



UNIONE EUROPEA  
Fondo Sociale Europeo



La borsa di dottorato è stata cofinanziata con risorse del Programma Operativo Nazionale Ricerca e Innovazione 2014-2020 (CCI 2014IT16M2OP005), risorse FSE REACT-EU Azione IV.4 "Dottorati e contratti di ricerca su tematiche dell'innovazione" e Azione IV.5 "Dottorati su tematiche Green"

## Università degli Studi del Molise

### Dipartimento di Medicina e Scienze della salute "V. Tiberio"



## Corso di Dottorato in Medicina Traslazionale e Clinica

XXXVII CICLO

Tesi in Anatomia Umana SSD BIOS-12/A

Analisi e valutazione statica e dinamica della morfologia podalica, della postura e del cammino, in popolazioni normali e sportive, mediante l'utilizzo di pedana baropodometrica e sistema 3D stereofotogrammetrico per la *Gait analysis*.

Coordinatore

Professore

**Giovanni Scapagnini**

Tutor

Professore

**Germano Guerra**

Dottorando

**Daniele Di Tella**

A.A 2023/2024

## Abstract

L'analisi posturale e del cammino rappresenta l'aspetto principale della valutazione biomeccanica, sia in ambito sportivo che clinico.

Il lavoro presentato ha indagato la morfologia podalica, la postura e la deambulazione in soggetti sani mediante l'utilizzo di una pedana baropodometrica e di un sistema stereofotogrammetrico 3D per la gait analysis.

La ricerca ha incluso la validazione del protocollo DB-Total per l'analisi cinematica sagittale della postura e l'applicazione di una nuova pedana baropodometrica per la valutazione della pressione plantare e della stabilità posturale.

Il campione era composto da 14 soggetti sani per l'analisi cinematica e 20 per la valutazione stabilometrica. I parametri spazio-temporali e cinematici sono stati acquisiti tramite marker riflettenti e piattaforme di forza, mentre la distribuzione della pressione plantare è stata analizzata con una pedana ad alta densità di sensori. I risultati hanno evidenziato una bassa variabilità intra-soggetto per la maggior parte dei parametri cinematici, con coefficienti di variazione inferiori al 50%. L'analisi baropodometrica ha confermato l'affidabilità della pedana, con una ripetibilità delle misurazioni superiore all'85% per i carichi nelle diverse regioni plantari.

Per compensare la limitata numerosità campionaria, sono state eseguite simulazioni Monte Carlo e test di correlazione statistica, confermando la robustezza dei risultati. Le analisi dimostrano che l'integrazione di metodologie avanzate permette una valutazione accurata della postura e della deambulazione, con applicazioni potenziali nella riabilitazione, nella prevenzione degli infortuni e nell'ottimizzazione delle prestazioni sportive.

# Sommario

1. Introduzione .....	5
1.1 Storia ed Evoluzione .....	8
1.2 Tecnologie avanzate per l'analisi posturale .....	11
1.3 Analisi della Postura e <i>Gait analysis</i> nello Sport .....	14
1.4 Analisi della postura in ambito clinico: .....	17
1.5 Analisi della postura nella popolazione generale .....	18
2. Materiali e Metodi .....	21
2.1 Valutazione cinematica della postura sagittale in soggetti sani attraverso il protocollo DB-Total .....	21
2.2 Studio sulla Stabilità Posturale e Pressione Plantare in Soggetti Sani: Applicazione di una Innovativa Pedana a Pressione .....	25
2.3 Analisi e simulazioni statistiche .....	28
3. Risultati .....	29
3.1 Risultati delle Valutazioni Posturali con il Protocollo DB-Total .....	29
3.2 Risultati delle prove baropodometriche su una nuova pedana a pressione .....	31
3.3 Variabilità inter-soggetto dei parametri baropodometrici e stabilometrici .....	33
3.4 Test di Variabilità Inter-Sessione (Mattina vs. Pomeriggio) .....	34
3.5 Parametri stabilometrici e baropodometrici .....	36
4. Il metodo Monte Carlo .....	37
4.1 Applicazione del metodo Monte Carlo .....	38
4.2 Simulazioni Monte Carlo delle analisi DB-Total .....	39
4.3 Test di correlazione a supporto .....	42
4.4 Simulazioni Monte Carlo dei test baropodometrici .....	43
4.5 Simulazioni Monte Carlo considerando CoP, GRF, Pressione plantare .....	45
5. Discussioni .....	49
5.1 Protocollo DB-Total .....	49
5.2 Pedana baropodometrica e test stabilometrici .....	53
5.3 Limiti e soluzioni proposte .....	55
6. Conclusioni .....	58
Bibliografia .....	59

# 1. Introduzione

La postura rappresenta un elemento essenziale nella biomeccanica del corpo umano, poiché influisce direttamente sulla capacità di mantenere l'equilibrio, sulla stabilità durante il movimento e sull'efficienza delle azioni quotidiane e sportive (Riley et al. 1990; Bouisset and Do 2008; Zemková and Zapletalová 2022). Essa si definisce come la disposizione spaziale dei segmenti corporei in relazione tra loro e con l'ambiente circostante (Ivanenko and Gurfinkel 2018). La postura è il risultato di un equilibrio dinamico tra il sistema nervoso centrale, i recettori sensoriali periferici e il sistema muscolo-scheletrico, che lavorano in sinergia per garantire l'adattamento alle forze esterne, come la gravità, e alle esigenze funzionali (Roggio and Musumeci 2023; Yan et al. 2024) (fig.1.1).

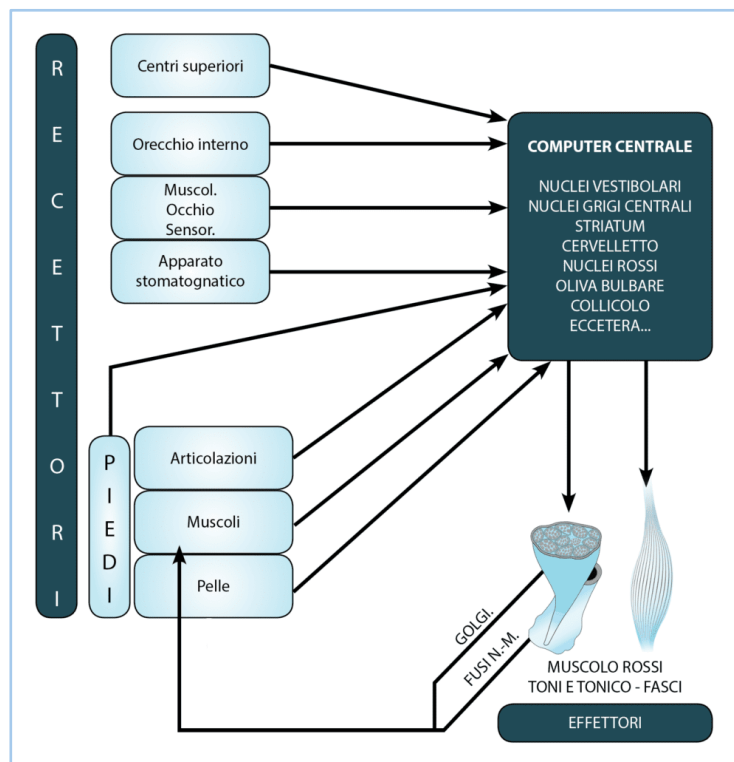


Figura 1.1 Meccanismo di controllo della postura

Un allineamento corretto del corpo è indispensabile per prevenire disfunzioni muscolo-scheletriche e ottimizzare il movimento minimizzando l'affaticamento.

Infatti, alterazioni posturali, se non riconosciute e corrette, possono portare a conseguenze significative (Cramer et al. 2018). Una conseguenza comune è la comparsa di dolori cronici come lombalgie, cervicalgie e sindromi dolorose da sovraccarico (Czaprowski et al. 2018). A questi si affiancano deformità strutturali ad esempio scoliosi, cifosi o piede piatto, spesso associate a fattori predisponenti o condizioni ambientali (es. sedentarietà, posture scorrette; fig.2.1).

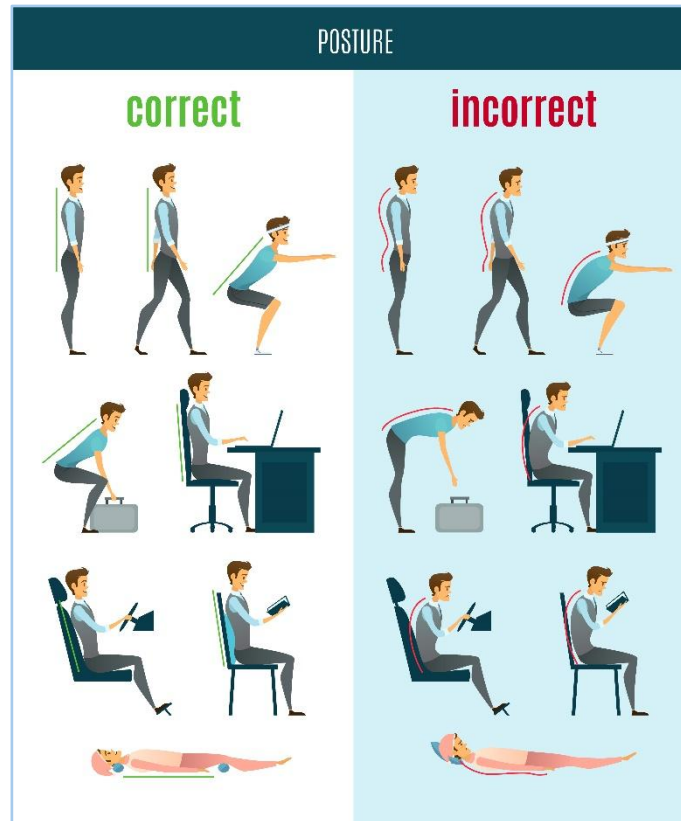


Figura 2.1 Atteggiamenti posturali errati nella attività quotidiana.

Riconducibile a una non corretta postura è anche la ridotta efficienza motoria dovuta a un aumento delle energie necessarie per il movimento, con conseguente affaticamento precoce e difficoltà nella deambulazione o nelle attività quotidiane.

La valutazione posturale è il processo d'elezione finalizzato al controllo dell'allineamento corporeo e delle eventuali asimmetrie che possono influenzare la funzionalità muscolo-scheletrica. Inoltre, è predisposta a identificare disfunzioni posturali che potrebbero esacerbare in patologie o infortuni (De Blasiis et al. 2022b).

L'analisi della postura segue diverse fasi, il primo passo è l'anamnesi dettagliata del paziente (una raccolta di informazioni relative ad eventuali sintomi, storia clinica e abitudini quotidiane), alla quale segue un'osservazione statica. Il soggetto viene esaminato, in posizione eretta, da diverse angolazioni (anteriore, posteriore e laterale) per identificare deviazioni dall'allineamento ideale (Chaitow and DeLany 2011; fig. 3.1).

Durante l'analisi vengono considerati specifici punti di reperi anatomici per determinare l'allineamento e la simmetria della persona. I punti solitamente osservati sono: la posizione della testa e del collo, l'allineamento delle spalle, la curvatura della colonna vertebrale (con particolare attenzione a lordosi e cifosi), l'orientamento del bacino e l'asse degli arti inferiori. In questo modo si cercano anomalie capaci di influenzare la biomeccanica del paziente (Selinger 2007).

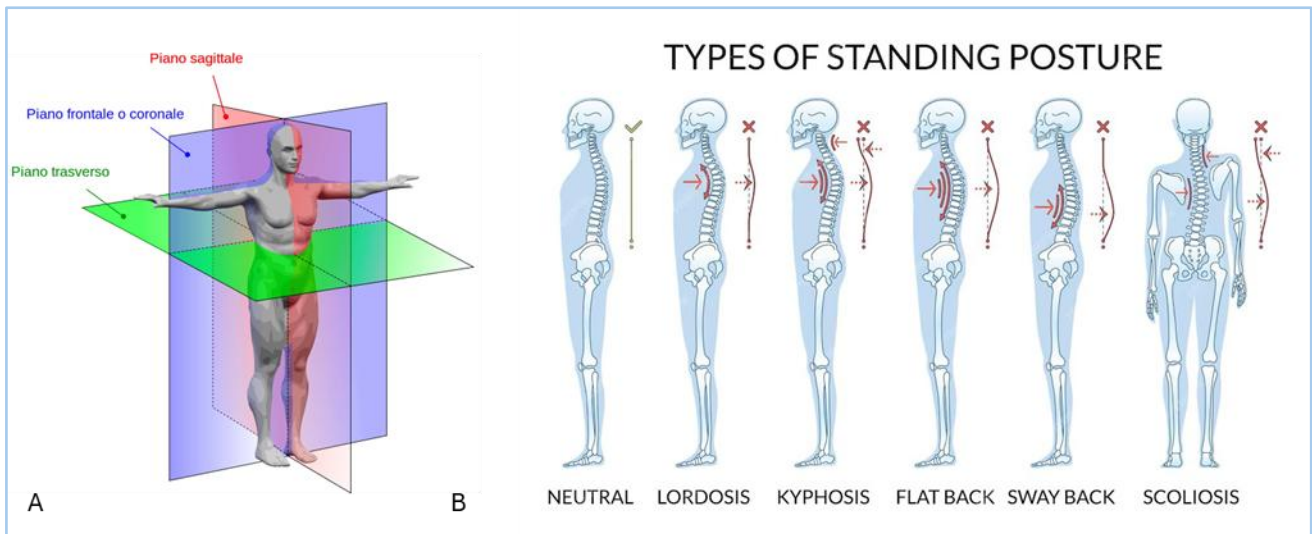


Figura 3.1 A) Piani considerati nell'osservazione. B) Anomalie del rachide.

Al fine di avere una valutazione quanto più approfondita possibile, l'analisi si avvale di test funzionali e dell'uso di strumentazione sofisticata per esaminare la mobilità articolare, la forza muscolare e l'equilibrio. I test forniscono informazioni aggiuntive sulla funzionalità del sistema muscolo-scheletrico e aiutano a identificare compensazioni o pattern di movimento alterati.

È importante sottolineare che un'accurata valutazione posturale richiede non solo competenze specifiche ma anche protocolli standardizzati per garantire l'affidabilità e la validità dei risultati. A questo è necessario affiancare un approccio multidimensionale che integri all'analisi statica valutazioni dinamiche e funzionali al fine di ottenere una comprensione completa (De Blasiis et al. 2022b).

# 1.1 Storia ed Evoluzione

Fin dagli albori della civiltà la posizione del corpo umano all'interno dell'ambiente che lo circonda ha sempre destato un certo interesse. L'attenzione, rivolta alle trasformazioni che il corpo subisce nell'arco del tempo e alle differenze che si riscontrano tra gli individui, rappresenta l'origine dell'analisi posturale. Essa segue un percorso evolutivo che riflette i progressi della scienza e della tecnologia nel corso dei secoli, dalle prime osservazioni empiriche dei filosofi e medici dell'antichità, fino alle moderne tecnologie digitali, questa disciplina ha costantemente cercato di comprendere e migliorare la relazione tra equilibrio, funzione muscolare e movimento (Roggio and Musumeci 2023). Ripercorrere le tappe principali di questa evoluzione consente di apprezzare come ogni epoca abbia contribuito a plasmare le metodologie odierne, passando da strumenti rudimentali a sistemi avanzati in grado di integrare analisi biomeccaniche, neuromuscolari e cinematiche (fig. 4.1).

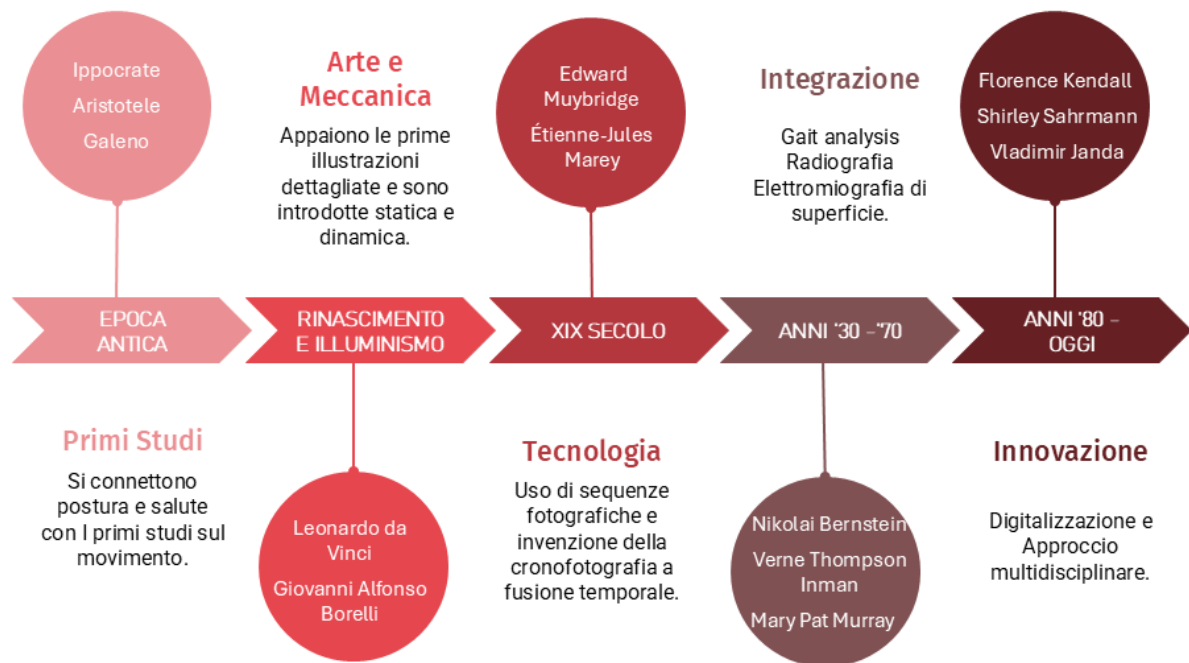


Figura 4.1 Mappa temporale dell'analisi posturale.

## Epoca antica e Primi Studi (Fino al XVII Secolo)

Risalendo all'epoca classica. In Grecia, Ippocrate (circa 460-370 a.C.) formulò alcune tra le prime osservazioni sistematiche sulla relazione tra postura e salute. Le sue annotazioni,

seppur rudimentali, hanno gettato le basi per un approccio clinico. Aristotele (384-322 a.C.), invece, studiò in maniera più analitica i movimenti del corpo umano, offrendo descrizioni che avrebbero influenzato il pensiero scientifico per secoli.

Anche in epoca romana si riscontrano contributi rilevanti. Galeno (129-216 d.C.) integrò l'anatomia con studi sul sistema muscolo-scheletrico, mettendo in evidenza l'importanza della postura per la funzione fisica.

Durante il Medioevo, tuttavia, il progresso nello studio della postura si arrestò, con la conoscenza che si limitava a una rielaborazione delle opere greche e romane, mantenendo un'enfasi sull'osservazione clinica empirica più che sull'innovazione (Baker 2007).

## **Rinascimento e Illuminismo (XVII-XVIII Secolo)**

Con il Rinascimento, l'interesse per l'anatomia e il movimento umano si rigenerò grazie a figure come Leonardo da Vinci (1452-1519), che realizzò studi dettagliati sull'anatomia umana e la biomeccanica. I suoi disegni illustravano la postura e il movimento in modo scientifico e artistico, fornendo spunti per la comprensione del corpo umano (Whittle 1996; Paul 1998).

L'illuminismo vede come protagonista in questo campo Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) che adottò un approccio meccanicistico allo studio del corpo umano, analizzandone le forze statiche e dinamiche (Paul 1998; Baker 2007). Questo approccio segnò una svolta nell'analisi posturale, introducendo per la prima volta concetti fisici nella biomeccanica.

## **XIX Secolo**

Il XIX secolo vide una rivoluzione tecnologica che influenzò profondamente lo studio della postura e del movimento.

Edward Muybridge (1830-1904) utilizzò sequenze fotografiche per dettagliare il movimento umano e animale, introducendo una nuova prospettiva, l'analisi dinamica.

Parallelamente, Étienne-Jules Marey (1830-1904) sviluppò la cronofotografia a fusione temporale, che consentì di studiare in maniera approfondita la postura e il ciclo del passo, essa rappresenta una pietra miliare nell'analisi del movimento. Marey riuscì a catturare in un'unica immagine le fasi della deambulazione, iniziando a fornire dati quantitativi su cui basarsi (Buccini 2017).

Questi progressi, originariamente concepiti per scopi artistici e scientifici, si sono evoluti con il passare del tempo in strumenti applicativi per la biomeccanica e la medicina. Le tecniche introdotte a partire dalla cronofotografia hanno posto le basi per la *motion capture*

odierno, che utilizza telecamere e marker riflettenti per analizzare in dettaglio il cammino e i parametri posturali (Ancillao 2018).

In campo clinico, la fotografia iniziò a essere utilizzata per documentare deformità posturali, come ad esempio la scoliosi, contribuendo all'emergere dell'ortopedia come disciplina medica. Questo periodo segnò anche l'inizio dello studio della postura statica, con un crescente interesse per l'equilibrio e la stabilità nella postura eretta.

Inoltre, i principi emersi da queste prime ricerche si ritrovano nelle piattaforme di forza e nei sensori inerziali moderni, che continuano a sfruttare l'idea di tradurre i movimenti in dati quantitativi per migliorare la comprensione del movimento umano (Roggio et al. 2021).

## **Era Moderna (XX Secolo a oggi)**

### **Anni '30-'60: Fondamenti Scientifici e Tecnologici**

Durante la prima metà del XX secolo, l'analisi posturale e la *gait analysis* cominciarono a svilupparsi come campi distinti ma interconnessi. L'introduzione della radiografia permise di esaminare le deformità scheletriche legate alla postura, mentre piattaforme di forza iniziarono a essere utilizzate per misurare le forze di reazione al suolo, aprendo la strada alla posturografia (Roggio and Musumeci 2023).

L'elettromiografia di superficie (EMG) divenne uno strumento fondamentale per lo studio dell'attività muscolare associata alla postura e al movimento. In questo periodo, la chinesioterapia applicata iniziò a esplorare come movimenti e posture potessero essere utilizzati per scopi riabilitativi ed ergonomici (Sutherland 2001).

### **Anni '70-'80: Sistemi Computerizzati e Approcci Multidisciplinari**

Negli anni '70, i sistemi di *motion capture* rivoluzionarono lo studio del movimento, consentendo l'analisi tridimensionale dei movimenti articolari e della postura. Parallelamente, lo sviluppo di software dedicati permise l'elaborazione di dati relativi alla postura e all'equilibrio, contribuendo alla diffusione dell'analisi posturale computerizzata (Stebbins et al. 2023).

