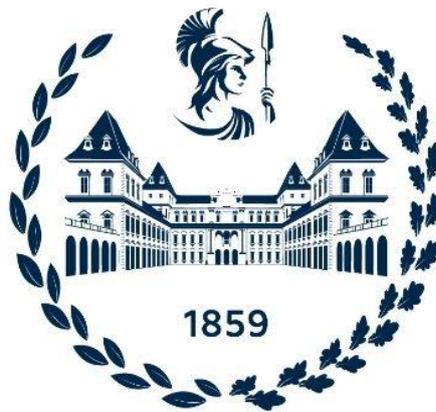


# POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale  
in Ingegneria Biomedica



Tesi di Laurea Magistrale

## **Studio di un tutore di ginocchio a controllo elettronico**

### **Relatori**

Carlo Ferraresi

Marco Gazzoni

Taian Martins Vieira

Carlo De Benedictis

### **Candidato**

Amalia Pagani

Anno Accademico 2020-2021

*A mia mamma, a mio papà.*

*Ai miei nonni Aldo, Carla, Giorgetta e Natalino.*

## **Ringraziamenti**

Mi è doveroso dedicare questo mio elaborato alle persone che hanno contribuito e partecipato alla sua realizzazione.

Un sentito grazie ai miei relatori Ferraresi, Gazzoni, Vieira e De Benedictis, per la loro disponibilità e tempestività ad ogni mia richiesta.

Un ringraziamento speciale a Maria, conosciuta durante le prove per la sua tesi di laurea magistrale e ritrovata durante le mie.

Ringrazio tutto lo staff delle Officine Ortopediche Maria Adelaide, per l'ospitalità e le competenze acquisite negli ultimi mesi al loro fianco durante la realizzazione di diversi progetti.

Un grande ringraziamento al soggetto delle mie prove Giada, che si è prestata all'utilizzo del tutore.

## Abstract

Il C-Brace consiste in un tutore ginocchio-gamba-piede (KAFO) che attua una resistenza smorzata a flessione durante la fase di appoggio e un controllo adattato alla velocità della fase di oscillazione. La versione di prova (DTO) permette al tecnico e al paziente stesso di valutare prima della costruzione su misura la presenza dei requisiti necessari ed eventuali limiti che possono inficiarne l'impiego. Il DTO è dotato di tre modalità di utilizzo: ginocchio bloccato (FreezePosition), TrainingMode e controllo della fase statica e dinamica (BasicMode), simulante il dispositivo definitivo.

L'obiettivo della tesi è quello di indagare il funzionamento del DTO in modalità FreezePosition e BasicMode in termini di parametri spazio-temporali, angoli articolari e momenti di anca e ginocchio. I parametri del cammino senza ausilio di un soggetto sano sono confrontati con i parametri del cammino con tutore a ginocchio bloccato ed a resistenza smorzata per determinare quale ausilio permette una deambulazione più confrontabile con quella naturale. L'ipotesi dello studio è che, nonostante il DTO sia solo un dispositivo di prova dell'ortesi C-Brace, possa permettere un cammino meno impattante sul sistema locomotore rispetto ad un tutore a ginocchio bloccato.

A causa delle limitazioni dovute al COVID19, il soggetto di studio è una ragazza sana di 25 anni indossante il tutore sull'arto destro. Effettuando quattro acquisizioni per ogni modalità di cammino sono misurati i parametri spazio-temporali e i momenti di anca e ginocchio della falcata. Il soggetto non presenta alcuna patologia ed è concesso un tempo di 30 minuti per prendere dimestichezza con l'ortesi, che a causa del suo peso elevato di 9 kg non permette una facile deambulazione.

Sono analizzati i parametri spazio-temporali di durata media della fase di appoggio e durata media del passo. Le durate medie per la camminata con tutore in modalità FreezePosition risultano minori di quelli in modalità BasicMode e quindi più simili a quelli senza ausilio. Anche la velocità media di falcata della modalità a ginocchio bloccato risulta più vicina a quella senza ausilio.

È calcolato l'errore quadratico medio tra la deambulazione senza ausilio e quelle con l'utilizzo del tutore per poter quantificare la similarità tra i cammini. Gli angoli sagittali di ginocchio e anca evidenziano un maggior scostamento dal cammino normale con la modalità FreezePosition, rispetto alla modalità BasicMode.

Il range di escursione tra i momenti di flessione ed estensione di anca e ginocchio risulta confrontabile tra i due cammini con tutore e minore della camminata normale.

I parametri spazio-temporali non evidenziano un vantaggio dell'utilizzo della modalità a resistenza smorzata rispetto a ginocchio bloccato. In particolare, nelle prime fasi di apprendimento all'utilizzo, a causa del maggiore senso di insicurezza percepito inizialmente dal soggetto, la modalità FreezePosition permette un cammino più veloce.

Il DTO in modalità BasicMode permette invece una deambulazione più fluida seppur più lenta e con un minore scostamento dalla camminata senza ausilio rispetto alla modalità FreezePosition in termine di angoli articolari.

I parametri dinamici esaminati non evidenziano particolari differenze tra i cammini con il tutore ed i valori raggiunti sono minori della camminata senza tutore, in quanto un soggetto con una muscolatura sana viene limitato dall'utilizzo del tutore stesso.

Il cammino è una serie di piccole catastrofi evitate di stretta misura.

