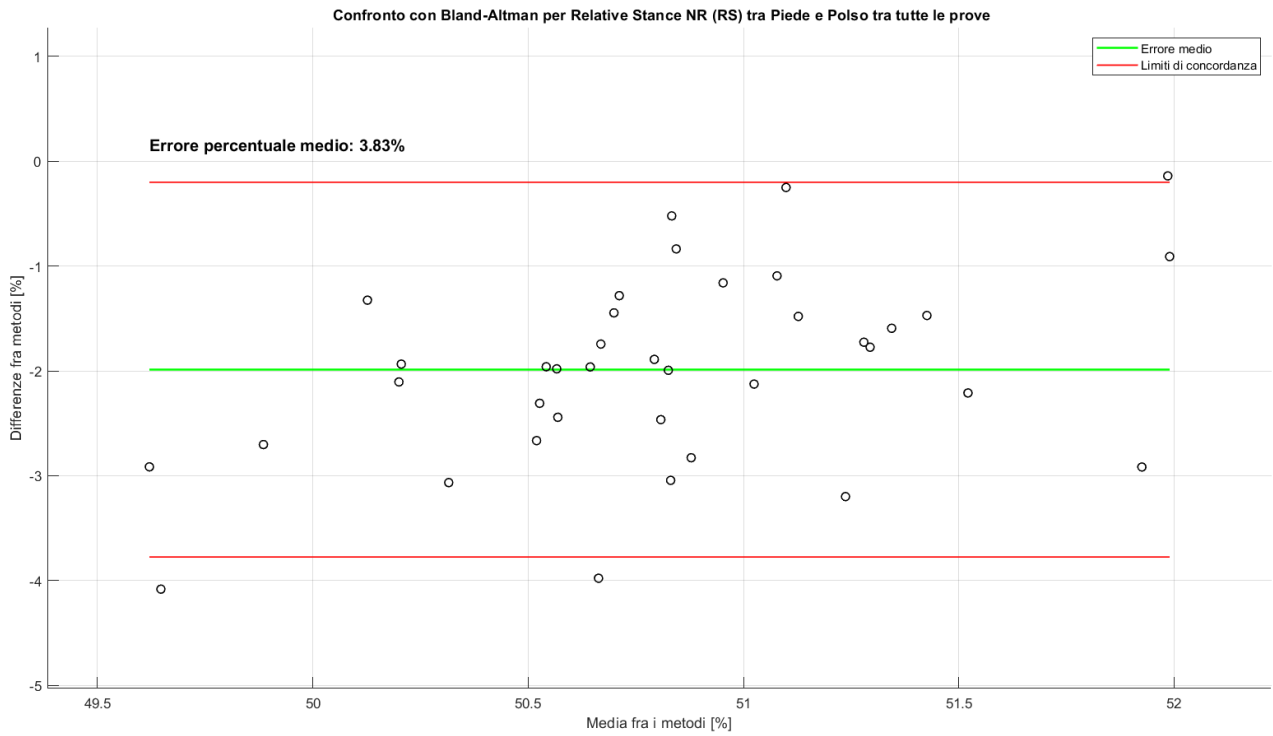


Figura 6.13: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

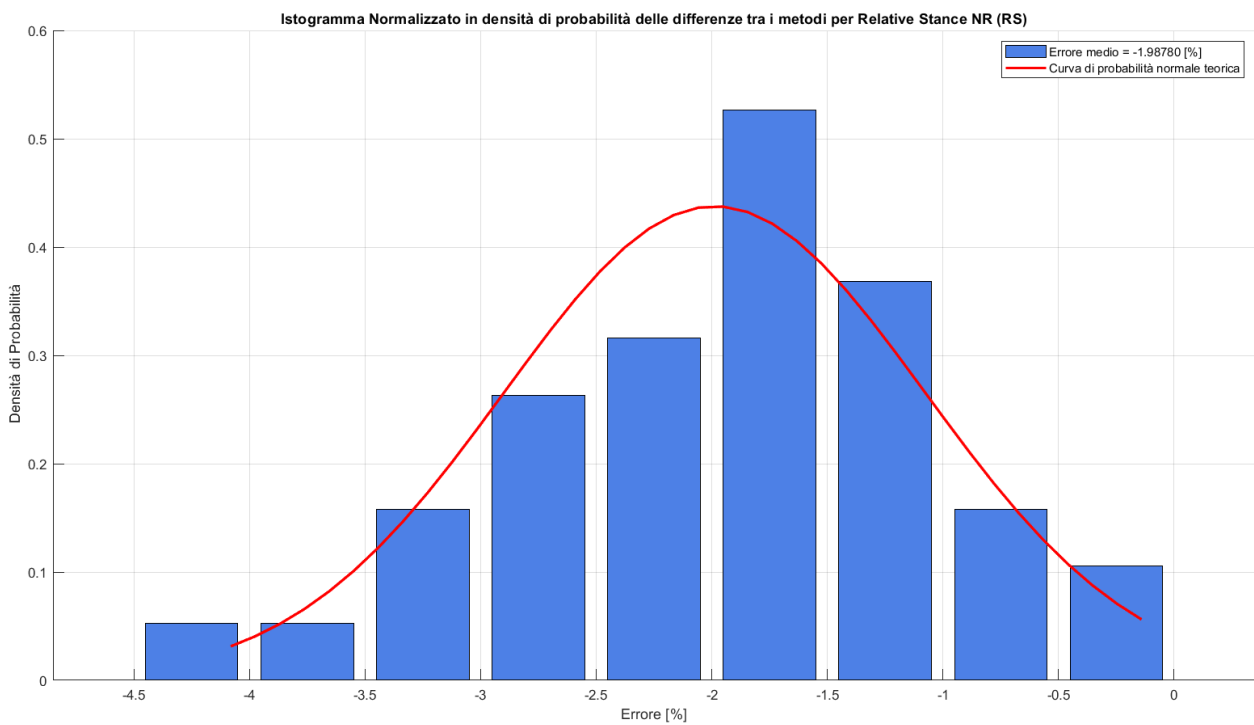


Figura 6.14: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

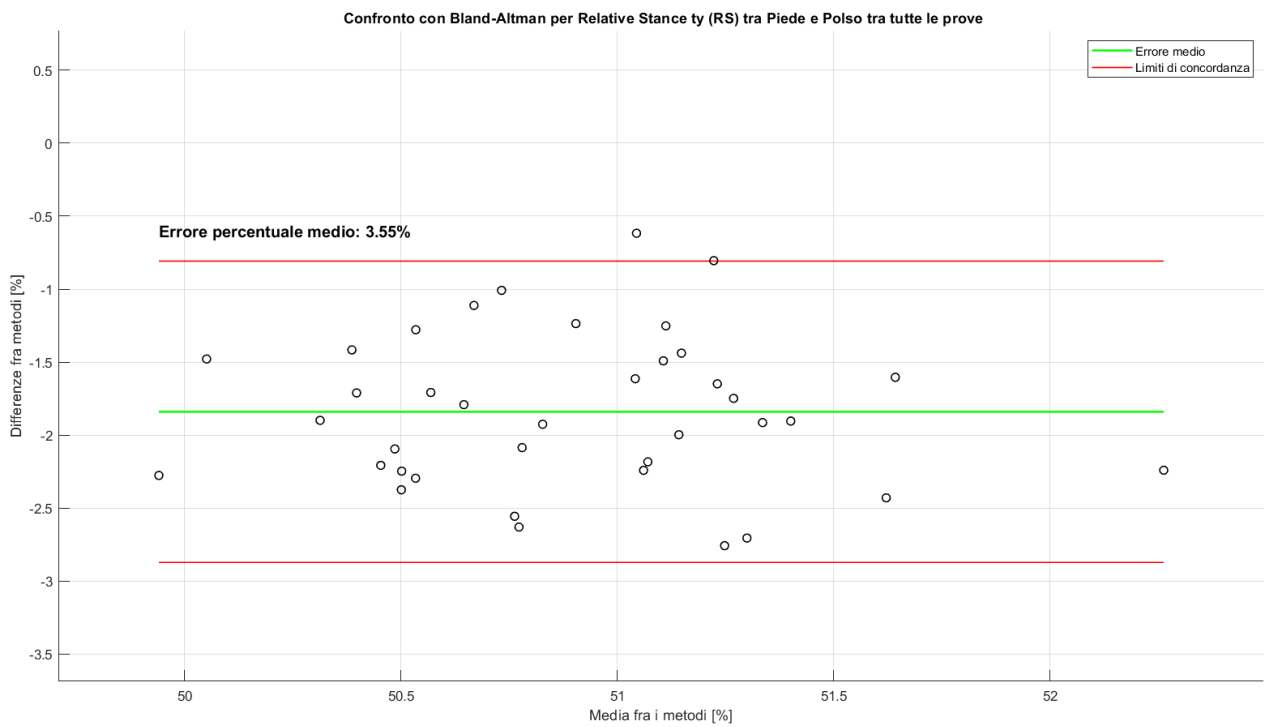
Metodo degli angoli di *Pitch*

Figura 6.15: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

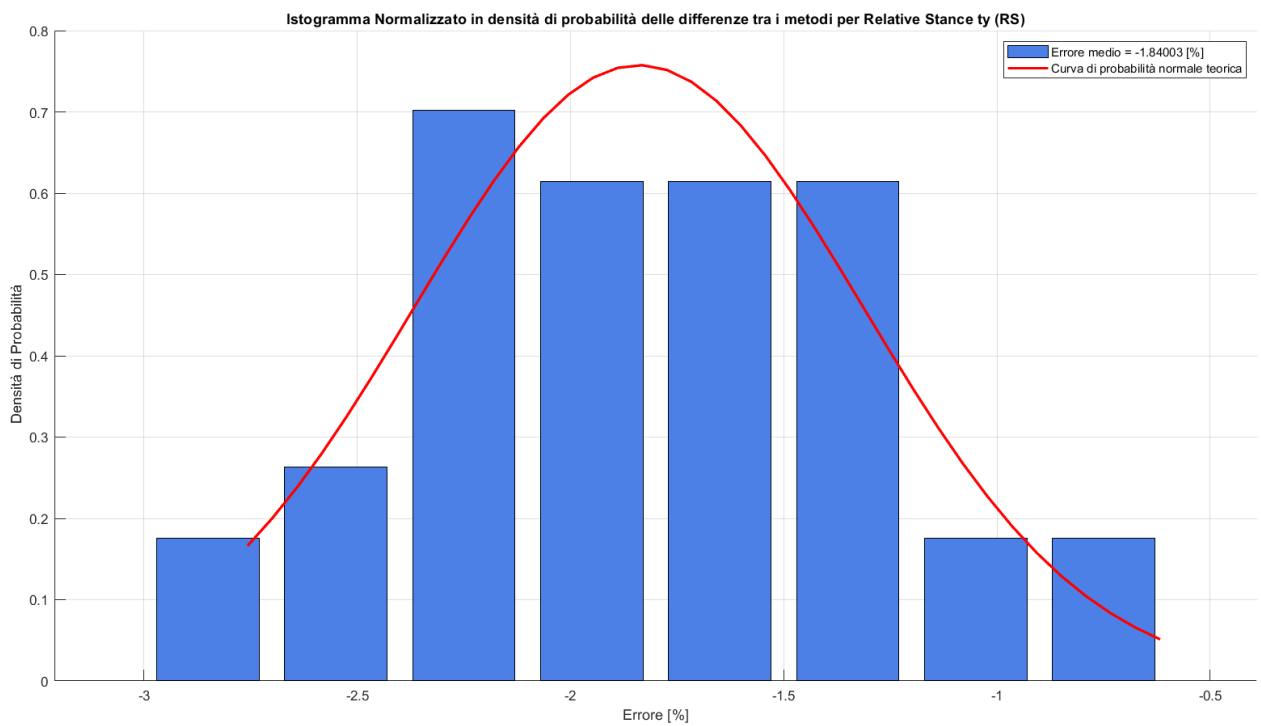


Figura 6.16: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

Analisi dei risultati

Per i risultati relativi al parametro dello *stride time* si può fare riferimento a quelli ottenuti per i *Ths* al capitolo 5. Infatti questo è proprio calcolato come la differenza temporale tra gli istanti di *heel strike* durante il cammino.

Il parametro relativo alla durata del periodo di oscillazione del piede durante lo *stride* presenta, per il caso del metodo delle accelerazioni non ruotate, un errore percentuale medio del 3.91% con una sovrastima rispetto al metodo *golg standard* di 17.09 (0.042) ms . Il metodo degli angoli di Pitch porta a risultati praticamente identici.

Infatti l'errore percentuale medio rimane praticamente identico con una sovrastima media di 17.12 (0.057) ms.

Si nota anche poca differenza nell'ampiezza dell'intervallo in cui ricadono gli errori. Nel caso del metodo delle accelerazioni infatti questa vale circa 25 ms, per il metodo degli angoli invece 20 ms.

Gli *stance time* allo stesso modo non mostrano accentuate differenze tra l'utilizzo di un metodo o di un altro per quanto riguarda il valore medio, bensì si ha un miglioramento nella precisione del metodo. In questo caso è infatti presente una sottostima pari a 17.45 (0.129) ms per il metodo delle accelerazioni e 17.19 (0.063) ms per l'altro. Queste portano un conseguente calo di errore percentuale medio dal 3.92 % al 3.63 %. Il *range* di valori in cui ricadono gli errori arriva da ben 70 ms di ampiezza a 30 ms passando dal metodo delle accelerazioni a quello degli angoli, mostrando un incremento della precisione nella stima.

Infine il parametro temporale di *relative stance*, che misura la durata del periodo di appoggio del piede rispetto alla durata dell'intero ciclo del passo, presenta un errore percentuale medio di 3.83 % per il metodo delle accelerazioni, che scende ad un 3.55 % per l'altro.

Anche in questo caso il miglioramento è dovuto sia al decrescere dell'errore medio, che porta la sottostima da 1.987 (0.912) % a 1.84 (0.526) %, sia ad un diminuire dell'ampiezza degli intervalli dei valori e degli errori nel passare tra il metodo delle accelerazioni a quello degli angoli.

