



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE  
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

---

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

**Sviluppo di una procedura per misurare le  
caratteristiche dell'andatura con un sensore inerziale  
durante attività sportiva**

**Development of a procedure for measuring gait characteristics with an inertial  
sensor during sports activities**

Relatore:

Prof. Lorenzo Scalise

Correlatore:

Dott.ssa Gloria Cosoli

Prof. Marco Arnesano

Tesi di Laurea di:

Alessandra Tarquini

A.A. 2022/2023

*Che tu possa avere il vento in poppa,  
che il sole ti risplenda in viso e che il  
vento del destino ti porti in alto  
a danzare con le stelle*

# INDICE

INTRODUZIONE.....	4
1 DISPOSITIVI INDOSSABILI NELLO SPORT.....	5
1.1 IL CICLO DEL PASSO .....	7
1.2 SENSORI INERZIALI PER L'ANALISI DEL PASSO.....	9
1.3 CALIBRAZIONE .....	11
2 MATERIALI E METODI .....	13
2.1 INTRODUZIONE AI TEST.....	13
2.2 POPOLAZIONE TEST .....	14
2.3 DISPOSITIVI DI ACQUISIZIONE.....	16
2.3.1 SISTEMA PEDAR-X .....	16
2.3.2 DISPOSITIVO K-SPORT .....	20
2.4 PROTOCOLLO DI TEST.....	21
2.5 ANALISI DEI DATI.....	23
3 RISULTATI.....	25
4 CONCLUSIONI .....	35
RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI.....	37
RINGRAZIAMENTI .....	41

## **INTRODUZIONE**

I sensori indossabili sono strumenti preziosi per monitorare e ottimizzare le attività sportive. I dati acquisiti tramite questi dispositivi rivestono un ruolo fondamentale nell'ottimizzazione dell'allenamento, nel recupero e nella minimizzazione degli errori durante le competizioni [1]. Per l'estrazione dei dati, è possibile utilizzare uno o più sensori, con i parametri più comunemente misurati che includono le attività cardiache e respiratorie, oltre ai dati di movimento e postura. Nel contesto delle attività sportive, i sensori indossabili consentono agli atleti di monitorare in modo oggettivo le prestazioni e i movimenti del corpo.

Attraverso l'impiego di tecnologie indossabili, è possibile rilevare e monitorare i parametri fisiologici, introducendo una classificazione dettagliata di tali parametri acquisiti dal corpo mediante sensori posizionati su punti sensibili della pelle o integrati negli indumenti. Questi dati forniscono informazioni cruciali sullo stato di salute del soggetto.

L'andatura umana assume un ruolo cruciale nell'ambito dell'attività sportiva, influenzando la performance atletica e contribuendo alla prevenzione di infortuni. La comprensione dettagliata delle caratteristiche dell'andatura durante l'esecuzione di attività sportive può fornire informazioni preziose per atleti, allenatori ed esperti del settore.

In questo contesto, il presente lavoro si propone di sviluppare una procedura rigorosa per la misurazione accurata delle caratteristiche dell'andatura, particolarmente per ciò che riguarda il passo (lunghezza [2]), utilizzando un sensore inerziale, con l'obiettivo di contribuire alla comprensione approfondita di questo aspetto fondamentale durante l'attività sportiva.

## 1 DISPOSITIVI INDOSSABILI NELLO SPORT

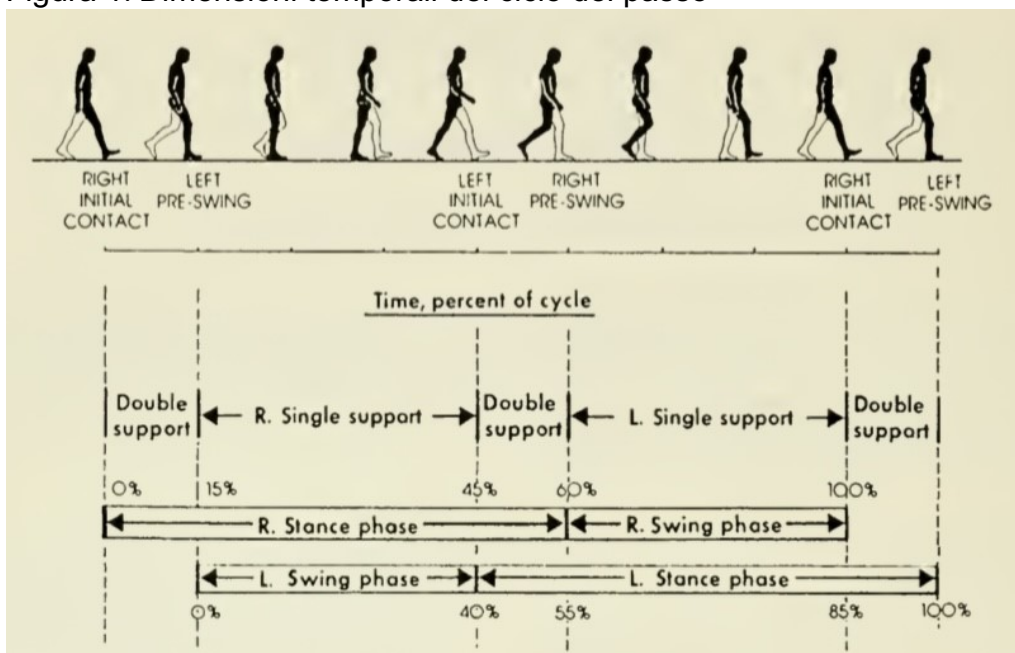
La progettazione e lo sviluppo di sistemi di (bio)sensori indossabili per il monitoraggio fisiologico hanno suscitato notevole interesse nella comunità scientifica [3]. Questi sistemi, costituiti da vari tipi di sensori fisiologici compatti, moduli di trasmissione e capacità di elaborazione, offrono soluzioni discrete e a basso costo per il monitoraggio continuo dello stato di salute, mentale e di attività durante l'intera giornata. Nei primi due decenni del ventunesimo secolo, uno dei cambiamenti più significativi è stato rappresentato dallo sviluppo dei dispositivi mobili. I dispositivi indossabili, noti anche come tecnologia da indossare, comprendono tecnologie informatiche avanzate che l'utente può indossare, come gli smartwatch o qualsiasi tipo di abbigliamento dotato di sensori che tracciano e registrano i dati degli utenti (Wang, 2015; Ching & Singh, 2016) [4]. I primi dispositivi di questo genere risalgono agli anni '60, quando Thorp e Shannon hanno creato un dispositivo indossabile per inserire e prevedere i risultati della roulette con un auricolare [5]. Il concetto di tecnologia indossabile non è nuovo: le persone hanno iniziato a indossare orologi elettronici negli anni '80. Dal tardo 2000, lo sviluppo tecnologico e la penetrazione di mercato dei dispositivi indossabili hanno sperimentato una crescita sorprendente, favorita da diversi fattori tecnologici. Il progresso tecnologico ha aperto nuove opportunità nel monitoraggio dei movimenti funzionali e del carico di lavoro attraverso l'utilizzo di sensori indossabili. Le unità di misurazione inerziali e magneto-inerziali (noti anche come sensori inerziali) sono tecnologie di sensori indossabili sempre più diffuse nella biomeccanica sportiva. Questa tecnologia consente ad atleti, medici e allenatori di massimizzare le prestazioni e minimizzare il rischio di lesioni [6][7]. I sistemi di monitoraggio indossabili forniscono dati fisiologici in modo continuo, permettendo la creazione di piani di trattamento accurati e di programmi di allenamento specifici. Tra i tipi di sensori indossabili, i sensori inerziali sono ampiamente adottati dai medici per eseguire misurazioni cinematiche. Questi sensori wireless contengono tipicamente accelerometri lineari e giroscopi tridimensionali, con un principio di funzionamento basato sull'inerzia, e magnetometri tridimensionali (Fong & Chan, 2010) [8]. Possono essere montati direttamente sulla pelle, fissati all'atleta tramite una cinghia/cintura o all'interno di indumenti attillati. Un sensore inerziale è composto da un corpo centrale piccolo e rigido, noto come unità di misurazione inerziale (Inertial measurement unit, IMU), che solitamente integra dispositivi (micro electro-mechanical systems, MEMS) come accelerometri, giroscopi e magnetometri [9]. Questa configurazione consente la percezione del movimento in molteplici direzioni utilizzando un singolo sensore [10]. I risultati ottenuti dal monitoraggio possono essere impiegati per correggere il

movimento e la postura, monitorare in tempo reale le risposte fisiologiche delle persone e aggiornare nel tempo le schede di allenamento [11]. Tra gli indicatori monitorati nello sport, i parametri cinematici rivestono un ruolo essenziale [12]. I principali parametri cinematici comprendono una serie di parametri fisici che riguardano le posture e i movimenti dell'oggetto, contribuendo così a una valutazione dettagliata delle performance atletiche [13].

## 1.1 IL CICLO DEL PASSO

La biometria è una disciplina dedicata di identificare e analizzare le caratteristiche biologiche e comportamentali degli individui. L'andatura definita come il modo di camminare rappresenta una biometria comportamentale. Il camminare può essere definito come “un metodo di locomozione che coinvolge l'uso alternato delle due gambe per fornire sia supporto che propulsione”. Durante la camminata è possibile osservare una serie di movimenti che si ripetono [14].

Figura 1: Dimensioni temporali del ciclo del passo



Fonte: Gait Analysis in the Science of Rehabilitation, Joel A. DeLisa, M.D.

Con l'inizio della camminata il primo movimento che si svolge il corpo è portare in avanti un arto che svolge il compito di supporto, mentre l'altro arto avanza verso una nuova posizione. Questi eventi vengono ripetuti durante tutto l'arco della camminata. Una singola sequenza di queste funzioni da parte di un arto viene definito ciclo di andatura. Ogni ciclo di andatura è diviso in due fasi di andatura. La fase di supporto è tutto il periodo in cui il piede è a contatto con il suolo. La fase di supporto inizia con il contatto iniziale. Lo swing (parola con cui si identifica il tempo in cui il piede è in aria) inizia quando il piede si solleva da terra (toe-off). Gli eventi principali durante il ciclo di andatura sono (Figura 1):

1. Contatto iniziale
2. Sollevamento piede opposto

3. Alzata del tallone
4. Contatto iniziale opposto
5. Sollevamento del piede
6. Piedi adiacenti
7. Tibia verticale

Questi eventi suddividono il ciclo di andatura in sette periodi, quattro dei quali si svolgono durante la fase di supporto, quando il piede è a contatto con il suolo, e le restanti tre durante la fase di swing, quando il piede si muove in aria. La fase di supporto dura dal contatto iniziale al sollevamento del piede, ed è suddivisa in:

1. Risposta di carico
2. Metà supporto
3. Supporto terminale
4. Pre-swing

La fase di swing dura dal sollevamento del piede al successivo contatto iniziale ed è suddivisa in:

1. Swing iniziale
2. Swing di mezzo
3. Swing terminale

Il contatto iniziale destro avviene mentre il piede sinistro è ancora in contatto con il suolo e c'è un periodo di doppio supporto tra il contatto iniziale a destra e il sollevamento del piede sinistro. Durante la fase di oscillazione sul lato sinistro, solo il piede destro è al suolo, generando un periodo di supporto singolo destro che termina con il contatto iniziale del piede sinistro. In ogni ciclo del passo ci sono due periodi di doppio supporto e due periodi di supporto singolo. La fase di supporto dura circa il 60% del ciclo, la fase di oscillazione dura circa il 40% e ciascun periodo di doppio supporto dura il 10%. I parametri spazio-temporali che andranno a caratterizzare il ciclo dell'andatura sono (figura 2):

1. Lunghezza dei cicli del passo (m): distanza che intercorre tra due contatti successivi dello stesso piede
2. Lunghezza del passo destro o sinistro (m): distanza che intercorre tra il contatto dei due piedi
3. Durata del passo (s)
4. Velocità del cammino (m/s)
5. Durata della fase di appoggio (s)



## 6. Durata della fase di volo (s)

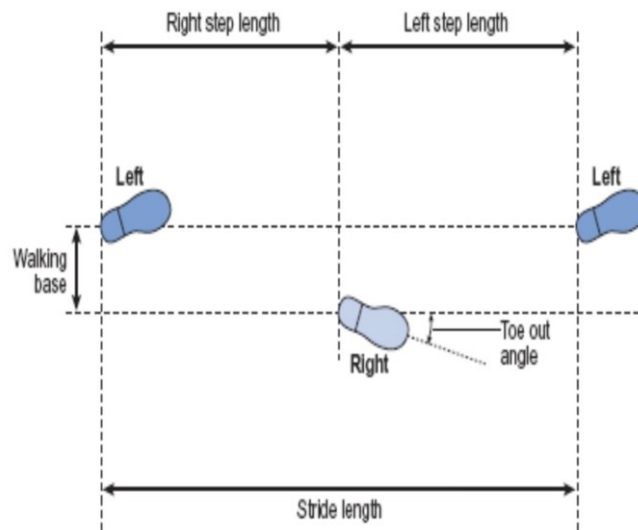


Figura 2: Passo e lunghezza del passo

### 1.2 SENSORI INERZIALI PER L'ANALISI DEL PASSO

Un IMU, acronimo di Unità di Misura Inerziale, è composto da diversi componenti, tra cui accelerometri, giroscopi e talvolta magnetometri, che possono essere utilizzati singolarmente o in combinazione [15]. L'accelerometro, il sensore più ampiamente impiegato per monitorare il movimento del corpo umano, misura l'accelerazione di un segmento corporeo rispetto a uno o più assi durante il passo. Le variazioni nell'accelerazione durante il passo possono essere sfruttate per identificare le diverse fasi del passo, come l'impatto del tallone, il rollio del piede e il sollevamento del tallone. L'utilizzo dell'accelerazione permette di individuare i momenti chiave del passo, come l'inizio e la fine, correlati al contatto del tallone con il terreno e al sollevamento del tallone. La lunghezza del passo può essere calcolata considerando la distanza percorsa durante ciascun passo e dividendo per il numero totale di passi. I giroscopi, invece, sono impiegati per determinare la rotazione del corpo e la velocità angolare attorno a uno o più assi [16].