La posturografia, come tecnica specifica per valutare l'equilibrio e il controllo posturale, divenne una disciplina consolidata (Roggio and Musumeci 2023). L'analisi multidisciplinare

della postura coinvolse ortopedia, neurologia, fisioterapia e scienze dello sport, dando vita a un approccio integrato.

### **Anni '90-Oggi: Innovazione e Integrazione**

Negli ultimi decenni, l'evoluzione tecnologica ha trasformato ulteriormente l'analisi posturale. L'utilizzo di sensori inerziali e sistemi markerless ha reso l'analisi più accessibile e dinamica, mentre l'intelligenza artificiale ha permesso l'automazione di processi diagnostici e riabilitativi (Begg and Kamruzzaman 2006; Roggio and Musumeci 2023). L'approccio biopsicosociale ha portato a considerare anche fattori psicologici e sociali nell'analisi della postura (Weiner 2008).

Le figure chiave, come Florence Kendall, Shirley Sahrmann e Vladimir Janda, hanno ulteriormente raffinato la comprensione delle interazioni tra squilibri muscolari e postura, contribuendo alla personalizzazione dei trattamenti clinici (Singer 1986; Roggio and Musumeci 2023). Oggi, l'analisi posturale è un campo in continua evoluzione, che combina tradizione e innovazione per migliorare la salute e il benessere.

## **1.2 Tecnologie avanzate per l'analisi posturale**

Negli ultimi anni, il progresso tecnologico ha rivoluzionato l'approccio all'analisi posturale, consentendo uno studio sempre più preciso e multidimensionale delle caratteristiche corporee (Roggio et al. 2021). Le tecnologie principali in questo ambito includono diversi strumenti avanzati che offrono applicazioni specifiche, vantaggi significativi e alcune limitazioni.

### **Stereofotogrammetria 3D**

La stereofotogrammetria tridimensionale è una tecnica che utilizza marker riflettenti posizionati sui punti di riferimento anatomici per catturare i movimenti del corpo in tre dimensioni. È un approccio che consente di ottenere una rappresentazione dettagliata dell'allineamento corporeo sia in condizioni statiche che dinamiche. Grazie alla sua elevata precisione, la stereofotogrammetria trova applicazione nell'analisi del cammino e nella

valutazione della simmetria e delle compensazioni posturali (Leardini et al. 2005; De Menezes et al. 2010). Tuttavia, questa tecnologia richiede strumentazioni costose e l'intervento di operatori altamente qualificati per la raccolta e l'interpretazione dei dati, rappresentando così una barriera per un utilizzo più ampio.

### **Pedane Baropodometriche**

Le pedane baropodometriche sono strumenti in grado di misurare la distribuzione delle pressioni plantari e il centro di pressione (CoP) durante attività come il cammino (dinamica) o la stazione eretta (statica). Questi dispositivi forniscono informazioni quantitative che si integrano nell'analisi del bilanciamento del carico corporeo e la stabilità posturale (D'Amico et al. 2021; Fullin et al. 2022). La semplicità d'uso e la rapidità nell'acquisizione dei dati rappresentano i principali vantaggi di questa tecnologia (Kenny et al. 2012). Tuttavia, le pedane baropodometriche presentando limiti significativi per quanto riguarda l'analisi dei segmenti corporei superiori, sono strumenti impiegati soprattutto per studi localizzati sugli arti inferiori e sull'appoggio plantare.

### **Elettromiografia di Superficie (sEMG)**

L'elettromiografia di superficie (sEMG) permette di analizzare l'attivazione muscolare durante specifiche attività, rivelando eventuali squilibri tra i diversi gruppi muscolari. Risulta particolarmente informativa nello studio della funzione neuromuscolare e nell'individuazione di compensazioni posturali. Uno dei principali vantaggi è la capacità di registrare direttamente l'attività muscolare, fornendo dati utili per un'analisi approfondita della funzionalità del sistema muscolo-scheletrico. Nonostante ciò, l'elettromiografia non è in grado di fornire informazioni dirette sull'allineamento strutturale del corpo, limitandone l'applicabilità per studi di tipo posturale globale (Kim et al. 2021).

### **Sensori Inerziali per l'Analisi del Movimento**

I sensori inerziali, come accelerometri, giroscopi e magnetometri, rappresentano una tecnologia in rapida crescita per l'analisi del movimento. Questi dispositivi sono in grado di rilevare variazioni nell'accelerazione, nella velocità angolare e nell'orientamento nello spazio, restituendo dati dettagliati sulla cinematica del corpo. L'uso dei sensori inerziali è soprattutto indicato per monitorare movimenti complessi in ambienti quotidiani e sportivi,

grazie alla loro leggerezza e portabilità. Una delle principali applicazioni riguarda lo studio delle dinamiche del cammino, la valutazione delle performance atletiche e il monitoraggio della riabilitazione motoria. La capacità di acquisire dati in tempo reale rappresenta un vantaggio significativo, permettendo un'analisi immediata e dettagliata del movimento. Tuttavia, l'accuratezza dei sensori inerziali può essere influenzata da errori di deriva e dalla necessità di calibrazione, richiedendo algoritmi avanzati per la correzione dei dati e una formazione adeguata degli operatori per garantirne un uso efficace (Mason et al. 2023).

### **Sistemi di Realtà Virtuale (VR)**

I sistemi di realtà virtuale offrono la possibilità di creare ambienti immersivi che simulano condizioni dinamiche, consentendo di valutare l'interazione tra postura e stimoli visivi o motori complessi. Questi strumenti sono molto efficaci nell'ambito della riabilitazione e in studi avanzati dell'interazione corpo-ambiente. La loro capacità di adattarsi a diverse esigenze e di coinvolgere attivamente i pazienti rappresenta un vantaggio apprezzato dai professionisti che ne fanno uso. Tuttavia, molte applicazioni della realtà virtuale sono ancora in fase sperimentale, limitandone l'utilizzo clinico su larga scala (Mirelman et al. 2019).

### **Markerless Motion Capture**

Il *motion capture* senza marker utilizza algoritmi avanzati di visione artificiale per analizzare il movimento senza la necessità di dispositivi indossabili. Le tecnologie in questo campo consentono di effettuare analisi dinamiche in ambienti naturali, migliorando il comfort dei soggetti sottoposti a indagine. L'assenza di marker rappresenta un vantaggio importante, ma l'accuratezza delle misurazioni può essere influenzata dalle condizioni ambientali, come l'illuminazione e la complessità dello sfondo, rendendo necessarie ulteriori ottimizzazioni per un utilizzo sistematico in contesti scientifici e clinici (Stebbins et al. 2023; Bhambra et al. 2024) .

### 1.3 Analisi della Postura e *Gait analysis* nello Sport

L'analisi della postura e del cammino (*gait analysis*) rappresenta un settore di studio consolidato e di grande rilevanza nella medicina sportiva, ricopre un ruolo importante nella riabilitazione e nel miglioramento delle performance atletiche (Akhtaruzzaman et al. 2016). Attraverso tecnologie avanzate, come la pedana baropodometrica, è possibile ottenere dati oggettivi e quantitativi sulle caratteristiche biomeccaniche e funzionali del movimento dell'atleta. Questo approccio integrato e multidisciplinare permette di identificare squilibri posturali, anomalie del cammino e possibili fattori predisponenti a infortuni, offrendo un supporto fondamentale per la prevenzione e l'ottimizzazione delle prestazioni sportive (Cicirelli et al. 2022).

#### **La *Gait analysis*: Principi Fondamentali**

La *gait analysis* si occupa dello studio del ciclo del cammino, suddiviso in due fasi principali: la fase di appoggio (stance phase) e la fase di oscillazione (swing phase).

Questi momenti sono ulteriormente segmentati in eventi chiave, come il contatto iniziale, il supporto intermedio e il distacco del piede (Bhambra et al. 2024).

Nel contesto sportivo, la *gait analysis* viene impiegata per valutare la simmetria del movimento, identificare eventuali disfunzioni biomeccaniche e analizzare le interazioni tra le diverse articolazioni e segmenti corporei durante il movimento (Akhtaruzzaman et al. 2016).

Strumenti come il sistema optoelettronico, la pedana baropodometrica e i sensori inerziali, già introdotti in precedenza, in questo contesto specifico consentono di raccogliere dati precisi relativi ai parametri spaziali e temporali del cammino, alle forze di reazione al suolo e ai momenti articolari.

I sensori ad alta risoluzione della pedana sono indispensabili per strutturare piani di allenamento personalizzati registrando la pressione massima e media esercitata dagli arti inferiori dell'atleta durante gli spostamenti e i tempi di appoggio relativi a ciascun piede.

I dati estrapolati serviranno a monitorare la distribuzione del carico sui muscoli, a ottimizzare il gesto tecnico, a migliorare l'equilibrio e la stabilità, portando infine a una performance migliore (Fullin et al. 2022).

Di seguito vengono riportati dei casi studio in cui metodi e strumenti fin qui trattati sono utilizzati in riabilitazione e in diverse discipline sportive.

### **Caso Studio 1: Analisi del Cammino in Atleti con Lesioni del Legamento Crociato Anteriore (LCA)**

Uno studio condotto da Webster et al. (2005) ha esaminato le differenze nel cammino tra atleti che avevano subito una ricostruzione del LCA e un gruppo di controllo sano. Utilizzando la *gait analysis*, i ricercatori hanno osservato che gli atleti post-ricostruzione mostravano una ridotta estensione del ginocchio e una diminuzione della forza di spinta durante la fase di appoggio del cammino. Queste alterazioni biomeccaniche possono influenzare la performance atletica e aumentare il rischio di ulteriori infortuni. I risultati suggeriscono l'importanza di programmi di riabilitazione mirati a ripristinare la normale biomeccanica del cammino negli atleti dopo la ricostruzione del LCA.

### **Caso Studio 2: Utilizzo della Pedana Baropodometrica per la Valutazione dell'Equilibrio negli Atleti di Pallavolo**

Secondo studi condotti da Borozan et al. (2017) e Borzucka et al. (2020), la pedana baropodometrica è stata utilizzata per valutare l'equilibrio posturale in atleti di pallavolo. I ricercatori hanno misurato le oscillazioni del centro di pressione (CoP) durante una posizione eretta statica e i risultati hanno evidenziato che gli atleti presentavano un migliore controllo posturale rispetto ai non atleti, con minori oscillazioni del CoP.

In questo caso studio la pedana baropodometrica si dimostra efficace nella valutazione dell'equilibrio e nella progettazione di programmi di allenamento specifici per migliorare la stabilità posturale negli sportivi.

### **Caso Studio 3: Analisi del Cammino in Atleti di Corsa di Resistenza**

Napier et al. (2022) hanno utilizzato sensori inerziali per analizzare la simmetria del cammino in corridori di resistenza. I ricercatori hanno monitorato 111 corridori durante una corsa su tapis roulant, raccogliendo dati sulla variabilità del passo e sulla simmetria tra gli arti inferiori. I risultati hanno evidenziato che una maggiore variabilità del passo e una ridotta simmetria erano associate a un aumento del rischio di infortuni.

L'importanza dell'affidabilità dei dati forniti dalla *gait analysis* nella valutazione della meccanica del cammino e nella prevenzione degli infortuni è importante per trarne la giusta interpretazione (Akhtaruzzaman et al. 2016).

Anche nel ciclismo, l'analisi biomeccanica riveste un ruolo fondamentale nell'ottimizzazione della performance e nella prevenzione degli infortuni con una corretta posizione in sella degli atleti e il monitoraggio continuo durante le performance (Millour et al. 2023).

Sebbene la *gait analysis* sia specificamente focalizzata sull'analisi del cammino, esistono metodologie analoghe applicate al ciclismo per valutare la biomeccanica del ciclista.

#### **Caso Studio 4: Valutazione Biomeccanica nel Ciclismo**

Uno studio condotto da Bini and Hume (2014) ha esaminato l'efficacia dell'analisi biomeccanica nel ciclismo utilizzando sistemi di video analisi 3D e pedali strumentati. I ricercatori hanno utilizzato sei telecamere per acquisire in tempo reale il movimento dei ciclisti, analizzando dati biomeccanici come l'angolo di flessione del ginocchio, l'angolo di flessione della caviglia e l'allineamento dell'anca durante il ciclo di pedalata. I risultati hanno evidenziato che una valutazione biomeccanica dettagliata consente di identificare inefficienze nel movimento e di apportare correzioni posturali mirate, migliorando così la performance e riducendo il rischio di infortuni.

La combinazione di analisi posturale, *gait analysis* e pedana baropodometrica offre un approccio multidisciplinare per lo studio del movimento. Queste tecnologie consentono non solo di identificare precocemente anomalie biomeccaniche, ma anche di monitorare l'efficacia degli interventi terapeutici e degli allenamenti personalizzati (D'Amico et al. 2021). Nella ricerca, è fondamentale approfondire l'integrazione di questi strumenti con tecnologie emergenti, come l'intelligenza artificiale, per sviluppare modelli predittivi di rischio e ottimizzazione delle performance. Allo stesso tempo, la pratica clinica e sportiva può beneficiare di programmi di valutazione standardizzati che combinino analisi qualitative e quantitative per fornire raccomandazioni specifiche e personalizzate agli atleti (Milani et al. 2019).

L'analisi della postura e del cammino, supportata dalla pedana baropodometrica, rappresenta una risorsa preziosa nello sport per la prevenzione, il miglioramento della performance e la gestione di problematiche posturali e biomeccaniche (Pineda-Lopez et al. 2016; Napolitano and Ascione 2017). I casi studio evidenziano l'importanza di un approccio individualizzato e basato sull'evidenza, i dati devono essere affidabili e i metodi ripetibili con output congruenti tra loro in modo da integrare la valutazione tecnologica e guidare le scelte e gli interventi in un approccio sempre più *tailoring*.

## 1.4 Analisi della postura in ambito clinico:

L'analisi della postura svolge un importante ruolo anche in ambito clinico, consentendo di valutare la funzionalità del sistema muscolo-scheletrico e individuare alterazioni biomeccaniche che possono influenzare la qualità della vita dei pazienti. L'osservazione della postura statica e dinamica è impiegata a scopo di diagnosi in patologie ortopediche, neurologiche e posturali, oltre che per monitorare il recupero in seguito a interventi chirurgici o terapie riabilitative (Missaoui et al. 2008). Tra le tecnologie più avanzate utilizzate per tale scopo, la *gait analysis* e la pedana baropodometrica si sono affermate come strumenti di riferimento per la valutazione della locomozione e della distribuzione pressoria plantare (Rosário 2014).

### Applicazioni cliniche dell'analisi della postura

L'analisi della postura trova applicazione in numerosi ambiti clinici (Roggio and Musumeci 2023), tra cui:

- **Riabilitazione ortopedica:** valutazione della deambulazione post-chirurgica, identificazione di disfunzioni biomeccaniche.
- **Neurologia:** analisi dei deficit motori in pazienti con patologie come il morbo di Parkinson, la sclerosi multipla o l'ictus.
- **Podiatria e ortopedia:** diagnosi di disfunzioni plantari e progettazione di plantari su misura.
- **Geriatria:** prevenzione del rischio di cadute negli anziani.
- **Pediatria:** diagnosi precoce di disturbi della deambulazione nei bambini.

Di seguito si riportano tre esempi di casi studio in un contesto clinico e in pazienti affetti da patologie.

#### Caso Studio 1: Analisi del cammino in pazienti con morbo di Parkinson

Uno studio condotto da Mirelman et al. (2019) ha analizzato il cammino di pazienti affetti da Parkinson utilizzando la *gait analysis*. I risultati hanno evidenziato una riduzione della lunghezza del passo e un aumento della variabilità della cadenza rispetto ai controlli sani. L'impiego della pedana baropodometrica ha rivelato un'alterata distribuzione delle pressioni plantari, con un maggiore carico sui talloni. Questo caso è un esempio di come la valutazione strumentale nei pazienti parkinsoniani sia intervenuta a supporto dello sviluppo

di interventi riabilitativi mirati a migliorare la stabilità posturale, dopo aver avuto un quadro completo dello stato dei pazienti.

### **Caso Studio 2: Valutazione della postura nei pazienti con scoliosi idiopatica**

In uno studio di Mirovsky et al. (2006) l'uso della pedana baropodometrica ha permesso di valutare l'equilibrio posturale in pazienti con scoliosi idiopatica dell'adolescenza. L'analisi ha rivelato un aumento dell'instabilità posturale e uno spostamento del centro di pressione, soprattutto nei soggetti con curve scoliotiche superiori ai 30° Cobb. Questi risultati hanno suggerito la necessità di trattamenti fisioterapici mirati per migliorare la stabilità e ridurre il rischio di progressione della deformità.

### **Caso Studio 3: Analisi baropodometrica nei pazienti post-ictus**

In Forghany et al. (2019) è stata adottata ancora una volta la pedana baropodometrica per valutare la distribuzione del carico plantare in pazienti post-ictus con emiparesi. I dati hanno mostrato una significativa asimmetria nella distribuzione delle pressioni, con una riduzione del carico sull'arto paretico. L'impiego di protocolli riabilitativi basati su feedback visivi ha permesso di migliorare l'equilibrio e la simmetria della distribuzione pressoria, dimostrando l'efficacia dell'analisi baropodometrica nel monitoraggio del recupero funzionale.

I casi appena descritti sono prova di come le analisi strumentali rappresentino un elemento chiave nella diagnosi e nel trattamento di diverse patologie muscolo-scheletriche e neurologiche. L'impiego di tali tecnologie consente una valutazione oggettiva della deambulazione e dell'equilibrio posturale, fornendo ai clinici informazioni essenziali per la personalizzazione dei percorsi terapeutici. Gli studi riportati evidenziano come l'uso di tecnologie specifiche a seconda delle circostanze, conduca a un miglioramento della qualità di vita dei pazienti, supportando la ricerca e l'innovazione nel campo della riabilitazione.

## **1.5 Analisi della postura nella popolazione generale**

Oltre al mondo sportivo e in clinica, è possibile riscontrare applicazioni significative di analisi posturali anche nella popolazione generale. La valutazione della postura e della deambulazione permette di individuare alterazioni biomeccaniche che, se trascurate, possono portare a disfunzioni muscolo-scheletriche, dolori cronici o riduzione della qualità della vita (Cramer et al. 2018). L'impiego di strumenti come la *gait analysis* e la pedana baropodometrica consente di ottimizzare la postura, prevenire infortuni e migliorare la performance fisica in soggetti di ogni età (Pineda-Lopez et al. 2016; Napolitano and Ascione 2017).

## Applicazioni dell'analisi posturale nella popolazione generale

L'analisi della postura trova applicazione in diversi contesti, tra cui:

- **Prevenzione degli infortuni:** identificazione di squilibri biomeccanici prima che possano evolvere in patologie croniche (Glänzel et al. 2024).
- **Benessere ed ergonomia:** valutazione posturale per migliorare la postura lavorativa e ridurre il rischio di dolori muscolo-scheletrici (Kenny et al. 2012).
- **Monitoraggio della crescita nei bambini e negli adolescenti:** individuazione precoce di anomalie posturali (Barassi et al. 2023).

Come nei precedenti paragrafi, i casi studio che seguiranno daranno un approfondimento ulteriore.

### Caso Studio 1: Analisi della postura nei lavoratori d'ufficio

Uno studio condotto da Kenny et al. (2012) ha analizzato la postura di impiegati d'ufficio di entrambi i sessi che trascorrevano oltre 8 ore al giorno seduti. I metodi adottati anche qui sono *gait analysis* e pedana baropodometrica che hanno identificato una postura scorretta con aumento della pressione sui talloni e squilibri nella distribuzione del peso. Dopo un intervento ergonomico e un programma di esercizi posturali, i partecipanti hanno riportato una riduzione del dolore lombare e cervicale, oltre a un miglioramento dell'equilibrio posturale.

### Caso Studio 2: Utilizzo della pedana baropodometrica per migliorare la postura nei

Nel secondo caso studio analizzato, Pineda-Lopez et al. (2016) hanno utilizzato la pedana baropodometrica per valutare la distribuzione del carico plantare nei bambini con abitudini sedentarie, evidenziando un'alterata simmetria del peso. Questo dato trova conferma nelle osservazioni di Martinsone-Bērzkalne et al. (2020), secondo cui le alterazioni posturali possono essere correlate a un uso eccessivo di dispositivi elettronici, spesso associato a stili di vita sedentari. In tale contesto, un programma di attività fisica mirata può favorire un miglioramento sia nella distribuzione del peso che nella postura globale.

### Caso Studio 3: Ottimizzazione della postura nei runner amatoriali

Neto et al. (2021) hanno impiegato la *gait analysis*, in particolare combinazione con tecniche di rieducazione dell'andatura (*gait retraining*) per analizzare la biomeccanica della corsa in runner amatoriali. L'analisi ha evidenziato una prevalenza di appoggi errati con sovraccarico su specifiche aree del piede, predisponendo a infortuni da sovraccarico. Dopo un intervento

basato su feedback visivo e plantari personalizzati, i corridori hanno mostrato un miglioramento dell'efficienza biomeccanica e una riduzione degli infortuni.

L'analisi della postura mediante *gait analysis* e pedana baropodometrica non è riservata solo a pazienti con patologie o atleti professionisti, ma rappresenta un valido strumento di prevenzione e miglioramento della qualità della vita in maniera trasversale in tutti gli ambiti e gli stadi della vita. Attraverso un'analisi dettagliata della postura, è possibile intervenire precocemente su alterazioni biomeccaniche, ridurre il rischio di infortuni o prevenirli, migliorare la performance fisica e il benessere posturale.

## 2. Materiali e Metodi

Il capitolo seguente descrive i procedimenti e le specifiche delle strumentazioni adottate nelle analisi effettuate. Vengono trattati separatamente quelli relativi ai test con il protocollo DB-Total, gli esami baropodometrici e gli approfondimenti statistici.

### 2.1 Valutazione cinematica della postura sagittale in soggetti sani attraverso il protocollo DB-Total

Nel presente studio, è stata impiegata una metodologia basata sull'analisi tridimensionale del movimento per valutare la cinematica sagittale della postura corporea durante la camminata in soggetti adulti sani. La ricerca si è concentrata sull'utilizzo del protocollo DB-Total, un insieme di marker innovativo che consente una valutazione dettagliata sia della colonna vertebrale che dell'intero corpo.