Si riportano infine i valori medi per ciascun parametro temporale tra tutte le 4 prove effettuate per il caso del metodo degli angoli di *Pitch*, che porta a risultati più precisi rispetto a quello delle accelerazioni non ruotate.

- $\overline{ST}(\sigma_{ST}) = 0.9103 (0.0087) \text{ s}$
- $\overline{T}_{\text{swing}}(\sigma_{\text{swing}}) = 0.4551 (0.0044) \text{ s}$
- $\overline{T}_{\text{stance}}(\sigma_{\text{stance}}) = 0.4552 (0.0079) \text{ s}$
- $\overline{RS}(\sigma_{RS}) = 49.9752 (0.5260) \%$

Mediamente si è soliti ottenere valori di *RS* pari al 60 %, in questo caso il soggetto presenta invece la stessa durata tra la fase di *swing* e di *stance*.

Questo risultato si deve anche all'errore commesso nel calcolo dei parametri temporali in seguito all'approssimazione per la quale i *Ths* di un piede sono coincidenti con i *Tto* del piede controlaterale.

Questa assunzione, che non coincide esattamente con la realtà, comporta infatti una leggera sottostima del parametro di *relative stance*, come si evidenzia anche nelle successive tabelle alle figure 6.17-6.20.

Il valore della durata del ciclo del passo vale, infine, 0.9103 (0.0087) s. Si consideri che quest'ultimo è però differente tra le prove in velocità e quelle ad andatura più lenta. Per la prova veloce si misura infatti un *ST* di 0.857 (0.014) s, mentre di 0.965 (0.010) s per l'altra.

Tabelle riassuntive

Analisi Statistica dei Dati prove LENTE NR

Medie(Dev)				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (NR) [s]	0.965 (0.009)	0.965 (0.025)	0.963 (0.046)	
Tto (NR) [s]	0.965 (0.009)	0.965 (0.025)	0.964 (0.045)	
Tstance [s]	0.510 (0.012)	0.482 (0.049)	0.481 (0.087)	
Tswing [s]	0.455 (0.008)	0.482 (0.034)	0.483 (0.059)	
Relative Stance(RS) [%]	52.806 (0.929)	49.850 (4.118)	49.538 (7.038)	
Stride time(ST) [s]	0.965 (0.010)	0.965 (0.025)	0.964 (0.046)	
Step length (sL) [m]		0.506 (0.025)	0.493 (0.028)	0.515 (0.014)

CV				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (NR) [%]		0.9813	2.5500	4.7940
Tto (NR) [%]		0.9685	2.5738	4.7126
Tstance [%]		2.4068	10.1600	18.1099
Tswing [%]		1.6924	7.1481	12.1301
Relative Stance(RS) [%]		1.7595	8.2603	14.2076
Stride time(ST) [%]		0.9927	2.5799	4.7652
Step length (sL) [%]			4.8599	5.5988
				2.7593

Figura 6.17: Tabella riportante i risultati delle prove lente, metodo delle accelerazioni non ruotate