Il principio di funzionamento comune degli accelerometri si basa su un elemento sensibile meccanico con una massa di prova fissata a un sistema di sospensione meccanica rispetto

a un sistema di riferimento. La massa di prova può deviare dalla forza inerziale a causa dell'accelerazione o della gravità secondo la seconda legge di Newton (forza = massa × accelerazione). L'accelerazione può essere misurata elettricamente sfruttando le variazioni fisiche nello spostamento della massa di prova rispetto al sistema di riferimento. Il giroscopio microlavorato si basa sul concetto di misurazione della forza di Coriolis, una forza apparente proporzionale alla velocità angolare di rotazione in un sistema di riferimento rotante. Rilevando il movimento lineare dallo sforzo di Coriolis ed eseguendo un'integrazione del segnale giroscopico, è possibile ottenere la velocità angolare. Integrando i dati dell'accelerometro e del giroscopio, è possibile stimare la lunghezza del passo e analizzare altri parametri come la simmetria e la velocità del passo. Le IMU emergono come strumenti particolarmente idonei per la misurazione del movimento in contesti clinici. La loro compattezza, la possibilità di essere indossate, la capacità di registrare dati a lungo termine, i costi contenuti e il basso consumo energetico le rendono strumenti versatili e convenienti per applicazioni in ambito clinico. Tuttavia, affinché un metodo di stima della posa basato sulle IMU sia adatto alle applicazioni cliniche, devono essere soddisfatte alcune condizioni fondamentali. In primo luogo, il sistema dovrebbe fornire una stima diretta degli angoli articolari nello spazio tridimensionale. La precisione delle stime dovrebbe essere almeno comparabile, se non superiore, a quella ottenuta con i metodi visivi. Inoltre, il sistema dovrebbe essere rapido da configurare e di facile utilizzo. La stima accurata degli angoli articolari tramite IMU è una sfida, principalmente a causa della deriva del giroscopio, del disallineamento del sensore rispetto al segmento e di eventuali artefatti da movimento. Diversi metodi sono stati proposti per affrontare questa problematica, spesso ricorrendo all'integrazione strap-down della velocità angolare per stimare l'orientamento dell'arto a cui è collegata l'IMU rispetto a un sistema di riferimento globale. Tuttavia, le letture rumorose e gli errori potrebbero compromettere la precisione delle stime, specialmente nel lungo periodo. Per mitigare la deriva del giroscopio, una pratica comune è la fusione dei dati provenienti dall'accelerometro e dal giroscopio. Filtri complementari o l'uso di filtri di Kalman sono esempi di approcci utilizzati per questa fusione dei dati [17]. Un ulteriore problema significativo legato alle IMU è la sensibilità al disallineamento. Gli angoli articolari devono essere misurati nel sistema di coordinate articolari anatomiche, e qualsiasi deviazione tra la struttura locale del sensore e la struttura articolare anatomica può generare errori. La precisione richiede quindi un posizionamento accurato del sensore o l'implementazione di procedure di calibrazione [18]. Analizzando i dati provenienti da studi di qualità variabile, emerge che la validità della misurazione della lunghezza del passo tramite IMU posizionate

sulla schiena è generalmente buona. Ciò suggerisce che queste tecnologie possono offrire risultati affidabili in ambito clinico. La correlazione tra le variabili è di  $r = 0,99$ , con un intervallo di confidenza del 95% compreso tra 0,97 e 1,00. Inoltre, l'eterogeneità è del 93%, con un valore  $p$  inferiore a 0,001. [19].

### 1.3 CALIBRAZIONE

I monitor indossabili per l'attività fisica sono ampiamente utilizzati negli studi di ricerca. Questi dispositivi operano rilevando risposte fisiologiche o meccaniche al movimento corporeo e utilizzando tali segnali per stimare variabili correlate all'attività fisica. La calibrazione e la validazione dei monitor rappresentano il primo passo per ottenere informazioni accurate e obiettive. Nel 2004, durante una conferenza sul "Monitoraggio oggettivo dell'attività fisica", Welk ha distinto due tipi di calibrazione [20]. La "calibrazione dell'unità" viene eseguita per ridurre la variabilità tra gli strumenti e garantire che i singoli segnali monitorino grandezze dirette, come accelerazione, frequenza cardiaca e postura corporea. La "calibrazione del valore" dei monitor indossabili si riferisce al processo utilizzato per garantire che i segnali diretti siano espressi in unità di misura stabili. Con l'utilizzo di dispositivi indossabili, in particolare di sensori inerziali, la principale sfida nell'utilizzo dell'IMU sarà la rimozione del rumore [21]. I tipi di rumore primari in un'IMU possono essere classificati come rumori stocastici ed errori sistematici. I rumori casuali rappresentano la parte non deterministica dei dati del sensore, mentre gli errori sistematici possono essere determinati ed eliminati utilizzando la procedura di "calibrazione", un processo che stabilizza e ottimizza le misurazioni del sensore. La maggior parte delle calibrazioni dell'IMU effettuate dall'utente utilizzano valori di riferimento noti per i movimenti statici e dinamici dell'IMU [22]. I metodi di calibrazione più comuni sono le calibrazioni del giroscopio, in cui il giroscopio viene calibrato dopo aver calibrato l'accelerometro o qualsiasi altro sensore o apparecchiatura esterna [23]. I metodi motorizzati/non motorizzati possono eseguire rotazioni a velocità di rotazioni note e calibrare i giroscopi in base a tali velocità di rotazioni note.

La calibrazione viene utilizzata per risolvere il coefficiente di errore confrontando la differenza tra l'uscita misurata effettiva del sensore e il valore di riferimento preimpostato, costruendo la relazione tra l'uscita misurata e l'uscita prevista. La differenza tra il valore di riferimento preimpostato o l'oggetto di riferimento può essere divisa in due categorie:

calibrazione autonoma e calibrazione non autonoma. La differenza sta nel fatto che la calibrazione non autonoma richiede assistenza da apparecchiature di alta precisione in laboratorio, mentre la calibrazione autonoma viene definita come quella effettuata senza l'utilizzo di strumenti di precisione. Poiché la velocità angolare di rotazione della terra è un segnale debole, cioè la velocità di rotazione della terra è nascosta da un grande rumore, solo i giroscopi con precisione media o superiore possono rivelarlo in modo acuto; quindi, la calibrazione dei giroscopi richiede più eccitazione esterna rispetto agli accelerometri. La calibrazione non autonoma dell'IMU (Unità di misura inerziale) dipende da una piattaforma meccanica [24]. Questa piattaforma ruota l'IMU in orientamenti e velocità angolari predefiniti, controllati con precisione. La calibrazione del giroscopio può essere teoricamente eseguita utilizzando equazioni specifiche, tuttavia a causa della piccola ampiezza della velocità di rotazione terrestre, è necessaria una maggiore eccitazione di rotazione per una calibrazione accurata. È stato proposto uno schema migliorato basato sulla calibrazione multi-posizione, ottimizzato per correggere i due difetti della calibrazione multi-posizione del giroscopio, ovvero l'incapacità di percepire i segnali deboli della rotazione terrestre e i requisiti rigorosi per i valori iniziali [25]. Per la calibrazione autonoma dei giroscopi, oltre alla velocità angolare di rotazione della terra, vengono utilizzate altre eccitazioni ausiliarie come accelerometri e magnetometri. Di seguito, si esplica principalmente il processo di calibrazione automatica dei giroscopi utilizzando varie stimolazioni ausiliarie. Nella calibrazione multi-posizione, nel primo approccio, si fa riferimento a un lavoro che stima 12 parametri di posizione utilizzando quattro misurazioni di orientamenti del giroscopio 3D [26]. Questo metodo richiede solo la rotazione manuale per completare la calibrazione del giroscopio, ma presenta alcune ipotesi e la robustezza del suo algoritmo non può essere garantita. Nel secondo approccio, denominato calibrazione accelerometro-giroscopio, viene menzionato un lavoro che calibra inizialmente l'accelerometro usando il metodo a sei posizioni. Successivamente, la velocità della ruota viene determinata con l'accelerometro, e viene proposto uno schema per calibrare il giroscopio combinando l'accelerometro e la ruota di bicicletta. Altri studi confrontano l'uscita dell'accelerometro con l'integrale direzionale dell'IMU e calibrano il giroscopio stimando i parametri approssimativi [27]. Alcuni autori introducono il campo gravitazionale della terra per eliminare la limitazione dell'orientamento del sensore, permettendo la calibrazione del giroscopio tramite semplice rotazione. Un altro approccio utilizza rotazioni note in una calibrazione multi-posizione per correlare quaternioni di rotazione, permettendo la libertà del piano di rotazione durante il processo di calibrazione [28].

## **2 MATERIALI E METODI**

Il capitolo si propone di offrire un'analisi dettagliata degli strumenti e delle strategie impiegate nella conduzione dell'indagine in corso, con l'obiettivo principale di guidare il lettore attraverso la progettazione e l'implementazione della ricerca. Si inizia con un'approfondita analisi della popolazione di studio, seguita dall'esplorazione dei dispositivi e degli strumenti utilizzati per la raccolta dei dati durante l'esperimento, con fornitura di dettagli sui modelli e le specifiche tecniche di ciascun strumento. Il protocollo sperimentale viene esposto in modo esaustivo, prestando particolare attenzione alle procedure seguite durante le fasi di raccolta dati. Si discutono in dettaglio gli aspetti delle sessioni sperimentali, compresi gli ambienti di test, le istruzioni fornite ai partecipanti e le misure adottate per garantire la coerenza nelle condizioni sperimentali. Infine, vengono affrontate le metodologie utilizzate per analizzare i dati raccolti, completando così la panoramica completa della metodologia impiegata. Questo capitolo risulta fondamentale per una comprensione approfondita del contesto in cui sono stati ottenuti i risultati presentati nel capitolo successivo.

### **2.1 INTRODUZIONE AI TEST**

Questa sezione presenta i dettagli dei test e delle procedure utilizzate per la ricerca, concentrando l'attenzione sulla calibrazione dello strumento K-Sport e sull'analisi del passo. Gli elementi chiave includono l'obiettivo dei test, l'approvazione del Comitato Etico dell'Università Politecnica delle Marche e il consenso informato dei partecipanti. Ogni sperimentazione mira a raggiungere obiettivi specifici: la calibrazione dello strumento K-Sport e l'analisi del passo, entrambi cruciali per la comprensione globale dello studio. Tutti i test sono stati approvati dal Comitato Etico dell'Università Politecnica delle Marche, garantendo elevati standard etici. I partecipanti hanno fornito il consenso informato, dimostrando piena consapevolezza e volontà di partecipare. Le fasi esecutive, inclusi l'allestimento dei test, le istruzioni ai partecipanti e le misure per standardizzare le condizioni sperimentali, saranno descritte dettagliatamente per assicurare la riproducibilità accurata dei risultati.

## 2.2 POPOLAZIONE TEST

Nel presente capitolo, esploreremo la popolazione di individui coinvolta negli studi, fornendo un quadro completo delle caratteristiche demografiche.

Il processo di acquisizione dati per la calibrazione è stato condotto su 7 partecipanti (figura 3), con un'età di  $23 \pm 1$  anni e un indice di massa corporea (BMI) di  $21,8 \pm 1,2$  kg/m<sup>2</sup>. Ogni soggetto richiede un tempo complessivo di circa trenta minuti, includendo la preparazione dell'ambiente di misura e le registrazioni.

SOGGETTI	SESSO	ETA'	ALTEZZA (m)	PESO (kg)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
1	F	23	1.66	55	19.96
2	F	23	1.66	55	19.96
3	M	22	1.78	72	22.72
4	M	24	1.74	69	22.79
5	M	25	1.75	67	21.88
6	M	22	1.78	72	22.72
7	M	24	1.74	69	22.79

Figura 3: Popolazione test

Il processo di acquisizione dati per l'analisi del passo è stato condotto su 28 partecipanti (figura 4), con un'età di  $23 \pm 3$  anni e un indice di massa corporea (BMI) di  $22,8 \pm 2,6$  kg/m<sup>2</sup>. Anche qui, ogni soggetto richiede un tempo complessivo di circa trenta minuti, includendo la preparazione dell'ambiente di misura e le registrazioni.