#### Popolazione di Studio

È stato condotto uno studio osservazionale trasversale su quattordici soggetti sani (7 donne e 7 uomini), con età compresa tra i 30 e i 60 anni, selezionati presso il Laboratorio di Anatomia Funzionale dell'Università degli Studi della Campania "Luigi Vanvitelli". I criteri di inclusione prevedevano l'età compresa tra 30 e 60 anni e peso normale. Gli esclusi erano individui con dolore, lesioni muscolo-scheletriche negli ultimi tre mesi, patologie neurologiche o visive, disturbi posturali o spinali, interventi ortopedici precedenti e deficit cognitivi (tab. 2.1)

Tabella 2.1 Popolazione studio

Popolazione Reclutata	
Età (anni) media $\pm$ DS (mediana)	46.7 $\pm$ 14.9 (45)
Genere (numero F-M)	7 F-7 M
Altezza (m) (media $\pm$ DS)	1.71 $\pm$ 0.10
Peso (kg) (media $\pm$ DS)	72.3 $\pm$ 21.6
BMI (kg/m <sup>2</sup> ) (media $\pm$ DS)	23.44 $\pm$ 2.99

#### Acquisizione dei Dati

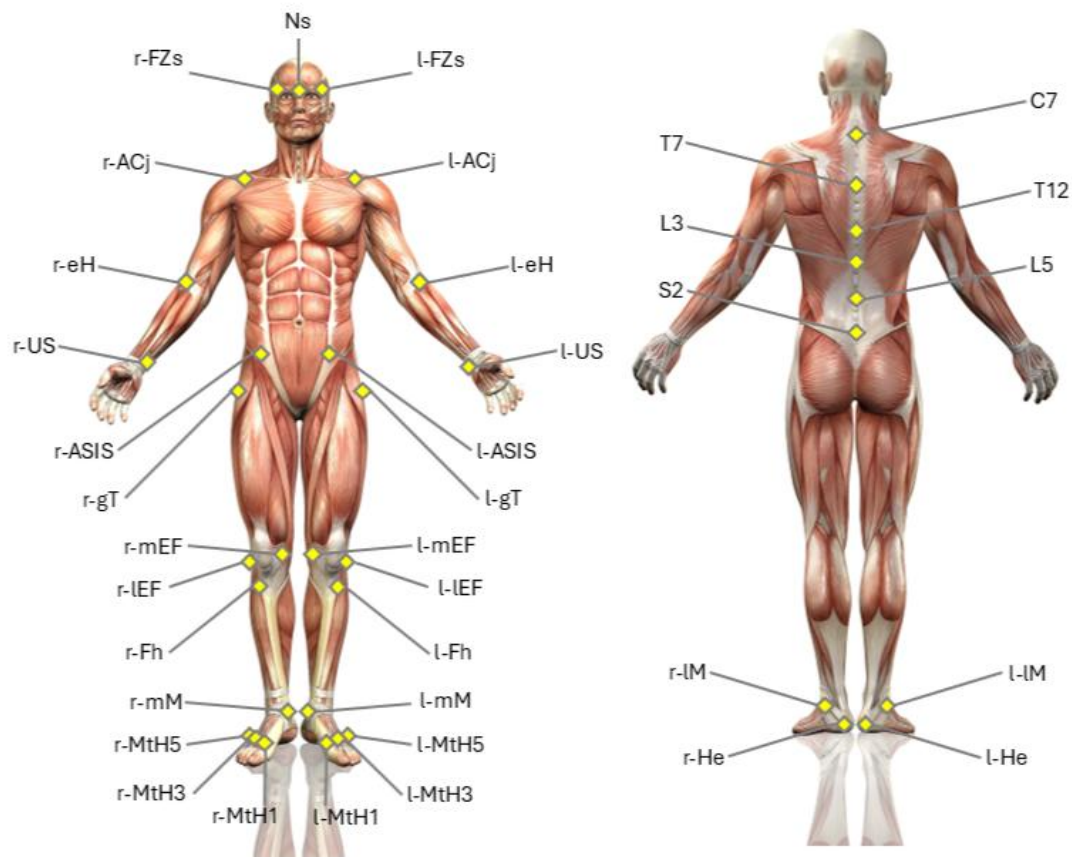
Per la valutazione cinematica della postura sagittale durante la deambulazione, è stato utilizzato un sistema optoelettronico ad alta precisione composto da 8 telecamere Smart-D (BTS Bioengineering, Milano, Italia), operanti a una frequenza di acquisizione di 100Hz.

Il sistema è stato integrato con due piattaforme di forza (BTS Bioengineering, Milano, Italia) per la registrazione simultanea delle forze di reazione al suolo. I marcatori riflettenti sono

stati posizionati secondo il protocollo DB-Total (De Blasiis et al. 2021), che prevede l'applicazione di 37 marcatori in punti di riferimento anatomici specifici, tra cui:

- **Testa:** nasion (Ns), sutura fronto-zigomatica (FZs).
- **Colonna vertebrale:** processi spinosi di C7, T7, T12, L3, L5, S2.
- **Arti superiori:** articolazione acromion-clavicolare (ACj), epicondilo degli omeri (eH), stiloide ulnare (Us).
- **Bacino:** spina iliaca anteriore superiore (ASIS).
- **Arti inferiori:** trocantere maggiore (gT), epicondilo femorale mediale (mEF) e laterale (IEF), testa del perone (Fh), malleoli mediale (mM) e laterale (lM), I° -III° e V° teste metatarsali (MtH), tallone (He) (fig. 2.1).

L'applicazione dei marcatori è stata eseguita da un unico operatore esperto per garantire la massima accuratezza e consistenza. Ogni soggetto ha eseguito tre prove consecutive camminando a piedi nudi su una passerella di 6 metri a una velocità auto-selezionata, simulando una condizione di deambulazione naturale.



### Elaborazione dei Dati

Figura 2.1 Markers protocollo DB-Total

I dati grezzi acquisiti sono stati elaborati utilizzando il software Smart Analyzer (BTS Bioengineering, Milano, Italia). Sono stati calcolati i parametri spazio-temporali convenzionali, tra cui:

- Durata del ciclo del passo (in secondi).

- Cadenza (passi al minuto).
- Velocità di deambulazione (m/s).
- Fase di appoggio.
- Fase di volo.
- Fase di doppio appoggio.
- Lunghezza della falcata e larghezza del passo (in metri).

Inoltre, sono stati calcolati 18 parametri cinematici aggiuntivi, tramite il protocollo DB-Total (fig. 2.2; tab. 2.2).

Tabella 2.2 Parametri cinematici calcolati dal protocollo DB-Total

Kinematic parameters	UM	Figure Label	Definitions	Thresholds (T)
Cervical Tilt (CT)	[°]	B I) a	The angle between the: Vertical axis of cervical plane (r-FZs, Ns, r-FZs) and vertical axis of trunk plane (C7, r-ACj, l-ACj)	T=0° (CT<T indicates head extension with respect to upper trunk outlet; CT>T indicates head flexion)
Dorsal Angle (DA)	[°]	B II) b	The anterior angle between the: straight line joining C7 to T7 and the straight line joining T7 to T12	T=180° (DA<T indicates kyphosis)
Lumbar Angle (LA)	[°]	B III) c	The anterior angle between the: straight line joining T12 to L3 and the straight line joining L3 to L5	T=180° (LA<T indicates lordosis)
Elbow Flexion (EF)	[°]	B I) d	The angle between the: straight line joining Shoulder to Elbow and the straight line joining the Elbow to Wrist	T=180° (EF<T indicates elbow flexion; EF>T indicates elbow extension)
Shoulder Elbow Angle (SEA)	[°]	B I) e	The angle between the: Straight line joining shoulder to elbow and vertical axis (from elbow)	T=0° (SEA>T when eH is posterior with respect to ACj; SEA<T when eH is anterior with respect to ACj)
Sagittal Vertical Axis (SVA)	[°]	B I) f	The distance from: S2- to a plumb line dropped from C7	T=0° (SVA>T when C7 is anterior with respect to S2; SVA<T when C7 is posterior with respect to S2)
Wrist-ASIS Offset (WSO)	[cm]	B I) g	The distance from: wrist to a plumb line dropped from Anterior Superior Iliac Spine	T=0° (WSO>T when Us is anterior with respect to ASIs; WSO<T when Us is posterior with respect to ASIs)
C7-Ns Angle (CNA)	[°]	B I) h	The angle between the: straight line joining C7 to Ns and the vertical axis (from C7)	T=0° (CNA>T when Ns is anterior with respect to C7; CNA<T when Ns is posterior with respect to C7)
T7-Ns Angle (TNA)	[°]	B I) i	The angle between the: straight line joining T7 to Ns and the vertical axis (from T7)	T=0° (TNA>T when Ns is anterior with respect to T7; TNA<T when Ns is posterior with respect to T7)
S2-Ns Angle (SNA)	[°]	B I) l	The angle between the: straight line joining S2 to Ns and the vertical axis (from S2)	T=0° (SNA>T when Ns is anterior with respect to S2; SNA<T when Ns is posterior with respect to S2)
S2-C7 Angle (SCA)	[°]	B I) m	The angle between the: straight line joining S2 to C7 and the vertical axis (from S2)	T=0° (SCA>T when C7 is anterior with respect to S2; SCA<T when C7 is posterior with respect to S2)
S2-T7 Angle (STA)	[°]	B I) n	The angle between the: straight line joining S2 to T7 and the vertical axis (from S2)	T=0° (STA>T when T7 is anterior with respect to S2; STA<T when T7 is posterior with respect to S2)
S2-L5 Angle (SLA)	[°]	B I) o	The angle between the: straight line joining S2 to L5 and the vertical axis (from S2)	T=0° (SLA>0° indicates sacrum-L5 horizontalization/nutation; SLA<0° indicates sacrum-L5 verticalization/counter-nutation)
He-S2 Angle (HSA)	[°]	B I) p	The angle between the: straight line joining He to S2 and the vertical axis (from Heel)	T=0° (HSA>T when S2 is anterior with respect to He; HSA<T when S2 is posterior with respect to He)
He-S2-Ns Angle (HSN)	[°]	B III) q	The anterior angle between the: straight line joining He to S2 and the straight line joining the S2 to Nasion.	T=180° (HSN>T indicates a concave angle; HSN<T indicates a convex angle)

He-S2-C7 Angle (HSC)	[°]	B III) r	The anterior angle between the: straight line joining He to S2 and the straight line joining the S2 to C7.	T=180° (HSC>T indicates a concave angle; HSC<T indicates a convex angle)
He-S2-T7 Angle (HST)	[°]	B III) s	The anterior angle between the: straight line joining He to S2 and the straight line joining the S2 to T7.	T=180° (HST>T indicates a concave angle; HST<T indicates a convex angle)
Spinal-Pelvic Angle (SPA)	[°]	B II) t	The anterior angle between the: line C7-S2 and the line S2-Center of Hip Axis.	T=180° (SPA>T indicates a concave angle; SPA<T indicates a convex angle)

I parametri cinematici sono stati normalizzati al ciclo del passo, espresso in percentuale (0-100%), e i dati delle tre prove sono stati mediati per ottenere una curva cinematica rappresentativa per ogni soggetto.

### Analisi Statistica

I dati ottenuti dal sistema BTS sono stati importati nel software Matlab (*MathWorks*, USA) per ulteriori approfondimenti. Non sono state riscontrate differenze significative tra i lati sinistro e destro né per i parametri spazio-temporali né per quelli cinematici, analizzati tramite test non parametrici di *Wilcoxon signed-rank*. Di conseguenza, solo i cicli di marcia sinistri sono stati considerati per le successive analisi statistiche.

La variabilità dei parametri spazio-temporali è stata valutata mediante il coefficiente di variazione (CV) utilizzato per valutare la ripetibilità e l'affidabilità delle misurazioni intra- e inter-soggetto, è stato calcolato come rapporto tra la deviazione standard (SD) e la media aritmetica, espresso in percentuale secondo la formula:

$$CV = (\text{Deviazione standard} / \text{Media}) \times 100\%.$$

Tale indice rappresenta un parametro normalizzato, utile per confrontare la variabilità dei dati indipendentemente dall'unità di misura.

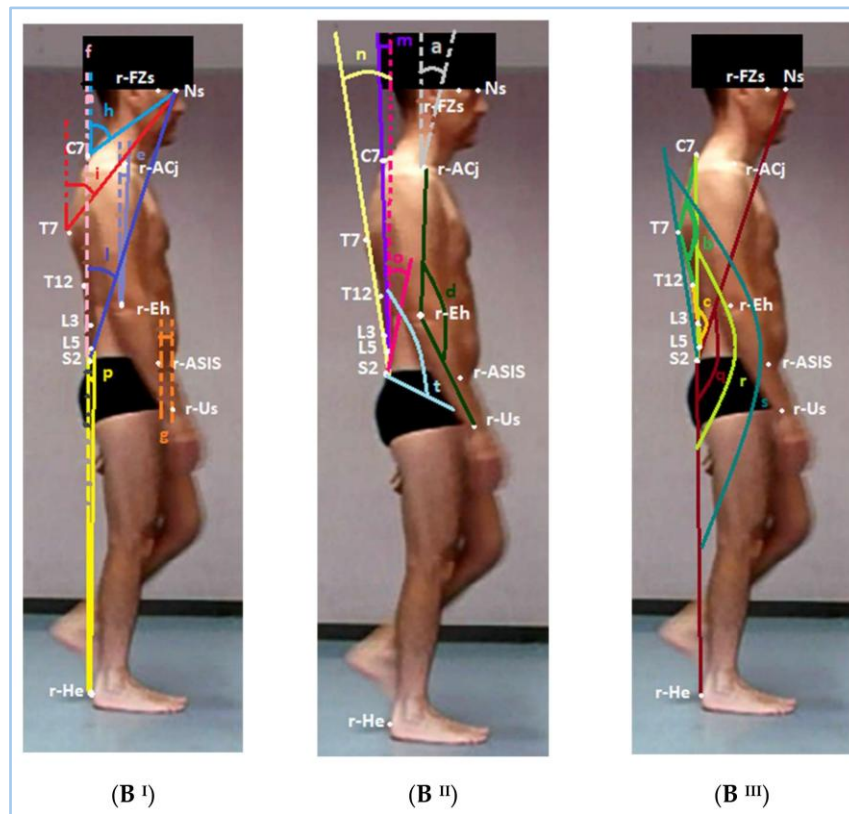
Nel presente lavoro, valori di CV inferiori al 50% sono stati considerati indicativi di buona ripetibilità, mentre valori superiori a tale soglia sono stati interpretati come indice di maggiore dispersione, potenzialmente legata a variabilità fisiologica o a limiti tecnici delle misurazioni.

Per i parametri cinematici, sono stati calcolati:

- Intervallo di escursione (range di movimento).
- Intervallo di escursione assoluto.
- Media e deviazione standard (SD) delle curve cinematiche.

Tutte le analisi sono state condotte con un livello di significatività statistica pari a  $p < 0.05$ .

Figura 2.2 Parametri aggiuntivi valutati dopo l'applicazione del protocollo DB-Total



## 2.2 Studio sulla Stabilità Posturale e Pressione Plantare in Soggetti Sani: Applicazione di una Innovativa Pedana a Pressione

Lo scopo di questo studio è stato valutare la ripetibilità e l'accuratezza di una nuova pedana baropodometrica (P-Walk FM12050, BTS-Bioengineering, Milano, Italia), caratterizzata da dimensioni di 200 × 50 cm e una densità di sensori pari a 10.000 sensori/m<sup>2</sup>, in grado di rilevare con precisione la distribuzione della pressione plantare.

Le analisi sono state condotte presso il Laboratorio di Anatomia Funzionale dell'Università di Campania "L. Vanvitelli".

### Test Baropodometrici Statici

Per simulare una condizione di appoggio bipodale statico, sono stati posizionati due contenitori plastici (dimensioni: 17,8 × 13,2 × 39,6 cm<sup>3</sup>; peso: 0,26 kg) sulla pedana di pressione. Tra i contenitori e la pedana sono state inserite due lastre in plexiglas (dimensioni: 20 × 1 × 40 cm<sup>3</sup>; peso: 0,92 kg) per garantire una distribuzione uniforme del carico. I test statici sono stati eseguiti utilizzando tre diversi pesi, riempiendo ciascuno dei due contenitori con 4L, 5L e 6L di acqua, per un peso totale rispettivamente di 101,6 N, 121,3 N

e 140,9 N, utilizzati per valutare l'accuratezza della pedana. Ogni prova statica è durata 30 secondi ed è stata ripetuta tre volte in tre sessioni distinte, svolte in altrettanti giorni differenti, per garantire l'affidabilità delle misurazioni. Dopo ogni test, i contenitori sono stati rimossi dalla pedana ed è stata effettuata una procedura di calibrazione ponderale.

Per ciascun test statico è stata generata una matrice di pressione ( $a \times b \times n$ , dove  $a$  e  $b$  rappresentano il numero di sensori che compongono l'immagine di pressione e  $n$  indica il numero di frame registrati). Il carico totale stimato dalla pedana in ciascuna prova è stato calcolato come la somma del prodotto tra la pressione rilevata da ciascun sensore e la sua superficie ( $1 \text{ cm}^2$ ), mediato su tutti i frame. Per valutare accuratezza e ripetibilità delle misure, i pesi stimati dalla pedana di pressione sono stati confrontati con quelli misurati tramite una bilancia ad alta precisione (modello MV-F-S, accuratezza  $\pm 0,01 \text{ kg}$ ).

L'analisi dell'accuratezza della pedana nel misurare i pesi statici è stata condotta utilizzando i grafici di Bland-Altman.

### **Valutazione della Variabilità Inter-Prove e Inter-Soggetto**

Per valutare la variabilità inter-prove e intra-soggetto dei parametri stabilometrici, sono stati reclutati 20 soggetti sani (7 maschi, 13 femmine; età:  $20,2 \pm 0,9$  anni; destri: 20/20; altezza:  $1,69 \pm 0,09 \text{ m}$ ; peso:  $61,94 \pm 8,58 \text{ kg}$ ; IMC:  $21,6 \pm 1,7 \text{ kg/m}^2$ ). Tutti i partecipanti hanno fornito un consenso informato per partecipare allo studio. L'approvazione etica è stata esonerata per la natura pilota della ricerca, che prevedeva il reclutamento di una piccola popolazione di soggetti sani sottoposti alla valutazione di parametri baropodometrici standard. I criteri di inclusione prevedevano: assenza di dolore, nessuna chirurgia negli ultimi 6 mesi, nessuna lesione muscolo-scheletrica negli ultimi 3 mesi, nessuna chirurgia dentale o uso di impianti dentali, nessuna protesi o uso di ortesi correttive, nessuna patologia neurologica o visiva, nessuna dimorfosi scheletrica e nessuna alterazione cognitiva.

I partecipanti sono stati valutati in posizione eretta con entrambi i piedi sulla pedana (P-Walk FM12050, BTS-Bioengineering), con un campionamento di 50 Hz, seguendo i criteri di standardizzazione internazionale per i test baropodometrici: posizione anatomicamente neutra con le braccia rilassate lungo il corpo, testa in posizione neutra, occhi aperti e sguardo rivolto verso un bersaglio visivo posizionato a 2 metri di distanza (Scoppa et al. 2017).

La posizione dei piedi è stata mantenuta in una disposizione comoda e costante, con le stesse distanze tra i talloni e le punte durante tutte le prove (fig. 2.3 al).

Per garantire un esame posturale accurato, i test sono stati eseguiti in una stanza silenziosa con pavimento piano e pareti bianche. Sono stati eseguiti quattro prove stabilometriche da 30 secondi ciascuna, distribuite in due sessioni (mattina e pomeriggio), per valutare la variabilità intra-soggetto.

Sono stati analizzati diversi parametri stabilometrici e di pressione plantare (fig. 2.3 all, b,c), tra cui:

- **Area di oscillazione del centro di pressione (CoPsa):** area coperta dal movimento del centro di pressione durante il test.
- **Lunghezza della superficie (LSF):** lunghezza totale del percorso del centro di pressione.
- **Velocità del centro di pressione (CP speed):** velocità media del movimento del centro di pressione.
- **Carico del piede:** percentuale del peso corporeo distribuita su ciascun piede.
- **Carico del retro-piede (Rf), mesopiede (Mf) e avampiede (Ff):** distribuzione del carico nelle diverse regioni del piede.
- **Pressione media (Pmean) e massima (Pmax):** valori medi e massimi della pressione plantare.
- **Arch index (AI):** rapporto tra l'area di contatto del mesopiede e l'area di contatto totale del piede, noto come indice dell'arco plantare.

I parametri di carico sono stati normalizzati rispetto al peso corporeo (%BW). La divisione del piede in tre aree equivalenti (Rf, Mf e Ff) è stata calcolata dal software, considerando l'area totale definita dai punti estremi sui quattro lati del piede.

I dati sono stati riportati utilizzando la media e la deviazione standard (SD) o la mediana e i percentili (25% e 75%), rispettivamente per distribuzioni parametriche o non parametriche.

La variabilità di tutti i parametri stabilometrici tra le prove nella condizione con occhi aperti



(OE) è stata valutata tramite il coefficiente di variazione (CV). I parametri di pressione e stabilità posturale più affidabili sono stati identificati. Le differenze statistiche tra le sessioni per ciascun parametro baropodometrico e stabilometrico sono state valutate tramite il coefficiente di correlazione di *Pearson* ( $R^2$ ). L'analisi statistica è stata eseguita utilizzando Matlab (*Mathworks*) e R (R Core Team 2018).

### 2.3 Analisi e simulazioni statistiche

Le analisi statistiche sono molto importanti soprattutto quando l'obiettivo è la validazione di strumentazioni o protocolli. Per questo motivo, dopo aver raccolto i dati relativi ai test posturali seguendo il protocollo DB-Total e i risultati delle prove sulla pedana baropodometrica sono state eseguite analisi statistiche per la loro interpretazione e comprensione. Un limite oggettivo quando si lavora in statistica è rappresentato dalla quantità di dati che può rappresentare un confine difficile da superare quando si applicano i modelli per approfondire correlazioni tra essi.

Le popolazioni prese in esame in entrambi i casi trattati sono esigue, per tentare di spostare questo limite un po' più in là è stato applicato il modello Montecarlo e contestualmente ad esso sono seguiti test di correlazione aggiuntivi per indagare ogni possibile correlazione tra

*Figura 2.3 Outcome dell'analisi baropodometrica*

le variabili considerate nelle in seduta di esame strumentale.

Il metodo Montecarlo e i test statistici aggiuntivi sono stati eseguiti in R, ad essi è stato dedicato un capitolo *ad hoc* che è possibile trovare dopo quello relativo ai risultati. In questo capitolo verrà descritto il metodo, la modalità di applicazione e spiegate le analisi di corollario. Il metodo Montecarlo crea simulazioni sulla base dei dati reali e una separazione spaziale in questa trattazione coadiuva una lettura più scorrevole e una comprensione più lineare del quadro statistico.