Analisi Statistica dei Dati prove VELOCI NR

Medie(Dev)				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (NR) [s]	0.857 (0.014)	0.857 (0.024)	0.857 (0.018)	
Tto (NR) [s]	0.857 (0.013)	0.857 (0.024)	0.857 (0.024)	
Tstance [s]	0.436 (0.016)	0.429 (0.054)	0.429 (0.030)	
Tswing [s]	0.421 (0.009)	0.428 (0.044)	0.428 (0.017)	
Relative Stance(RS) [%]	50.859 (1.274)	49.956 (5.507)	49.981 (2.544)	
Stride time(ST) [s]	0.857 (0.014)	0.857 (0.024)	0.857 (0.021)	
Step length (sL) [m]		0.539 (0.043)	0.589 (0.046)	0.568 (0.016)

CV				
	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (NR) [%]		1.6240	2.8230	2.1402
Tto (NR) [%]		1.4816	2.8261	2.8064
Tstance [%]		3.6488	12.5434	6.9290
Tswing [%]		2.1785	10.2283	3.9754
Relative Stance(RS) [%]		2.5040	11.0233	5.0898
Stride time(ST) [%]		1.6326	2.8536	2.5064
Step length (sL) [%]			8.0447	7.7265
				2.7432

Figura 6.18: Tabella riportante i risultati delle prove veloci, metodo delle accelerazioni non ruotate

Analisi Statistica dei Dati prove LENTE ty

Medie(Dev)

	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [s]	0.965 (0.009)	0.964 (0.012)	0.965 (0.019)	
Tto (ty) [s]	0.965 (0.009)	0.965 (0.013)	0.965 (0.019)	
Tstance [s]	0.510 (0.012)	0.482 (0.020)	0.483 (0.032)	
Tswing [s]	0.455 (0.008)	0.483 (0.013)	0.482 (0.023)	
Relative Stance(RS)[%]	52.806 (0.929)	49.928 (1.655)	49.956 (2.758)	
Stride time(ST) [s]	0.965 (0.010)	0.964 (0.012)	0.965 (0.019)	
Step length (sL) [m]		0.506 (0.025)	0.493 (0.028)	0.515 (0.014)

CV

	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [%]		0.9813	1.2558	1.9293
Tto (ty) [%]		0.9685	1.3378	1.9259
Tstance [%]		2.4068	4.1539	6.7099
Tswing [%]		1.6924	2.7878	4.7394
Relative Stance(RS) [%]		1.7595	3.3140	5.5205
Stride time(ST) [%]		0.9927	1.2705	1.9442
Step length (sL) [%]			4.8599	5.5988
				2.7593

Figura 6.19: Tabella riportante i risultati delle prove lente, metodo degli angoli di *Pitch*

Analisi Statistica dei Dati prove VELOCI ty

Medie(Dev)

	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [s]	0.857 (0.014)	0.857 (0.016)	0.857 (0.018)	
Tto (ty) [s]	0.857 (0.013)	0.857 (0.016)	0.856 (0.016)	
Tstance [s]	0.436 (0.016)	0.429 (0.018)	0.429 (0.020)	
Tswing [s]	0.421 (0.009)	0.428 (0.012)	0.428 (0.011)	
Relative Stance(RS)[%]	50.859 (1.274)	50.002 (1.519)	50.039 (1.612)	
Stride time(ST) [s]	0.857 (0.014)	0.857 (0.016)	0.857 (0.017)	
Step length (sL) [m]		0.539 (0.043)	0.589 (0.046)	0.568 (0.016)

CV

	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [%]		1.6240	1.8311	2.0459
Tto (ty) [%]		1.4816	1.8333	1.8314
Tstance [%]		3.6488	4.1951	4.5796
Tswing [%]		2.1785	2.7306	2.6536
Relative Stance(RS) [%]		2.5040	3.0381	3.2225
Stride time(ST) [%]		1.6326	1.8491	1.9455
Step length (sL) [%]			8.0447	7.7265
				2.7432

Figura 6.20: Tabella riportante i risultati delle prove veloci, metodo degli angoli di *Pitch*

Le tabelle riassuntive, analogamente a quanto osservato nel capitolo precedente sull'identificazione degli eventi, confermano nuovamente che il metodo degli angoli risulta superiore rispetto a quello delle accelerazioni, soprattutto in termini di precisione. Anche in questo caso, sia nelle prove lente che in quelle veloci, i coefficienti di variazione per i risultati ottenuti con il metodo delle accelerazioni sono significativamente più elevati rispetto a quelli ottenuti con il metodo di Sabatini. Questo *trend* non si riscontra, invece, nel caso del metodo degli angoli di *Pitch*, dove i coefficienti di variazione (*CV*) tra questo metodo e quello di Sabatini risultano comparabili, confermando così la maggiore precisione del secondo metodo rispetto al primo.

Capitolo 7

Step Length

In questo capitolo sarà presentato il metodo utilizzato per il calcolo del parametro spaziale dello *step length*. Come anticipato al paragrafo 2.3.2 si cercherà di modificare la relazione geometrica proposta dall'articolo [5] di Jiang al fine di utilizzare parametri meno soggetti ad errori di arrotondamento dovuti ai processi di integrazione numerica e parametri governati da una relazione meno complessa. Si inizierà dunque con la presentazione del modello e se ne valuteranno i limiti di validità, per poi presentare i risultati ottenuti dal confronto tra il metodo di Jiang modificato e quello di Zijlstra [4].

7.1 Jiang Modificato

7.1.1 Modello

Il modello è volto all'estrazione del *bounce* del bacino partendo dalle considerazioni geometriche di paragrafo 2.3.2. La figura 7.1 riprende la 2.10 analizzando il fenomeno da modellare in termini di angolo di oscillazione $\gamma(t)$ tra l'asse brachiale del soggetto e quello longitudinale del tronco.

Assumendo che il tronco rimane costantemente eretto durante la camminata, il suo asse verticale corrisponde istante per istante con quello Z del sistema di riferimento principale.

Inoltre la spalla del soggetto si assume avere uno spostamento verticale identico a quello del tronco. Anche questa ipotesi è certamente rispettata dal momento che la spalla è solidale all'asse verticale, e durante il cammino non sono presenti flessioni laterali del tronco che altrimenti invaliderebbero l'ipotesi.

In analogia con le figure 4.1 e 4.2, si riporta in blu il sistema di riferimento principale e in rosa quello mobile del sensore del polso destro. In questo contesto si tenga inoltre presente che il sistema di riferimento mobile del sensore posizionato al tronco è, come detto, sempre allineato con quello blu principale.

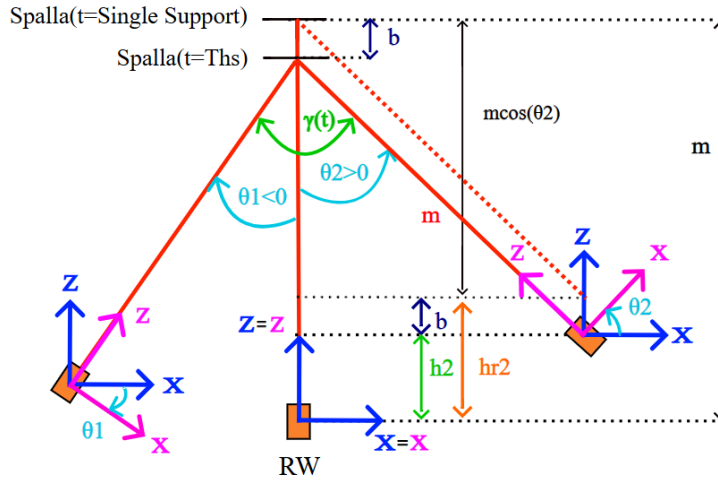


Figura 7.1: Modifica del modello geometrico di Jiang

Il modello è basato sulla relazione che sussiste tra l'angolo di oscillazione del braccio e quello di Pitch misurato al polso, ovvero, in accordo con la (4.6), $\theta_{RW}(t)$. In particolare l'angolo di oscillazione tra il polso e il tronco, essendo $\hat{z}_{LT} = \hat{Z}$, è uguale all'angolo di *Pitch* del polso in cui però non si considera l'*offset* iniziale. Si scrive dunque

$$\gamma(t) = \theta_{RW}(t) - \theta_{RW}(0) = \theta(t) \quad (7.1)$$

Per la (2.14) vale inoltre

$$h_{LT}(t) = h_{RW}(t) - h_r(t) \quad (7.2)$$

La distanza h_{r2} in figura 7.1 rappresenta la posizione verticale del polso destro per l'istante $t = t2$ (nell'esempio $t2 = Th_{s_{sx}}$) qualora il rimbalzamento del *CoM* fosse nullo. In tal caso la posizione verticale del polso corrisponde proprio a quella verticale relativa tra polso e tronco. Infatti, in accordo con la (2.20), vale

$$h_{r2} = h_2|_{b=0} = h_r(t2) \quad (7.3)$$

È possibile scrivere, come mostrato nell'immagine, h_{r2} in funzione di $\gamma(t2) = \theta(t2) = \theta_2$ come

$$h_{r2} = m - m \cdot \cos(\theta_2) = m \cdot (1 - \cos(\theta_2)) \quad (7.4)$$