SOGGETTI	SESSO	ETA'	ALTEZZA (m)	PESO (kg)	BMI (kg/m <sup>2</sup> )
1	M	19	1.75	65	21.22
2	M	24	1.76	69	22.28
3	M	21	1.78	72	22.72
4	M	23	1.78	67.5	21.30
5	M	22	1.93	85	22.82
6	M	21	1.80	70	21.60
7	M	22	1.72	65	21.97
8	M	22	1.90	104	28.81
9	M	22	1.83	74	22.10
10	M	26	1.75	72	23.51
11	M	25	1.96	92	23.95
12	M	21	1.84	70	20.68
13	M	22	1.76	68	21.95
14	M	19	1.83	74	22.10
15	M	21	1.75	95	31.02
16	M	23	1.69	48	16.81
17	M	21	1.70	70	24.22
18	M	25	1.80	63	19.44
19	M	25	1.75	68	22.20
20	M	19	1.87	78	22.31
21	M	31	1.76	75	24.21
22	M	29	1.72	78	26.37
23	M	25	1.75	68	22.20
24	M	24	1.74	69	22.79
25	M	30	1.90	85	23.55
26	M	25	1.75	67	21.88
27	M	22	1.78	72	22.72
28	M	24	1.74	69	22.79

Figura 4: Popolazione test

## **2.3 DISPOSITIVI DI ACQUISIZIONE**

Nell'ambito dell'acquisizione dati, sono stati utilizzati due dispositivi distinti per la caratterizzazione. Il primo dispositivo preso in considerazione è il wearable K-Sport (Marcolini, Fano, Italia), mentre il secondo consiste nelle solette Pedar-X (Novel, Monaco Di Baviera, Germania), riconosciute come il gold standard.

### **2.3.1 SISTEMA PEDAR-X**

Il sistema Pedar è un sistema di monitoraggio della distribuzione di pressione per monitorare i carichi localizzati tra il piede e la scarpa [29]. Il sistema si collega a solette sensorizzate che ricoprono l'intera superficie plantare del piede o a cuscinetti sensoriali per le aree dorsali, mediali o laterali del piede. Diversi sono i campi d'impegno del sistema Pedar-X: ricerca e progettazione di calzature, analisi della cinematica dell'andatura libera, biomeccanica sportiva e monitoraggio del carico a lungo termine [30]. Il sistema Pedar è costituito dai seguenti componenti (Figura 5):

- A. Solette sensorizzate
- B. Doppio cavo per collegare le solette al box
- C. Pedar-X box
- D. Cavo a fibra ottica/adattatore USB
- E. Cavo USB
- F. Cintura
- G. Batteria
- H. Cavo della batteria
- I. Carica batterie
- J. Trigger di start/stop
- K. Chiave di protezione Bluetooth
- L. Strappi in velcro
- M. SD Card





Figura 5: Componenti sistema Pedar-X

Le solette vengono inserite all'interno delle scarpe, si collegano al Pedar box tramite il doppio cavo. La batteria insieme al Pedar box viene posta su un'apposita fascia in velcro (la quale viene fissata intorno al soggetto testato così da muoversi liberamente) (figura 6). Il sistema può essere collegato al computer sia tramite un cavo in fibra ottica/adattatore USB sia tramite modalità wireless, oppure i dati possono essere memorizzati su una memoria interna e trasmessi al computer successivamente.



Figura 6: Sistema Pedar-X

Le solette hanno uno spessore di 1 mm e sono disponibili di diverse misure dal numero 22 al numero 49 (taglia europea), di tre larghezze. Ogni soletta ha un numero di 99 sensori capacitivi. I sensori capacitivi sono costituiti da due armature metalliche, tra cui è posto uno strato di materiale dielettrico elastico. Quando questo viene sottoposto ad una forza, avviene

una variazione di distanza tra le due armature (figura 7,8), determinando una variazione di tensione proporzionale alla pressione applicata [31], la quale provoca un cambiamento di capacità secondo l'equazione 1:

$$C = \epsilon S/d \quad 1$$

Dove C rappresenta la capacità,  $\epsilon$  è la costante dielettrica del mezzo, S la superficie delle armature e d è la distanza tra esse. Tutto ciò genera una differenza di potenziale in uscita secondo l'equazione 2:

$$\Delta V = Q/C \quad 2$$

In cui  $\Delta V$  è la variazione di potenziale elettrico e Q è la carica che si accumula sulle piastre.

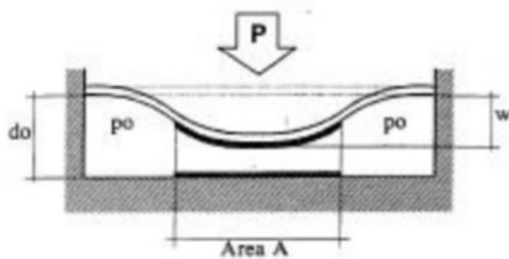


Figura 7: Meccanismo sensore capacitivo

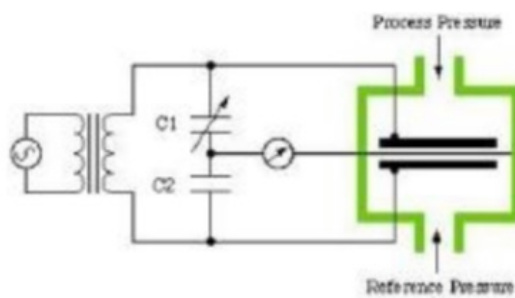


Figura 8: Circuito sensore capacitivo

Il range di pressione delle solette va da un minimo di 15 kPa ad un massimo di 600 kPa, o da 30 kPa a 1200 kPa. La risoluzione (minima variazione in ingresso che provoca variazioni misurabili in uscita) va da un minimo di 2,5 kPa ad un massimo di 5 kPa, mentre, l'isteresi è minore del 7% e l'accuratezza è minore del 2%. La raccolta dati e la sua visualizzazione avvengono tramite l'utilizzo del software Pedar-X online Program.

## Pedar-X Program

L'elaborazione dei dati avviene tramite l'utilizzo del software Pedar-X online Program. Il programma permette: la calibrazione dei sensori, la raccolta e la visualizzazione dei dati in tempo reale. Sulla sinistra della figura 9 riportata sono rappresentate la superficie di entrambi i piedi, suddivisa in 99 aree (corrispondenti ai 99 sensori capacitivi), e per ognuna riportano il valore di pressione, misurato in N/cm<sup>2</sup>.

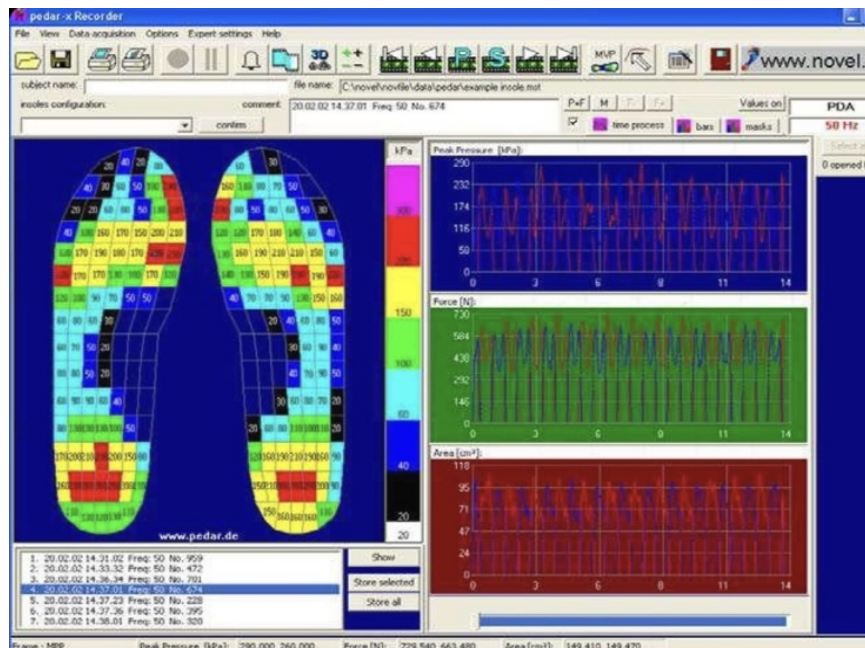


Figura 9: Schermata programma Pedar-X

La differente colorazione dei sensori consente la visualizzazione dei differenti valori di pressione registrata grazie alla legenda che viene riportata a destra della rappresentazione della superficie dei piedi. A destra della legenda è possibile osservare il valore dei picchi di pressione (area blu), il valore dei picchi di forza (area verde), il valore della superficie di appoggio (area rossa). Le caratteristiche dell'utilizzo del software Pedar-X online Program includono la possibilità di selezionare individualmente la taglia della soletta, l'animazione delle fasi di contatto del piede, la scelta dei passi da analizzare, l'analisi cronometrica del passo e l'analisi di misure a lungo termine.

### 2.3.2 DISPOSITIVO K-SPORT

Quando ci si riferisce al dispositivo wearable K-Sport (figura 10), esistono due prototipi: uno pensato per l'utilizzo in ambienti indoor e l'altro specificatamente progettato per ambienti outdoor, grazie alla presenza del segnale GPS. I dati acquisiti tramite l'utilizzo di questo dispositivo includono accelerazioni lineari a una frequenza di campionamento di 238 Hz, accelerazioni angolari (tramite giroscopio, 238 Hz), segnali elettrocardiografici (ECG, 200 Hz), dati GPS (con dispositivo outdoor) e misurazioni di temperatura [32].



Figura 10: Dispositivi K-Sport

## 2.4 PROTOCOLLO DI TEST

La fase sperimentale si è svolta nel laboratorio del Dipartimento di Ingegneria Industriale e Scienze Matematiche dell'Università Politecnica delle Marche. Il Comitato Etico per la Ricerca dell'università ha certificato la conformità dello studio al Codice di Integrità della Ricerca. Tutti i test sono stati eseguiti nel rispetto della Dichiarazione di Helsinki dell'Associazione Mondiale di Medicina (WMA), coinvolgendo volontari in buona salute. Prima dell'avvio dei test, i partecipanti sono stati chiaramente informati sulle metodologie e sugli obiettivi dello studio, firmando un modulo di consenso informato. La raccolta e la gestione dei dati sono avvenute nel pieno rispetto del Regolamento Generale sulla Protezione dei Dati (GDPR).

Il documento descrive la raccolta e l'analisi dei dati relativi alla calibrazione del dispositivo indossabile K-Sport attraverso l'analisi dei grafici del giroscopio. La procedura si articola in otto fasi:

- Il soggetto indosserà la pettorina (posizionata sopra la maglietta), a cui verrà inserito il dispositivo indossabile K-Sport nella parte superiore della schiena.
- Saranno poste le solette Pedar-X all'interno delle scarpe, collegate tramite doppio cavo al Pedar box, posizionato su un'apposita fascia in velcro. Il sistema può essere collegato al computer tramite un cavo in fibra ottica/adattatore USB.
- Il soggetto salirà sul tapis roulant, seguito dalla calibrazione delle solette tramite il software Program Pedar-X.

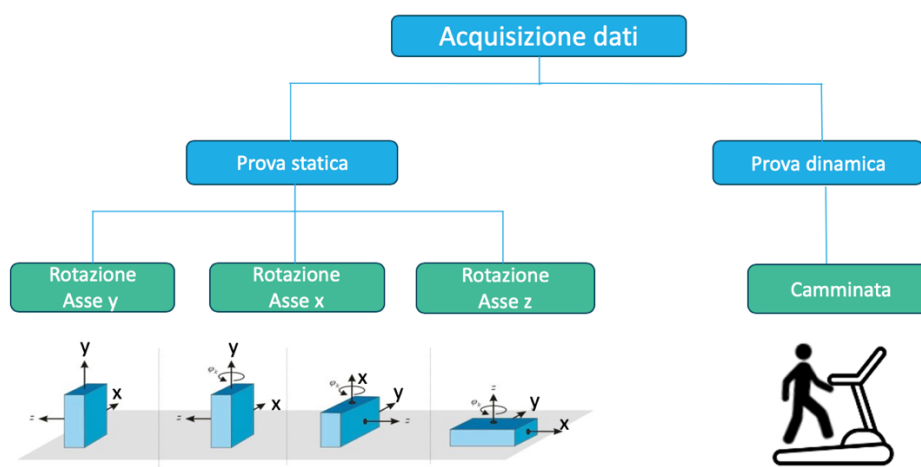


Figura 11: Protocollo di test

La calibrazione del dispositivo, mirata ad adattarlo alle caratteristiche specifiche di ciascun partecipante, rappresenta una fase cruciale nella raccolta dei dati, garantendo precisione e affidabilità nelle misurazioni. Questo processo è diviso in due fasi, statica e dinamica, come descritto nel protocollo dati:

Prova statica (figura 11):

- Il soggetto eseguirà rotazioni intorno alle tre direzioni degli assi considerati.
- La prima rotazione sarà intorno all'asse y, con il soggetto che ruoterà la spalla da destra verso sinistra e ritornando alla posizione iniziale. Lo stesso movimento sarà eseguito con l'altra spalla. Dopo queste rotazioni, il soggetto rimarrà immobile.
- La seconda rotazione sarà intorno all'asse x, con il soggetto portando il busto in avanti e poi ritornando alla posizione iniziale. Dopo un breve intervallo, il busto sarà portato indietro. Dopo ogni rotazione, il soggetto tornerà alla posizione iniziale e rimarrà immobile.
- La terza rotazione sarà intorno all'asse z, con il soggetto piegandosi lateralmente prima verso sinistra e poi verso destra.