### 3. Risultati

In questo capitolo, vengono presentati i risultati delle analisi sperimentali condotte su diversi campioni di soggetti sani, utilizzando due strumenti di valutazione: una nuova pedana a pressione e parametri cinematici sagittali. I risultati sono stati analizzati per valutare la stabilità posturale, la distribuzione della pressione plantare e la variabilità di diversi parametri. Inoltre, sono stati stabiliti valori di riferimento per i parametri stabilometrici e baropodometrici. I dati raccolti in questo elaborato forniscono un set di valori di riferimento utili per la valutazione di popolazioni di diversa tipologia e per futuri studi clinici e di ricerca.

Tra gli aspetti considerati vi sono l'accuratezza e la ripetibilità nell'uso della pedana a pressione, attraverso la misurazione dei pesi statici e la comparazione con una bilancia di precisione. È stata analizzata la capacità della pedana di fornire misurazioni precise e ripetibili in condizioni statiche. Inoltre, è stata esaminata la variabilità intra-soggetto e inter-soggetto dei parametri stabilometrici e di pressione plantare, studiando le oscillazioni del centro di pressione (CoP), la distribuzione del carico plantare e altri parametri rilevati durante le prove stabilometriche condotte in diverse sessioni e condizioni.

#### 3.1 Risultati delle Valutazioni Posturali con il Protocollo DB-Total

La Tabella (3.1) riporta la media, la deviazione standard (SD) e la mediana delle caratteristiche di base dei partecipanti sani.

I risultati relativi ai parametri spazio-temporali, presentati nella Tabella (3.1), mostrano valori di SD e intervallo di variazione molto contenuti per tutti i parametri spazio-temporali, indicando una bassa variabilità inter-soggetto ( $CV < 7\%$ ), ad eccezione della velocità del passo, della fase di doppio appoggio e della larghezza del passo, che presentano una variabilità inter-soggetto leggermente più elevata ( $CV \sim 8-15\%$ ).

La Tabella (3.2) invece riassume i 18 nuovi parametri cinematici calcolati dopo l'implementazione del protocollo DB-Total, dei quali sono stati calcolati i valori relativi alle medie, le deviazioni standard (SD) dei valori medi, dell'intervallo di escursione, dell'intervallo di escursione assoluto calcolato tra i valori di massimo e di minimo assoluti, del coefficiente di variazione (CV) intra-soggetto e della SD media per ciascun nuovo parametro cinematico.

I dati sono riportati nella Tabella (3.2).

**Tabella 3.1** Parametri spazio-temporali

Spatial–Temporal Parameters	Mean ± SD (Min, Max)	CV (%)
Cycle Duration (s)	1.15 ± 0.09 (1.04; 1.34)	7.8%
Cadence (step/min)	104.8 ± 8.00 (89.55; 113.2)	7.6%
Gait Speed (m/s)	1.06 ± 0.13 (0.9; 1.3)	12.2%
Stance Phase (%)	64.36 ± 1.54 (61.41; 66.31)	2.4%
Swing Phase (%)	35.53 ± 1.64 (33.09; 38.59)	4.6%
Double-Support Phase (%)	14.26 ± 2.06 (10.6; 17.09)	14.4%
Stride Length (m)	0.610 ± 0.060 (0.520; 0.740)	9.8%
Step Width (m)	0.090 ± 0.002 (0.050; 0.110)	0.2%

**Tabella 3.2** Valore medio, Intervallo di escursione medio, Media SD, Intervallo di escursione assoluto (grado assoluto di escursione intersoggetto), Coefficiente di variazione (CV) della ripetibilità intra-soggetto e della ripetibilità inter-soggetto.

New Kinematic DB-Total Parameters	Average Mean ± SD	Excursion Range Mean ± SD	Absolute Excursion Range (Absolute Max; Min)	CV (%) Intra-Subject Repeatability
HSA (Deg)	-0.17 ± 1.50	38.8 ± 7.1	48.5 (23.9; -24.6)	40.9%
HST (Deg)	183.61 ± 1.87	41.5 ± 7.9	52.5 (209.4; 156.9)	34.1%
HSC (Deg)	173.01 ± 1.70	35.6 ± 13.2	53.0 (200.0; 147.0)	28.5%
HSN (Deg)	155.66 ± 2.20	36.8 ± 13.9	52.1 (184.2; 132.1)	48.7%
SNA (Deg)	24.19 ± 2.52	2.8 ± 0.7	13.1 (31.1; 18)	54.5%
TNA (Deg)	42.65 ± 2.44	3.6 ± 1.3	13 (49.6; 36.6)	75.8%
CNA (Deg)	61.37 ± 5.96	4.1 ± 1.8	20 (71.4; 50.4)	62.2%
CT (Deg)	-47.05 ± 15.47	5.1 ± 2.2	49.6 (-24.9; -74.5)	59.7%
SLA (Deg)	14.08 ± 5.96	4.2 ± 1.6	25.3 (26.9; 1.6)	36.7%
STA (Deg)	-3.78 ± 2.37	2.7 ± 0.8	12.3 (3.7; -8.6)	30.5%
SCA (Deg)	6.82 ± 1.84	2.5 ± 0.7	9.6 (11.8; 2.2)	35.9%
SVA (cm)	5.6 ± 1.4	2.7 ± 1.3	8.0 (10.0; 2.0)	39.9%
SPA (Deg)	127.99 ± 5.65	3.5 ± 1.5	18.8 (136.2; 117.4)	52.3%
LA (Deg)	196.72 ± 7.02	5.2 ± 2.7	33.7 (220.6; 186.9)	31.5%
DA (Deg)	149.45 ± 5.38	1.7 ± 0.5	18.4 (157.5; 139.1)	30.5%
WSO (cm)	-2.1 ± 3.7	34.5 ± 17.6	50 (19.0; -32.0)	36.9%
SEA (Deg)	7.33 ± 2.99	25.9 ± 8.5	39.5 (29.2; -10.3)	22.6%
EF (Deg)	146.80 ± 6.22	21.3 ± 7.8	35.3 (167.2; 131.9)	32.6%

La media di ciascun parametro DB-Total è rappresentata sotto forma di curva cinematica (fig. 3.1). La maggior parte dei nuovi parametri cinematici (HSA, SCA, STA, SLA, DA, LA, SVA, HSN, HSC, HST, SEA, EF e WSO) ha mostrato una bassa variabilità intra-soggetto (CV < 50%, indicativo di alta ripetibilità), mentre una variabilità intra-soggetto più elevata (CV > 50%, indicativa di minore ripetibilità) è stata osservata per altri parametri (SPA, CNA, TNA, SNA e CT), come riportato nella Tabella (3.2). Una bassa variabilità inter-soggetto (SD Media ≤ 1, indice di elevata ripetibilità) è stata riscontrata per molti parametri DB-Total (HSA, SCA, STA, DA, SVA, HSC e HST), mentre parametri quali TNA, SNA, SPA, SLA, LA, HSN ed EF hanno

mostrato una variabilità inter-soggetto leggermente superiore ( $1 < SD \text{ Media} < 2$ ). I valori più elevati di variabilità inter-soggetto ( $SD \text{ Media} > 2$ ) sono stati registrati per CNA, CT, SEA e WSO, come evidenziato numericamente nella Tabella (3.2) e graficamente nella Figura (3.1), osservando l'ampiezza della SD tra le curve cinematiche.

### 3.2 Risultati delle prove baropodometriche su una nuova pedana a pressione

La pedana a pressione ha dimostrato un'elevata ripetibilità e precisione nella misurazione dei pesi statici. Il coefficiente di variazione si è attestato tra 0.014 e 0.025 (1.4-2.5%) per il

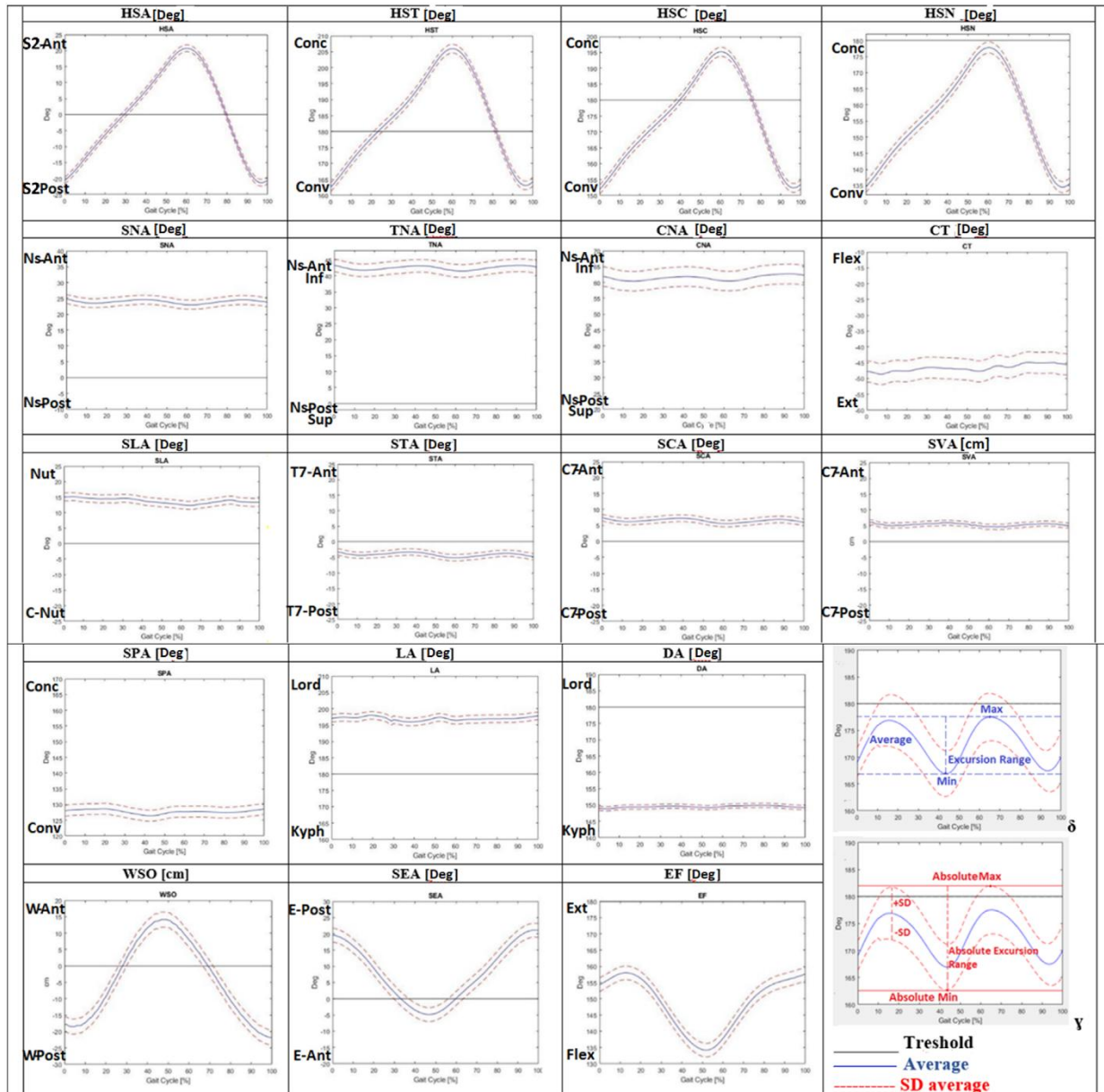
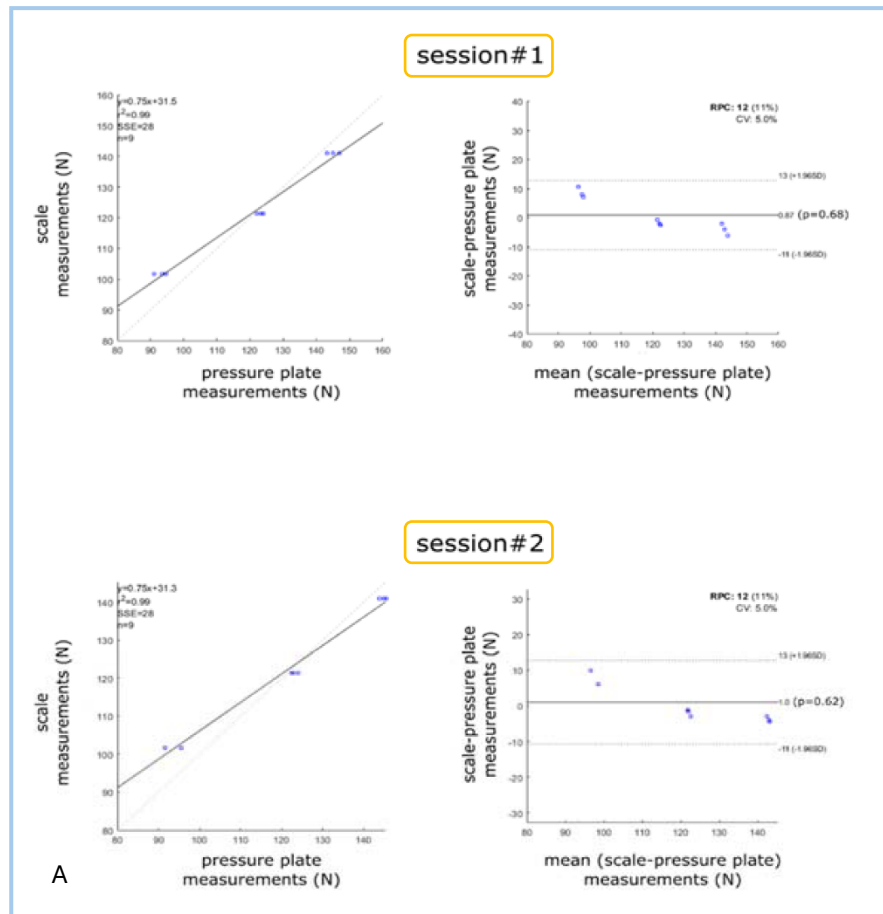


Figura 3.1 La media delle curve cinematiche durante il ciclo del passo per i nuovi parametri sagittali DB-Total (De Blasiis et al. 2021).

I grafici  $\delta$  e  $\gamma$  spiegano i nuovi valori cinematici DB-Total: Media (Average), Intervallo di Escursione (Excursion Range), Intervallo di Escursione Assoluto (Absolute Excursion Range), Minimo (Min), Massimo (Max), Deviazione Standard (SD), e Minimo Assoluto (Absolute Minimum) e Massimo Assoluto (Absolute Maximum). La scala del grafico è stata impostata a 50 (gradi o cm) per evidenziare la diversa variabilità inter-soggetto.

peso più piccolo, tra 0.007 e 0.008 per il peso intermedio, e tra 0.035 e 0.014 per il peso più grande nelle tre sessioni. I grafici di Bland-Altman evidenziano l'errore nella misurazione di ciascuno dei tre pesi nelle tre sessioni (fig. 3.2 a,b). I grafici sono il risultato visivo

dell'applicazione del metodo statistico che prende il nome dai suoi ideatori Martin Bland and Douglas G. Altman, spesso utilizzato per valutare la concordanza tra due diverse tecniche di misurazione, una effettuata con un *gold standard* a cui è paragonata la misura sperimentale fatta con lo strumento da validare. Questo metodo è spesso impiegato per confrontare le misurazioni di due strumenti o metodi diversi, evidenziando eventuali discrepanze e identificando errori sistematici. Complessivamente, l'errore medio si è posizionato tra 0.9 e 1.1 N, con il limite inferiore dell'intervallo di confidenza (CI) tra -9.1 e -11.0 N e il limite superiore dell'intervallo di confidenza tra 11.0 e 13.0 N. Le misurazioni della pedana a pressione hanno mostrato una forte correlazione con le misurazioni della bilancia usata come riferimento ( $R^2 = 0.99$ ).



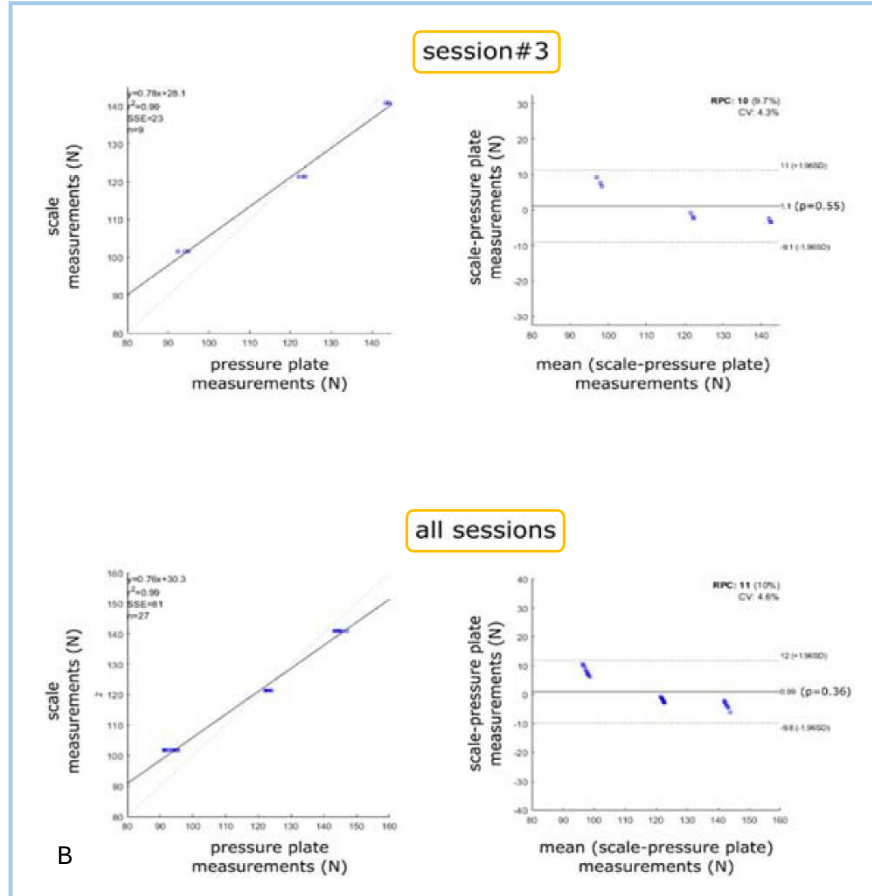


Figura 3.2 I grafici di Bland-Altman mostrano i risultati delle prime due sessioni di misurazione (A), della terza sessione di misurazioni e un grafico complessivo (B). Vengono riportati il coefficiente di correlazione ( $R^2$ ), la somma degli errori quadratici (SSE), il coefficiente di variazione (CV) e la deviazione standard (SD).

### 3.3 Variabilità inter-soggetto dei parametri baropodometrici e stabilometrici

Nella Figura (3.3) viene presentata una rappresentazione grafica tramite boxplot dei coefficienti di variazione (CV) relativi alla variabilità inter-soggetto dei principali parametri stabilometrici. I dati sono organizzati in ordine crescente in base ai valori mediani del CV, consentendo di evidenziare chiaramente le differenze nei livelli di variabilità tra i diversi parametri.

L'analisi ha rivelato che la percentuale di distribuzione del carico tra il piede sinistro e destro, nonché tra le regioni del retro piede e dell'avampiede, presenta la minore variabilità tra i soggetti, con coefficienti di variazione inferiori al 5%. Questo risultato suggerisce una notevole coerenza nella distribuzione bilaterale del carico corporeo durante la postura eretta o l'esecuzione delle prove analizzate.

Una variabilità leggermente maggiore (CV compreso tra il 5% e il 15%) è stata osservata per i parametri relativi alla pressione media e di picco esercitata sulle piante dei piedi, nonché per il carico applicato alle regioni del mesopiede. Tali valori riflettono un certo grado di dispersione tra i soggetti, probabilmente influenzato da fattori individuali come la

morfologia del piede, l'assetto posturale e le strategie motorie adottate durante l'esecuzione delle prove.

Infine, i parametri caratterizzati dalla maggiore variabilità sono stati quelli relativi alla superficie descritta dal centro di pressione (CoPsa) e all'indice di stabilità laterale (LSF), con coefficienti di variazione superiori al 50%. Questa elevata variabilità potrebbe essere attribuita alla natura dinamica e multifattoriale di tali misure, che dipendono da numerosi elementi, tra cui la controllabilità sensorimotoria, le strategie compensatorie impiegate dai soggetti e le condizioni ambientali specifiche durante la raccolta dei dati.

In sintesi, l'analisi del CV inter-soggetto ha permesso di classificare i parametri stabilometrici in base alla loro sensibilità alle differenze individuali, evidenziando una gerarchia di variabilità che va dalla distribuzione bilaterale del carico, relativamente uniforme tra i soggetti, fino ai parametri dinamici più variabili, come CoPsa e LSF.

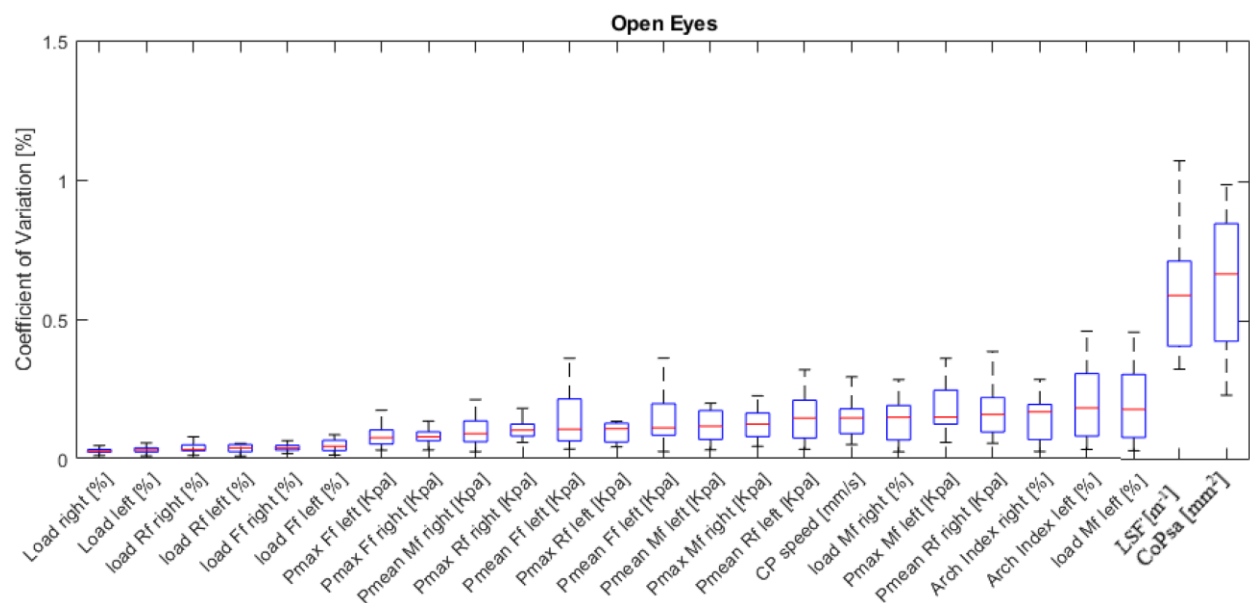


Figura 3.3 Boxplot del coefficiente di variazione (%) inter-soggetto dei parametri stabilometrici e di pressione ordinati in ordine crescente in base ai valori mediani. Avampiede (Ff); mesopiede (Mf); retropiede (Rf); pressione media (Pmean); pressione massima (Pmax); velocità del centro di pressione (CP speed); funzione di superficie di lunghezza (LSF); area di oscillazione del centro di pressione (CoPsa).