[VAN DER WAALS]

# INDICE

INDICE DELLE FIGURE .....	v
INDICE DELLE TABELLE.....	vi
1. INTRODUZIONE .....	1
2. IL CAMMINO UMANO.....	3
2.3 Il ciclo del cammino .....	3
2.4 I parametri spazio-temporali del cammino.....	4
2.5 L'analisi del cammino .....	5
2.5.1 Cinematica.....	6
2.5.2 Dinamica .....	6
3. Le ortesi di arto inferiore .....	8
3.1 Definizione dei tutori KAFO .....	8
3.2.1 Diagnostic Trial Orthosis.....	12
4. MATERIALI E METODI .....	15
4.1 Strumentazione.....	15
4.2 Definizione del protocollo sperimentale .....	17
4.3 Descrizione delle prove .....	17
4.4 Elaborazione dati .....	24
4.4.1 Prove senza ausilio .....	24
4.4.2 Prove l'ausilio.....	28
5. RISULTATI DELLE PROVE E DISCUSSIONI .....	31
5.1 Risultati spazio-temporali .....	31
5.2 Risultati cinematici.....	34
6. CONCLUSIONI.....	40
Bibliografia.....	42

## INDICE DELLE FIGURE

Figura 2.1 Fasi del ciclo del cammino normale [4] .....	4
Figura 2.2 Piani anatomici del corpo umano [5] .....	6
Figura 3.1 Tutori di coscia-gamba-piede statico, SCO e SSCO. [8].....	9
Figura 3.2 Angolo di ginocchio e smorzamento a flessione [9] .....	10
Figura 3.3 Procedimento di costruzione del C-Brace .....	12
Figura 3.4 Diagnostic Trial Orthosis (DTO) .....	13
Figura 3.5 C-Brace Setup App [10] .....	14
Figura 4.1 3D Perspective Vicon Nexus2.9 .....	15
Figura 4.2 Soggetto "GG" .....	18
Figura 4.3 Posizionamento dei markers sul soggetto .....	19
Figura 4.4 Funzione "Reconstruct" .....	19
Figura 4.5 Pipeline "Auto Initialize Labeling" .....	20
Figura 4.6 Funzione "Functional Skeleton Calibration" .....	20
Figura 4.7 Pipeline "Plug-in Gait Static" .....	21
Figura 4.8 Soggetto "GG_cbrace" .....	21
Figura 4.9 Posizionamento dei markers sul soggetto con ausilio .....	22
Figura 4.10 C-Brace Setup App - Stance phase .....	23
Figura 4.11 C-Brace Setup App - Optimisation of walking on level surfaces .....	23
Figura 4.12 Relazione geometrica tra due centri articolari successivi e relativi markers [11] .....	25
Figura 4.13 Relazione geometrica tra KJC e HJC .....	25
Figura 4.14 Relazione geometrica tra AJC e KJC .....	26
Figura 4.15 Visualizzazione dello scheletro prima e dopo la correzione dei markers .....	30
Figura 5.1 Percentuale di fase di appoggio medio e deviazione standard .....	31
Figura 5.2 Durata della fase d'appoggio medio e deviazione standard .....	32
Figura 5.3 Durata del ciclo del passo medio e deviazione standard.....	33
Figura 5.4 Velocità del passo medio e deviazione standard .....	33
Figura 5.5 Cadenza medio e deviazione standard.....	34
Figura 5.6 Angolo medio di flesso/estensione di ginocchio .....	35
Figura 5.7 Angolo di flesso/estensione dell'anca.....	36
Figura 5.8 Spostamento verticale di anca medio e deviazione standard .....	37
Figura 5.9 Modello di flesso/estensione medio di anca e deviazione standard .....	38
Figura 5.10 Momento di flesso/estensione di ginocchio medio e deviazione standard.....	39

## INDICE DELLE TABELLE

Tabella 4.1 Nomi e posizioni dei marker utilizzati nelle prove .....	16
Tabella 4.2 Misure antropometriche del soggetto senza ausilio .....	18
Tabella 4.3 Misure antropometriche del soggetto indossante tutore.....	21
Tabella 4.4 Offset dei marker spostati dopo la vestizione del tutore .....	22
Tabella 4.5 C-Brace Setup App – Patient data .....	22
Tabella 4.6 Parametri dei segmenti necessari per l’analisi dinamica.....	28
Tabella 4.7 Segmenti e punti virtuali creati con Procalc .....	29
Tabella 5.1 Errori quadratici medi degli angoli di ginocchio e di anca. ....	36
Tabella 5.2 Errori quadratici medi degli spostamenti verticali di anca.....	37
Tabella 5.3 Errori quadratici medi dei momenti di ginocchio e di anca .....	39

# 1. INTRODUZIONE

I pazienti che soffrono di paresi o paralisi agli arti inferiori possono raggiungere la mobilità utilizzando le ortesi ginocchio-caviglia-piede. Tradizionalmente, questi tutori sono dotati di un'articolazione di ginocchio bloccata, la quale garantisce sicurezza durante la fase di appoggio, ma comporta svantaggi biomeccanici e metabolici. Per tale motivo sono state introdotte le ortesi per il controllo della fase statica (SCO), in cui l'articolazione di ginocchio viene rilasciata per consentire la fase di oscillazione libera. Il movimento è più naturale, ma la fase di appoggio rimane rigida. L'ortesi C-Brace è stata sviluppata dall'azienda tedesca Ottobock per superare i limiti funzionali degli SCO: consente una flessione smorzata del ginocchio nella fase di appoggio e una velocità regolata della fase di oscillazione. Questo tutore presenta una versione di prova (Diagnostic Trial Orthosis, DTO) per poter permettere ai pazienti di effettuare delle prove di cammino, prima della costruzione del dispositivo definitivo su misura. Entrambe le versioni sono dotate di tre modalità di cammino: ginocchio bloccato (FreezePosition), controllo della fase statica (TrainingMode) e controllo della fase statica e dinamica (BasicMode).

Ho trascorso il mio periodo di tesi presso le Officine Ortopediche Maria Adelaide di Torino e ho potuto apprendere il funzionamento di tale innovativo tutore di ginocchio a controllo elettronico. Ho inoltre assistito all'utilizzo del DTO da parte di 22 pazienti soggetti a monoparesi, nella maggior parte dei casi dovuta a traumi o poliomielite. È interessante evidenziare che, nonostante questo dispositivo di prova risulti più pesante e ingombrante del definitivo, esso permetta al tecnico di valutare che ogni singolo paziente abbia i requisiti necessari per l'utilizzo.