Prova dinamica (figura 11):

- Il soggetto svolgerà una prova dinamica camminando sul tapis roulant per un minuto, accentuando la rotazione dell'asse y, cioè l'accentuazione della rotazione della spalla durante la camminata.

Questo documento non solo fornisce una caratterizzazione metrologica dettagliata del dispositivo K-Sport, ma descrive anche la raccolta e l'analisi dei dati relativi all'analisi del passo. Ogni partecipante alla campagna sperimentale è stato coinvolto in una sessione di test della durata approssimativa di 25 minuti, divisa in quattro fasi di riposo (ciascuna della durata di 1 minuto e 20 secondi). Queste fasi sono seguite da quattro periodi di camminata e quattro periodi di corsa, ciascuno della durata di 1 minuto e 20 secondi, eseguiti su un tapis roulant. È importante notare che è stato inserito un intervallo di recupero di un minuto tra ogni sessione di camminata e corsa. I partecipanti hanno avuto la possibilità di regolare la velocità di camminata e corsa in base alle proprie preferenze personali (Figura 12).

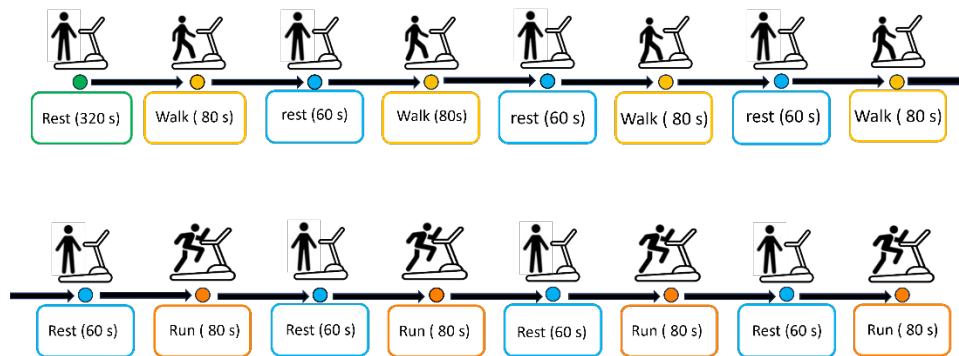


Figura 12: Protocollo test

Questo approccio dettagliato nella progettazione dei test assicura una copertura completa delle attività motorie, consentendo un'analisi esaustiva del passo e dei dati raccolti.

## 2.5 ANALISI DEI DATI

Le informazioni dalle solette sono state registrate mediante l'utilizzo dello strumento di acquisizione Pedar-X, mentre i dati da K-sport sono stati estratti tramite le rispettive applicazioni (kfitness). Tutti i dati sono stati elaborati attraverso MATLAB. I segnali acquisiti dalle solette e dal dispositivo indossabile K-Sport, attraverso i sensori IMU, forniscono informazioni sulla lunghezza del passo. È importante notare che la lunghezza del passo, in questo contesto, non è espressa direttamente in metri, bensì è derivata dalla registrazione della pressione plantare e dalle variazioni delle accelerazioni lineari registrate dalle solette e dal dispositivo K-Sport, rispettivamente. Il primo passo fondamentale nel calcolare il parametro della lunghezza del passo è la segmentazione di ciascun passo. Ciò è stato realizzato utilizzando una maschera in MATLAB, che facilita l'identificazione dell'inizio e della fine della fase di appoggio di ciascun piede. Una volta identificati i passi del soggetto, ne è stata calcolata la durata misurando la distanza tra il supporto del tallone destro (o sinistro) e il successivo tocco del tallone. Successivamente, sono stati estratti parametri simili dai dati acquisiti utilizzando il dispositivo indoor K-Sport. Il primo passo cruciale nel processo è il filtraggio dei dati. Poiché i componenti di interesse nelle analisi della camminata e della corsa sono concentrati a basse frequenze, è stato applicato un filtro passa-basso con frequenza di taglio nell'intervallo di 1-20 Hz per le accelerazioni lineari, mentre per le accelerazioni angolari la frequenza di taglio era nell'intervallo di 15-20 Hz [33]. Considerando i dati di accelerazione lineare, i passi compiuti dal soggetto sono stati segmentati identificando i picchi lungo l'asse verticale, che rappresentano le fasi di impatto del tallone utilizzando la funzione 'findpeaks' di MATLAB. Dopo la segmentazione, la

lunghezza del passo è stata calcolata considerando la distanza tra due picchi non consecutivi. Una volta stimati i parametri per il dispositivo K-Sport, i risultati ottenuti sono stati confrontati con quelli estratti dalle solette sensorizzate, analizzando l'incertezza di misurazione del dispositivo. A questo scopo sono stati impiegati metodi statistici standard, come il grafico di Bland-Altman [34], per valutare le prestazioni del dispositivo di test (K-Sport) confrontandolo con il riferimento (Pedar-X). Il grafico di Bland-Altman fornisce informazioni sull'accordo tra le misurazioni ottenute dai dispositivi presi in considerazione. Inoltre, l'analisi dei residui di misurazione comporta il calcolo delle differenze tra i valori osservati e quelli previsti dal modello. Un modello ben adattato avrà residui distribuiti casualmente senza un pattern. È stato calcolato anche il coefficiente di correlazione di Pearson, il quale varia da -1 a 1. Un coefficiente di -1 indica una perfetta correlazione lineare negativa, 1 indica una perfetta correlazione lineare positiva e 0 indica l'assenza di una correlazione lineare. Il coefficiente di correlazione di Pearson è uno strumento utile per valutare la forza e la direzione della relazione tra due variabili. Per garantire l'affidabilità dei risultati, è stata condotta un'analisi degli scarti, un processo dettagliato finalizzato a valutare le discrepanze tra i dati osservati e quelli attesi. Questo approccio mira a identificare le cause delle differenze al fine di apportare correzioni o miglioramenti al sistema o al processo analizzato.



### 3 RISULTATI

Nell'affrontare l'analisi dettagliata dei dati raccolti, questa sezione svela i risultati che illuminano aspetti fondamentali dell'oggetto di studio. I primi quattro grafici (Figura 13-16) esplorano dettagliatamente i risultati della calibrazione, con particolare enfasi sulla Figura 14, che presenta i segnali generati dal giroscopio durante rotazioni attorno ai tre assi. Successivamente, ci immergeremo nelle figure 15 e 16, che illustrano le camminate di due soggetti, evidenziando le differenze schematizzate nella Figura 13. La sezione successiva, dalle figure 17 alla 27, si concentra sull'analisi del passo, sia per la camminata che per la corsa. A questo scopo, vengono presentati tre tipi di grafici: la distribuzione degli scarti (Figura 17, 18, 23, 24), il grafico di Bland-Altman (Figura 19, 20, 25, 26) e il grafico con retta interpolante (Figura 21, 22, 27, 28). Ogni figura è stata attentamente selezionata per fornire un'istantanea chiara e dettagliata dei risultati ottenuti, preparando il terreno per una discussione approfondita delle implicazioni emerse dall'analisi.

Soggetto		Soggetto 1	Soggetto 2	Soggetto 3	Soggetto 4	Soggetto 5	Soggetto 6	Soggetto 7	
PROVA STATICA	Prima rotazione asse y rotazione	picco negativo e poi positivo da destra verso sinistra	picco negativo e poi positivo da destra verso sinistra	picco negativo e poi positivo da destra verso sinistra	picco negativo e poi positivo da destra verso sinistra	picco negativo e poi positivo da destra verso sinistra	picco negativo e poi positivo da destra verso sinistra	picco negativo e poi positivo da destra verso sinistra	
	Seconda rotazione asse y rotazione	picco positivo e poi negativo da sinistra verso destra	picco positivo e poi negativo da sinistra verso destra	picco positivo e poi negativo da sinistra verso destra	picco positivo e poi negativo da sinistra verso destra	picco positivo e poi negativo da sinistra verso destra	picco positivo e poi negativo da sinistra verso destra	picco positivo e poi negativo da sinistra verso destra	
	Prima rotazione asse x rotazione	picco positivo e poi negativo avanti	picco positivo e poi negativo avanti	picco positivo e poi negativo avanti	picco positivo e poi negativo avanti	picco positivo e poi negativo avanti	picco positivo e poi negativo avanti	picco positivo e poi negativo avanti	
	Seconda rotazione asse x rotazione	picco negativo e poi positivo dietro	picco negativo e poi positivo dietro	picco negativo e poi positivo dietro	picco negativo e poi positivo dietro	picco negativo e poi positivo dietro	picco negativo e poi positivo dietro	picco negativo e poi positivo dietro	
	Prima rotazione asse z rotazione	picco negativo e poi positivo sinistra	picco positivo e poi negativo destra	picco positivo e poi negativo destra	picco positivo e poi negativo destra	picco positivo e poi negativo destra	picco negativo e poi positivo sinistra	picco positivo e poi negativo destra	
	Seconda rotazione asse z rotazione	picco positivo e poi negativo destra	picco negativo e poi positivo sinistra	picco negativo e poi positivo sinistra	picco negativo e poi positivo sinistra	picco negativo e poi positivo sinistra	picco positivo e poi negativo destra	picco negativo e poi positivo sinistra	
	ASSE Y	piede destro picco positivo	piede sinistro picco negativo	picco positivo	picco negativo	picco positivo	picco negativo	picco positivo	picco negativo
	ASSE X	piede destro picco positivo	piede sinistro picco negativo	picco positivo	picco negativo	picco positivo	picco negativo	picco positivo	picco negativo
ASSE Z	piede destro picco positivo	piede sinistro picco negativo	picco positivo	picco negativo	picco positivo	picco negativo	picco positivo	picco negativo	