### 3.4 Test di Variabilità Inter-Sessione (Mattina vs. Pomeriggio)

La Tabella (3.3) presenta il coefficiente di correlazione di Pearson ( $R^2$ ) tra le diverse sessioni per ciascun parametro baropodometrico e stabilometrico. Non sono state rilevate correlazioni statisticamente significative ( $p > 0.05$ ) per la distribuzione del carico tra piede sinistro e destro, per l'area di oscillazione del centro di pressione (CoPsa) e per la funzione di superficie di lunghezza (LSF). Tuttavia, sono emerse correlazioni elevate ( $R^2 > 0.85$ ) per i

carichi nelle regioni del retropiede (Rf), mesopiede (Mf) e avampiede (Ff), nonché per l'indice dell'arco plantare (AI).

**Tabella 3.3** Ripetibilità delle misurazioni tra le due sessioni tramite il coefficiente di correlazione di Pearson ( $R^2$ ) per ciascun parametro. NS indica correlazioni non statisticamente significative ( $p < 0.05$ ). Le correlazioni statisticamente significative ( $R^2 > 0.70$ ) sono evidenziate in grassetto. Non significativo (NS); avampiede (Ff); mesopiede (Mf); retropiede (Rf); pressione media (Pmean); pressione massima (Pmax); area di oscillazione del centro di pressione (CoPsa); velocità del centro di pressione (CP speed); funzione di superficie di lunghezza (LSF).

Stabilometric and Plantar Pressure Parameters	Pearson $R^2$
Load left (%)	NS
Load right (%)	NS
CoPsa (mm <sup>2</sup> )	0.37
CP speed (mm/s)	NS
Load Rf left (%)	<b>0.85</b>
Load Rf right (%)	<b>0.86</b>
Load Mf left (%)	<b>0.91</b>
Load Mf right (%)	<b>0.89</b>
Load Ff left (%)	<b>0.76</b>
Load Ff right (%)	<b>0.87</b>
Arch Index right (%)	<b>0.88</b>
Arch Index left (%)	<b>0.91</b>
LSF (mm <sup>-1</sup> )	NS
Pmean Ff left (Kpa)	0.55
Pmean Mf left (Kpa)	0.46
Pmean Rf left (Kpa)	0.66
Pmean Ff left (Kpa)	0.51
Pmean Mf right (Kpa)	0.23
Pmean Rf right (Kpa)	0.67
Pmax Ff left (Kpa)	0.71
Pmax Mf left (Kpa)	NS
Pmax Rf left (Kpa)	0.62
Pmax Ff right (Kpa)	0.62
Pmax Mf right (Kpa)	NS
Pmax Rf right (Kpa)	0.57

### 3.5 Parametri stabilometrici e baropodometrici

Nella Tabella (3.4) sono riportati i valori mediani inter-soggetto (25-75%) dei vari parametri stabilometrici e di pressione plantare. È emerso che la percentuale di carico sul piede destro era maggiore rispetto al sinistro e che, su ciascun lato, l'avampiede (Ff) sopportava un carico superiore rispetto al mesopiede (Mf) e al retro piede (Rf). Come previsto, il mesopiede è risultato essere la regione del piede con il minor carico e la più bassa area di contatto. In relazione ai parametri di pressione, la pressione media più elevata (P-mean) è stata riscontrata sull'avampiede (Ff), mentre la pressione massima più elevata (Pmax) è stata rilevata sul retro piede (Rf).

**Tabella 3.4** Valori per tutti i parametri baropodometrici riportati come mediana inter-soggetto (25% - 75%). Non significativo (NS); avampiede (Ff); mesopiede (Mf); retro piede (Rf); pressione media (Pmean); pressione massima (Pmax); velocità del centro di pressione (CP speed); area di oscillazione del centro di pressione (CoPsa); funzione di superficie di lunghezza (LSF).

Stabilometric and Plantar Pressure Parameters	Percentiles		
	Median	25%	75%
Load left (%)	46.5	45.7	48.7
Load right (%)	53.5	51.3	54.4
CoPsa (mm <sup>2</sup> )	28.8	23.5	41.7
CP speed (mm/s)	3.4	3.1	3.9
Load Rf left (%)	41.2	36.5	44.9
Load Rf right (%)	36.9	33.9	42.0
Load Mf left (%)	14.1	8.6	25.1
Load Mf right (%)	20.8	12.9	24.9
Load Ff left (%)	43.9	41.0	45.1
Load Ff right (%)	43.1	40.9	43.9
Arch Index right (%)	20.6	12.9	24.9
Arch Index left (%)	14.1	8.6	25.3
LSF (mm <sup>-1</sup> )	4.7	3.8	7.1
Pmean Ff left (Kpa)	59.1	53.2	67.9
Pmean Mf left (Kpa)	16.4	15.0	18.8
Pmean Rf left (Kpa)	27.4	23.8	35.6
Pmean Ff left (Kpa)	69.9	60.3	83.9
Pmean Mf right (Kpa)	18.3	17.0	20.0
Pmean Rf right (Kpa)	23.2	18.7	31.0
Pmax Ff left (Kpa)	44.5	41.8	49.3
Pmax Mf left (Kpa)	32.1	27.3	38.8
Pmax Rf left (Kpa)	67.3	59.5	80.5
Pmax Ff right (Kpa)	49.6	48.3	55.0
Pmax Mf right (Kpa)	35.9	33.3	38.3
Pmax Rf right (Kpa)	63.3	55.8	71.0

## 4. Il metodo Monte Carlo

L'introduzione del metodo Monte Carlo (MC) rappresenta un significativo progresso nell'ambito della statistica e della simulazione numerica, in particolare quando si affrontano problemi complessi caratterizzati da spazi di fase di dimensioni elevate. Questo approccio, che si basa sull'impiego di campioni casuali per stimare grandezze statistiche, si rivela particolarmente utile in contesti in cui i metodi analitici tradizionali risultano inadeguati o impraticabili. Le applicazioni del metodo Monte Carlo sono molteplici e spaziano dalla fisica statistica alla finanza, offrendo vantaggi notevoli soprattutto nell'analisi di campioni di piccole dimensioni (Katzgraber 2011; Acquah 2013; Qiang 2020).

Un aspetto distintivo del metodo Monte Carlo è la sua capacità di affrontare problemi ad alta dimensionalità senza incorrere in un aumento esponenziale del tempo di calcolo, fenomeno tipico di molti metodi deterministici. Questa caratteristica si rivela particolarmente vantaggiosa quando si lavora con campioni ridotti, consentendo di ottenere stime affidabili anche in presenza di dati limitati. Acquah (2013), ad esempio, ha evidenziato come, in situazioni con campioni ridotti e caratterizzati da errori elevati e lieve asimmetria, il metodo Monte Carlo abbia registrato una frequenza di rifiuto del 9% al livello di significatività del 5%, dimostrando così la sua efficacia anche in condizioni di scarsità o qualità variabile dei dati.

Il metodo Monte Carlo si distingue, inoltre, per la sua versatilità nell'impiego di tecniche di campionamento avanzate, tra cui il campionamento di Markov Chain Monte Carlo (MCMC) e il campionamento quasi-Monte Carlo. Queste metodologie contribuiscono a incrementare l'efficienza del campionamento e a ridurre la varianza delle stime, rendendo l'approccio particolarmente adatto all'analisi di modelli complessi e alla simulazione di sistemi fisici (Katzgraber 2011; Walter and Barkema 2015; Qiang 2020). L'utilizzo di metodi di riduzione della varianza, come il campionamento di importanza, permette inoltre di enfatizzare eventi rari ma significativi, migliorando ulteriormente l'accuratezza delle stime (Dimov et al. 2003).

In ambito statistico, il metodo Monte Carlo ha trovato ampia applicazione nella valutazione di opzioni finanziarie e nella modellazione di sistemi dinamici. Ciò ha portato allo sviluppo di numerose varianti, tra cui il Monte Carlo sequenziale e il Monte Carlo a variabili antitetiche, le quali hanno dimostrato di migliorare l'efficienza computazionale e la precisione delle stime, risultando particolarmente utili in presenza di dati limitati (Moral and Jasra 2011; Sen et al. 2017).

Un ulteriore ambito di applicazione del metodo Monte Carlo riguarda i problemi di integrazione ad alta dimensione, dove la complessità computazionale rappresenta una sfida significativa. In questo contesto, le tecniche di campionamento quasi-Monte Carlo si rivelano particolarmente promettenti, poiché generano punti di campionamento distribuiti in modo più uniforme rispetto ai campioni casuali tradizionali, migliorando così l'accuratezza delle stime (Glasserman 2003; Dick et al. 2013). Questa caratteristica risulta fondamentale in scenari che richiedono elevata precisione, come la simulazione di sistemi fisici complessi o la valutazione dei rischi finanziari.

La flessibilità e l'affidabilità del metodo Monte Carlo in condizioni di incertezza lo rendono uno strumento prezioso per ricercatori e professionisti. La sua ampia applicazione in settori diversificati, dalla fisica alla finanza, testimonia la sua versatilità e sottolinea l'importanza di sviluppare tecniche di campionamento efficaci, soprattutto quando si lavora con campioni di dimensioni ridotte (Wang and Landau 2001; Landau and Binder 2014; Walter and Barkema 2015). Con l'evoluzione continua degli algoritmi e delle tecniche associate, il metodo Monte Carlo continuerà a svolgere un ruolo cruciale nell'avanzamento della ricerca scientifica e tecnologica.

#### 4.1 Applicazione del metodo Monte Carlo

Uno dei limiti più evidenti del lavoro descritto fino a ora è rappresentato dalla numerosità dei campioni presi in esame. Infatti, sia nell'applicazione dell'innovativo protocollo DB-Total nell'analisi della postura sagittale, sia nel caso dei test effettuati con la pedana baropodometrica la popolazione reclutata comprendeva solo alcune decine di individui.

In statistica e in generale quando ci si riferisce a una ricerca scientifica, più i dati sono numerosi più sarà facile affermare o confutare l'ipotesi formulata in sede di progettazione dello studio. Entrando nello specifico, quando si ha a che fare con i dati ci si rende conto che è vero che la quantità è un fattore rilevante ma un altro aspetto fondamentale è la loro rappresentatività, ad esempio ci sono casi in cui a un primo sguardo può sembrare che i dati raccolti siano molti ma analizzandoli possono dimostrarsi ridondanti o ripetitivi. Viceversa, studi all'apparenza limitati possono rivelarsi molto utili se i dati in essi contenuti sono rappresentativi del campione esaminato.

Nel lavoro fin qui presentato è stato applicato il metodo Monte Carlo per approfondire la correlazione tra i dati e spostare, seppure in modo non empirico, il limite un po' più in là.

## 4.2 Simulazioni Monte Carlo delle analisi DB-Total

Il metodo Monte Carlo si basa sull'idea di utilizzare simulazioni casuali per approssimare soluzioni a problemi ipotizzati. Il processo tipico può essere descritto in questi passi fondamentali:

1. **Definizione del problema:** Si identifica il problema da risolvere e si costruisce un modello matematico o computazionale che lo descriva.
2. **Generazione di variabili casuali:** Si generano campioni casuali da una distribuzione di probabilità appropriata. Questi campioni rappresentano le possibili realizzazioni del sistema o del fenomeno in esame.
3. **Calcolo delle soluzioni:** Per ogni campione generato, si esegue una simulazione o un calcolo per valutare una funzione di interesse.
4. **Aggregazione dei risultati:** Si analizzano i risultati delle simulazioni per stimare grandezze come la media, la varianza o altri parametri di interesse. Inoltre, è possibile calcolare intervalli di confidenza per fornire una misura dell'incertezza associata alle stime.
5. **Interpretazione dei risultati:** I dati ottenuti vengono interpretati nel contesto del problema originale per trarre conclusioni significative.

In questo caso specifico il metodo Monte Carlo è stato applicato considerando come variabili i 18 parametri cinematici calcolati dal protocollo DB-Total.

Il dataset originale conteneva un numero limitato di osservazioni, e lo scopo di questa analisi è stato quello di simulare come si comporterebbero le distribuzioni delle variabili in esame se fossero stati disponibili più dati.

Attraverso questa tecnica, è stato possibile generare 10.000 iterazioni per ciascuna variabile, fornendo una stima delle loro distribuzioni probabilistiche. Le variabili analizzate includono indicatori biomeccanici come l'angolo sagittale (SVA), il tempo di contatto (CT), e altri parametri cinematici e angolari.

In primo luogo, sono stati considerati i valori medi, la deviazione standard e altre statistiche descrittive dei valori originali. Successivamente, è stata implementata una simulazione Monte Carlo, generando 10.000 iterazioni per ciascuna variabile, utilizzando una distribuzione normale basata sui parametri statistici osservati nel dataset originale, con intervalli di confidenza del 95%. Infine, i risultati delle simulazioni sono stati visualizzati graficamente per analizzare le distribuzioni risultanti, impiegando istogrammi con sovrapposizione delle linee di media e degli intervalli di confidenza.

I grafici prodotti e raccolti in Figura (4.1), mostrano distribuzioni simmetriche per la maggior parte delle variabili, coerenti con una distribuzione normale, analogamente all'andamento dei dati empirici. I grafici presentati illustrano la distribuzione di variabili analizzate tramite simulazioni Monte Carlo, fornendo una rappresentazione visiva della frequenza o probabilità con cui i valori sono stati osservati. L'asse orizzontale (x) indica i valori assunti dalle variabili, mentre l'asse verticale (y) rappresenta la loro frequenza relativa. Le distribuzioni appaiono generalmente simmetriche e gaussiane, analogamente all'andamento dei dati empirici,

suggerendo un campionamento adeguato dello spazio dei dati e risultati robusti e coerenti delle simulazioni. La linea verticale rossa evidenzia il valore medio per ogni variabile, mentre le linee tratteggiate verdi indicano intervalli di deviazione standard pari a  $\pm 1$ .

In particolare, alcune variabili mostrano una dispersione maggiore, come LA e SVA, evidenziando una maggiore sensibilità alle variazioni nei parametri di input o all'incertezza iniziale. Questo potrebbe riflettere una dipendenza da fattori più complessi o dinamici nel sistema studiato. Viceversa, variabili come CNA e HSA presentano distribuzioni più concentrate, indicando una minore variabilità e quindi una maggiore stabilità nei dati simulati. Tale caratteristica conferisce maggiore affidabilità alle previsioni basate su queste variabili, poiché il loro comportamento risulta meno influenzato da fluttuazioni esterne.

La simmetria delle distribuzioni sottolinea l'assenza di *bias* significativi nei dati, suggerendo un modello bilanciato e uniforme nell'impatto dei parametri di input. Al contrario, eventuali distribuzioni asimmetriche avrebbero potuto indicare la presenza di *outlier* o relazioni non lineari tra i parametri e le variabili osservate. Pertanto, le variabili con maggiore variabilità (SVA, LA) meritano ulteriori indagini, poiché potrebbero essere quelle che rispondono più intensamente a cambiamenti nelle condizioni iniziali o rappresentare componenti del sistema più difficili da modellare. Queste analisi forniscono importanti indicazioni sulla validità del modello e sulla natura delle variabili simulate, distinguendo quelle più stabili e prevedibili da quelle più sensibili alle variazioni.

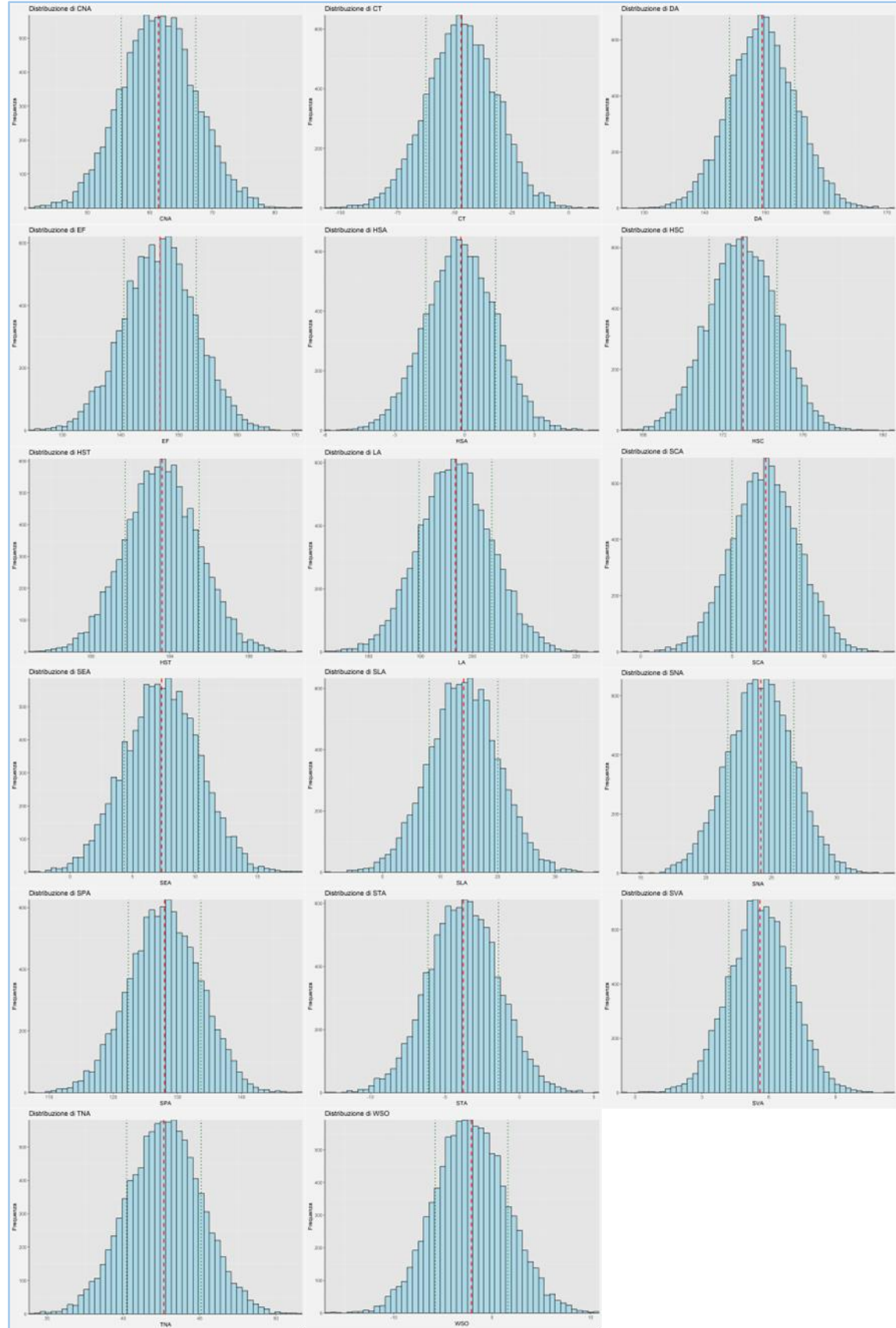


Figura 4.1 Simulazioni Monte Carlo dei 18 parametri cinematici derivanti dal protocollo DB-Total; in rosso la linea della media, le linee ai lati indicano valori di deviazione standard  $\pm 1$ .

### 4.3 Test di correlazione a supporto

Dopo aver prodotto le simulazioni, i dati risultanti sono stati sottoposti a test di correlazione come è stato fatto per i dati reali, in modo da verificare possibili relazioni o dipendenze tra le variabili.

Di seguito, sono riportate tre *heatmaps* (il gradiente dal blu al rosso va da un limite di -0,5 a un massimo di 1, dove 1 rappresenta la massima correlazione), rappresentanti rispettivamente la matrice di correlazione di *Pearson* per valutare le correlazioni lineari, la matrice di correlazione di *Spearman*, relativa alle correlazioni non lineari e per fugare ogni dubbio la matrice di correlazione di Kendall che approfondisce ulteriormente correlazioni di vario tipo (fig. 4.2).

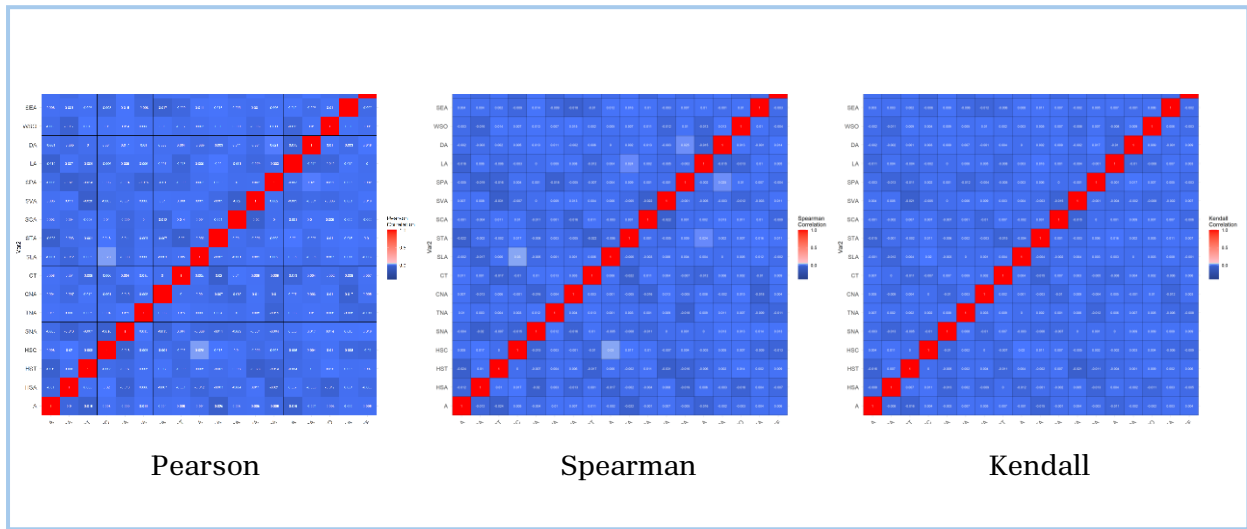


Figura 4.2 Heatmap rappresentanti le matrici di correlazione dei dati simulati.

Le matrici di correlazione di Pearson, Spearman e Kendall mostrano correlazioni bassissime o assenti tra le variabili, come è possibile notare dalle heatmaps completamente blu, questo significa che non esiste una relazione lineare o monotona significativa tra le variabili analizzate.