Per analizzare l'impatto di questi tutori sul sistema locomotore umano, è possibile effettuare uno studio dell'andatura, valutando i parametri spazio-temporali, cinematici e dinamici che differiscono dal cammino fisiologico. A causa delle limitazioni imposte dal COVID19, non è stato possibile, per il lavoro di tesi, effettuare l'analisi del cammino di un paziente patologico e confrontare gli aspetti biomeccanici utilizzando un tutore convenzionale a ginocchio bloccato ed il C-Brace. Per questo motivo, si è scelto di analizzare un soggetto sano portante DTO. È risultato interessante quindi indagare il funzionamento in modalità BasicMode e FreezePosition e valutare quale cammino si avvicini di più all'andatura priva di ausili in termini di parametri spazio-temporali e cinematici.

In precedenza, è stato evidenziato che, con l'utilizzo del tutore definitivo C-Brace, l'angolo di flessione raggiunto nella fase di appoggio e nella fase di pendolamento è molto vicino all'angolo ottenuto in assenza di tutori, nonostante la velocità e la lunghezza del passo siano notevolmente ridotte rispetto agli individui sani. Inoltre, per controllare diversi tipi di ortesi vengono attuati dei meccanismi compensatori nell'anca che risultano più elevati nel caso di tutori convenzionali bloccati. È da ricordare che le funzioni del C-Brace di flessione di ginocchio in funzione del carico sono state utilizzate principalmente da pazienti con alto livello di fiducia. [1] La qualità del cammino raggiunto con l'utilizzo di questa ortesi dipende, inoltre, dalla funzionalità residua dei muscoli del paziente. [2]

Si vuole dimostrare che, così come il dispositivo su misura, anche il dispositivo di prova in modalità BasicMode permetta una camminata più simile a quella senza ausili rispetto ai tutori a ginocchio bloccato. Sono state fatte delle semplificazioni: il peso dell'ortesi è stato distribuito in modo equo sul corpo del soggetto e sono stati calcolati i momenti totali agenti sull'arto del soggetto, dati dal contributo del tutore e dei muscoli del soggetto. Non è stato possibile entrare nel merito del momento creato dal tutore a causa dell'impossibilità di acquisire i dati registrati dai sensori interni al microprocessore. [3]

L'andatura di una donna sana di 25 anni indossante il tutore sull'arto destro è stata acquisita utilizzando il sistema di analisi del cammino presso il Laboratorio di analisi del movimento del PolitoBIOMed Lab del Politecnico di Torino. Sono state analizzate le tre diverse modalità di cammino nel volume di prelievo: senza ausilio, con tutore in modalità BasicMode e in modalità FreezePosition. Successivamente, le prove sono state analizzate per ottenere i parametri spazio-temporali, cinematici e dinamici significativi per effettuare il confronto.

Il presente documento è diviso in cinque parti principali, nel seguente ordine:

1. Questo primo capitolo introduce brevemente l'argomento principale della tesi, contestualizzando lo scopo del lavoro riguardante le differenze di cammino tra un tutore a ginocchio bloccato e uno con resistenza a flessione smorzata.
2. Il secondo capitolo si concentra sulla descrizione dell'analisi del cammino e le metodologie di studio.
3. Il terzo capitolo analizza lo stato dell'arte dei tutori di arto inferiore e presenta il C-Brace e la sua versione di prova, utilizzata nelle prove in esame.
4. Il quarto capitolo descrive in modo accurato le prove effettuate in laboratorio ed il lavoro di post-processing svolto utilizzando dei software di analisi dei dati (Nexus, Procalc e MATLAB).
5. Il quinto capitolo riporta il confronto tra i risultati ottenuti nelle tre modalità di cammino. In particolare, i parametri analizzati sono: velocità e cadenza del cammino, lunghezza del passo, durata della falcata, durata del passo e durata del passo relativa (% del ciclo del passo); angoli di ginocchio ed anca e spostamento dell'anca sull'asse verticale; momenti sagittali di anca e ginocchio.
6. Il sesto capitolo riassume le conclusioni tratte dal confronto tra i risultati delle tre modalità di cammino e fornisce alcuni approcci per studi e sviluppi futuri.

## 2. IL CAMMINO UMANO

La normale deambulazione umana è costituita da una serie ciclica di movimenti coordinati dall'apparato locomotore. Le principali funzioni svolte da quest'ultimo sono: la generazione di una forza propulsiva; il mantenimento della stabilità a livello superiore nonostante il continuo cambiamento della postura; l'assorbimento dello shock dovuto all'impatto con il terreno ad ogni passo e la conservazione dell'energia durante le funzioni precedenti, al fine di minimizzare lo sforzo da parte dei muscoli.

Lo studio dell'andatura non patologica è essenziale per la valutazione e la gestione delle deviazioni dell'andatura osservate negli individui con condizioni invalidanti. Un'accurata valutazione e analisi dei modelli di andatura anormale fornisce una base importante per la prescrizione e l'adattamento appropriato delle ortesi per arti inferiori.

### 2.3 Il ciclo del cammino

Si definisce ciclo del cammino (gait cycle) il periodo di tempo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso arto al terreno e viene descritto identificando principalmente due fasi distinte: la fase di appoggio e la fase di pendolamento.

La fase di appoggio (stance phase) rappresenta il periodo in cui l'arto di riferimento è a contatto con il suolo, a partire dal contatto iniziale.

La fase di pendolamento (swing phase) rappresenta l'arco di tempo in cui l'arto di riferimento non è a contatto con il terreno.

Durante la camminata normale, le due fasi rappresentano rispettivamente circa il 60% ed il 40% del ciclo dell'andatura.

Per convenzione, il punto di inizio del ciclo (0%) si verifica nel momento in cui il tallone del piede di riferimento tocca per la prima volta il suolo.