Come la relazione (7.4) vale per l'istante $t = t2$, così vale per ogni altro istante temporale. Si può allora scrivere la posizione verticale relativa tra polso e tronco come

$$h_r(t) = m \cdot (1 - \cos(\theta(t))) \quad (7.5)$$

Sostituendo la (7.5) all'interno della (7.2) si ricava la formula risolutiva per poter estrarre il *bounce* del CoM che permette di riportarsi alla formula di Zijlstra per il calcolo dello *step length*.

$$h_{LT}(t) = h_{RW}(t) + m \cdot (\cos(\theta(t)) - 1) \quad (7.6)$$

Dove m è la lunghezza del braccio nota a priori, $h_{RW}(t)$ è la posizione verticale del polso ottenuta tramite integrazione come descritto al paragrafo 4.4.1, mentre $\theta(t)$ è l'angolo di *Pitch*, che si ottiene come mostrato a paragrafo 4.4.2.

La relazione (7.6) è una relazione matematicamente meno complessa rispetto a quella proposta da Jiang. Inoltre il processo di integrazione numerica sulle velocità angolari viene eseguito una singola volta per ottenere l'angolo $\theta(t)$ piuttosto che due volte come sulle accelerazioni anteroposteriori per ricavare lo spostamento $d(t)$. Il segnale di velocità angolare risulta anche molto meno rumoroso rispetto a quelli di accelerazione.

Pertanto, l'errore accumulato sul calcolo dell'angolo tramite l'integrazione delle velocità angolari è minore rispetto a quello che sarebbe presente usando le accelerazioni anteroposteriori come nel metodo di Jiang.

Come già anticipato al paragrafo 2.2 quando si è spiegata la relazione (2.10), dalla (7.6) è possibile ricavare $|b|$ come l'escursione totale di b tra i punti di minimo (corrispondenti ai *Ths* destri e sinistri), e quelli di massimo.

Il *bounce* della (7.6) viene infatti filtrato con il filtro a media mobile discusso al paragrafo 4.4.1 per eliminare le variazioni a bassa frequenza presenti al suo interno. Ciò implica, come già precisato, che il segnale avrà una media nulla.

Vale dunque

$$|b|(j) = b(\max(j)) - b(\min(j)) \quad (7.7)$$

7.1.2 Limiti di validità

Il modello proposto è valido dal punto di vista geometrico fintanto che è possibile schematizzare le braccia del soggetto come aste rigide. Quando un soggetto cammina in *swinging mode*, non è sempre certo che non si verifichi una flessione dell'avambraccio sul braccio.

La figura 7.2 mostra il modello al di fuori dei suoi limiti di validità.

Quando ciò si verifica, la (7.1) risulta non valida. Di conseguenza non è più possibile estrarre correttamente il *bounce* caratterizzante la camminata.

Questo movimento flessorio si può osservare in ampiezze differenti in vari soggetti, ed è tipico della camminata in *swinging mode*.

Tale fenomeno si può specialmente verificare su ambo le braccia in corrispondenza del *Ths* relativo al piede controlaterale. Più in particolare, la flessione può avvenire solo nel periodo in cui la velocità angolare relativa all'angolo di *Pitch* ha un valore positivo, ovvero quando l'arto

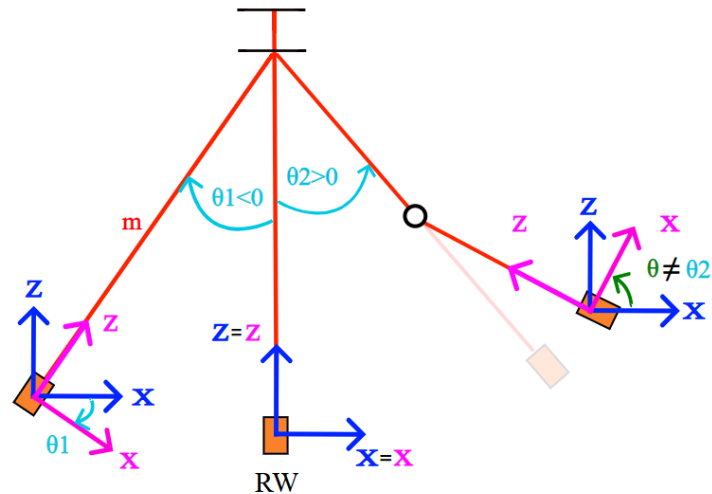


Figura 7.2: Modello di Jiang modificato fuori dai limiti di validità

del soggetto oscilla nel verso delle X positive.

Il movimento di flessione dell'avambraccio sul braccio ha infatti un'ampiezza che varia da 0 gradi (completa estensione) fino a un massimo di 140 gradi (piena flessione) [10]. Di conseguenza, risulta fisiologicamente impossibile che tale flessione avvenga nel verso opposto durante la fase in cui il polso del soggetto si muove in direzione delle X negative.

Il modello è perciò valido nel caso del polso destro, in corrispondenza degli *heel strikes* del piede destro, e nel caso del polso sinistro, in corrispondenza di quelli del piede sinistro.

L'eliminazione di componenti a bassa frequenza applicata anche alle velocità angolari come descritto al paragrafo 4.1, può essere vista come un'attenuazione di questo artefatto. Si precisa che il filtraggio in questione è un processo delicato. Una piccola variazione sulla soglia imposta può portare a drastici errori di calcolo finale dello *step length*.

Essendo inoltre la variabilità di questo fenomeno molto elevata, è importante identificare la soglia più appropriata per ciascun soggetto.

7.2 Risultati

7.2.1 *Bounce*

Si riportano le immagini relative allo spostamento verticale del *CoM* durante le prove. Sono messi a confronto il *bounce* ottenuto dal metodo proposto e quello direttamente calcolato integrando le accelerazioni del tronco.

Si riportano una prova veloce e una lenta per ciascun polso con una visione totale su tutte le quattro prove effettuate.

In nero è rappresentato il segnale estratto dal polso, mentre in rosa quello calcolato dal tronco. Sono inoltre indicati in rosso i *Ths* del piede destro, mentre in verde, quelli del piede sinistro.