- **Correlazione di Pearson:** Misura la relazione lineare tra due variabili. Una correlazione bassa o assente indica che le variazioni di una variabile non sono associate a variazioni proporzionali dell'altra variabile.
- **Correlazione di Spearman:** Misura la relazione monotona tra due variabili, basandosi sui ranghi. Una correlazione bassa o assente suggerisce che non c'è una relazione consistente nell'ordine dei dati tra le due variabili.
- **Correlazione di Kendall:** Simile a Spearman, misura la concordanza tra i ranghi delle variabili. Una correlazione bassa o assente indica che non c'è una tendenza chiara di concordanza o discordanza tra i ranghi delle variabili.

In sintesi, correlazioni bassissime o assenti in queste matrici indicano che le variabili sono indipendenti o che la loro relazione è troppo debole per essere rilevata con questi metodi, confermando quanto visto con i dati reali.

#### 4.4 Simulazioni Monte Carlo dei test baropodometrici

Il CoP (Centro di Pressione) è un indicatore chiave per valutare l'equilibrio e la stabilità corporea, ed è particolarmente utile in ambiti clinici per diagnosticare patologie neuromuscolari o ortopediche.

In questo contesto, l'applicazione del metodo Monte Carlo ha permesso di simulare un confronto tra i dati del COP in due condizioni specifiche: occhi aperti e occhi chiusi. Queste condizioni sono state scelte perché rappresentano due situazioni comuni utilizzate nei test di equilibrio: quando gli occhi sono aperti, il sistema visivo contribuisce all'equilibrio; quando sono chiusi, il sistema deve affidarsi principalmente ai segnali provenienti da altre fonti sensoriali, come i recettori propriocettivi e vestibolari.

Per iniziare, l'algoritmo simula due insiemi di dati ipotetici (10.000 istanze) utilizzando distribuzioni normali.

I parametri utilizzati riflettono differenze attese tra le due condizioni:

- Nella condizione "open", il COP ha una media di 50 mm e una deviazione standard di 5 mm.
- Nella condizione "closed", il COP ha una media più alta (60 mm) e una deviazione standard leggermente maggiore (7 mm).

Queste differenze sono coerenti con quanto osservato nella letteratura scientifica, quando gli occhi sono chiusi, il COP tende a oscillare maggiormente, riflettendo una minore instabilità corporea.

Dopo aver simulato i dati, l'algoritmo restituisce i seguenti valori descrittivi per ciascuna condizione tabella 4.1.

Condizione	Media	SD	Minimo	Massimo
Closed	14.90	3.00	4.53	26.3
Open	10.00	2.00	2.31	17.7

Inoltre, viene riportato un istogramma per visualizzare graficamente la distribuzione del CoP in entrambe le condizioni. L'istogramma evidenzia chiaramente una separazione tra le due distribuzioni (fig. 4.3).

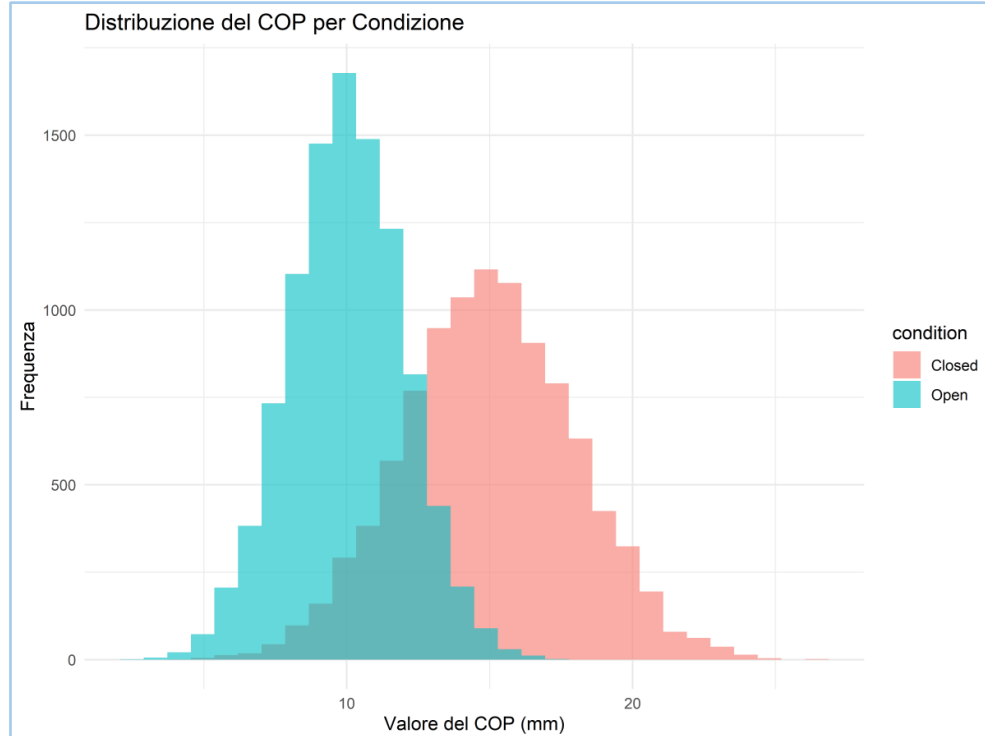


Figura 4.3 Distribuzione del CoP nelle condizioni occhi chiusi in rosa e occhi aperti in verde.

Per confermare quest'ipotesi, è stato eseguito un t test, un metodo statistico comunemente utilizzato per confrontare le medie di due gruppi indipendenti. Il test t restituisce un valore di  $p = 2.2 \times 10^{-16}$  ( $p < 0,001$ ) affermando che le differenze sono statisticamente significative.

### Simulazione dell'Effetto del Rumore

Uno degli obiettivi era validare la pedana come strumento affidabile, a tale scopo è stato simulato l'effetto del rumore sui dati. In qualsiasi studio sperimentale, i dati reali sono soggetti a variabili casuali (rumore) che possono influenzare i risultati. Per simulare questa situazione, l'algoritmo aggiunge un rumore casuale ai valori del CoP originali. Questo processo permette di valutare come il rumore influenzi le statistiche descrittive e la distribuzione dei dati.

I risultati mostrano che, sebbene il rumore non alteri significativamente le medie, causa un aumento della deviazione standard (tab. 4.2), indicando una maggiore variabilità.

Condizione	Media	Media + Rumore	SD	SD + Rumore
Closed	14.90	15.00	3.00	3.37
Open	10.00	9.9	2.00	2.26

Questo risultato è importante perché mette in evidenza l'importanza di considerare il rumore durante l'analisi dei dati sperimentali (fig. 4.4). L'istogramma con rumore mostra una distribuzione più ampia rispetto a quella originale, riflettendo l'aumento della variabilità causato dal rumore.

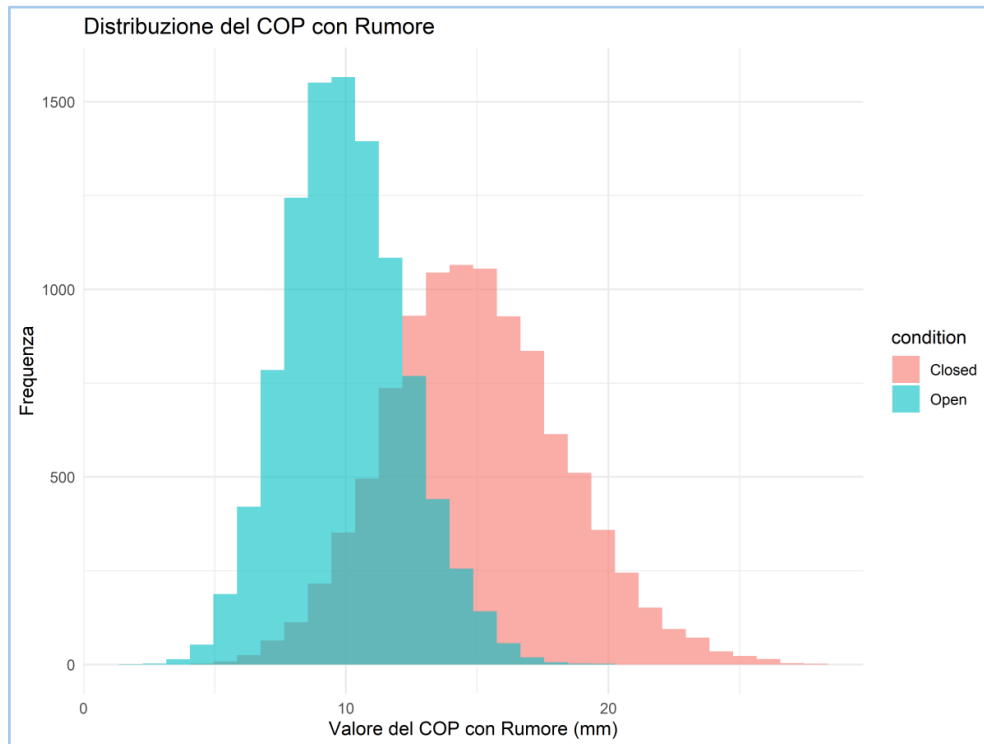


Figura 4.4 Distribuzione dei CoP in presenza di rumore

Il CoP è significativamente diverso tra le condizioni “occhi aperti” e “occhi chiusi” confermando che la vista gioca un ruolo fondamentale nell'equilibrio corporeo.

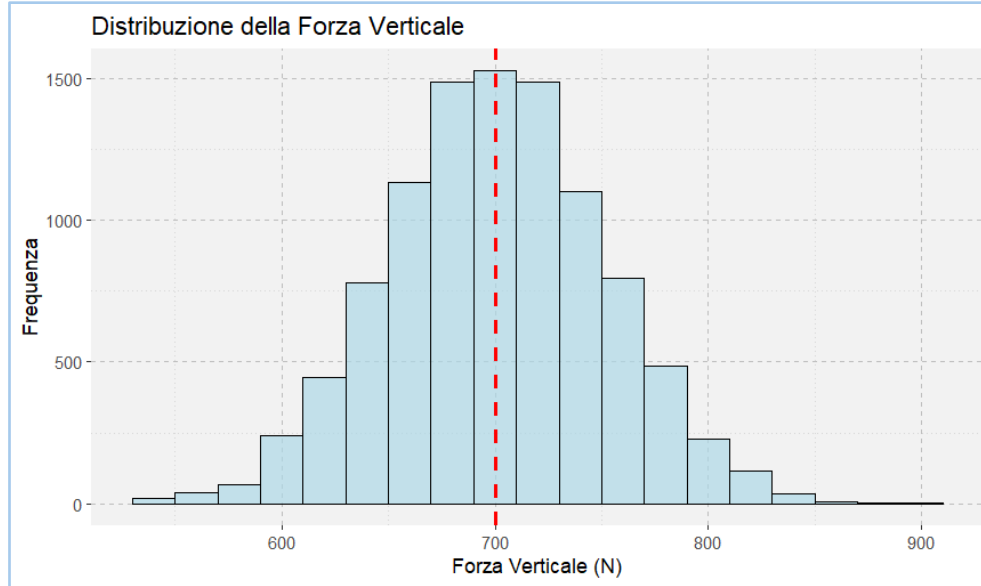
L'aggiunta di rumore aumenta la variabilità dei dati, ma non altera sostanzialmente le medie, in ogni caso è utile tenerne conto negli studi sperimentali.

#### 4.5 Simulazioni Monte Carlo considerando CoP, GRF, Pressione plantare

Infine, i dati di seguito descritti sono corrispettivi di tre variabili: la CoP, le Forze di Reazione al Suolo (GRF) e la Pressione Plantare. I dati sono il frutto di simulazioni impostando una forza di 700 N con SD 50 N. La distribuzione delle forze è mostrata in Tabella 4.3.

Tabella 4.3 GRF a 700 N

	Min.	1st Qu.	Median	Mean	3rd Qu.	Max.
GRF Verticale	531.8	666.5	700.6	700.6	733.9	891.3



GRF AP	12.76	43.48	50.03	50.02	56.76	88.69
GRF Laterale	-1.746	24.727	30.099	30.049	35.428	60.850

I valori rappresentano le misurazioni della forza di reazione del terreno (GRF) nei tre assi: verticale, antero-posteriore (ap) e laterale (lat). Ecco una spiegazione dettagliata:

- **La GRF verticale** rappresenta la forza applicata dal terreno verso l'alto durante il movimento. I valori indicano che la forza varia da un minimo di 531.8 N a un massimo di 891.3 N, con una mediana e una media di circa 700.6 N.
- **La GRF antero-posteriore** si riferisce alla forza applicata lungo l'asse anteriore-posteriore del corpo, ovvero la direzione di marcia. I valori variano da un minimo di 12.76 N a un massimo di 88.69 N, con una mediana e una media di circa 50 N.
- **La GRF laterale** è la forza applicata lateralmente al corpo. I valori variano da un minimo di -1.746 N (che indica una forza leggermente opposta) a un massimo di 60.850 N, con una mediana di circa 30.099 N e una media di 30.049 N.

Questi dati sono visivamente rappresentati in figura 4.5.

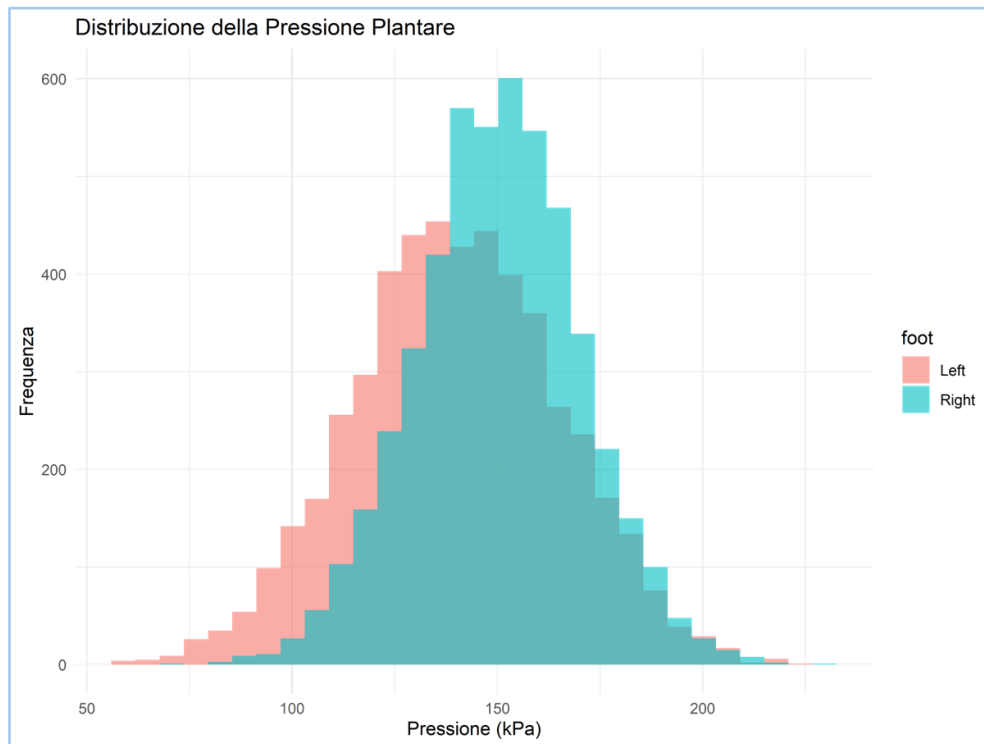
I test hanno riguardato anche la distribuzione della pressione plantare tra piede destro e piede sinistro relativo ai dati simulati con il metodo Monte Carlo, la tabella 4.4 mostra i valori medi, mentre la Figura 4.6 rappresenta l'istogramma.

Figura 4.5 Distribuzione GRF

La pressione sotto il piede destro ha una media leggermente superiore rispetto a quella del piede sinistro, l'istogramma evidenzia una distribuzione normale per entrambi i piedi.

Table 4.4 Valori relativi alla pressione plantare dei dati simulati.

Foot	Min_Pressure	First_Quartile	Median_Pressure	Mean_Pressure	Third_Quartile	Max_Pressure
Left	48.8	124.0	140.0	140.0	157.0	233.0
Right	87.6	137.0	150.0	150.0	164.0	224.0



Infine, vengono rappresentati di seguito le distribuzioni (figura 4.7) e i valori (tabella 4.5) di *Figura 4.6 Distribuzione pressione plantare dati simulati.*

CoP relativi ai dati simulati tramite Monte Carlo e confrontati con i valori dei dati reali.

Tabella 4.5 Valori CoP dati simulati vs dati reali

Statistic	Simulated	Real
Mean	11.997.073	12
SD	2.003.882	2
Min	5.071.511	6

Il CoP simulato è coerente con i valori reali, con una media di 12 mm e una deviazione standard di 2 mm. L'istogramma mostra una distribuzione normale, confermando la validità della simulazione.

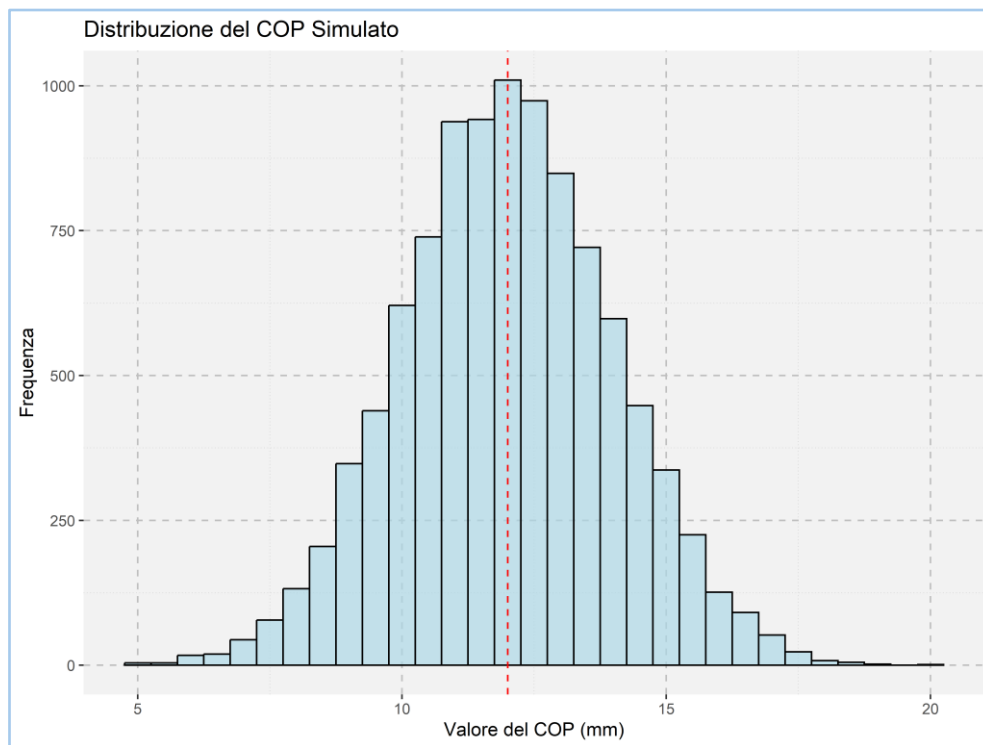


Figura 4.7 Distribuzione CoP simulato

L'impiego del metodo Monte Carlo ha consentito di ampliare le informazioni disponibili, simulando un numero maggiore di osservazioni e permettendo così una migliore esplorazione della variabilità e delle caratteristiche delle variabili analizzate. Questo ha supportato le conclusioni, fornendo una base solida per comprendere la postura sagittale durante la camminata e i fattori che la influenzano. Inoltre, la visualizzazione delle distribuzioni ha evidenziato relazioni chiave e differenze tra le variabili, contribuendo a una comprensione più approfondita del fenomeno studiato.

In conclusione, l'utilizzo del metodo Monte Carlo su questo dataset ha dimostrato come le tecniche di simulazione possano ampliare la portata delle analisi, anche su campioni inizialmente limitati. I risultati ottenuti offrono preziosi spunti per ulteriori studi sulla biomeccanica della camminata e supportano lo sviluppo di nuovi modelli predittivi e strategie di intervento per migliorare la postura e il movimento.

## 5. Discussioni

Il lavoro svolto ha concentrato la prima fase sull'analisi della postura sagittale della colonna vertebrale e della configurazione complessiva del corpo durante la deambulazione in soggetti sani. Nella seconda fase ha descritto test baropodometrici effettuati con un nuovo modello di pedana allo scopo di validare lo strumento e raccogliere dati stabilometrici relativi a un campione di soggetti sani.

### 5.1 Protocollo DB-Total

A differenza dei protocolli stereofotogrammetrici tradizionali, che spesso trattano il tronco come un segmento rigido unico (Kadaba et al. 1989; Kadaba et al. 1990; Leardini et al. 2005; Ferrari et al. 2008) (Lenton et al. 2017)), il nostro lavoro ha impiegato il protocollo DB-Total (De Blasiis et al. 2021), consentendo una valutazione più dettagliata di numerosi parametri cinematici relativi all'intero corpo. Questo approccio innovativo ha permesso di superare le limitazioni dei metodi convenzionali, offrendo una visione più completa delle dinamiche della colonna vertebrale, della testa e degli arti superiori, aspetti che sono stati finora

scarsamente esplorati nella letteratura scientifica, soprattutto per quanto riguarda la deambulazione (Crosbie et al. 1997); (Leardini et al. 2011); (Sasaki et al. 2017); (Boström et al. 2018); (Mar et al. 2021); (Prost et al. 2021); (Severijns et al. 2021).

L'obiettivo principale dello studio è stato quello di approfondire i parametri derivanti dal protocollo DB-Total, con particolare attenzione alla cinematica sagittale della colonna vertebrale e dell'intero corpo, nonché alla loro ripetibilità intra-soggetto e inter-soggetto. Inoltre, sono stati introdotti nuovi parametri, tra cui l'Escursione Complessiva, l'Escursione Complessiva Assoluta, la Media e la Deviazione Standard della Media, al fine di arricchire l'analisi biomeccanica.

L'esame dei parametri spazio-temporali ha rivelato una notevole omogeneità tra i soggetti sani analizzati, con una deviazione standard ridotta e una variabilità contenuta (coefficiente di variazione < 7%) per la maggior parte delle variabili (tab. 3.1). Tuttavia, alcuni parametri, come la velocità del passo, la fase di doppio appoggio e la larghezza del passo, hanno mostrato una variabilità leggermente superiore (coefficiente di variazione compreso tra l'8% e il 15%). Questi risultati suggeriscono che, sebbene la camminata sia generalmente molto ripetibile nei soggetti sani, alcune caratteristiche specifiche del movimento possono variare in modo più marcato, rendendo necessaria un'interpretazione più cauta di questi aspetti.