Il ciclo del passo viene ulteriormente suddiviso in otto eventi o periodi; i primi cinque si verificano durante la fase di stance e gli ultimi tre appartengono alla fase di swing:

1. Contatto iniziale (0%): il tallone entra in contatto con il terreno e rappresenta il punto di partenza della fase di stance e del ciclo globale dell'andatura. L'anca è flessa a circa 30° e il ginocchio è totalmente esteso: il baricentro del corpo si trova nel punto più basso del ciclo.
2. Risposta al carico (0-10%): inizia con il contatto iniziale del piede con il suolo fino a quando il piede controlaterale viene sollevato. È il periodo di supporto di entrambi gli arti ed è caratterizzato dall'assorbimento dello shock dell'impatto del piede con il terreno e dal trasferimento del peso corporeo sull'arto portante. Il ginocchio e l'anca dell'arto di riferimento sono flessi e l'arto opposto è in fase di pre-pendolamento.
3. Appoggio intermedio (10-30%): l'arto controlaterale in pendolamento supera il piede in appoggio ed il ginocchio e l'anca si estendono. Il baricentro si trova nel punto più alto e vi è l'appoggio su un singolo arto.
4. Appoggio terminale (30-50%): inizia con il sollevamento del tallone dell'arto portante e termina al momento del contatto iniziale del piede controlaterale con il suolo. Il ginocchio dell'arto portante aumenta la sua estensione e poi inizia a flettersi fino al contatto dell'altro piede con il terreno e l'anca si estende fino a 30°.
5. Pre-pendolamento (50-60%): è la fase finale dello stance e iniziale dello swing. Consiste nel sollevamento del piede (toe-off) e nel trasferimento del peso corporeo sull'arto controlaterale.

L'arto di riferimento risponde con una flessione del ginocchio fino a 40° e un'iniziale flessione dell'anca. L'arto controlaterale si trova nella fase di risposta al carico.

6. Pendolamento iniziale (60-73%): inizia quando il piede di riferimento viene sollevato da terra e termina quando è allineato con la caviglia controlaterale. Questa fase è caratterizzata dalla flessione dell'anca e da una maggiore flessione del ginocchio fino a 60° che impedisce il trascinamento del piede nel terreno
7. Pendolamento intermedio (73-87%): è il tempo che intercorre tra l'allineamento della caviglia controlaterale con il piede di riferimento e la verticalizzazione della tibia della gamba oscillante. Si ha una diminuzione della flessione del ginocchio ed una flessione dell'anca.
8. Pendolamento terminale (87-100%): è la parte finale della fase di oscillazione da quando la tibia raggiunge una posizione verticale fino al contatto iniziale con il terreno. Durante l'oscillazione terminale, l'arto completa il suo avanzamento in avanti compiendo un'estensione del ginocchio e la flessione dell'anca raggiunge 30°. Normalmente, si verifica un periodo di decelerazione dell'arto che porta al contatto iniziale. [4]

Riassumendo, un ciclo del passo prevede:

1. Una prima fase di doppio appoggio (0-10%) in cui entrambi i piedi sono a terra: uno termina e l'altro inizia l'appoggio.
2. Un appoggio singolo (10-50%) su un arto e un'oscillazione dell'arto controlaterale.
3. Una seconda fase di doppio appoggio (50-60%), in cui i piedi invertono le zone a contatto con il terreno.
4. L'oscillazione del secondo arto (60-100%).

È importante ricordare che durante il cammino i piedi non sono paralleli: essi formano con la retta di progressione del passo un angolo, detto angolo del passo, che varia in relazione all'ampiezza del passo e all'assetto di rotazione degli arti.

La durata del periodo di contatto con il terreno varia a seconda della velocità di avanzamento della persona. Pertanto, sia la fase di appoggio che quella di oscillazione risultano ridotte con l'aumento della velocità.

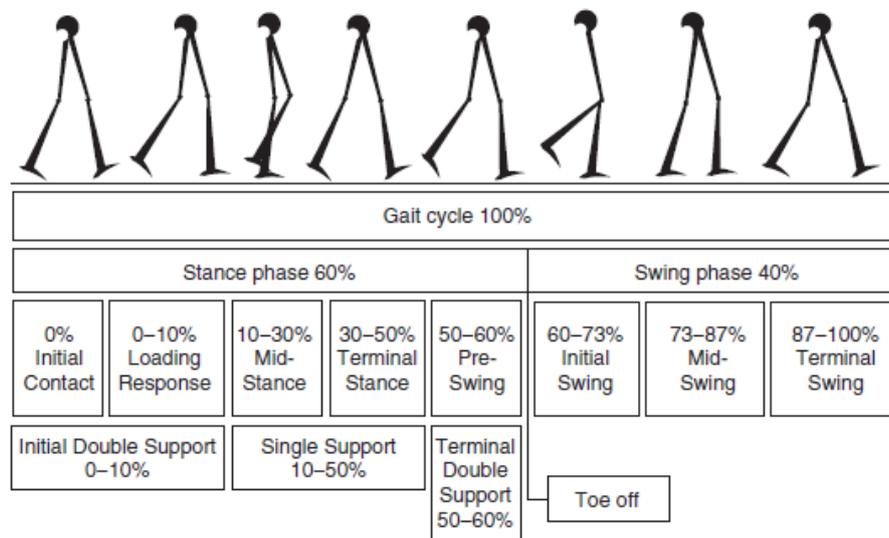


Figura 2.1 Fasi del ciclo del cammino normale [4]

## 2.4 I parametri spazio-temporali del cammino

L'osservazione di determinati parametri spazio-temporali permette una valutazione della correttezza della deambulazione.

I principali parametri spazio-temporali analizzati sono:

- Falcata: avviene tra il contatto iniziale di un arto e il successivo contatto iniziale dello stesso ed è l'unità di base del ciclo del passo, poiché equivale a un ciclo completo dell'andatura (0%-100%). La distanza percorsa nella falcata rappresenta la lunghezza della falcata e il tempo totale per completare il ciclo dell'andatura è il tempo della falcata.
- Passo: avviene tra il contatto iniziale di un arto e il contatto iniziale dell'arto controlaterale. La lunghezza del passo e il tempo del passo descrivono la distanza e i tempi di un dato passo. Inoltre, la larghezza del passo è la distanza tra i centri dei piedi durante la fase di doppio appoggio del ciclo del passo.
- Cadenza: si riferisce al numero di passi compiuti per unità di tempo ed è la velocità con cui una persona cammina espressa in passi al minuto.
- Velocità: si considera la velocità di spostamento lineare in avanti lungo la direzione della progressione ed è solitamente espressa in metri al secondo, combinando la lunghezza del passo e la cadenza.
- Durata della fase di appoggio: può essere espressa in tempo assoluto (s) o relativo al ciclo del passo (%).
- Durata della fase di pendolamento: come la durata della fase di appoggio.