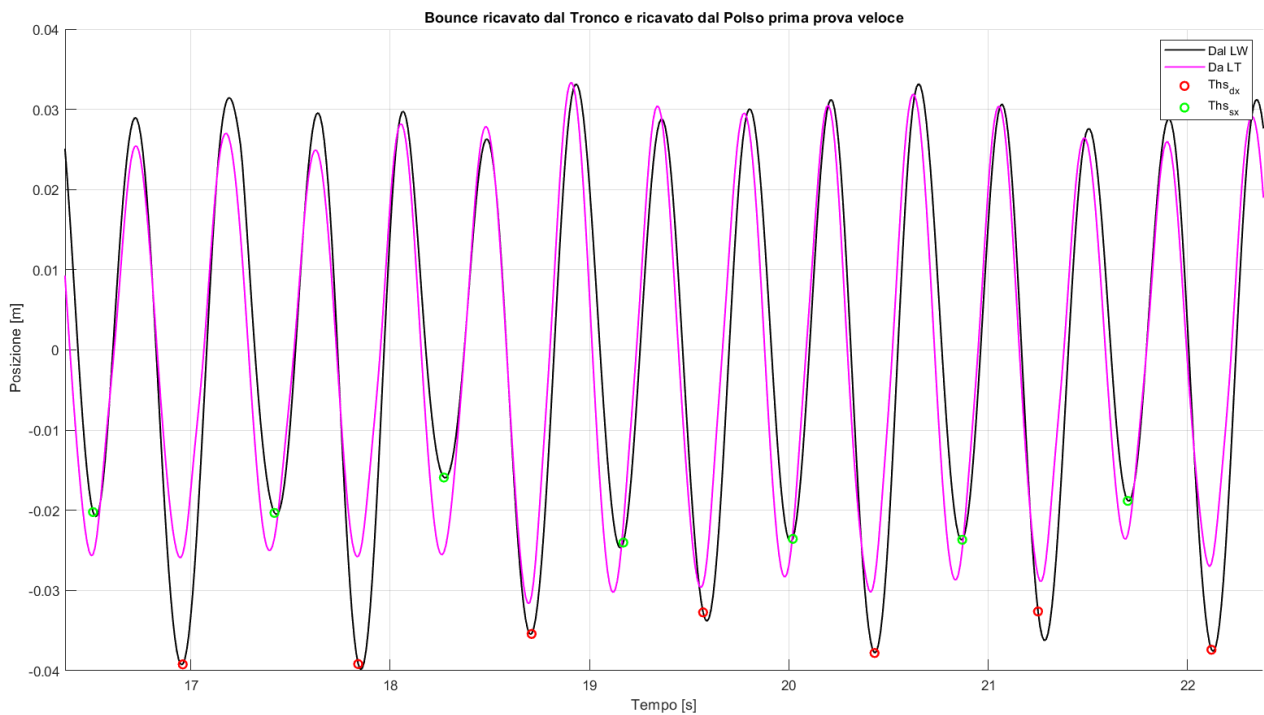


Figura 7.3: Polso sinistro, prima prova veloce

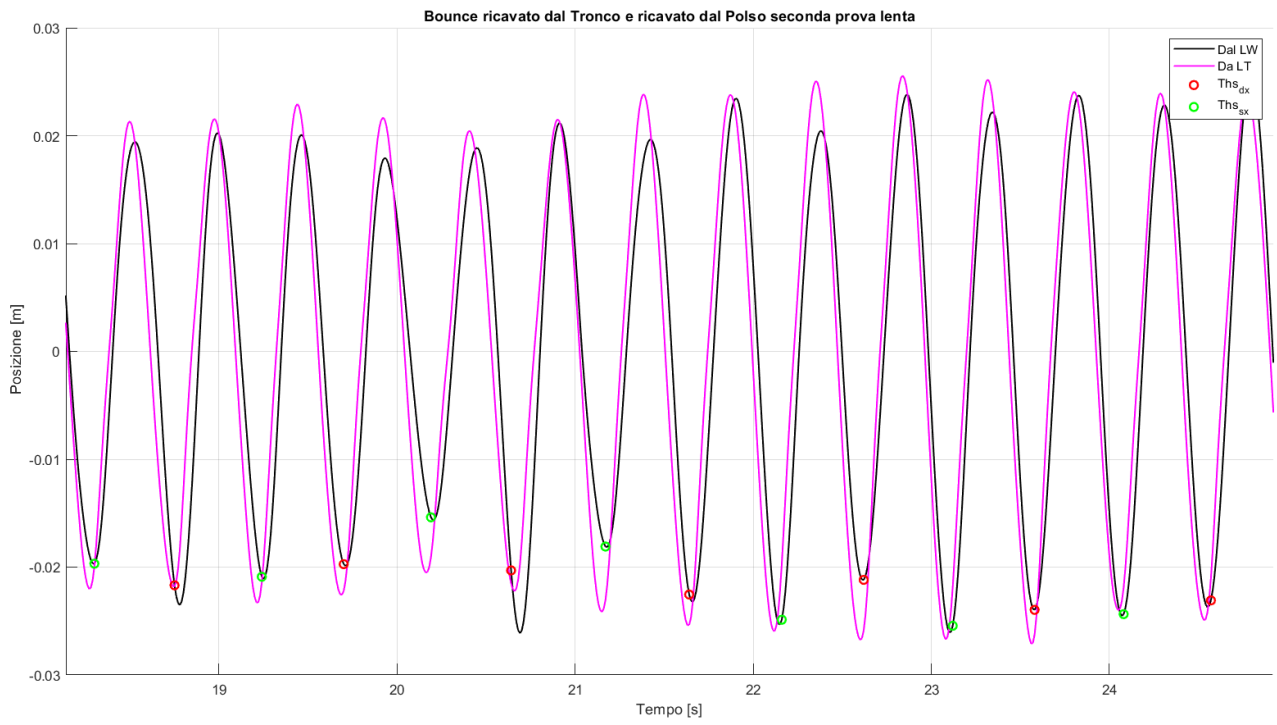


Figura 7.4: Polso sinistro, seconda prova lenta

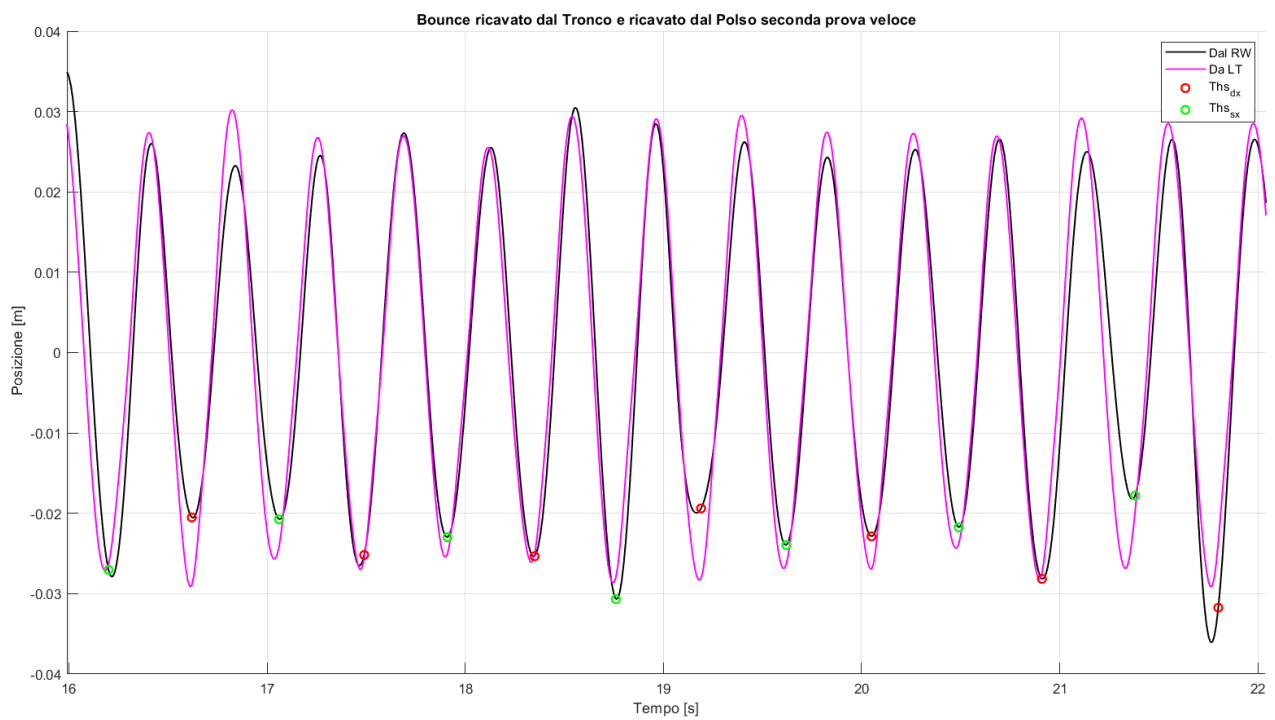


Figura 7.5: Polso destro, seconda prova veloce

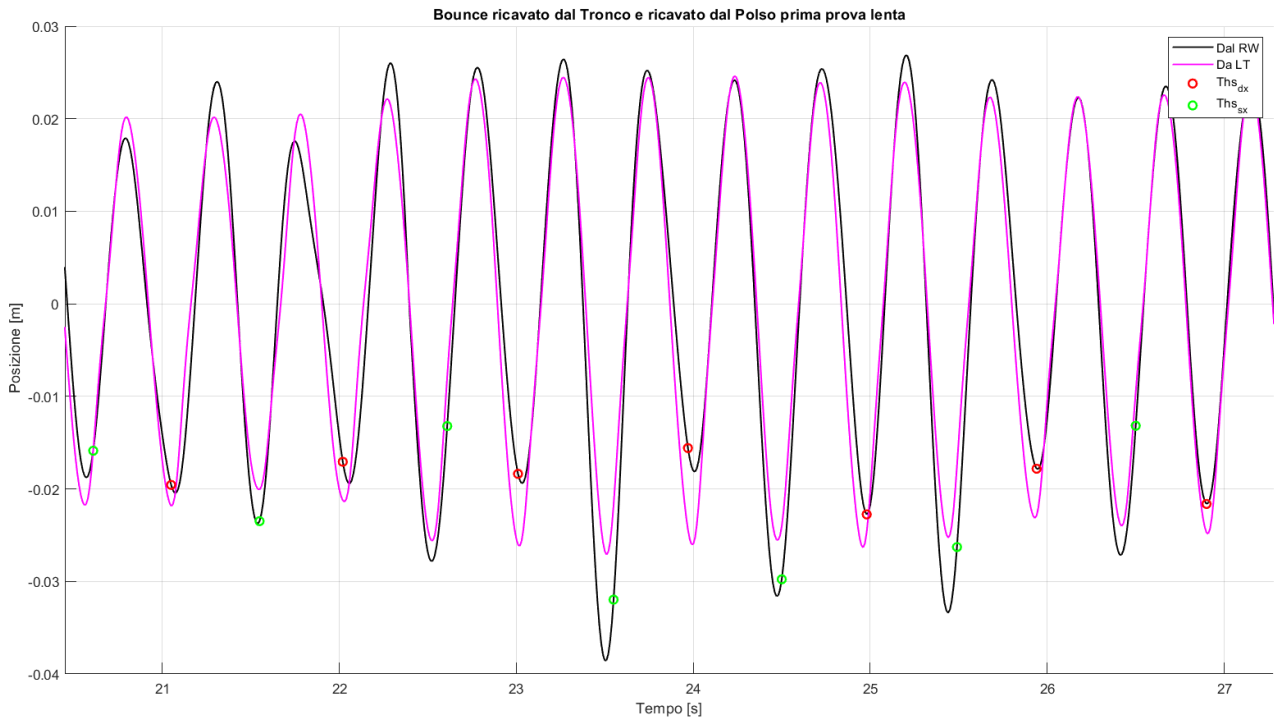


Figura 7.6: Polso destro, seconda prova veloce

Nelle quattro figure proposte è possibile osservare come la ricostruzione del *bounce* tramite il metodo di Jiang modificato porti a buoni risultati.

Per la relazione (7.6) si ottiene un *bounce* di valore minore all'aumentare dell'angolo $\theta(t)$. Questo comporta un picco negativo più accentuato in corrispondenza del punto di non validità, in quanto, in corrispondenza di questi, l'angolo di *Pitch*, in accordo con la figura 7.2, viene sovrastimato in corrispondenza del *Ths* del piede controlaterale. In figura 7.3, relativa al polso sinistro per la prova veloce si evidenziano, i picchi negativi che raggiunge b per i *Ths* del piede destro, punti di non validità del modello. Lo stesso fenomeno di flessione del braccio è presente, anche se con minor rilevanza, nella prova lenta del polso destro in immagine 7.6. In quest'ultima i punti in cui il modello non è valido sono quelli di *heel strike* del piede sinistro.

È evidente anche un *trend* per cui l'ampiezza delle oscillazioni del *CoM* crescono all'aumentare della velocità del soggetto, portando a conseguenti *Step Lengths* maggiori. In particolare l'ampiezza del segnale cresce di circa 1 cm tra le prove lente e quelle veloci.

Noto il *bounce* del soggetto, è dunque possibile applicare la formula risolutiva di Zijlstra per la stima della lunghezza del passo, dove

$$sL(j) = 2\sqrt{2L|b|(j) - |b|(j)^2}$$

dove, per la (2.9), $|b| = |\text{bounce}(\text{Ths})|$ e per il successivo filtraggio, in accordo con la (7.7)

$$|b|(j) = b(\max(j)) - b(\text{Ths}(j))$$

7.2.2 Step Length

Di seguito saranno presentati i risultati del confronto tra il metodo *gold standard* per il calcolo del parametro spaziale e quello proposto. Saranno mostrati anche quelli relativi alle prove lente e veloci prese separatamente, oltre ai soliti, comprendenti invece tutte le prove in una loro media.