Per quanto riguarda i parametri introdotti dal protocollo DB-Total, la maggior parte di essi (HSA, HSN, HSC, HST, STA, SCA, SVA, SLA, DA, LA, SEA, EF e WSO) ha dimostrato una bassa variabilità intra-soggetto (coefficiente di variazione < 50%), indicando una buona ripetibilità della curva cinematica durante il ciclo del passo. Al contrario, parametri come SPA, CNA, TNA, SNA e CT hanno mostrato una variabilità intra-soggetto più elevata (coefficiente di variazione > 50%), suggerendo un pattern meno uniforme, particolarmente evidente per le regioni anatomiche più mobili, come la colonna cervicale e la testa (tab. 3.2). Questa differenza può essere attribuita alla maggiore flessibilità di queste aree rispetto ad altre parti del corpo.

L'analisi della variabilità inter-soggetto ha evidenziato che parametri come HSA, HSC, HST, SCA, SVA, STA e DA presentano valori inferiori a 1, indicando una buona coerenza tra individui diversi. Al contrario, parametri quali CNA, CT, SEA e WSO hanno mostrato una variabilità superiore a 2, suggerendo che le regioni corporee più stabili, come il bacino e la colonna dorsale, tendono a mostrare schemi cinematici più uniformi rispetto a quelle più mobili, come la colonna cervicale, la testa e gli arti superiori (tab. 3.2; fig. 3.1). Questo fenomeno potrebbe essere spiegato dalla necessità biomeccanica di mantenere i segmenti corporei più pesanti e rigidi, come il bacino e la gabbia toracica, all'interno dell'area di supporto tra i due piedi durante la deambulazione. Di conseguenza, i segmenti tallone-

sacro-T7/C7 tendono a rimanere allineati, mentre quelli più mobili, come gli arti inferiori e la colonna lombare e cervicale, possono adattarsi in modo più dinamico al movimento.

Un aspetto interessante emerge dall'analisi dei parametri SEA, EF e WSO, che, pur mostrando un'elevata ripetibilità intra-soggetto, presentano una minore coerenza tra soggetti diversi. Questo suggerisce che gli arti superiori seguano un pattern cinematico relativamente costante all'interno di ciascun individuo, ma con differenze marcate tra soggetti, probabilmente influenzate da abitudini posturali individuali. Pertanto, tali parametri dovrebbero essere interpretati con cautela quando si confrontano popolazioni diverse, inclusi pazienti con patologie, per evitare conclusioni fuorvianti.

I risultati ottenuti hanno permesso di definire le curve cinematiche e gli intervalli di riferimento per i nuovi parametri DB-Total, fornendo una panoramica dettagliata delle correlazioni tra le posizioni di talloni, bacino, tronco multi-segmentale, testa e arti superiori durante le diverse fasi del ciclo del passo. Ad esempio, l'analisi della media dell'angolo Tallone-S2 ha mostrato che il sacro si trova in posizione anteriore rispetto al tallone dalla fase di metà appoggio a quella di metà oscillazione, per poi spostarsi posteriormente nella fase compresa tra metà oscillazione e metà appoggio (fig. 3.1). Un andamento simile è stato osservato per gli angoli HST, HSC e HSN, che rappresentano l'allineamento sagittale tra Tallone, S2 e, rispettivamente, T7, C7 o Nasion, configurandosi come "archi sagittali del corpo intero" con S2 come punto di riferimento centrale.

Questi angoli hanno evidenziato un picco di concavità nelle fasi di pre-oscillazione e inizio oscillazione, seguito da un picco di convessità nelle fasi terminali dell'oscillazione (fig. 3.1; fig. 5.1). Durante la fase finale dell'oscillazione, i segmenti testa-tronco e tallone si trovavano nella posizione più anteriore, mentre nelle fasi di pre-oscillazione e inizio oscillazione erano collocati più posteriormente rispetto al sacro.

In secondo luogo, l'analisi degli angoli CNA, TNA e SNA, sempre al di sopra della linea di soglia, ha confermato che il nasion si trova costantemente in posizione anteriore rispetto a C7, T7 e sacro durante la camminata (fig. 3.1). La media di questi angoli ha mostrato un andamento caratterizzato da una diminuzione durante la fase di risposta al carico e di pre-oscillazione, seguita da un aumento nella fase terminale dell'appoggio e nella metà

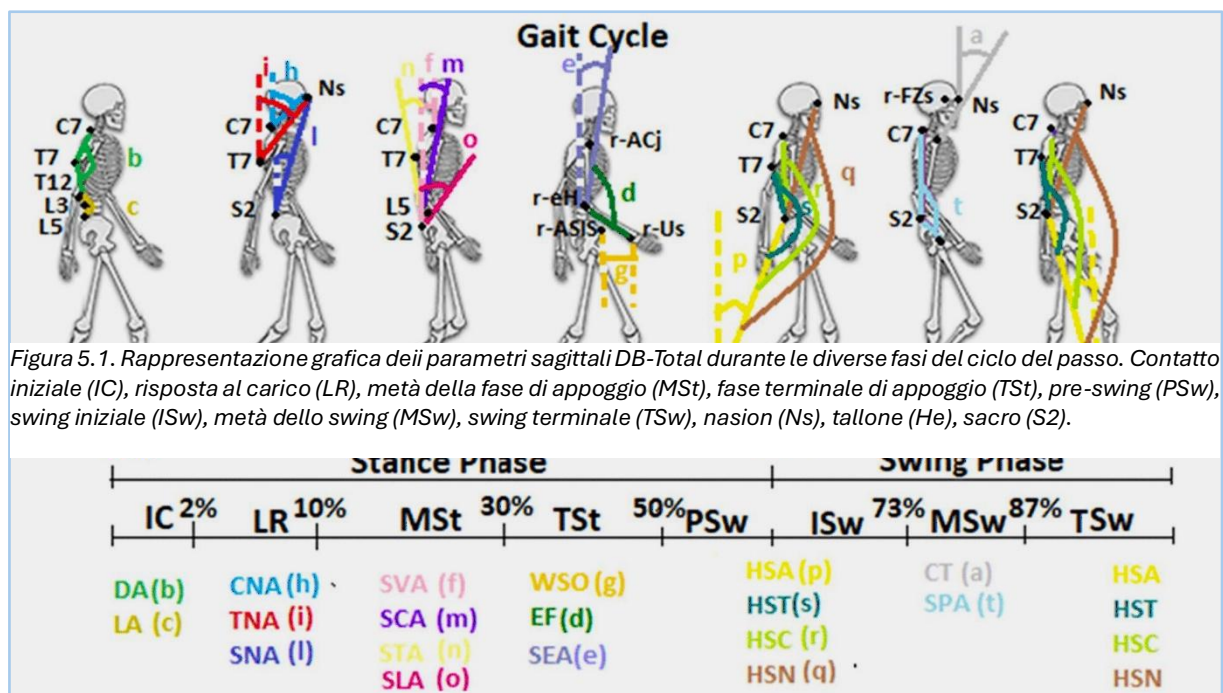


Figura 5.1. Rappresentazione grafica dei parametri sagittali DB-Total durante le diverse fasi del ciclo del passo. Contatto iniziale (IC), risposta al carico (LR), metà della fase di appoggio (MSt), fase terminale di appoggio (TSt), pre-swing (PSw), swing iniziale (ISw), metà dello swing (MSw), swing terminale (TSw), nasion (Ns), tallone (He), sacro (S2).

oscillazione.

Questo comportamento riflette l'esigenza di allineare il tronco e la testa prima della fase di supporto singolo, facilitando così la propulsione del corpo in avanti durante la deambulazione.

L'ulteriore approfondimento derivante dalle simulazioni Monte Carlo non fa altro che confermare quanto detto sulla variabilità intra e inter-soggetto, dai risultati si evince come il metodo sia altamente rappresentativo della popolazione esaminata e produca dati solidi. Infatti, le simulazioni di diecimila istanze hanno evidenziato solo un leggero aumento della variabilità senza perturbare il quadro descritto dai dati empirici, al contrario confermando la validità e la ripetibilità degli stessi.

I risultati ottenuti forniscono una base solida per comprendere meglio la cinematica sagittale del corpo durante la camminata, evidenziando le differenze tra regioni anatomiche stabili e mobili e sottolineando l'importanza di considerare le abitudini individuali nell'interpretazione dei dati. Questi risultati sono coerenti con quanto riportato in letteratura (Prost et al. 2021) e aprono nuove prospettive per lo studio delle anomalie della deambulazione in popolazioni cliniche.

## 5.2 Pedana baropodometrica e test stabilometrici.

La comprensione della variabilità intra-soggetto e inter-soggetto nei parametri rilevati durante test posturali standardizzati è essenziale per interpretare correttamente i dati raccolti e determinare la dimensione campionaria necessaria per garantire un'adeguata potenza statistica negli studi clinici e di ricerca. Considerando la vasta gamma di piattaforme di pressione e software disponibili, è opportuno sviluppare un dataset specifico per il dispositivo utilizzato in un determinato laboratorio, contenente parametri stabilometrici e di pressione plantare affidabili e ottenuti in condizioni controllate. In linea con studi precedenti (Putti et al. 2008; Izquierdo-Renau et al. 2017), questo lavoro si concentra sulla valutazione di una nuova pedana baropodometrica basata su sensori resistivi. La pedana è stata analizzata sia in termini di accuratezza nella misurazione dei carichi statici che di ripetibilità dei parametri stabilometrici e di pressione plantare durante la stazione eretta bipodolica con occhi aperti, in una popolazione di giovani soggetti sani. L'accuratezza delle misurazioni di pressione, ovvero la concordanza tra i valori registrati e il peso effettivamente applicato alla pedana, è risultata elevata (errori massimi < 10%; fig. 3.2).

Ogni prova di accuratezza è stata preceduta da una calibrazione della pedana secondo le istruzioni del produttore. Per quanto riguarda la ripetibilità delle misurazioni stabilometriche e di pressione plantare, il coefficiente di variazione (CV) è risultato inferiore al 15% per la maggior parte dei parametri, ad eccezione di CoPsa (area di oscillazione del centro di pressione) e LSF (lunghezza del percorso del centro di pressione) (fig. 3.3). Questi parametri baropodometrici, registrati in giovani soggetti sani, hanno dimostrato un'elevata ripetibilità tra le prove, coerentemente con quanto riportato da Samson and Crowe (1996), Gagey and Weber (2010), e Izquierdo-Renau et al. (2017). Tuttavia, uno studio condotto da Geurts et al. (1993) ha evidenziato una significativa variabilità intra-soggetto della velocità del centro di pressione (CoP) nello stesso giorno. Inoltre, in Alves et al. (2018) è stata osservata un'elevata affidabilità tra due sessioni separate da una settimana ( $ICC \geq 0,70$ ) per parametri come l'indice dell'arco plantare (AI), la pressione media (Pmean), il carico sull'avampiede (Ff) e sul

retropiede (Mf), nonché per CoPsa, risultati parzialmente in accordo con il nostro studio. Al contrario, uno studio di Hébert-Losier and Murray (2020) ha riportato CoPsa come una misura affidabile, in contrasto con i nostri risultati. Una minore ripetibilità per LSF e CoPsa ( $CV > 50\%$ ) è stata osservata anche in Baldini et al. (2013), confermando le nostre osservazioni. L'estensione dei boxplot per questi due parametri evidenzia inoltre una notevole variabilità inter-soggetto del CV (fig. 3.3), suggerendo cautela nell'interpretazione di tali dati e nella valutazione delle differenze tra gruppi.

Per quanto riguarda le misurazioni di pressione, i risultati del nostro studio mostrano una variabilità leggermente superiore ( $CV \sim 5-15\%$ ) per Pmean e Pmax rispetto a quanto riportato in Putti et al. (2008). Tuttavia, questi risultati non sono in accordo con Hébert-Losier and Murray (2020), che ha evidenziato una bassa affidabilità nei parametri di pressione, in particolare per Pmax, che ha mostrato un'affidabilità inferiore rispetto a Pmean. La ripetibilità tra sessioni mattutine e pomeridiane è risultata elevata per la maggior parte dei parametri, in particolare per le percentuali di carico sull'avampiede (Ff), sul mesopiede (Mf) e sul retropiede (Rf), nonché per l'indice dell'arco plantare (AI) su entrambi i lati ( $R^2 > 0,85$ ), come riportato in Tabella (3.3).

Relativamente ai valori normali (tab. 3.4), il campione esaminato può essere classificato come avente un arco plantare normale nel piede destro (mediana = 0,21) e un piede lievemente cavo nel lato sinistro (mediana = 0,14), secondo la classificazione proposta da Cavanagh and Rodgers (1987) (AI per piedi con arco normale:  $0,21 < AI < 0,26$ , sebbene con un sistema di misurazione differente). Questo risultato è coerente con il maggiore carico osservato sul piede destro (53,5%) rispetto a quello sinistro, in linea con Ohlendorf et al. (2019). Infatti, un carico maggiore potrebbe favorire una maggiore adattabilità biomeccanica dell'arco longitudinale mediale, riducendo la tendenza al piede cavo (Marencakova et al. 2018). Inoltre, su entrambi i lati, è stato riscontrato un maggiore carico sull'avampiede (43%) rispetto al mesopiede e al retropiede, in accordo con Alves et al. (2018). Studi precedenti hanno analizzato esclusivamente i dati relativi al retropiede e all'avampiede, evidenziando una maggiore percentuale di carico nel retropiede (Ohlendorf et al. 2019; Ohlendorf et al. 2020a; Ohlendorf et al. 2020b; De Blasiis et al. 2022a). Infine, su entrambi i piedi è stato osservato un valore di Pmax più elevato nell'area del retropiede (sinistro = 67,3 KPa; destro = 63,3 KPa) rispetto a quella dell'avampiede, coerentemente con (Ohlendorf et al. 2020a), mentre un valore di Pmean maggiore nell'avampiede rispetto alle altre due regioni è stato riscontrato, con un valore mediano di 59,1 KPa sul lato sinistro e 69,9 KPa su quello destro.

I valori medi normali di CoPsa ( $28,8 \text{ mm}^2$ ), LSF ( $4,7 \text{ m}^{-1}$ ) e velocità del CoP ( $3,4 \text{ mm/s}$ ) in condizioni di occhi aperti confermano gli intervalli normativi riportati in Prieto et al. (1996), Baione et al. (2021), e De Blasiis et al. (2022a) per soggetti giovani e sani. Sebbene questi dati normativi (tab. 3.4) siano coerenti tra i soggetti sani reclutati nel presente studio e abbiano una validità generale al di fuori del contesto specifico di questa ricerca, è necessario utilizzarli con cautela quando confrontati con dati acquisiti tramite strumentazione differente o in condizioni di laboratorio diverse.

Anche in questo caso l'applicazione del metodo Monte Carlo conferma l'interpretazione dei dati registrati in sede di esame, aggiungendo alcune considerazioni derivanti dal confronto tra la condizione occhi aperti e la condizione occhi chiusi (simulata) in cui si registrano differenze tra i due pool di dati (intuitivamente ipotizzata) direttamente legata alla maggiore insicurezza dovuta al mantenimento degli occhi chiusi.

### 5.3 Limiti e soluzioni proposte

La numerosità campionaria rappresenta uno degli aspetti più rilevanti nella progettazione e nell'interpretazione di uno studio scientifico, in quanto incide direttamente sulla validità statistica e sulla generalizzazione dei risultati. Nel presente lavoro, la dimensione limitata dei campioni analizzati — sebbene mitigata dall'applicazione di simulazioni Monte Carlo — costituisce un fattore da considerare con attenzione. L'esecuzione di studi biomeccanici con strumentazioni ad alta precisione, come la stereofotogrammetria 3D e la pedana baropodometrica, implica infatti un impegno tecnico e clinico significativo, sia in termini di tempo sia di risorse. La preparazione di ogni singolo soggetto richiede una fase preliminare di posizionamento dei marker da parte di operatori esperti, che deve essere eseguita con grande accuratezza per garantire la validità delle misurazioni, (D'Ettore et al. 2022). Inoltre, sono necessarie più prove di camminata e test statici, sia per ottenere dati robusti sia per tenere conto delle fisiologiche variazioni intra-soggetto. Il rispetto di condizioni ambientali e operative standardizzate richiede un'organizzazione precisa delle sessioni di acquisizione, mentre la compliance da parte dei soggetti rappresenta un ulteriore vincolo, poiché i test richiedono attenzione, capacità di mantenere la postura indicata per diversi secondi e di ripetere più volte camminate a velocità costante. Questi aspetti non sempre sono compatibili con ampie coorti di reclutamento, specialmente in ambito clinico. Di

conseguenza, anche in letteratura, la maggior parte degli studi condotti con metodiche simili presenta un numero contenuto di soggetti, proprio a causa della complessità e dell'elevata specificità delle procedure. L'impiego di modelli statistici robusti, come le simulazioni Monte Carlo, rappresenta quindi una strategia consolidata per compensare, almeno in parte, la ridotta numerosità, permettendo di verificare la stabilità e la coerenza dei risultati su un elevato numero di iterazioni simulate. Quando l'obiettivo è la validazione metodologica di uno strumento o di un protocollo analitico, come nel caso di questo studio, un numero ridotto di soggetti sani, selezionati con criteri rigorosi, può comunque garantire risultati affidabili e ripetibili, purché interpretati nel giusto contesto e supportati da un'adeguata analisi statistica.

Un'analisi approfondita delle limitazioni metodologiche costituisce un passaggio fondamentale per contestualizzare i risultati ottenuti e guidare future applicazioni. L'utilizzo della stereofotogrammetria 3D, seppur altamente preciso, può essere soggetto a diversi tipi di errore (come già affermato da Schwartz et al. nel 2004), alcuni dei quali legati alla natura stessa delle tecniche marker-based. In primo luogo, la presenza di tessuti molli interposti tra l'osso e la cute rappresenta una potenziale fonte di errore, nota come "soft tissue artefact" (STA). Durante il movimento, la cute e i tessuti molli possono subire spostamenti indipendenti rispetto alla struttura ossea sottostante, generando così una discrepanza tra il reale movimento articolare e quello rilevato dai marker applicati sulla superficie cutanea. In secondo luogo, nelle analisi dinamiche è frequente la possibilità di occlusione temporanea dei marker, fenomeno che si verifica quando, durante un movimento complesso, alcune parti del corpo (ad esempio gli arti superiori) si sovrappongono parzialmente ad altre, impedendo temporaneamente la visibilità di uno o più marker alle telecamere. Questo può introdurre interruzioni o errori nel tracciamento, con conseguente perdita di dati o interpolazioni non sempre accurate da parte del software. Per mitigare tali problematiche, è fondamentale applicare una serie di accorgimenti metodologici. Innanzitutto, durante la fase preparatoria, viene eseguita una calibrazione anatomica accurata, che consente di definire con maggiore precisione la corrispondenza tra i marker e le strutture ossee di interesse, riducendo così l'effetto degli spostamenti dei tessuti molli e migliorando l'affidabilità dei dati registrati. Inoltre, un attento posizionamento dei marker da parte di personale esperto, l'uso di set di marker ridondanti per compensare eventuali occlusioni e l'acquisizione di più ripetizioni per ciascun test rappresentano ulteriori strategie per minimizzare l'impatto degli errori e garantire una maggiore robustezza e qualità delle misurazioni. Questi accorgimenti, combinati con analisi statistiche appropriate e l'adozione di ambienti controllati durante l'esecuzione dei test, contribuiscono a ridurre

significativamente l'impatto delle limitazioni tecniche, consentendo di ottenere risultati più affidabili e riproducibili.

In ottica futura, una possibile evoluzione dei protocolli di analisi posturale e del cammino potrebbe prevedere l'impiego di sistemi markerless, basati su visione artificiale e algoritmi di tracciamento avanzati, (De Jong et al. 2020). Questa tecnologia, già in fase di sviluppo in diversi contesti di biomeccanica e riabilitazione (Galasso et al. 2024), sfrutta algoritmi di machine learning per il riconoscimento automatico dei segmenti corporei e il calcolo degli angoli articolari durante il movimento. L'adozione di un protocollo markerless con algoritmi di ancoraggio virtuale dei punti di repere anatomici potrebbe ridurre significativamente i margini di errore associati al posizionamento manuale dei marker, eliminare il disturbo causato dal movimento cutaneo e velocizzare la preparazione dei soggetti, rendendo più agevole l'estensione dei campioni in studi futuri. Inoltre, la registrazione continua dei punti anatomici attraverso l'algoritmo permetterebbe di integrare la cinematica rilevata in real time con analisi predittive basate su modelli biomeccanici già validati, aumentando così la precisione nella valutazione posturale sia in condizioni statiche che dinamiche. Tale approccio, se opportunamente validato, potrebbe costituire una valida alternativa alle attuali metodologie marker-based, favorendo la diffusione dell'analisi posturale anche in ambito clinico e sportivo di routine.

## 6. Conclusioni

Lo studio ha valutato la postura sagittale di una popolazione adulta sana attraverso l'analisi del movimento in 3D, utilizzando il set di marker DB-Total per esaminare in modo più approfondito la cinematica della colonna vertebrale e del corpo multi-segmentale. Questo approccio ha permesso di definire nuovi parametri e di valutarne la ripetibilità sia intra-soggetto che inter-soggetto. Nonostante alcune limitazioni, i risultati hanno evidenziato schemi tipici della cinematica spinale e dell'intero corpo, fornendo indicazioni sulle strategie biomeccaniche adottate per mantenere l'equilibrio durante la deambulazione. Inoltre, i parametri derivati dal DB-Total e il dataset di riferimento potrebbero rappresentare strumenti utili per diagnosticare e comprendere meglio le deviazioni cinematiche in soggetti con patologie.

Parallelamente, è stata valutata l'accuratezza e la ripetibilità di una nuova pedana sensorizzata a resistenza in condizioni di laboratorio controllate. I parametri stabilometrici e di pressione plantare hanno mostrato una bassa variabilità tra prove ripetute nello stesso giorno. È stato inoltre raccolto un dataset di riferimento per la postura bipodolica a occhi aperti, il quale potrebbe costituire un utile supporto clinico nella valutazione di disturbi posturali o delle risposte adattative a diversi stimoli dei recettori posturali.

I risultati emersi dal presente lavoro offrono spunti rilevanti non solo dal punto di vista metodologico, ma anche sul piano applicativo, suggerendo interessanti implicazioni per la pratica clinica, sportiva e della ricerca in biomeccanica. I parametri posturali e cinematici ottenuti tramite stereofotogrammetria 3D e i dati di pressione plantare e stabilità rilevati dalla pedana baropodometrica hanno dimostrato una buona ripetibilità intra-soggetto e una variabilità inter-soggetto limitata, configurandosi come potenziali valori di riferimento per la popolazione sana. Tali dati potrebbero essere utilizzati come benchmark per la valutazione di soggetti affetti da alterazioni posturali o patologie del sistema muscolo-scheletrico e neurologico; diversi lavori ne testimoniano lo studio in questi ambiti (Barroso et al. 2017; Sheng Li et al. 2018).