## 2.5 L'analisi del cammino

L'analisi del cammino è l'insieme delle tecniche che permette la valutazione del movimento umano e delle sue alterazioni al fine di:

- Aiutare nella diagnosi funzionale di disordini motori.
- Impostare e valutare una terapia.
- Effettuare ricerche sulla fisiologia/patologia del movimento.
- Sviluppare nuovi dispositivi riabilitativi e di supporto al cammino.

La valutazione può essere svolta in modo qualitativo o quantitativo, soggettivo o oggettivo. L'analisi del cammino umano viene solitamente effettuata in modo quantitativo oggettivo in relazione alla meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante la locomozione e mediante l'utilizzo di strumenti tecnologici, come sistemi di stereofotogrammetria e pedane di forza.

Possono essere misurati tre tipi di dati:

- Dati cinematici: posizione nello spazio, velocità e accelerazione del corpo.
- Dati dinamici: forze e momenti che generano il movimento.
- Dati elettromiografici: segnali relativi all'attivazione dei muscoli coinvolti nell'esecuzione di un movimento. La modalità di prelievo di questi dati non viene spiegata nel dettaglio poiché non necessaria per lo studio previsto.

Solitamente, i dati del cammino analizzati vengono riportati su un grafico che raffigura l'andamento in funzione del ciclo del passo ai fini di ricavare una media dei valori dei singoli passi, rappresentando l'andamento della curva media.

Inoltre, i dati cinematici e dinamici sono proiettati su un sistema di piani riferiti ad una persona in posizione anatomica: piano sagittale, su cui viene proiettato il movimento di flessione-estensione; piano frontale, su cui viene proiettato il movimento di abduzione-adduzione; piano trasversale, su cui viene proiettato il movimento di rotazione.

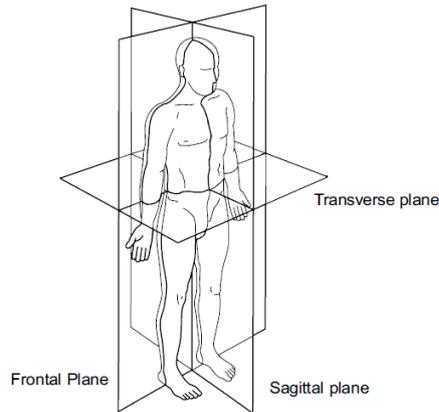


Figura 2.2 Piani anatomici del corpo umano [5]

### 2.5.1 Cinematica

Lo studio della cinematica risponde alla domanda “Quanto si muove?”: descrive i movimenti delle articolazioni, gli spostamenti lineari e angolari, le velocità, le accelerazioni e le decelerazioni dei segmenti del corpo.

Per studiare la cinematica possono essere utilizzati diversi sistemi di analisi:

- Sistemi non ottici: elettromeccanici, elettromagnetici e inerziali, i quali non necessitano dell'utilizzo di telecamere.
- Sistemi ottici: utilizzando telecamere, possono richiedere l'impiego di markers o essere markerless.

Il metodo di studio della cinematica più utilizzato prevede l'utilizzo di sistemi ottici mediante markers passivi: piccoli supporti emisferici di materiale plastico vengono ricoperti da una pellicola catarifrangente che riflette i raggi infrarossi. I markers vengono posti sui segmenti anatomici del soggetto in punti stabiliti da protocolli predefiniti e ne vengono acquisite le traiettorie. È necessario effettuare una calibrazione del soggetto e del sistema per identificare e classificare i markers e fare un'attenzione particolare alle eventuali superfici riflettenti indesiderate. Il problema maggiore è costituito dalla possibile occlusione dei markers, la quale può essere evitata utilizzando un maggior numero di telecamere.

In un ambiente tradizionale di analisi dell'andatura vengono utilizzate più telecamere per catturare lo spostamento di ogni marker riflettente in un volume calibrato in 3D. La posizione tridimensionale di ogni marker è stimata tramite un algoritmo di Trasformazione Lineare Diretta (DLT): utilizzando la posizione 2D del marker in relazione a ciascuna telecamera viene calcolata la rispettiva posizione del marker 3D. Conoscendo la posizione del marker è possibile ottenere l'orientamento di ogni segmento e, attraverso le misure antropometriche del soggetto, ricostruire tutto il movimento.

### 2.5.2 Dinamica

Lo studio della dinamica (o cinetica) risponde alla domanda “Perché si muove?”: descrive le forze che si verificano attraverso le articolazioni durante l'andatura in modo da compiere un'analisi completa della deambulazione. Queste forze cinetiche rappresentano la somma totale della gravità che agisce sulla massa corporea, le controforze dal contatto con il terreno, lo sforzo muscolare generato negli arti e le forze risultanti dall'energia potenziale e cinetica del corpo in movimento. Poiché queste forze sono create quando l'arto è in contatto con il terreno, sono descritte solo durante la fase di appoggio del ciclo del passo.

L'analisi cinetica dell'andatura si occupa quindi dei momenti e delle potenze articolari. I momenti interni sono generati dall'attività muscolare, dai vincoli legamentosi, dalle limitazioni articolari e strutturali, mentre i momenti esterni sono generati dalle forze prodotte dal contatto con il terreno. Per eseguire un'analisi cinetica, è necessario conoscere la posizione delle articolazioni e le forze esterne che agiscono nel corpo. La prima può essere fornita da un'analisi cinematica, mentre la valutazione delle seconde richiede l'utilizzo di ulteriori strumenti di misurazione: vengono adoperate le pedane di forza, utili per misurare la reazione vincolare esercitata tra i piedi del soggetto e il terreno. Le pedane possono essere costituite da sensori piezoelettrici o estensimetri e le più utilizzate sono multicomponente, in quanto forniscono dati relativi alle tre componenti x, y e z (medio-laterale, antero-posteriore, verticale) delle forze avvertite al suolo e dei momenti e le coordinate del centro di pressione.

### 3. LE ORTESI DI ARTO INFERIORE

Per definizione dell'Organizzazione Internazionale degli Standard un'ortesi è un qualsiasi dispositivo applicato esternamente usato per modificare le caratteristiche strutturali o funzionali dell'apparato neuro-muscolo-scheletrico dell'individuo.