Figura 13: Risultati calibrazione

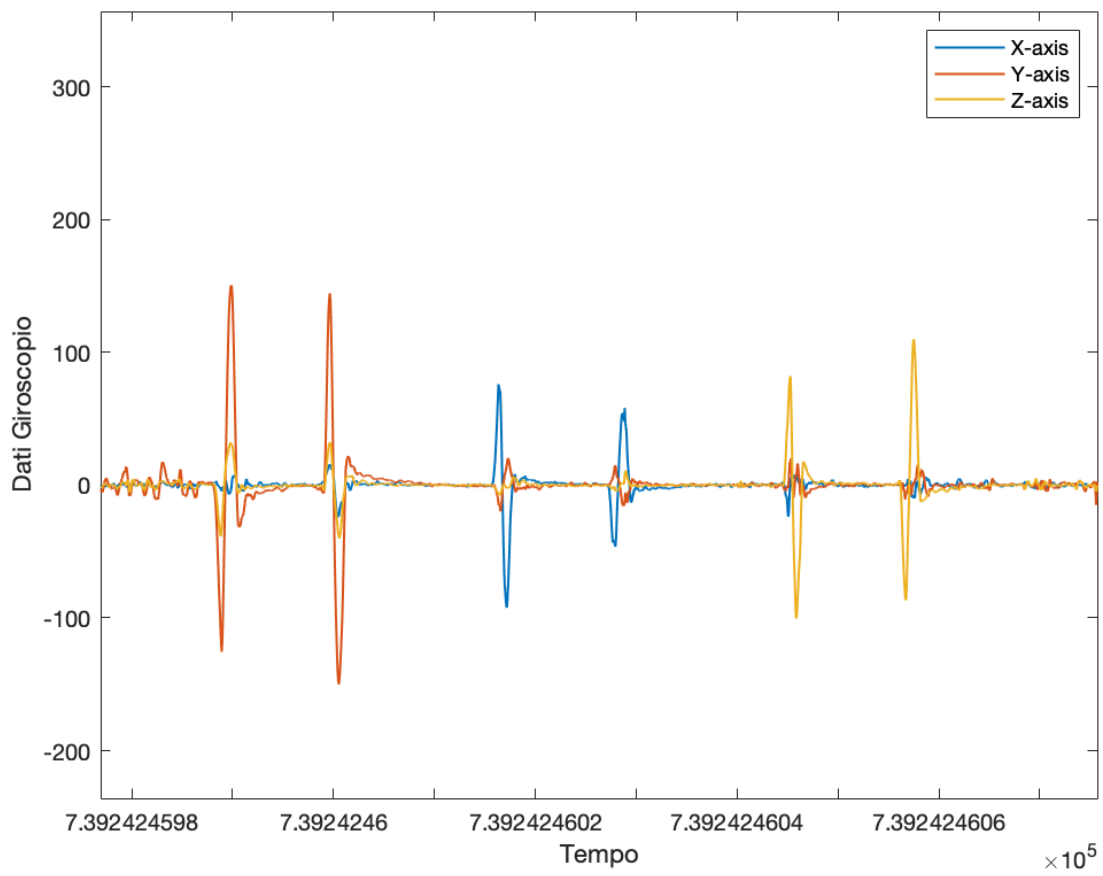


Figura 14: Segnali generati dal giroscopio delle rotazioni

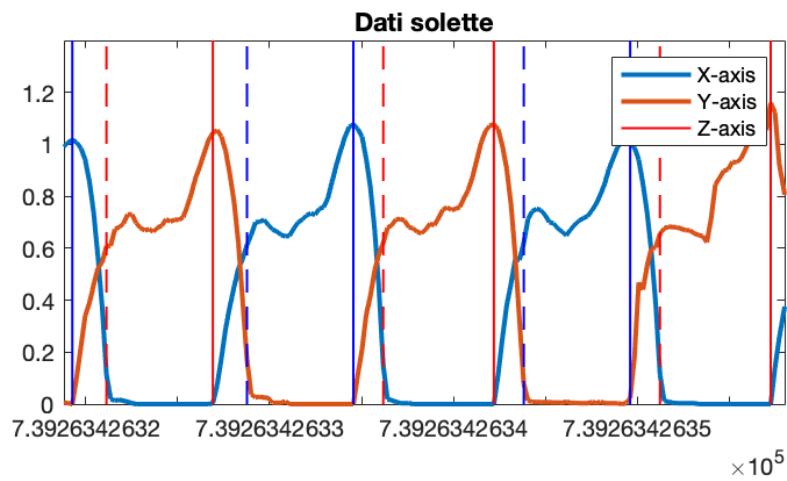
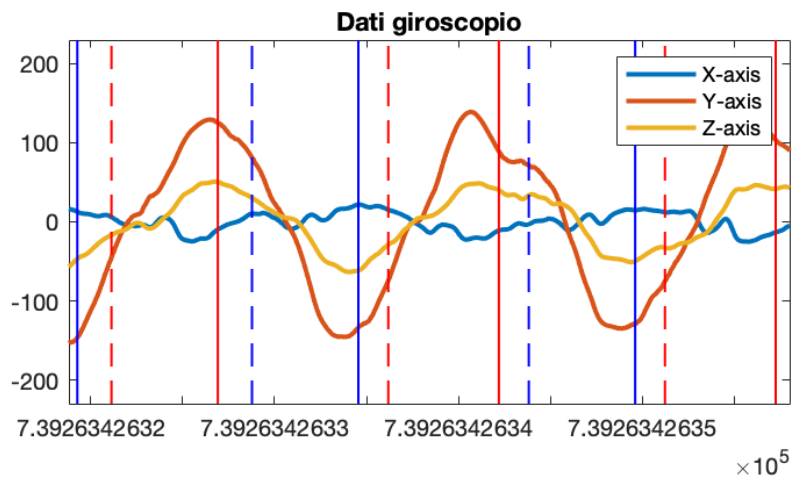
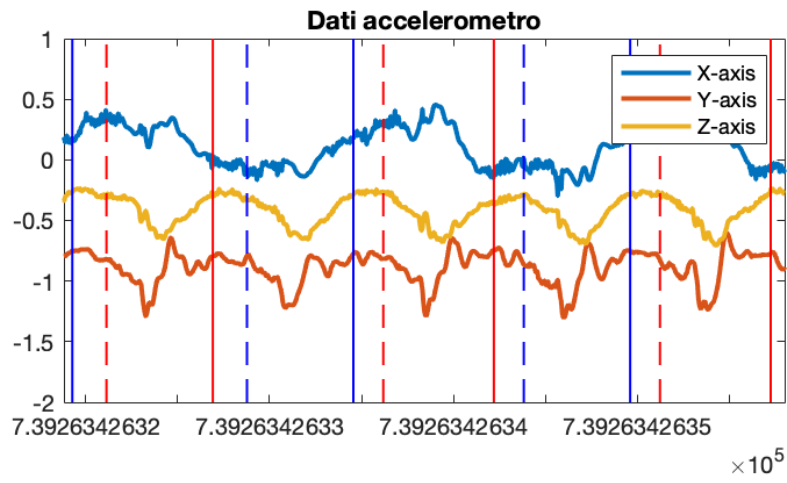