In ambito clinico, l'applicazione di questi parametri può migliorare il processo di diagnosi funzionale e la definizione di percorsi riabilitativi personalizzati. Ad esempio, in pazienti affetti da morbo di Parkinson, ictus o scoliosi idiopatica, la comparazione dei valori rilevati con quelli di riferimento per soggetti sani consentirebbe una valutazione più oggettiva dello stato funzionale, supportando le scelte terapeutiche e monitorando in modo più preciso l'evoluzione del trattamento nel tempo (Di Biase et al. 2020; Mohan et al. 2021).

Nel contesto sportivo, la disponibilità di dati cinematici e baropodometrici affidabili può essere impiegata sia nella prevenzione degli infortuni, attraverso l'identificazione precoce di alterazioni del gesto motorio o di asimmetrie posturali, sia per l'ottimizzazione della performance. In tal senso, la personalizzazione dei carichi di allenamento e delle strategie tecniche potrebbe trarre beneficio da una valutazione quantitativa continua della postura e del cammino, superando la soggettività dell'osservazione clinica e dell'analisi empirica del gesto atletico.

Infine, nel più ampio scenario della medicina preventiva e della riabilitazione, i risultati di questo studio dimostrano come l'integrazione di strumenti ad alta precisione nella pratica clinica possa rappresentare un'evoluzione significativa, capace di migliorare l'accuratezza diagnostica, ridurre i tempi di recupero e supportare un approccio evidence-based nella valutazione del paziente. L'analisi posturale, infatti, rappresenta una disciplina in continua evoluzione, supportata da ricerche innovative e tecnologie avanzate. La sua integrazione nei diversi ambiti della medicina è essenziale per affrontare le sfide legate alla salute muscoloscheletrica e per migliorare il benessere generale delle persone. Sviluppi futuri si focalizzeranno sull'analisi dei dati attraverso algoritmi in continua evoluzione per una comprensione completa e sull'adozione di strumentazione sempre più sofisticata, in grado di minimizzare i limiti e di offrire opportunità per la telemedicina e il monitoraggio da remoto dei pazienti.

## Bibliografia

Acquah HD-G (2013) Bayesian logistic regression modelling via markov chain Monte Carlo algorithm. *J Soc Dev Sci* 4:193–197. <https://doi.org/10.22610/jsds.v4i4.751>

Akhtaruzzaman Md, Shafie AA, Khan MdR (2016) Gait analysis: systems, technologies, and importance. *J Mech Med Biol* 16:1630003. <https://doi.org/10.1142/S0219519416300039>

- Alves R, Borel WP, Rossi BP, Vicente EJD, Chagas PS de C, Felício DC (2018) Test-retest reliability of baropodometry in young asymptomatic individuals during semi static and dynamic analysis. *Fisioter Em Mov* 31:e003114. <https://doi.org/10.1590/1980-5918.031.AO14>
- Ancillao A (2018) Stereophotogrammetry in functional evaluation: history and modern protocols. In: Ancillao A (ed) *Modern functional evaluation methods for muscle strength and gait analysis*. Springer International Publishing, Cham, pp 1–29
- Baione V, Ferrazzano G, Celletti C, De Rosa M, Belvisi D, Fabbrini G, Galli M, Camerota F, Conte A (2021) Attention-demanding cognitive tasks worsen postural control in patients with cervical dystonia: a case-control study. *Front Neurol* 12. <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.666438>
- Baker R (2007) The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait Posture* 26:331–342. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.014>
- Baldini A, Nota A, Assi V, Ballanti F, Cozza P (2013) Intersession reliability of a posturo-stabilometric test, using a force platform. *J Electromyogr Kinesiol* 23:1474–1479. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.08.003>
- Barassi G, Panunzio M, Galasso P, Moccia A, Colombo A, Praitano B, Licameli M, Bussolo GD, D'Ambrosio L, Maurelli R, Sticca G (2023) Postural valuation in children and adolescents: posture classification. *J Adv Health Care* 5. <https://doi.org/10.36017/jahc202352228>
- Begg R, Kamruzzaman J (2006) Neural networks for detection and classification of walking pattern changes due to ageing. *Australas Phys Eng Sci Med* 29:188–195. <https://doi.org/10.1007/BF03178892>
- Bhambra TS, Zafar AQ, Fishlock A (2024) Understanding gait assessment and analysis. *Orthop Trauma* 38:371–377. <https://doi.org/10.1016/j.morth.2024.10.003>
- Bini RR, Hume PA (2014) Assessment of bilateral asymmetry in cycling using a commercial instrumented crank system and instrumented pedals. *Int J Sports Physiol Perform* 9:876–881. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2013-0494>
- Borozan I-S, Grădinaru S, Miron P, Puta T, Bota E (2017) Postural differences of volleyball players. *Timisoara Phys Educ Rehabil J* 9:42–46. <https://doi.org/10.1515/tperj-2016-0014>
- Borzucka D, Kręcisz K, Rektor Z, Kuczyński M (2020) Postural control in top-level female volleyball players. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 12:65. <https://doi.org/10.1186/s13102-020-00213-9>
- Boström KJ, Dirksen T, Zentgraf K, Wagner H (2018) The contribution of upper body movements to dynamic balance regulation during challenged locomotion. *Front Hum Neurosci* 12. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00008>
- Bouisset S, Do M-C (2008) Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiol Clin Neurophysiol* 38:345–362. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.10.001>
- Buccini M (2017) O instante e o movimento: a influência da fotografia de Muybridge e Marey. *Cartema* 6:60–73. <https://doi.org/10.52583/cartema.v6i6.234555>
- Cavanagh PR, Rodgers MM (1987) The arch index: a useful measure from footprints. *J Biomech* 20:547–551. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90255-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90255-7)
- Chaitow L, DeLany J (2011) Chapter 2 - Posture, acture and balance. In: Chaitow L, DeLany J (eds) *Clinical Application of Neuromuscular Techniques, Volume 2 (Second Edition)*. Churchill Livingstone, Oxford, pp 17–60

- Cicirelli G, Impedovo D, Dentamaro V, Marani R, Pirlo G, D'Orazio TR (2022) Human gait analysis in neurodegenerative diseases: a review. *IEEE J Biomed Health Inform* 26:229–242. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2021.3092875>
- Cramer H, Mehling WE, Saha FJ, Dobos G, Lauche R (2018) Postural awareness and its relation to pain: validation of an innovative instrument measuring awareness of body posture in patients with chronic pain. *BMC Musculoskelet Disord* 19:109. <https://doi.org/10.1186/s12891-018-2031-9>
- Crosbie J, Vachalathiti R, Smith R (1997) Patterns of spinal motion during walking. *Gait Posture* 5:6–12. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01066-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01066-1)
- Czaprowski D, Stoliński Ł, Tyrakowski M, Kozinoga M, Kotwicki T (2018) Non-structural misalignments of body posture in the sagittal plane. *Scoliosis Spinal Disord* 13:6. <https://doi.org/10.1186/s13013-018-0151-5>
- D'Amico M, Kinel E, D'Amico G, Roncoletta P (2021) A self-contained 3D biomechanical analysis lab for complete automatic spine and full skeleton assessment of posture, gait and run. *Sensors* 21:3930. <https://doi.org/10.3390/s21113930>
- De Blasiis P, Fullin A, Caravaggi P, Lus G, Melone MA, Sampaolo S, De Luca A, Lucariello A (2022a) Long-term effects of asymmetrical posture in boxing assessed by baropodometry. *J Sports Med Phys Fitness* 62. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.21.12040-7>
- De Blasiis P, Fullin A, Sansone M, Del Viscovo L, Napolitano F, Terracciano C, Lus G, Melone MAB, Sampaolo S (2021) Quantitative evaluation of upright posture by x-ray and 3D stereophotogrammetry with a new marker set protocol in late onset pompe disease. *J Neuromuscul Dis* 8:979–988. <https://doi.org/10.3233/JND-210663>
- De Blasiis P, Fullin A, Sansone M, Perna A, Caravelli S, Mosca M, De Luca A, Lucariello A (2022b) Kinematic evaluation of the sagittal posture during walking in healthy subjects by 3d motion analysis using db-total protocol. *J Funct Morphol Kinesiol* 7:57. <https://doi.org/10.3390/jfmk7030057>
- De Menezes M, Rosati R, Ferrario VF, Sforza C (2010) Accuracy and reproducibility of a 3-dimensional stereophotogrammetric imaging system. *J Oral Maxillofac Surg* 68:2129–2135. <https://doi.org/10.1016/j.joms.2009.09.036>
- D'Ettoire G, Farronato M, Candida E, Quinzi V, Grippaudo C (2022) A comparison between stereophotogrammetry and smartphone structured light technology for three-dimensional face scanning. *Angle Orthod* 92:358–363. <https://doi.org/10.2319/040921-290.1>
- Dick J, Kuo FY, Sloan IH (2013) High-dimensional integration: the quasi-Monte Carlo way. *Acta Numer* 22:133–288. <https://doi.org/10.1017/S0962492913000044>
- Dimov I, Karaivanova A, Georgieva R, Ivanovska S (2003) Parallel importance separation and adaptive Monte Carlo algorithms for multiple integrals. *Numer Methods Appl* 99–107. [https://doi.org/10.1007/3-540-36487-0\\_10](https://doi.org/10.1007/3-540-36487-0_10)
- Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, Frigo C, Bettinelli D, Rabuffetti M, Crenna P, Leardini A (2008) Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait Posture* 28:207–216. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.11.009>
- Forghany S, Nester C, Tyson S, Preece S, Jones R (2019) Plantar pressure distribution in people with stroke and association with functional mobility. *J Rehabil Sci Res* 6:80–85. <https://doi.org/10.30476/jrsr.2019.81232>

- Fullin A, Caravaggi P, Picerno P, Mosca M, Caravelli S, De Luca A, Lucariello A, De Blasiis P (2022) Variability of postural stability and plantar pressure parameters in healthy subjects evaluated by a novel pressure plate. *Int J Environ Res Public Health* 19:2913. <https://doi.org/10.3390/ijerph19052913>
- Gagey P-M, Weber B (2010) Study of intra-subject random variations of stabilometric parameters. *Med Biol Eng Comput* 48:833–835. <https://doi.org/10.1007/s11517-010-0656-4>
- Geurts ACH, Nienhuis B, Mulder TW (1993) Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Arch Phys Med Rehabil* 74:1144–1150. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(23\)00004-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(23)00004-7)
- Glänzel MH, da Rocha GG, Couto AN, Corbelini VA, Reckziegel MB, Pohl HH (2024) Is low back pain related to the body composition, flexibility, and postural deviations in rural workers? *Rev Bras Med Trab* 22:e2022983. <https://doi.org/10.47626/1679-4435-2022-983>
- Glasserman P (2003) *Quasi-Monte Carlo*. Springer, New York, NY
- Hébert-Losier K, Murray L (2020) Reliability of centre of pressure, plantar pressure, and plantar-flexion isometric strength measures: a systematic review. *Gait Posture* 75:46–62. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.09.027>
- Ivanenko Y, Gurfinkel VS (2018) Human postural control. *Front Neurosci* 12. <https://doi.org/10.3389/fnins.2018.00171>
- Izquierdo-Renau M, Pérez-Soriano P, Ribas-García V, Queralt A (2017) Intra and intersession repeatability and reliability of the S-Plate® pressure platform. *Gait Posture* 52:224–226. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.12.001>
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME (1990) Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res* 8:383–392. <https://doi.org/10.1002/jor.1100080310>
- Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB (1989) Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res* 7:849–860. <https://doi.org/10.1002/jor.1100070611>
- Katzgraber HG (2011) *Introduction to Monte Carlo methods*. <https://doi.org/10.48550/arXiv.0905.1629>
- Kenny VVM, Verónica N, Fabricio A (2012) Preventive and curative importance of the baropodometric analysis for ergonomics and occupational health. *Work* 41:1896–1899. <https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0404-1896>
- Kim J, Koo B, Nam Y, Kim Y (2021) sEMG-based hand posture recognition considering electrode shift, feature vectors, and posture groups. *Sensors* 21:7681. <https://doi.org/10.3390/s21227681>
- Leardini A, Biagi F, Merlo A, Belvedere C, Benedetti MG (2011) Multi-segment trunk kinematics during locomotion and elementary exercises. *Clin Biomech* 26:562–571. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.01.015>
- Leardini A, Chiari L, Croce UD, Cappozzo A (2005) Human movement analysis using stereophotogrammetry. *Gait Posture* 21:212–225. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.05.002>
- Lenton GK, Doyle TLA, Saxby DJ, Lloyd DG (2017) An alternative whole-body marker set to accurately and reliably quantify joint kinematics during load carriage. *Gait Posture* 54:318–324. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.04.002>

- Mar DE, Kisinde S, Lieberman IH, Haddas R (2021) Representative dynamic ranges of spinal alignment during gait in patients with mild and severe adult spinal deformities. *Spine J* 21:518–527. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.09.009>
- Marencakova J, Maly T, Sugimoto D, Gryc T, Zahalka F (2018) Foot typology, body weight distribution, and postural stability of adolescent elite soccer players: a 3-year longitudinal study. *PLOS ONE* 13:e0204578. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0204578>
- Martinsone-Bērzkalne L, Umbraško S, Duļevska I (2020) Influence of sedentary behaviour on posture symmetry and type among 4–7-year-old children in Riga. *Pap Anthropol* 29:31–39. <https://doi.org/10.12697/poa.2020.29.1.02>
- Mason R, Pearson LT, Barry G, Young F, Lennon O, Godfrey A, Stuart S (2023) Wearables for running gait analysis: a systematic review. *Sports Med* 53:241–268. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01760-6>
- Milani M, Montorsi L, Fontanili L, Rossini S, Citarella R (2019) Integration protocol of different measurement methods for the analysis of the physiological and biomechanical efficiency of a professional athlete. Vol 3 *Biomed Biotechnol Eng* V003T04A061. <https://doi.org/10.1115/IMECE2019-11774>
- Millour G, Velásquez AT, Domingue F (2023) A literature overview of modern biomechanical-based technologies for bike-fitting professionals and coaches. *Int J Sports Sci Coach* 18:292–303. <https://doi.org/10.1177/17479541221123960>
- Mirelman A, Bonato P, Camicioli R, Ellis TD, Giladi N, Hamilton JL, Hass CJ, Hausdorff JM, Pelosin E, Almeida QJ (2019) Gait impairments in Parkinson's disease. *Lancet Neurol* 18:697–708. [https://doi.org/10.1016/S1474-4422\(19\)30044-4](https://doi.org/10.1016/S1474-4422(19)30044-4)
- Mirovsky Y, Blankstein A, Shlamkovitch N (2006) Postural control in patients with severe idiopathic scoliosis: a prospective study. *J Pediatr Orthop Part B* 15:168–171. <https://doi.org/10.1097/01.bpb.0000194436.73592.d0>
- Missaoui B, Portero P, Bendaya S, Hanktie O, Thoumie P (2008) Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases. *Neurophysiol Clin Neurophysiol* 38:447–457. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2008.09.004>
- Mohan DM, Khandoker AH, Wasti SA, Ismail Ibrahim Ismail Alali S, Jelinek HF, Khalaf K (2021) Assessment Methods of Post-stroke Gait: A Scoping Review of Technology-Driven Approaches to Gait Characterization and Analysis. *Front Neurol* 12. <https://doi.org/10.3389/fneur.2021.650024>
- Moral P del, Jasra A (2011) Sequential Monte Carlo methods for option pricing. *Stoch Anal Appl* 29:292. <https://doi.org/10.1080/07362994.2011.548993>
- Napier C, Fridman L, Michie T, Tran N (2022) Association between impact asymmetry and running-related injury: 58. *Med Sci Sports Exerc* 54:6. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000875116.90923.c7>
- Napolitano S, Ascione A (2017) Analysis of posture and its impact on performance in women's water polo. *Open Access J Sci Volume 1*. <https://doi.org/10.15406/oajs.2017.01.00018>
- Neto WC da S, Lopes AD, Ribeiro AP (2021) Gait retraining with visual biofeedback reduces rearfoot pressure and foot pronation in recreational runners. <https://doi.org/10.1123/jsr.2021-0091>
- Ohlendorf D, Doerry C, Fisch V, Schamberger S, Erbe C, Wanke EM, Groneberg DA (2019) Standard reference values of the postural control in healthy young female adults in Germany: an observational study. *BMJ Open* 9:e026833. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2018-026833>

- Ohlendorf D, Kerth K, Osiander W, Holzgreve F, Fraeulin L, Ackermann H, Groneberg DA (2020a) Standard reference values of weight and maximum pressure distribution in healthy adults aged 18–65 years in Germany. *J Physiol Anthropol* 39:39. <https://doi.org/10.1186/s40101-020-00246-6>
- Ohlendorf D, Pflaum J, Wischnewski C, Schamberger S, Erbe C, Wanke EM, Holzgreve F, Groneberg DA (2020b) Standard reference values of the postural control in healthy female adults aged between 31 and 40 years in Germany: an observational study. *J Physiol Anthropol* 39:27. <https://doi.org/10.1186/s40101-020-00229-7>
- Paul JP (1998) History and fundamentals of gait analysis. *Biomed Mater Eng* 8:123–135. <https://doi.org/10.1177/0959298919980083-4001>
- Pineda-Lopez F, Guerra A, Montes E, Benitez DS (2016) A low cost baropodometric system for children's postural and gait analysis. 2016 IEEE Colomb Conf Commun Comput COLCOM 1–4. <https://doi.org/10.1109/ColComCon.2016.7516381>
- Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM (1996) Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng* 43:956–966. <https://doi.org/10.1109/10.532130>
- Prost S, Blondel B, Pomeroy V, Authier G, Boulay C, Jouve JL, Pesenti S (2021) Description of spine motion during gait in normal adolescents and young adults. *Eur Spine J* 30:2520–2530. <https://doi.org/10.1007/s00586-021-06918-w>
- Putti AB, Arnold GP, Cochrane LA, Abboud RJ (2008) Normal pressure values and repeatability of the Emed® ST4 system. *Gait Posture* 27:501–505. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.06.009>
- Qiang J (2020) Monte Carlo simulation techniques. <https://doi.org/10.48550/arXiv.2006.10506>
- R Core Team (2018) R: A Language and Environment for Statistical Computing
- Riley PO, Mann RW, Hodge WA (1990) Modelling of the biomechanics of posture and balance. *J Biomech* 23:503–506. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(90\)90306-N](https://doi.org/10.1016/0021-9290(90)90306-N)
- Roggio F, Musumeci G (2023) The progression of human posture concept and advances in postural assessment techniques. *Bullettin Gioenia Acad Nat Sci Catania* 56:FP616–FP638. <https://doi.org/10.35352/gioenia.v56i386.113>
- Roggio F, Ravalli S, Maugeri G, Bianco A, Palma A, Di Rosa M, Musumeci G (2021) Technological advancements in the analysis of human motion and posture management through digital devices. *World J Orthop* 12:467–484. <https://doi.org/10.5312/wjo.v12.i7.467>
- Rosário JLP (2014) A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. *J Bodyw Mov Ther* 18:215–219. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2013.05.016>
- Samson M, Crowe A (1996) Intra-subject inconsistencies in quantitative assessments of body sway. *Gait Posture* 4:252–257. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(95\)01050-5](https://doi.org/10.1016/0966-6362(95)01050-5)
- Sasaki K, Hongo M, Miyakoshi N, Matsunaga T, Yamada S, Kijima H, Shimada Y (2017) Evaluation of sagittal spine-pelvis-lower limb alignment in elderly women with pelvic retroversion while standing and walking using a three-dimensional musculoskeletal model. *Asian Spine J* 11:562–569. <https://doi.org/10.4184/asj.2017.11.4.562>
- Scoppa F, Gallamini M, Belloni G, Messina G (2017) Clinical stabilometry standardization: Feet position in the static stabilometric assessment of postural stability. [https://doi.org/10.19193/0393-6384\\_2017\\_4\\_105](https://doi.org/10.19193/0393-6384_2017_4_105)

Selinger A (2007) Chapter 4 - Posture. In: Cameron MH, Monroe LG (eds) *Physical Rehabilitation*. W.B. Saunders, Saint Louis, pp 40–63

Sen D, Jasra A, Zhou Y (2017) Some contributions to sequential Monte Carlo methods for option pricing. *J Stat Comput Simul* 87:733–752. <https://doi.org/10.1080/00949655.2016.1224238>

Severijns P, Moke L, Overbergh T, Beaucage-Gauvreau E, Ackermans T, Desloovere K, Scheys L (2021) Dynamic sagittal alignment and compensation strategies in adult spinal deformity during walking. *Spine J* 21:1059–1071. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.02.017>

Singer KP (1986) A new musculoskeletal assessment in a student population. *J Orthop Sports Phys Ther* 8:34–41. <https://doi.org/10.2519/jospt.1986.8.1.34>

Stebbins J, Harrington M, Stewart C (2023) Clinical gait analysis 1973–2023: evaluating progress to guide the future. *J Biomech* 160:111827. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111827>

Sutherland DH (2001) The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait Posture* 14:61–70. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00100-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00100-X)

Walter J-C, Barkema GT (2015) An introduction to Monte Carlo methods. *Phys Stat Mech Its Appl* 418:78–87. <https://doi.org/10.1016/j.physa.2014.06.014>

Wang F, Landau DP (2001) Efficient, multiple-range random walk algorithm to calculate the density of states. *Phys Rev Lett* 86:2050–2053. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.86.2050>

Webster KE, Wittwer JE, O'Brien J, Feller JA (2005) Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction are related to graft type. *Am J Sports Med* 33:247–254. <https://doi.org/10.1177/0363546504266483>

Weiner BK (2008) Spine update: the biopsychosocial model and spine care. *Spine* 33:219. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181604572>

Whittle MW (1996) Clinical gait analysis: a review. *Hum Mov Sci* 15:369–387. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(96\)00006-1](https://doi.org/10.1016/0167-9457(96)00006-1)

Yan T, Liang M, Peng J, Yu Q, Li Y, Yang J, Zhang S, Wang C (2024) Cortical mechanisms underlying effects of repetitive peripheral magnetic stimulation on dynamic and static postural control in patients with chronic non-specific low back pain: a double-blind randomized clinical trial. *Pain Ther* 13:953–970. <https://doi.org/10.1007/s40122-024-00613-6>

Zemková E, Zapletalová L (2022) The role of neuromuscular control of postural and core stability in functional movement and athlete performance. *Front Physiol* 13:796097. <https://doi.org/10.3389/fphys.2022.796097>