Prove lente e veloci

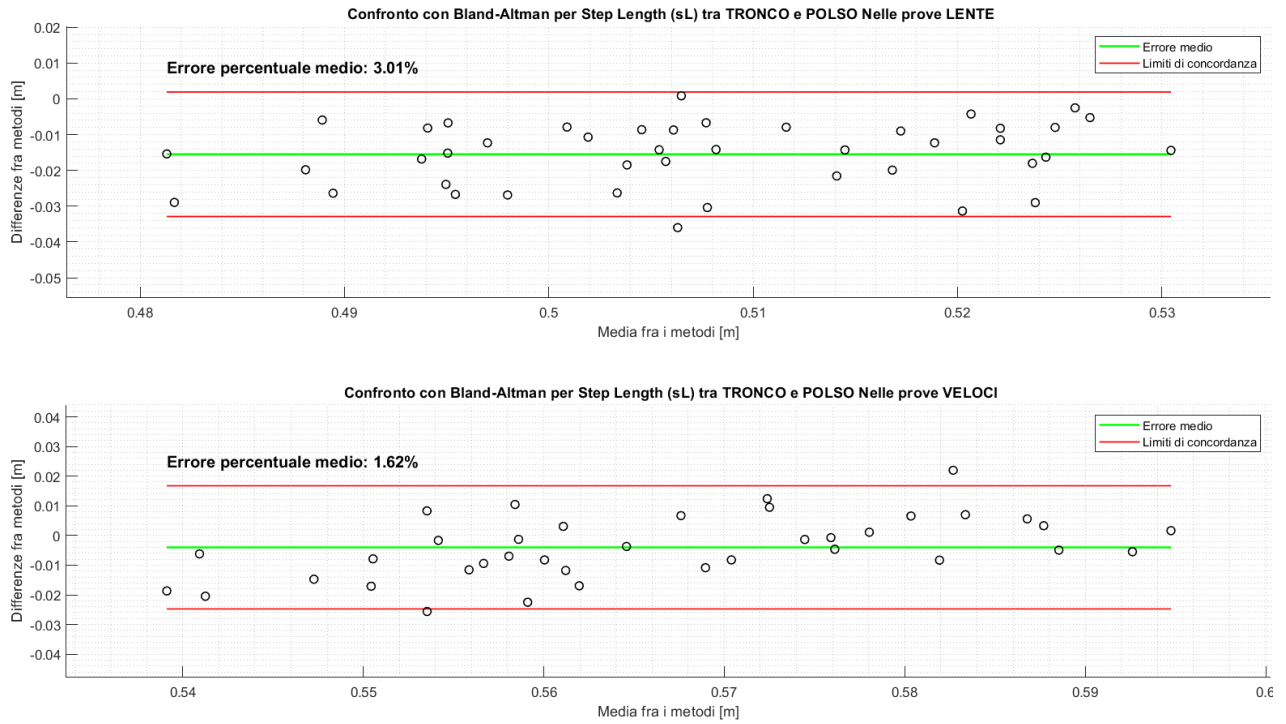


Figura 7.7: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

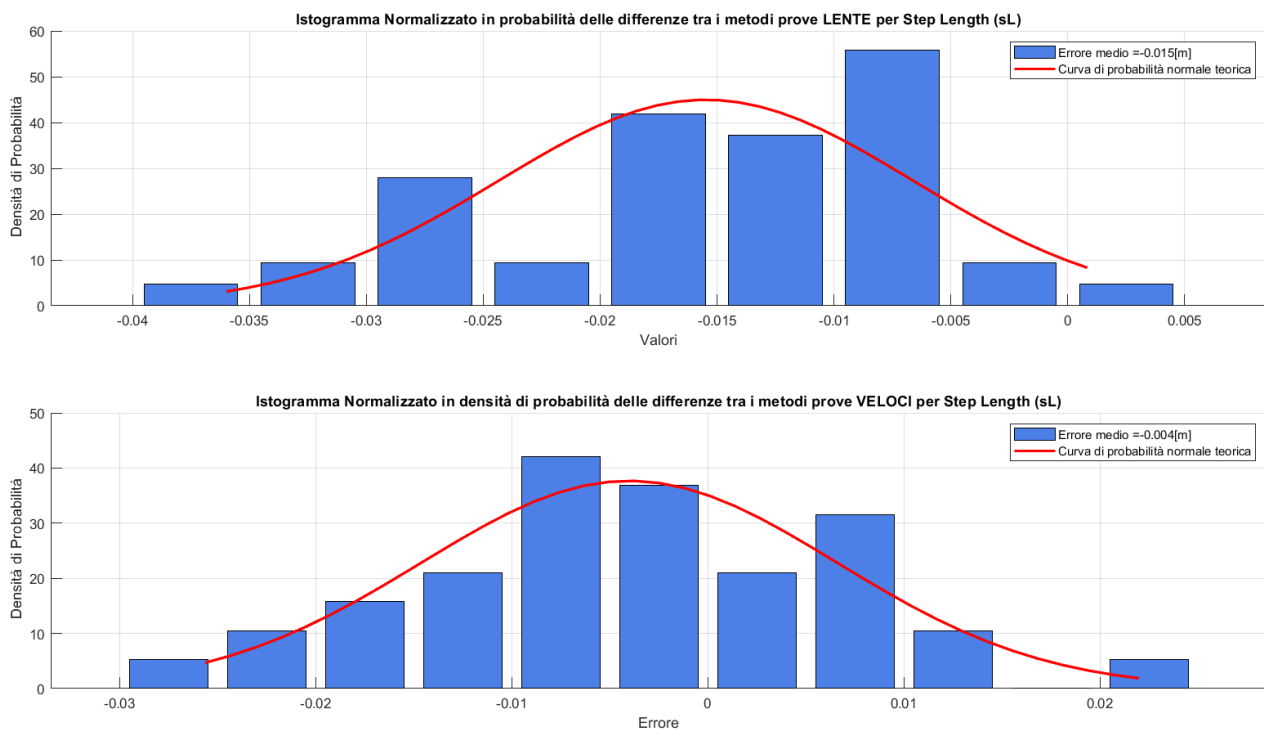


Figura 7.8: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

Insieme delle prove

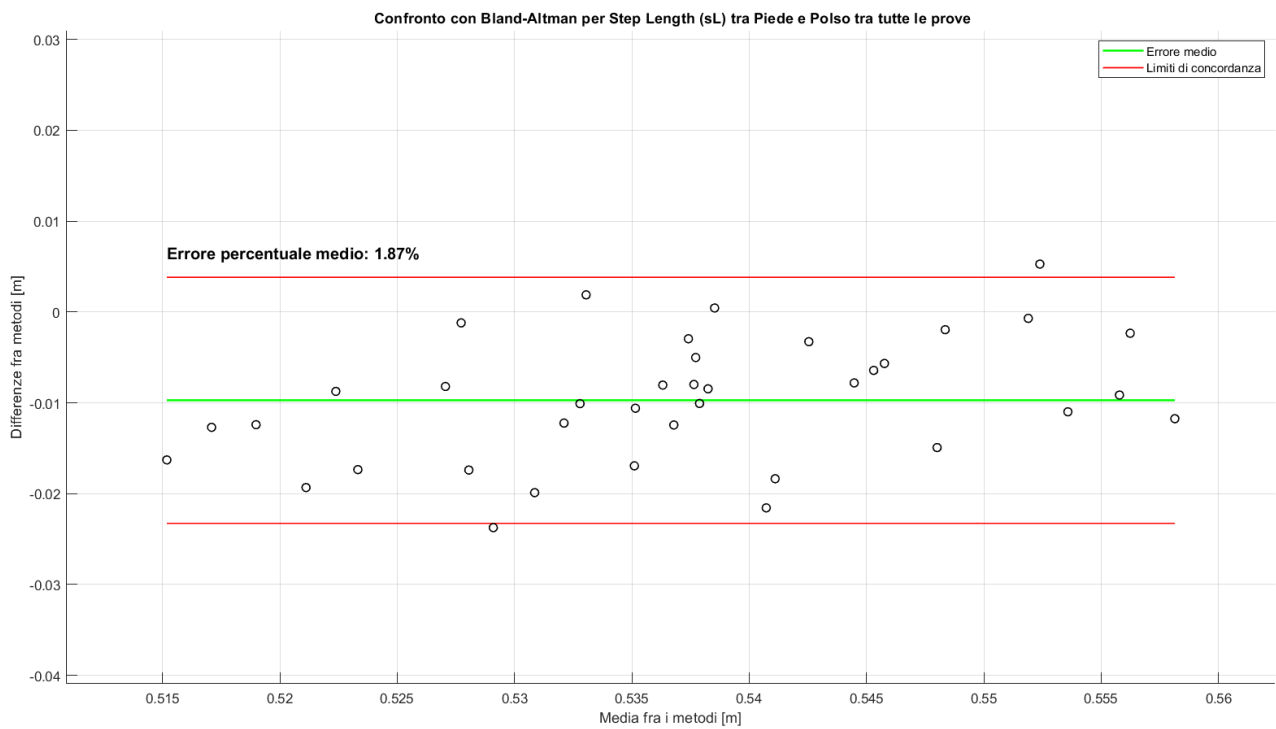


Figura 7.9: Confronto tra i due metodi con Bland-Altman

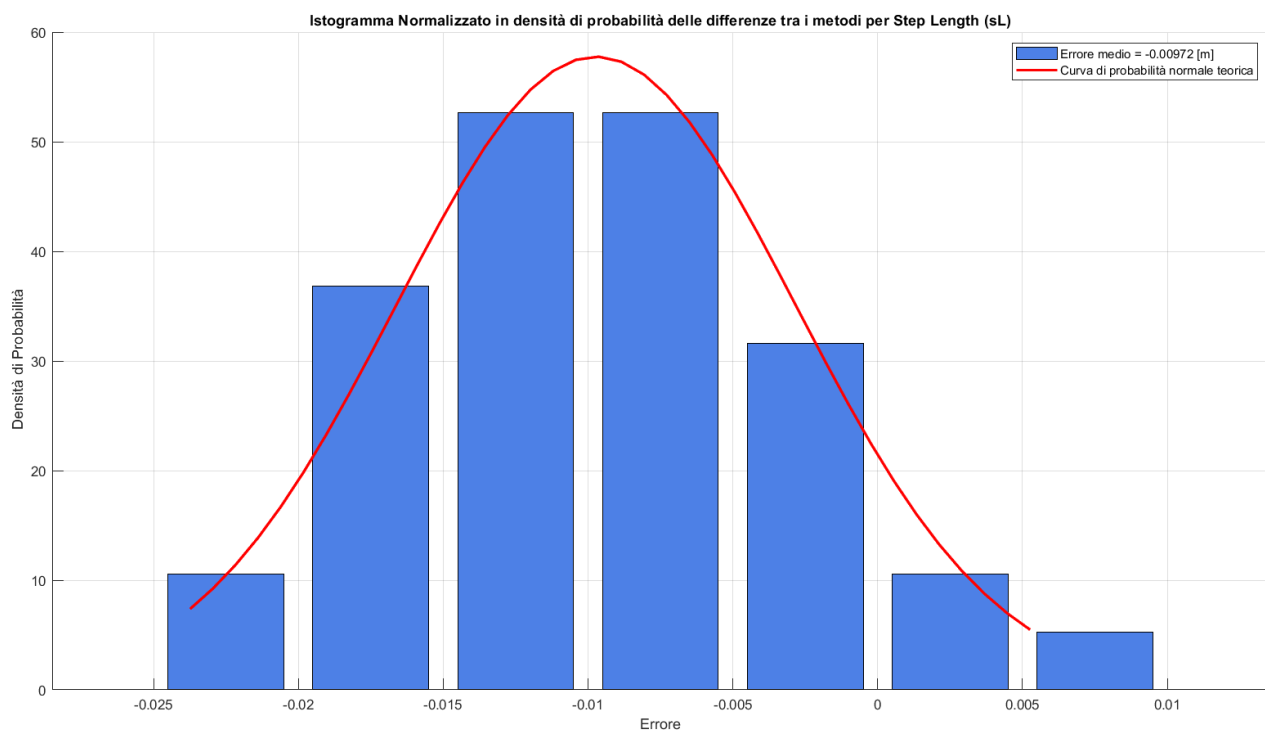


Figura 7.10: Densità di probabilità degli errori tra i due metodi

Analisi dei risultati

Il metodo porta buoni risultati. Si osserva un incremento dell'accuratezza nell'identificazione dello *step lenght* nel passare dalle prove lente a quelle veloci. L'errore percentuale medio passa infatti da 3.01 % a 1.62 %, diminuendo del quasi 50 %. Il motivo di questo *trend* potrebbe essere legato ad una maggiore ampiezza delle oscillazioni nelle prove eseguite in rapidità. Queste permettono evidentemente una migliore identificazione del *bounce* partendo da uno spostamento verticale dei polsi più accentuato.

Sia nelle prove lente sia in quelle veloci l'intervallo in cui ricadono i valori della lunghezza del passo ha un'ampiezza di 5 cm, e si può notare come la lunghezza del passo nelle prove lente sia inferiore a quella misurata durante le prove veloci, in accordo con la fisica del fenomeno. Si verifica infatti un sL medio di 49.966 (1.468) cm per le prime e uno di 56.435 (1.830) cm per le seconde.

L'errore medio presenta in entrambi i casi una sottostima, che nel caso delle prove lente ha un'entità di 1.5 (0.887) cm ma che scende fino a soli 0.400 (1.059) cm per quelle in velocità. Il *range di ampiezza* degli errori tra i due metodi è invece comparabile tra le due velocità con cui la prova è stata eseguita, e si aggira intorno a 5 cm.

Considerando le prove nella loro totalità, l'errore medio che viene commesso è una sottostima di 0.972 (0.691) cm che porta ad un errore percentuale medio di 1.87 %. L'ampiezza dell'intervallo in cui ricadono i valori rimane costante a 5 cm, mentre quella relativa agli errori scende a 3.5 cm. Questo è ovviamente dovuto al processo matematico di mediazione tra le due prove, che tende a diminuire la variabilità dell'errore totale.