Figura 15: Camminata soggetto 1

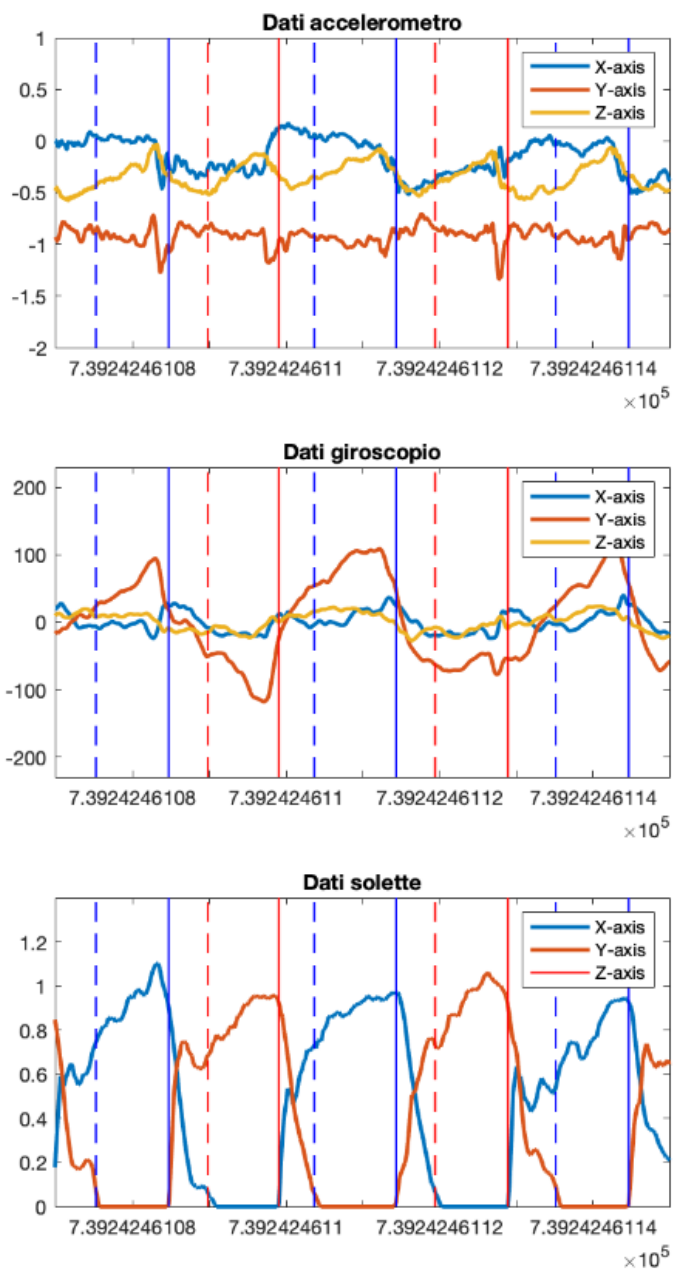


Figura 16: Camminata soggetto 2

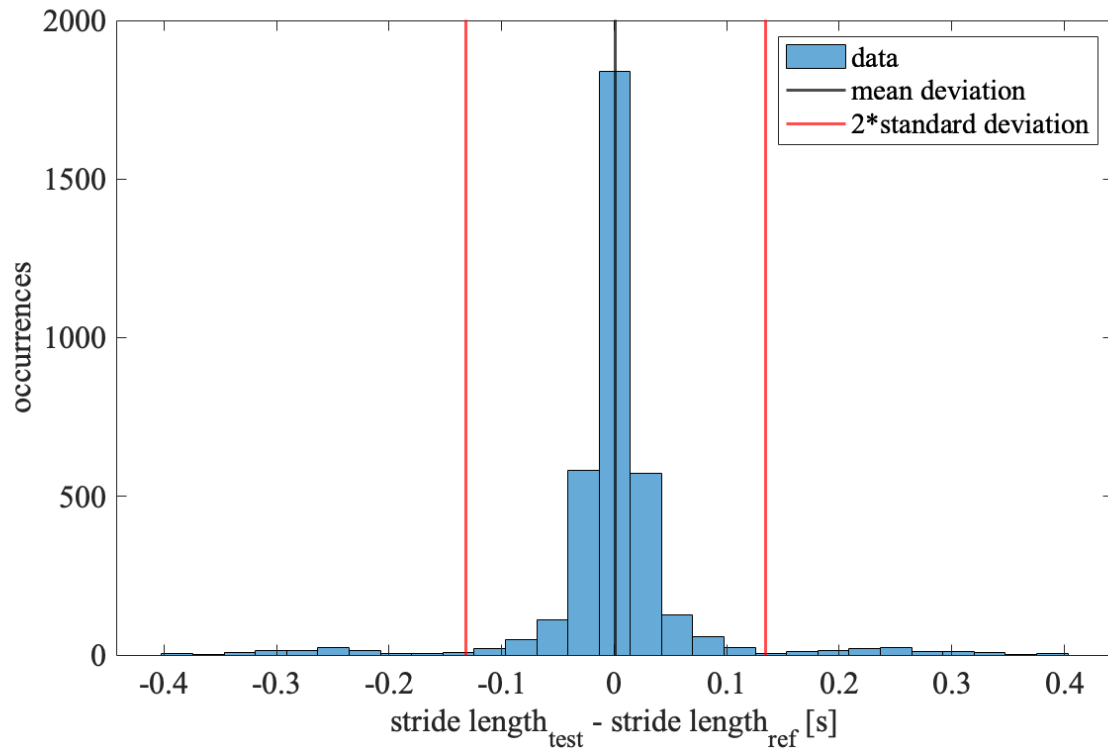


Figura 17: Grafico distribuzione degli scarti camminata piede destro

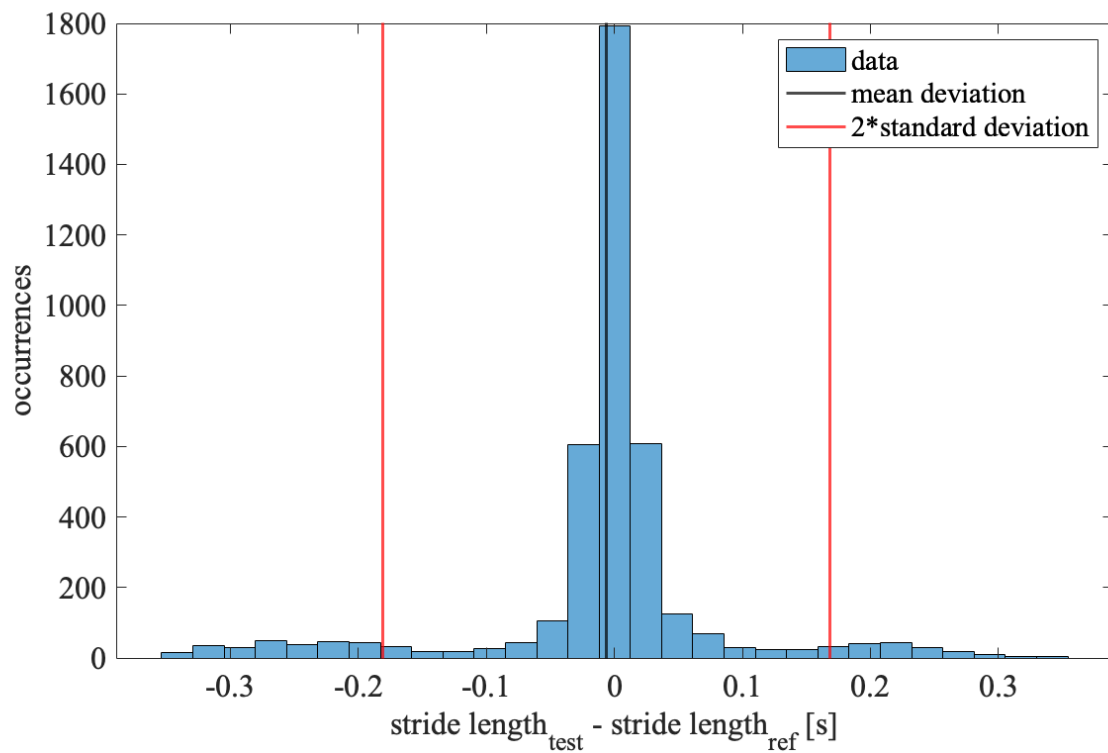


Figura 18: Grafico distribuzione degli scarti camminata piede sinistro

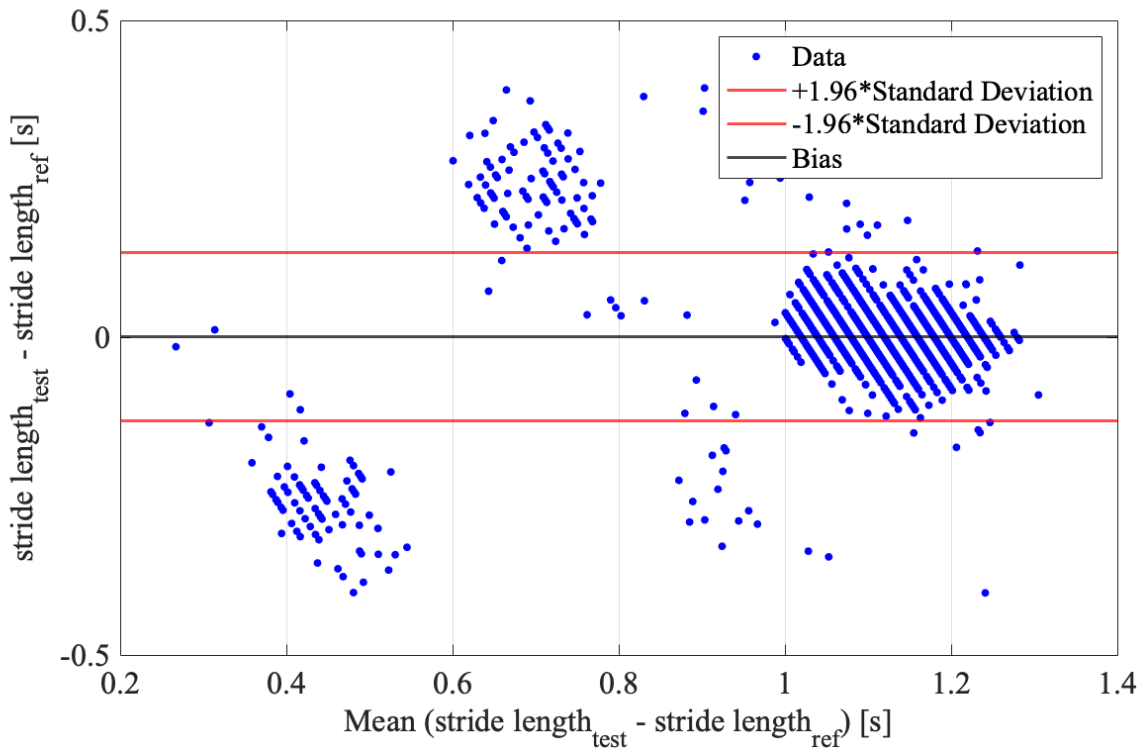


Figura 19: Grafico di Bland-Altman camminata piede destro

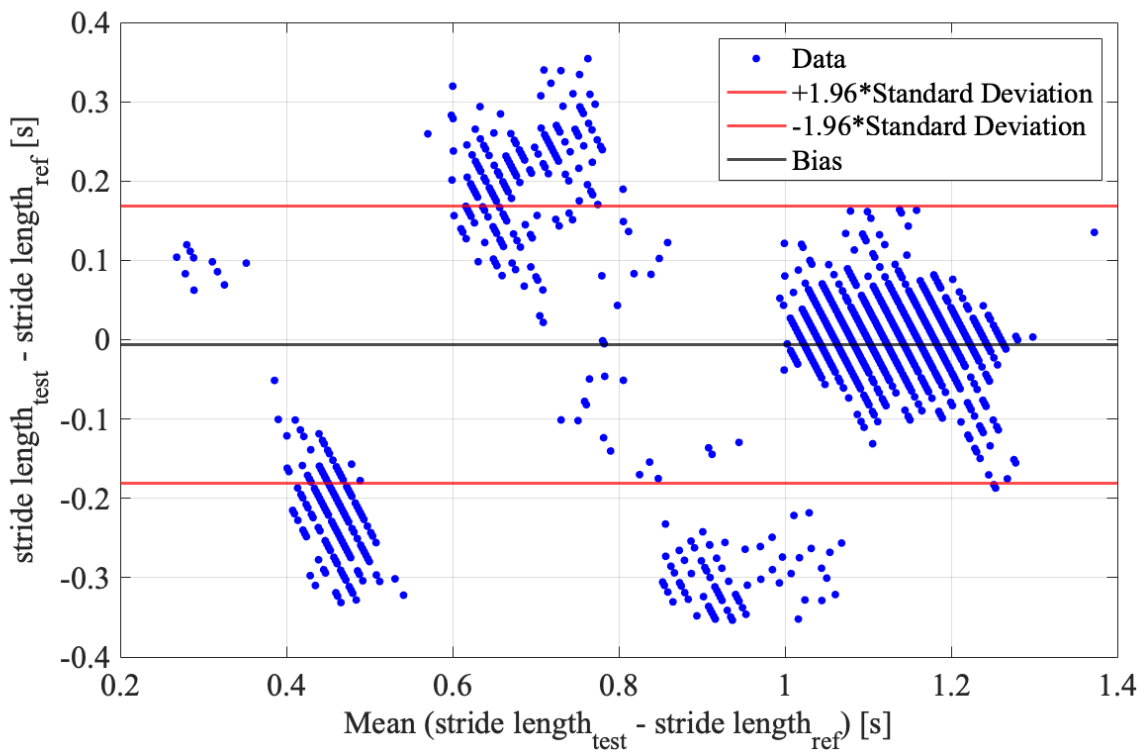


Figura 20: Grafico di Bland-Altman camminata piede sinistro

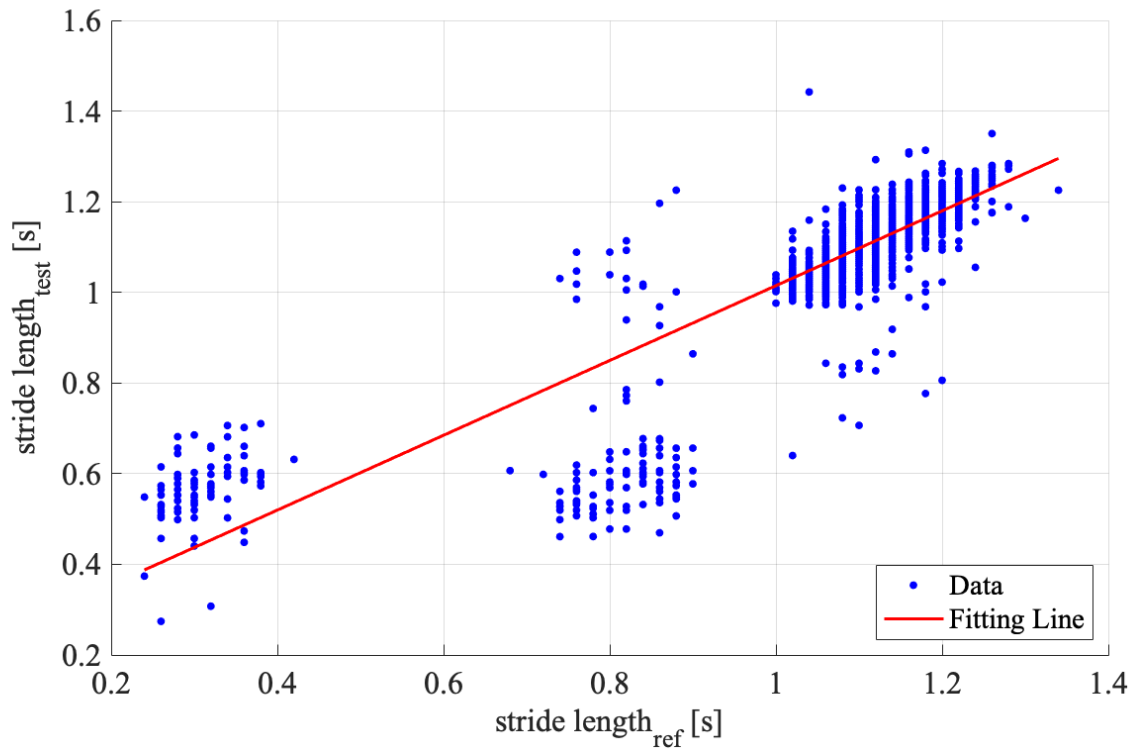


Figura 21: Grafico e retta interpolante camminata piede destro

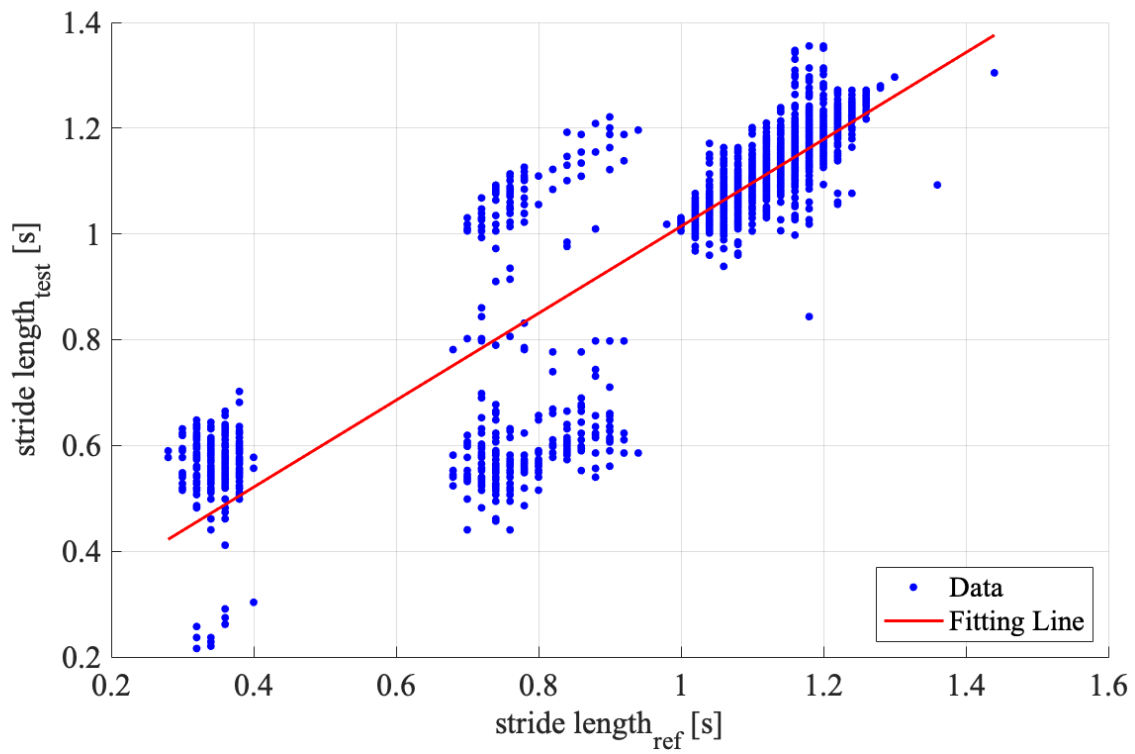


Figura 22: Grafico e retta interpolante camminata piede sinistro

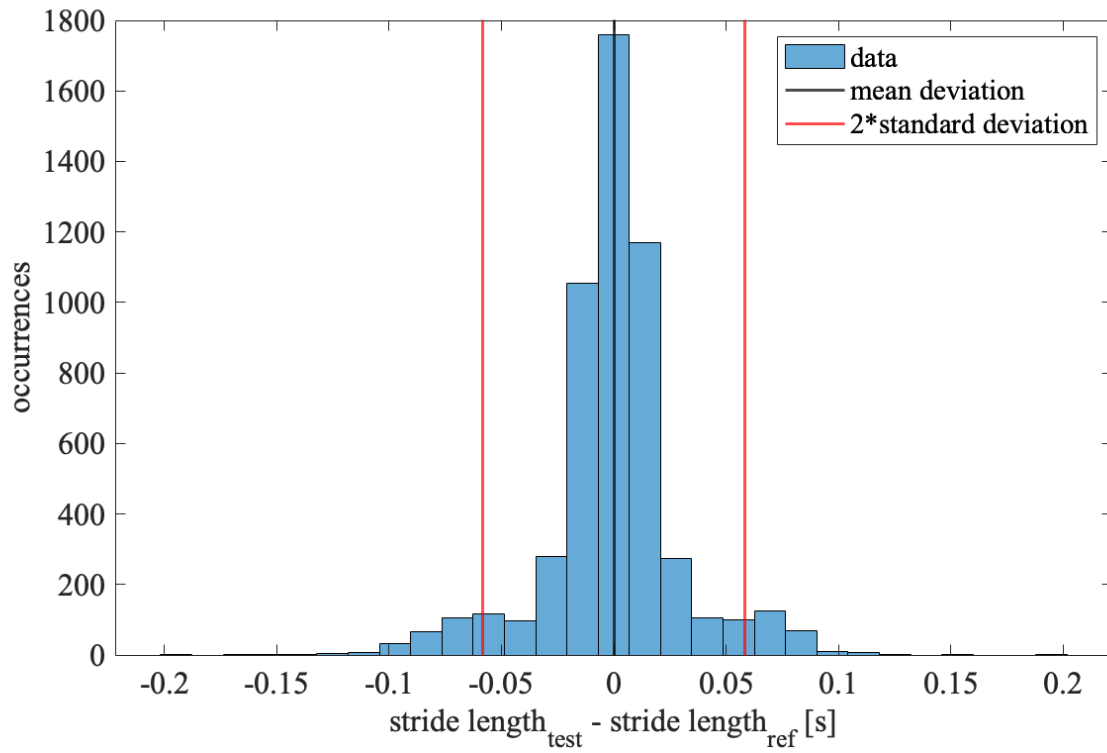


Figura 23: Grafico distribuzione degli scarti corsa piede destro

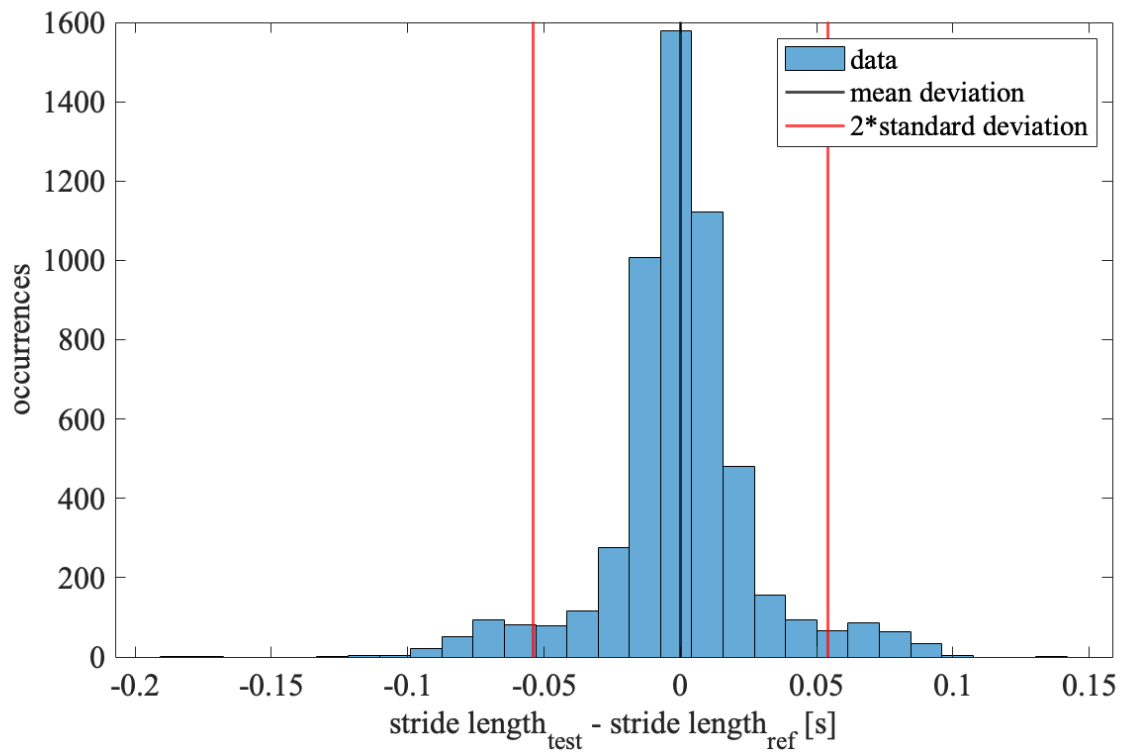


Figura 24: Grafico distribuzione degli scarti corsa piede sinistro



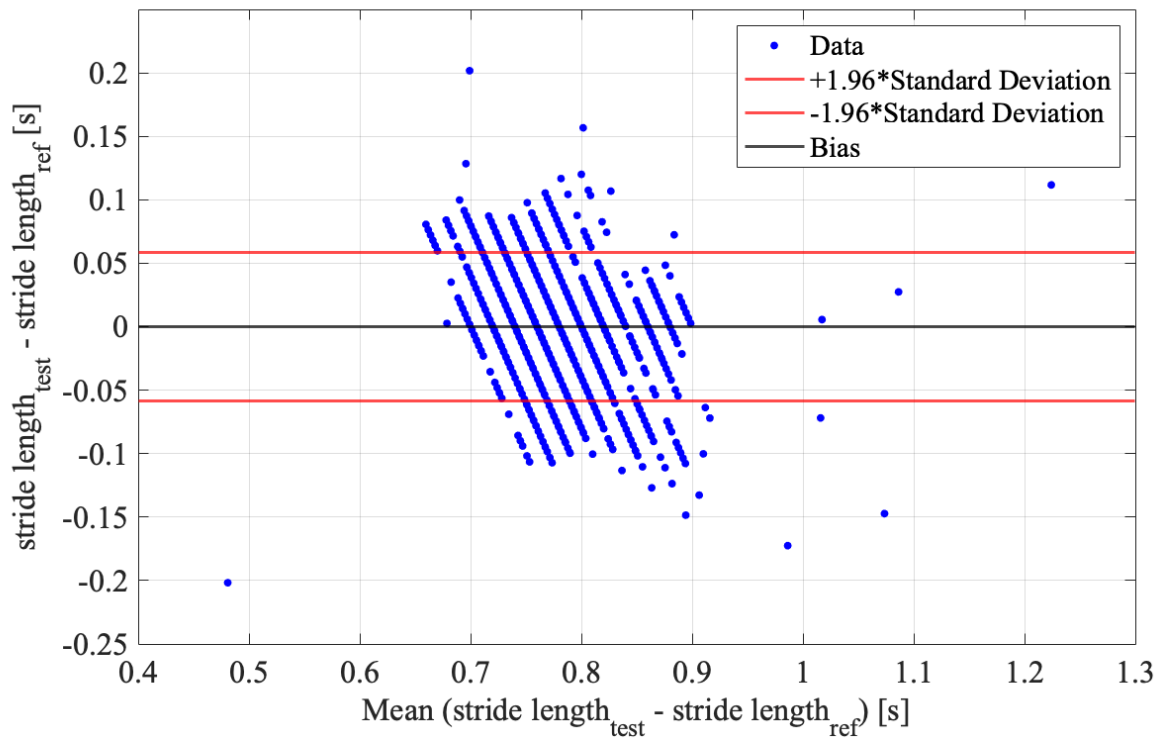


Figura 25: Grafico di Bland-Altman corsa piede destro

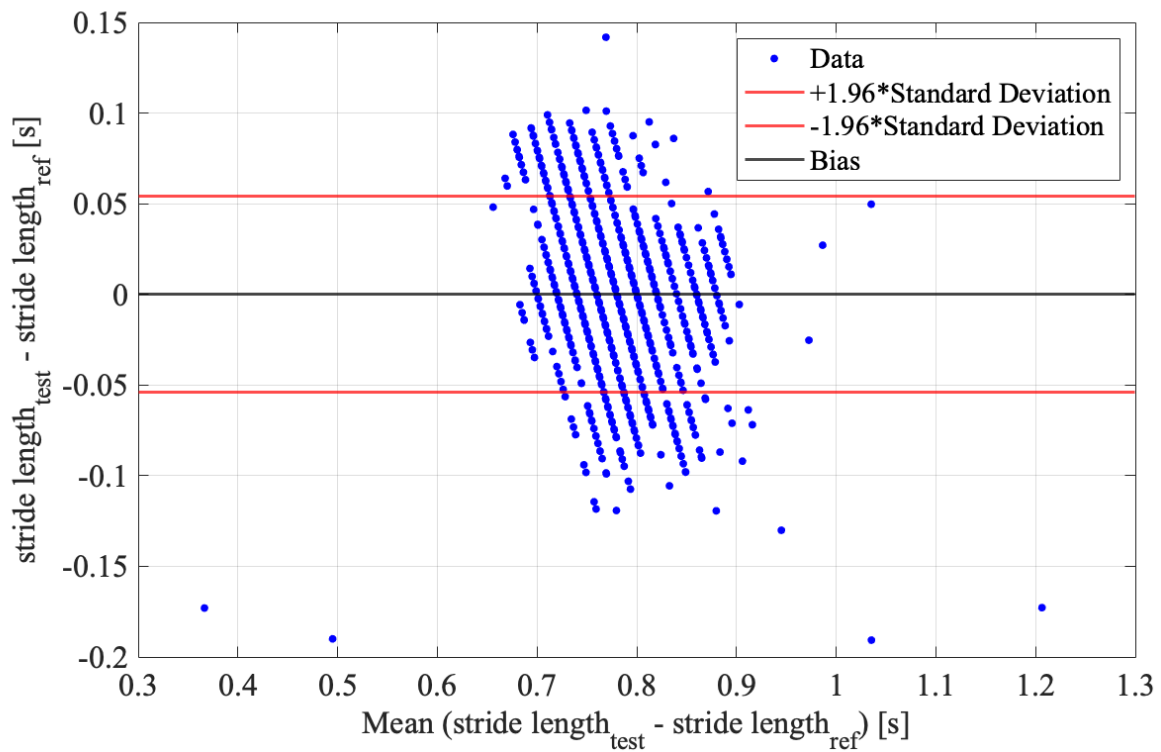


Figura 26: Grafico di Bland-Altman corsa piede sinistro

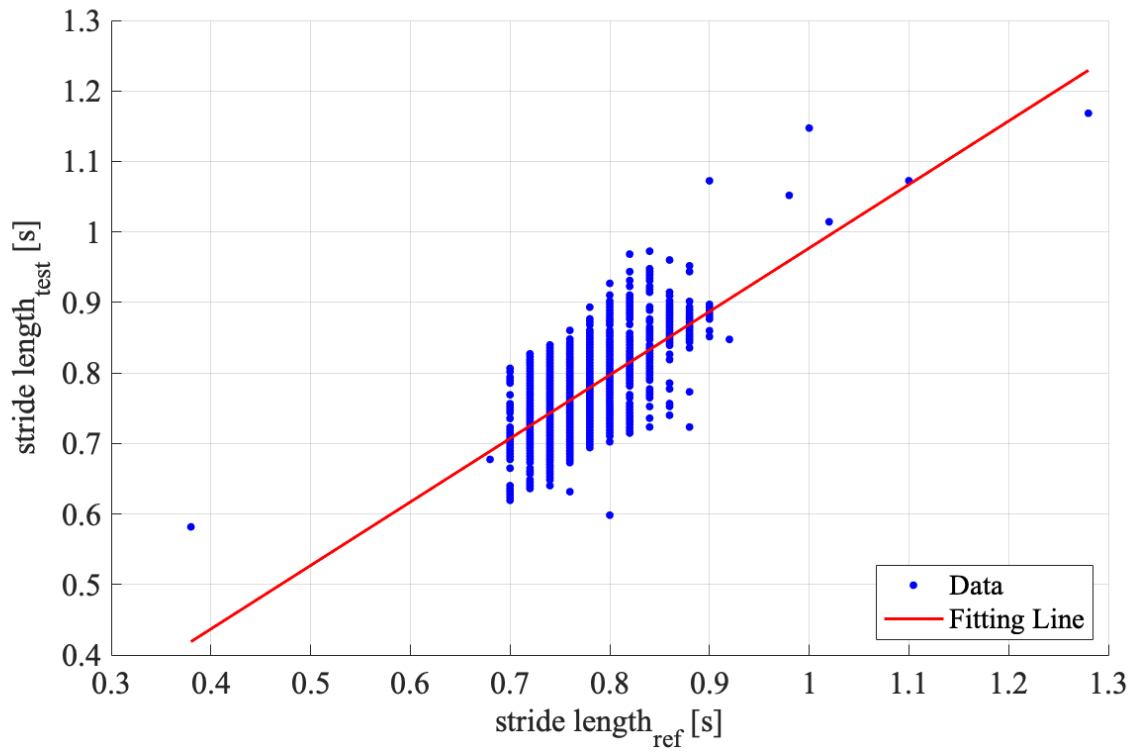


Figura 27: Grafico e retta interpolante corsa piede destro

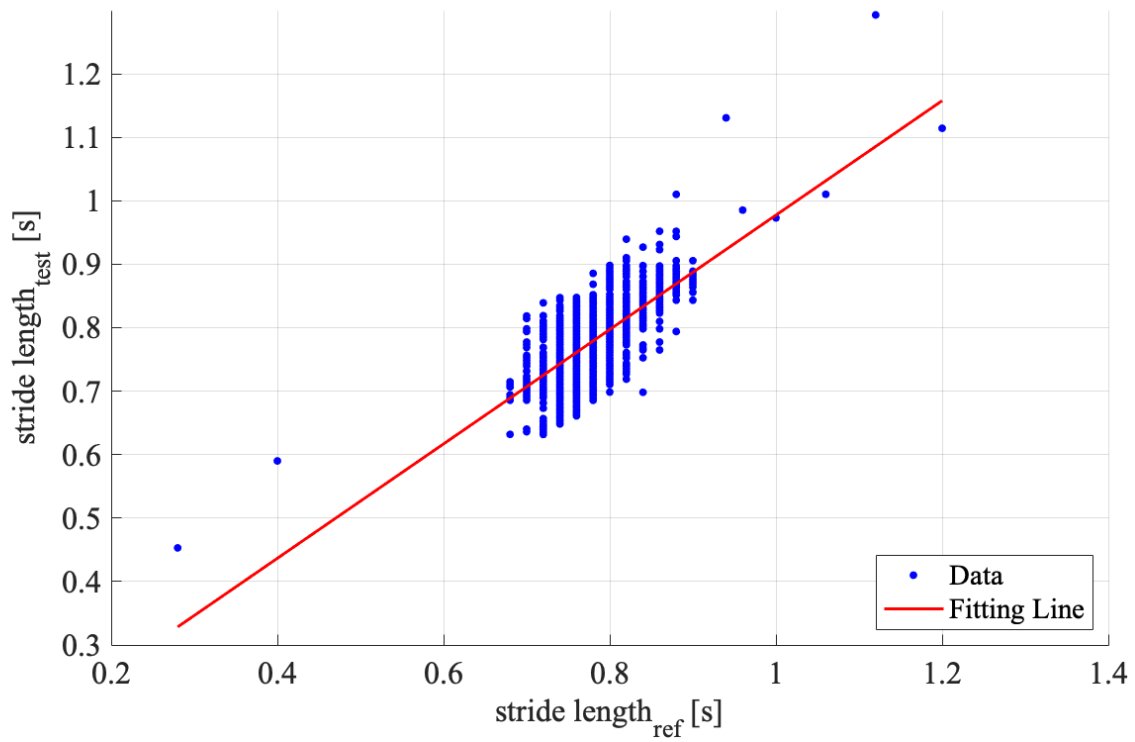


Figura 28: Grafico e retta interpolante corsa piede sinistro

## 4 CONCLUSIONI

Il confronto dei risultati ottenuti da due soggetti durante la caratterizzazione metrologica del dispositivo KSport, prendendo come gold standard le solette, evidenzia notevoli differenze, specialmente nell'andamento dell'asse y del giroscopio. Queste divergenze sono riscontrate sia per il piede destro che per il piede sinistro, sottolineando la presenza di una variabilità individuale nei movimenti durante la camminata. Pur notando un comune denominatore nel valore positivo dell'asse x in entrambe le osservazioni, indicante che durante la camminata il soggetto porta in avanti il busto, è chiaro che non è possibile generalizzare tali caratteristiche per tutte le osservazioni, data la diversità nei modi di camminare dei soggetti. Ciò sottolinea l'importanza di personalizzare la calibrazione degli strumenti prima di ogni esperimento, poiché ciascun individuo presenta un modo unico di muoversi. Esaminando i risultati dell'analisi del passo, suddivisi tra camminata e corsa, con un focus specifico sul piede destro e sinistro, emerge dal grafico di Bland-Altman che alcuni soggetti mostrano valori al di fuori dell'intervallo di confidenza nei grafici riguardanti la camminata. Questa discrepanza, tuttavia, non si riscontra durante la corsa, suggerendo che potrebbe derivare da un'approssimazione dei dati. In generale, l'analisi dei dati è ritenuta accurata, poiché le prove sono state eseguite su un tapis roulant, in un ambiente controllato, con velocità conosciute scelte personalmente da ogni soggetto che effettuava il test per standardizzare le condizioni sperimentali e migliorare la ripetibilità. La costante velocità del tapis roulant potrebbe aver limitato la variabilità, e le misurazioni della lunghezza del passo da entrambi i metodi mostrano una notevole coerenza. Va notato che l'IMU offre vantaggi in termini di libertà di movimento e acquisizione di dati tridimensionali senza vincoli rigidi, a differenza delle solette che possono limitare il movimento a causa dell'utilizzo di cavi. Questa differenza potrebbe contribuire alla coerenza osservata nelle misurazioni della lunghezza del passo. In un possibile futuro, si potrà sviluppare una procedura personalizzata di calibrazione che potrà essere effettuata prima di iniziare a utilizzare il dispositivo. Va notato che, nonostante i risultati promettenti ottenuti in questo studio, ci sono alcune limitazioni da considerare. La ricerca è stata condotta in un ambiente controllato su un tapis roulant, il che potrebbe limitare la generalizzabilità dei risultati a contesti di movimento più naturali. Inoltre, la variabilità individuale nei modelli di movimento potrebbe richiedere un'approfondita personalizzazione delle procedure di calibrazione per garantire risultati più precisi. Nel prospettare ulteriori indagini, emerge la possibilità di sviluppare una procedura di calibrazione personalizzata, da eseguire in modo efficiente prima di ogni sessione di utilizzo del dispositivo. Tale procedura potrebbe integrare parametri individuali, come lo stile di