In particolare, le ortesi vengono utilizzate come apparecchi affiancabili al corpo con funzioni correttive e non per sostituire parti mancanti, come nel caso delle protesi.

Le ortesi possono essere classificate come statiche o dinamiche: un'ortesi statica è rigida, viene utilizzata per sostenere le parti del corpo indebolite o paralizzate e serve come supporto rigido; un'ortesi dinamica è usata per facilitare il movimento del corpo e per consentire una funzione ottimale, quindi per assistere il movimento di muscoli deboli.

Le ortesi possono essere divise in tre sottotipi: ortesi di arto superiore, ortesi spinali e ortesi di arto inferiore.

Le ortesi che coinvolgono l'arto inferiore si possono suddividere a loro volta in base ai segmenti corporei coinvolti:

- FO (Foot Orthosis)
- AFO (Ankle Foot Orthosis)
- KO (Knee Orthosis)
- KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis)
- HKAFO (Hip Knee Ankle Foot Orthosis)
- THKAFO (Trunk Hip Ankle Foot Orthosis)

In questo lavoro saranno analizzate le ortesi che coinvolgono i distretti di ginocchio-caviglia-piede.

#### 3.1 Definizione dei tutori KAFO

Le ortesi di tipo KAFO coinvolgono i segmenti corporei di coscia, gamba e piede e le articolazioni di ginocchio e caviglia. Questi sistemi producono elevati momenti esterni sul ginocchio e permettono di sostenere le due articolazioni nel caso il controllo di esse risulti scarso.

Le linee cliniche per la prescrizione di un tutore KAFO sono:

- Debolezza o paralisi del quadricipite.
- Varismo o valgismo del ginocchio.
- Iper tono dei flessori che impedisce di utilizzare l'arto nella funzione di sostegno per la deambulazione.
- Controllo del recurvatum (iperestensione dell'articolazione di ginocchio).
- Miglioramento della stabilità del ginocchio in estensione.
- Facilitazione dell'utilizzo della deambulazione a scopo terapeutico nei casi di ipotonia protratta.

[6]

L'obiettivo di progettare un KAFO ideale è quello di riprodurre i normali movimenti del ginocchio durante il ciclo del passo per coloro che soffrono di una patologia: l'ortesi dovrebbe essere leggera, comoda da usare e dovrebbe permettere un rapido passaggio tra le fasi di appoggio e pendolamento. Per questo motivo, i tutori KAFO possono essere a loro volta suddivisi in tre gruppi principali a seconda dell'assistenza che forniscono all'arto e sono illustrati nella Figura 3.1:

- KAFO statici: non forniscono alcun controllo attivo per i movimenti del ginocchio e mantengono l'articolazione di ginocchio in una posizione fissa, garantendo stabilità durante la camminata. L'articolazione del ginocchio può essere sbloccata manualmente per consentire la rotazione libera, come per esempio per sedersi. Tuttavia, un ginocchio bloccato richiede

movimenti di compensazione durante la camminata, tra cui l'escursione dell'anca, la circonduzione sulla gamba sostenuta e il volteggio sulla gamba controlaterale per liberare il piede durante lo swing. Questi movimenti aumentano il consumo di energia e sono la causa della preferenza di alcuni pazienti di utilizzare una sedia a rotelle piuttosto che un tutore a ginocchio bloccato.

- KAFO con controllo della fase statica (SCO o SCKAFO): bloccano l'articolazione del ginocchio durante la fase di stance e permettono rotazioni libere durante la fase di swing. Sono stati progettati per migliorare la camminata rigida fornita dai KAFO a ginocchio bloccato, riducendo le compensazioni e lo sforzo e fornendo una camminata più simmetrica. Tuttavia, la mancanza di flessione durante la fase di appoggio causa un impatto improvviso e un carico sulla gamba portante che rappresentano una grande limitazione. Alcuni SCKAFO permettono il passaggio dalla fase di stance a quella di swing modificando la postura del corpo. Nella maggior parte dei casi viene richiesto al paziente di estendere completamente il ginocchio raggiungendo angoli specifici di caviglia o anca, il che si traduce in andature poco fluide che necessitano di particolare attenzione da parte dell'utente.
- KAFO con controllo della fase statica e dinamica (SSCO): controllano l'articolazione del ginocchio durante entrambe le fasi di appoggio e pendolamento. Sono stati sviluppati per riprodurre la normale capacità di camminare durante l'intero ciclo del passo: consentono due diverse rigidità, poiché l'articolazione del ginocchio mostra un comportamento rigido durante la fase di appoggio e un comportamento morbido durante la fase di pendolamento. Sono stati sviluppati alcuni tipi di KAFO dinamici con rigidità date da sistemi pneumatici e a molla. In questo lavoro sarà analizzato il tutore C-Brace, dotato di un'unità idraulica dell'articolazione di ginocchio controllata da un microprocessore. [7]



Figura 3.1 Tutori di coscia-gamba-piede statico, SCO e SSCO. [8]

### 3.2 C-Brace

Il C-Brace è un tutore KAFO dinamico sviluppato dall'azienda tedesca Ottobock: si tratta di un sistema SSCO in cui un ginocchio meccatronico realizza smorzamenti inerziali in estensione e flessione del ginocchio. Il C-Brace supporta passivamente l'utente durante l'intero ciclo del passo e si adatta in tempo reale a qualsiasi situazione quotidiana, permettendo ai pazienti di camminare con un'andatura fluida. Consente inoltre di camminare con passo alternato nelle scale e nelle rampe in discesa e di muoversi con passi all'indietro, funzionalità innovative non consentite dai tutori costruiti precedentemente.

Il tutore è costituito da un'articolazione di ginocchio esterna, un'articolazione libera interna e un'articolazione di caviglia che stabilizza la caviglia sul piano frontale e può essere dotata di molle per richiamare l'avampiede per raggiungere un'estensione fisiologica di circa 50°. In caso di deficit dei gastrocnemi è possibile utilizzare articolazioni neurologiche con funzioni di spinta.