In tutti i casi gli errori rimangono all'interno dei limiti di concordanza e pertanto, considerando la loro bassa entità, i due metodi sono da considerarsi quasi equiparabili.

Analisi Statistica dei Dati prove LENTE ty

Medie(Dev)

	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [s]	0.965 (0.009)	0.964 (0.012)	0.965 (0.019)	
Tto (ty) [s]	0.965 (0.009)	0.965 (0.013)	0.965 (0.019)	
Tstance [s]	0.510 (0.012)	0.482 (0.020)	0.483 (0.032)	
Tswing [s]	0.455 (0.008)	0.483 (0.013)	0.482 (0.023)	
Relative Stance(RS) [%]	52.806 (0.929)	49.928 (1.655)	49.956 (2.758)	
Stride time(ST) [s]	0.965 (0.010)	0.964 (0.012)	0.965 (0.019)	
Step length (sL) [m]		0.506 (0.025)	0.493 (0.028)	0.515 (0.014)

CV

	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [%]		0.9813	1.2558	1.9293
Tto (ty) [%]		0.9685	1.3378	1.9259
Tstance [%]		2.4068	4.1539	6.7099
Tswing [%]		1.6924	2.7878	4.7394
Relative Stance(RS) [%]		1.7595	3.3140	5.5205
Stride time(ST) [%]		0.9927	1.2705	1.9442
Step length (sL) [%]			4.8599	5.5988
				2.7593

Figura 7.11: Tabella riportante i risultati delle prove lente, metodo degli angoli di *Pitch*

Analisi Statistica dei Dati prove VELOCI ty

Medie(Dev)

	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [s]	0.857 (0.014)	0.857 (0.016)	0.857 (0.018)	
Tto (ty) [s]	0.857 (0.013)	0.857 (0.016)	0.856 (0.016)	
Tstance [s]	0.436 (0.016)	0.429 (0.018)	0.429 (0.020)	
Tswing [s]	0.421 (0.009)	0.428 (0.012)	0.428 (0.011)	
Relative Stance(RS) [%]	50.859 (1.274)	50.002 (1.519)	50.039 (1.612)	
Stride time(ST) [s]	0.857 (0.014)	0.857 (0.016)	0.857 (0.017)	
Step length (sL) [m]		0.539 (0.043)	0.589 (0.046)	0.588 (0.016)

CV

	F (Sx e Dx)	RW	LW	LT
Ths (ty) [%]		1.6240	1.8311	2.0459
Tto (ty) [%]		1.4816	1.8333	1.8314
Tstance [%]		3.6488	4.1951	4.5796
Tswing [%]		2.1785	2.7306	2.6536
Relative Stance(RS) [%]		2.5040	3.0381	3.2225
Stride time(ST) [%]		1.6326	1.8491	1.9455
Step length (sL) [%]			8.0447	7.7265
				2.7432

Figura 7.12: Tabella riportante i risultati delle prove veloci, metodo degli angoli di *Pitch*

Le tabelle raffiguranti i valori medi e le relative deviazioni standard, mostrano come il metodo di Jiang modificato porti ad ottenere risultati piuttosto accurati. Anche per il parametro spaziale della lunghezza del passo, però, il metodo utilizzato non è preciso come quello considerato di riferimento, in questo caso quello di Zijlstra.

Capitolo 8

Sviluppi Futuri

L'esperimento condotto ha permesso di ricavare i parametri spaziotemporali del cammino umano con una buona precisione in un confronto diretto coi metodi proposti in letteratura e ormai consolidati.

L'analisi è però stata effettuata su un singolo soggetto e non sono presenti in letteratura studi di analisi del cammino che abbiano un approccio simile a quello presentato in questa trattazione.

I metodi proposti sono quindi considerabili in uno stato di valutazione preliminare.

Il primo passo per un'ulteriore validazione dei risultati nel calcolo dei parametri spaziotemporali è lo **studio della ripetibilità e confrontabilità** delle tecniche fornite nella trattazione. Solo in seguito a questo processo si potrà determinare l'effettiva validità degli approcci adottati per il *gait analysis*.

Qualora i risultati fossero confermati, allora metodi come quelli presentati potranno trovare ampio spazio nel monitoraggio del cammino umano tramite sensoristica *embedded*.

Riconducendosi a quanto detto nella parte introduttiva, la possibilità di ottenere lunghi monitoraggi del cammino umano in maniera agevole, svincolandosi quindi dal contesto di un laboratorio e introducendo algoritmi di calcolo all'interno di *smartwatches*, oggi frequentemente utilizzati e con ampio mercato, è alla base per ottenere sempre più informazione riguardo lo studio di fenomeni tipici della locomozione.

In tale contesto, il nuovo obiettivo diventa quello di riconoscere le diverse *motion modes* che si verificano durante la camminata del soggetto.

Quanto studiato fa infatti riferimento alla singola modalità di *swinging mode*, che andrebbe ad aggiungersi alle altre possibili, invece già abbondantemente studiate in letteratura. Si vedano infatti l'articolo [11], in cui l'esperimento viene condotto mentre il soggetto cammina con la mano in tasca, l'articolo [12], che tenta di individuare i *turns* del soggetto e gli istanti in cui il piede colpisce al suolo per ogni *step*, o lo stesso articolo di Diéz in cui vengono analizzate diverse *motion modes*.

Un'integrazione dei diversi studi permette un monitoraggio continuo, svincolato dall'utilizzo o meno di una singola modalità di movimento dei polsi.

Lo sviluppo tecnologico odierno permette inoltre di adottare algoritmi di *deep learning* e *machine learning*, i quali potrebbero essere addestrati partendo dalle osservazioni discusse. Questi renderebbero agevole l'identificazione delle possibili *motion modes* e anche il calcolo dei parametri spaziotemporali.

Si faccia riferimento per esempio all'articolo [13], in cui una rete neurale artificiale, anche detta ANN, permette di estrarre il parametro dello *step length*.

In conclusione, il lavoro presentato apre nuove prospettive per lo studio del cammino umano, specialmente grazie all'evoluzione di tecnologie *embedded* e algoritmi avanzati di *machine learning*. Con lo sviluppo continuo dei dispositivi indossabili, questi metodi potrebbero rivoluzionare il monitoraggio della salute, facilitando il rilevamento precoce di anomalie nel cammino o cambiamenti nelle abitudini motorie, a vantaggio del benessere personale e della prevenzione.

Bibliografia

- [1] [1] G.Legnani, G. Palmieri, 'Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica del Movimento'
- [2] <https://www.cristianfrancavilla.it/analisi-del-cammino/>
- [3] A. M. Sabatini, C. Martelloni, S. Scapellato, F.Cavallo, 'Assessment of Walking Features From Foot Inertial Sensing', IEEE Trans. Biom. Eng. Vol. 52, no.3, pp. 436-494, March 2005
- [4] W.Zijlstra, A.L.Hof, 'Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking' Gait Posture 2003;18:1-10
- [5] Y.Jiang, Z.Li, J.Wang, 'Ptrack: Enhancing the applicability of Pedestrian Tracking with Wearables',IEEE 37° International Conference on Distributed Computing Systems
- [6] L.E. Díez, A. Bahillo, J. Otegui, T. Otim 'Suitability Analysis of wrist-Worn Sensors for Implementing Pedestrian Dead Reckoning System' IEEE Sensor Journal, Vol.18, no. 12, pp. 5098-5114, June 15, 2018
- [7] https://www.researchgate.net/figure/Inverted-pendulum-model-of-gait-showing-how-the-center-of-body-mass-CoM-rises-during_fig2_237844587
- [8] MTw Awinda User Manual, Document MW0502P, Revision L, 3 May 2018
- [9] <https://www.kinesiopatia.it/glossario/assi-cartesiani>
- [10] https://www.physio-pedia.com/Range_of_Motion_Normative_Values
- [11] Cola, G., Avvenuti, M., Musso, F., Vecchio, A. 'Personalized gait detection using a wrist-worn accelerometer', 2017 IEEE
- [12] Johnny Farah,Edward Lemaire,Natalie Baddour,'Comparison of Inertial Sensor Data from the Wrist and Mid-Lower Back During a 2-Minute Walk Test', 2016 IEEE
- [13] Sanjay Chandrasekaran¹, Markus Lueken², Steffen Leonhardt², Uma Gandhi³, Thea Laurentius⁴, Cornelius Bollheimer⁴ and Chuong Ngo², 'Step Length Estimation with Wearable Wrist Sensor using ANN', 2022 44th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) Scottish Event Campus, Glasgow, UK, July 11-15, 2022