camminata e le caratteristiche fisiche del soggetto, al fine di ottimizzare l'accuratezza delle misurazioni. Questo approccio mirato potrebbe rappresentare un passo avanti significativo, considerando l'importanza di personalizzare la calibrazione degli strumenti data la variabilità individuale nei modelli di movimento durante la camminata. Inoltre, l'applicazione del dispositivo in contesti di movimento più realistici rappresenterebbe un'ulteriore estensione dell'applicabilità del dispositivo. L'analisi del passo all'aperto o durante attività quotidiane potrebbe offrire un quadro più completo delle capacità del dispositivo in condizioni di vita reale, superando così le limitazioni dell'ambiente controllato del tapis roulant. Da notare che, nonostante i risultati promettenti ottenuti in questo studio, esistono alcune limitazioni da considerare. La ricerca è stata condotta in un ambiente controllato su un tapis roulant, il che potrebbe limitare la generalizzabilità dei risultati a contesti di movimento più naturali. La variabilità individuale nei modelli di movimento potrebbe richiedere un'approfondita personalizzazione delle procedure di calibrazione per garantire risultati più precisi.

## RIFERIMENTI BIBLIOGRAFICI

- 1 Wearable sensors for sports performance, Roshan Shishoo, In Woodhead Publishing Series in Textiles, Textiles for Sportswear, Woodhead Publishing, 2015.
- 2 De Fazio R, Mastronardi VM, De Vittorio M, Visconti P. Sensori indossabili e dispositivi intelligenti per monitorare i parametri di riabilitazione e le prestazioni sportive: una panoramica. *Sensori*. 2023; 23(4):1856. <https://doi.org/10.3390/s23041856>
- 3 Wearable devices: new quality in sports and finance MIKOŁAJ BOROWSKI-BESZTA1, MICHAŁ POLASIK , April 30, 2020
- 4 G. Bedi, G. K. Venayagamoorthy, R. Singh, R. R. Brooks and K. -C. Wang, "Review of Internet of Things (IoT) in Electric Power and Energy Systems," in *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 5, no. 2, pp. 847-870, April 2018, doi: 10.1109/JIOT.2018.2802704.
- 5 A. Pantelopoulos e N. G. Bourbakis, "A Survey on Wearable Sensor-Based Systems for Health Monitoring and Prognosis", in *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)*, vol. 40, no. 1, pp. 1-12, Jan. 2010, doi: 10.1109/TSMCC.2009.2032660.
- 6 Seshadri, DR, Li, RT, Voos, JE *et al.* Sensori indossabili per il monitoraggio del carico di lavoro interno ed esterno dell'atleta. *npj cifra. Med.* **2**, 71 (2019). <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0149-2>
- 7 De Fazio, Roberto, Vincenzo Mariano Mastronardi, Massimo De Vittorio e Paolo Visconti. 2023. "Sensori indossabili e dispositivi intelligenti per monitorare i parametri di riabilitazione e le prestazioni sportive: una panoramica" *Sensori* 23, n. 4: 1856. <https://doi.org/10.3390/s23041856>
- 8 Fong DT, Chan YY. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: a systematic review. *Sensors (Basel)*. 2010;10(12):11556-65. doi: 10.3390/s101211556. Epub 2010 Dec 16. PMID: 22163542; PMCID: PMC3231075.
- 9 Li RT, Kling SR, Salata MJ, Cupp SA, Sheehan J, Voos JE. Wearable Performance Devices in Sports Medicine. *Sports Health*. 2016 Jan-Feb;8(1):74-8. doi: 10.1177/1941738115616917. Epub 2015 Nov 11. PMID: 26733594; PMCID: PMC4702159.
- 10 Tao W, Liu T, Zheng R, Feng H. Analisi dell'andatura utilizzando sensori indossabili. *Sensori*. 2012; 12(2):2255-2283. <https://doi.org/10.3390/s120202255>

- 11 D. R. Seshadri, C. Drummond, J. Craker, J. R. Rowbottom e J. E. Voos, "Dispositivi indossabili per lo sport: nuove tecnologie integrate consentono ad allenatori, medici e allenatori di comprendere meglio le esigenze fisiche degli atleti in tempo reale", in *IEEE Pulse*, vol. 8, n. 1, pp. 38-43, gennaio-febbraio 2017, doi: 10.1109/MPUL.2016.2627240.
- 12 Tao, Weijun, Tao Liu, Rencheng Zheng e Hutian Feng. 2012. "Analisi dell'andatura utilizzando sensori indossabili" *Sensori* 12, n. 2: 2255-2283. <https://doi.org/10.3390/s120202255>
- 13 Liu L, Zhang X. Una recensione focalizzata sui sensori indossabili flessibili per lo sport: dalla cinematica alle fisiologie. *Micromacchine*. 2022; 13(8):1356. <https://doi.org/10.3390/mi13081356>
- 14 A REVIEW OF GAIT CYCLE AND ITS PARAMETERS Ashutosh Kharb1 , Vipin Saini2 , Y.K Jain3 , Surender Dhiman
- 15 Monitoraggio continuo domiciliare del movimento tramite sensori indossabili: revisione sistematica Marianna CAPECCI1,2, Elisa ANDRENELLI1, Rossella CIMA1, Lucia PEPA1,3, Giovanni MORONE, Maria Gabriella CERAVOLO1,2, Donatella BONAIUTI [https://springerhealthcare.it/mr/wp-content/uploads/2021/10/MR\\_3\\_2021\\_Capecci\\_43\\_55.pdf](https://springerhealthcare.it/mr/wp-content/uploads/2021/10/MR_3_2021_Capecci_43_55.pdf)
- 16 K. Aminian, B. Najafi, C. Büla, P.-F. Leyvraz, Ph. Robert, Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes, *Journal of Biomechanics*, 2002.
- 17 Šlajpah S, Kamnik R, Munih M. Fusione sensoriale basata sulla cinematica per la valutazione del movimento indossabile nella camminata umana. *Comput Meth Progr Biomed* 2014; 116: 131–144.
- 18 Kianifar R, Joukov V, Lee A, Raina S, Kulić D. Stima della posa basata su unità di misura inerziale: analisi e riduzione della sensibilità al posizionamento del sensore e alle misure del corpo. *Giornale di ingegneria della riabilitazione e delle tecnologie assistive*. 2019;6. doi: 10.1177/2055668318813455
- 19 Kobsar, D., Charlton, JM, Tse, C. *et al.* Validità e affidabilità dei sensori inerziali indossabili nel cammino di adulti sani: una revisione sistematica e una meta-analisi. *J NeuroEngineering Rehabil* 17, 62 (2020). <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00685-3>

- 20 Bassett DR Jr, Rowlands A, Trost SG. Calibration and validation of wearable monitors. *Med Sci Sports Exerc.* 2012 Jan;44(1 Suppl 1):S32-8. doi: 10.1249/MSS.0b013e3182399cf7. PMID: 22157772; PMCID: PMC3273335.
- 21 Niu, Xiaoji, You Li, Hongping Zhang, Qingjiang Wang e Yalong Ban. 2013. "Calibrazione termica rapida di sensori inerziali di bassa qualità e unità di misura inerziale" *Sensori* 13, n. 9: 12192-12217. <https://doi.org/10.3390/s130912192>
- 22 Aparna Harindranath, Manish Arora, A systematic review of user - conducted calibration methods for MEMS-based IMUs, 2024
- 23 Gökçen Aslan Aydemir, Afşar Saranlı, Characterization and calibration of MEMS inertial sensors for state and parameter estimation applications, 2012
- 24 Gökçen Aslan Aydemir, Afşar Saranlı, Characterization and calibration of MEMS inertial sensors for state and parameter estimation applications, Measurement, 2012
- 25 Ru, Xu, Nian Gu, Hang Shang e Heng Zhang. 2022. "Tecnologia di calibrazione dei sensori inerziali MEMS: stato attuale e tendenze future" *Micromachines* 13, n. 6: 879. <https://doi.org/10.3390/mi13060879>
- 26 Stančin, Sara e Sašo Tomažič. 2014. "Calibrazione efficiente in termini di tempo e calcolo di accelerometri e giroscopi 3D MEMS" *Sensori* 14, n. 8: 14885-14915. <https://doi.org/10.3390/s140814885>
- 27 Fong, WT; Ong, SK; Nee, AYC Metodi per la calibrazione utente sul campo di un'unità di misurazione inerziale senza apparecchiature esterne. *Mis. Sci. Tecnologia.* 2008 , 19 , 085202.
- 28 O. Särkkä, T. Nieminen, S. Suuriniemi and L. Kettunen, "A Multi-Position Calibration Method for Consumer-Grade Accelerometers, Gyroscopes, and Magnetometers to Field Conditions," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 17, no. 11, pp. 3470-3481, 1 June 1, 2017, doi: 10.1109/JSEN.2017.2694488.
- 29 Welcome to novel pedar-x system. 2011;(February):1–122.
- 30 "Footwear pressure distribution measurement- pedar| novel.de", novel.de, consultato il 2 febbraio 2024, <https://novel.de/products/pedar/>.

- 31 Abdul Razak, Abdul Hadi, Aladin Zayegh, Rezaul K. Begg e Yufridin Wahab. 2012. "Sistema di misurazione della pressione plantare del piede: una revisione" *Sensori* 12, n. 7: 9884-9912. <https://doi.org/10.3390/s120709884>
- 32 "K-Sport - Science to perform", K-Sport - Science to perform, consultato il 2 febbraio 2024, <https://www.k-sport.tech>.
- 33 Juri Taborri, Eduardo Palermo, Stefano Rossi, and Paolo Cappa. Gait partitioning methods: A systematic review. *Sensors*, 16:66, 1 2016
- 34 Franco Di Napoli A. Accordo tra misurazioni quantitative: il metodo Bland-Altman. *Giornale di Tecniche Nefrologiche e Dialitiche*. 2017;29(1):59-61. doi: [10.5301/GTND.2017.16651](https://doi.org/10.5301/GTND.2017.16651)



## **RINGRAZIAMENTI**

Un ringraziamento speciale va alla mia famiglia, per avermi spronato ad andare avanti ed affrontare le mie paure senza abbattermi. Li ringrazio per essere stati vicino nei momenti in cui non pensavo di farcela.

Un ringraziamento va a Luna, una persona generosa e altruista che, nei momenti in cui ero in difficoltà, mi dava una mano sempre con il sorriso.

Un ultimo ringraziamento va a Federico, Costanza, Giacomo e Davide per aver reso questo tirocinio un'esperienza ancora più significativa, grazie alla loro collaborazione e supporto.