Il peso totale del tutore è di 3,5 kg, di cui 2 kg dati dall'unità di ginocchio: essa comprende un'unità idraulica, le batterie e un microprocessore. L'unità idraulica, costituita da un pistone immerso in un bagno d'olio, è controllata dal microprocessore che, situato sul lato laterale del tutore, regola le valvole attraverso misurazioni di forza idraulica, angolo di ginocchio e accelerazione mediante un'unità di misura inerziale costituita da un accelerometro triassiale e uno giroscopio triassiale. Le batterie che alimentano il microprocessore sono costituite da polimeri di litio, situate nella parte anteriore dell'unità articolare e dotate di un'autonomia giornaliera: la carica necessaria è quindi simile a quella di un normale cellulare.

Il microprocessore lavora tramite un algoritmo basato su un database di migliaia di cicli del cammino: i segnali vengono elaborati con una frequenza di aggiornamento di 100 Hz durante l'attività regolare e le informazioni vengono elaborate in ogni ciclo per individuare la fase in cui si trova l'utente e controllare l'ammortizzazione dell'estensione e della flessione dell'unità idraulica dell'articolazione del ginocchio

Come illustrato nella figura 3.1, il sistema idraulico controlla il movimento del ginocchio generando un appropriato livello di resistenza alla flessione-estensione durante l'appoggio e il pendolamento. Lo smorzamento della flessione in fase di appoggio inizia dal contatto iniziale e viene regolato per sostenere i muscoli estensori del ginocchio durante la risposta di carico; lo smorzamento dell'estensione in fase di appoggio è attivo a metà della fase di appoggio in modo che gli utenti possano evitare movimenti incontrollati di estensione. Dopo il distacco del tallone, l'unità articolare del ginocchio passa allo smorzamento della flessione in fase di oscillazione per un'iniziazione ottimale della fase di pre-pendolamento e aumenta gradualmente la resistenza alla flessione per decelerare la flessione del ginocchio per la fase iniziale di oscillazione. La resistenza all'estensione della fase di oscillazione si riduce al minimo per permettere il movimento pendolare della gamba durante la fase centrale dell'oscillazione e poi aumenta per frenare progressivamente il movimento di estensione durante l'ultima fase di oscillazione.

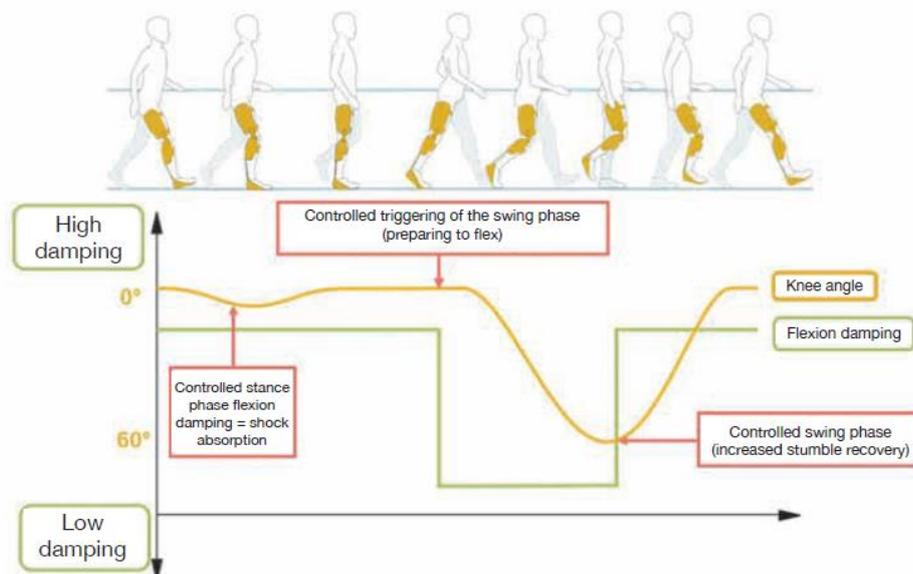


Figura 3.2 Angolo di ginocchio e smorzamento a flessione [9]

Questa ortesi è indicata per pazienti con paresi delle gambe, paralisi flaccida o instabilità del ginocchio che non sono in grado di controllare l'estensione del ginocchio durante la fase di appoggio,

come ad esempio pazienti reduci da poliomielite, paresi traumatica, paraplegia incompleta (lesione tra L1 e L5) e sostituzione fallita dell'articolazione del ginocchio.

Alcuni requisiti minimi necessari devono essere soddisfatti:

- Il paziente deve essere in grado di stabilizzare completamente il busto.
- Il paziente deve riuscire a stare in piedi liberamente.
- La forza muscolare degli estensori e dei flessori dell'anca deve permettere l'oscillazione controllata della gamba interessata.

Vi sono inoltre alcuni limiti:

- Il paziente deve avere un peso massimo di 120 kg.
- Viene accettata un'eterometria massima di 15 cm e un valgismo/varismo massimo di 10°.
- Il limite massimo di flessione strutturata di anca e/o ginocchio è di 10°.
- L'instabilità del tronco e eventuali ortoprotesi devono essere assenti.
- L'ipertono e la spasticità devono essere assenti o lievi e controllabili con farmaci.

Nella figura 3.2 sono raffigurati i passi da seguire per ottenere un'ortesi C-Brace:

1. Valutazione qualitativa della forza muscolare residua.  
Vengono analizzati i muscoli flessori ed estensori di ginocchio, caviglia e anca e i glutei utilizzando una scala di valutazione empirica, sviluppata dal Medical Research Council (MRC) del Regno Unito. Essa permette di assegnare un valore da 0, in cui si ha assenza di contrazione, a 5, in cui si ha la piena forza del muscolo. In particolare, il gluteo deve permettere la posizione eretta appoggiandosi a due parallele per deambulazione, e l'ileo-psoas deve avere un valore di almeno 3 nella scala MRC, corrispondente alla capacità di movimento contro gravità, ma non contro resistenza.
2. Prova di utilizzo statico e dinamico indossando il Diagnostic Trial Orthosis (DTO).  
Utilizzando una versione di prova del dispositivo è possibile effettuare una valutazione di benefici e controindicazioni prima della costruzione del dispositivo su misura del paziente.
3. Prova di utilizzo statico indossando l'ortesi di test.  
Dopo aver appurato che il paziente è idoneo all'utilizzo del C-Brace, viene effettuata una scansione della gamba del paziente mediante l'applicazione Captevia. La scansione viene poi lavorata mediante il software Cube di Rodin4D: viene effettuata una pulitura, seguita da una ricerca di un modello da libreria e dall'ottenimento delle misure antropometriche e dei centri articolari, i quali saranno evidenziati nel modello. Questo procedimento viene effettuato per creare un modello positivo in poliuretano dell'arto, sul quale viene costruito un dispositivo di test in un materiale termoplastico trasparente (copoliestere). Si tratta di un tutore su misura del paziente a valve con ginocchio bloccato e articolazione a ponte. Esso si utilizza per trovare la condizione ideale di statica: si valutano l'asse di carico e la corrispondenza tra morfologia dell'arto e tutore. Si ricerca il perfetto allineamento regolando con una brugola l'articolazione tibio-tarsica ad assetto variabile, fino ad ottenere la completa estensione del ginocchio. Si avrà una conferma di allineamento nel momento in cui, sbloccando l'articolazione a ponte del ginocchio, il paziente non si muove.
4. Costruzione del dispositivo definitivo su misura.  
Si effettuano lavorazioni a partire dal dispositivo di test e si ottiene il C-Brace in fibra di carbonio, il quale viene sottoposto a test di resistenza e verifica degli assi. Il tecnico utilizza la C-Brace Setup App per configurare il sistema in base alle esigenze del paziente.



*Figura 3.3 Procedimento di costruzione del C-Brace*

Le impostazioni del ginocchio meccatronico possono essere regolate tramite due applicazioni da scaricare sul cellulare: la prima è usata dal tecnico in fase di consegna del dispositivo (C-Brace Setup app), la seconda viene scaricata sul cellulare del paziente per scegliere le modalità di utilizzo (Cockpit app). L'applicazione del tecnico viene utilizzata anche per regolare le impostazioni del DTO durante le prove statiche e dinamiche preliminari.

### **3.2.1 Diagnostic Trial Orthosis**

Il C-Brace rappresenta un tutore innovativo per diversi motivi: uno tra questi è la possibilità di effettuare una verifica del possibile utilizzo dell'ortesi mediante l'impiego di una versione di prova, il Diagnostic Trial Orthosis (DTO). In precedenza, non è mai stato possibile provare un tutore KAFO prima che fosse costruito su misura del paziente: in questo modo è possibile valutare la presenza dei requisiti necessari per l'utilizzo dell'ortesi ed eventuali limiti che possono inficiarne l'impiego.

Il DTO è costituito da una struttura unilaterale con due valvole in carbonio e un supporto su cui appoggiare la scarpa, come è possibile vedere nella Figura 3.3. Il supporto del piede è composto da una matrice polimerica di carbonio impregnato che accumula energia quando sollecitato e ne restituisce circa il 30% in fase di stacco. Se necessario, viene indossato un sandalino sotto la scarpa dell'arto controlaterale per equilibrare la lunghezza degli arti. La struttura unilaterale è formata da due aste che sostengono la coscia e la gamba: sul piano sagittale le aste vengono posizionate sulla mezzeria del segmento tibiale e della coscia. Si calcola il centro di rotazione del ginocchio a circa 1 cm dal centro articolare e si centra mediante un laser presente sul ginocchio elettronico. Sul piano frontale, i segmenti sono allineati con un'extra rotazione del piede fino a 7° per garantire un migliore appoggio.

A causa del peso delle aste laterali che sostengono la coscia e la gamba, il DTO raggiunge un peso di 9 kg, tre volte il dispositivo definitivo.



Figura 3.4 Diagnostic Trial Orthosis (DTO)

La vestizione con il DTO consiste nell'adattare l'ortesi al soggetto: sono disponibili tre diverse misure delle valve di coscia e di gamba ed è possibile inserire un'imbottitura per renderle più confortevoli. L'asta inferiore corrispondente al segmento gamba è graduata in modo da poter regolare la distanza del centro di rotazione del ginocchio dal terreno. Durante l'adattamento del tutore al paziente, bisogna assicurarsi che il montante laterale sia il più possibile perpendicolare al pavimento.

L'applicazione C-Brace Setup utilizzata dal tecnico prevede sei schermate di lavoro:

- Patient data: si inseriscono i parametri del paziente, quali peso, altezza, angolo di ginocchio sul piano sagittale e frontale e braccio di leva dal suolo al centro di rotazione del ginocchio.
- Calibration: si fa una calibrazione statica del dispositivo nel momento in cui il paziente è eretto in posizione statica.
- Stance phase: si fa una prova in fase statica, provando il movimento di seduta e stabilendo il giusto valore di resistenza a flessione del ginocchio per questa fase. È possibile attivare il comando “Blocco intuitivo”, che permette di fissare l'angolo di ginocchio mantenendo una posizione con ginocchio flesso (maggiore di 5°) per circa due secondi; esso si può sbloccare semplicemente riposizionando la gamba. Inoltre, si può attivare la modalità di risparmio energetico e la funzione di seduta per ridurre la resistenza a flessione ed estensione quando l'unità articolare si trova in posizione seduta.
- Optimisation for walking on level surfaces: il paziente utilizza la camminata assistita dal dispositivo e viene variata la resistenza a flessione ed estensione e l'angolo di oscillazione del ginocchio fino a trovare i parametri che permettono una camminata più fluida e sicura. È inoltre possibile attivare il feedback acustico che segnala un giusto inizio della fase di swing, utile per il paziente e per i terapisti per verificare che la camminata sia corretta.
- MyModes: è possibile scegliere la modalità da utilizzare.
  1. Basic Mode: modalità C-Brace regolata dai parametri impostati nella schermata precedente.
  2. Training Mode: modalità SCO, ovvero ginocchio bloccato con rilascio nella fase di oscillazione. È necessario estendere completamente il ginocchio per sbloccare l'articolazione.
  3. Freeze Position: modalità di blocco del ginocchio in una posizione richiesta.
  4. User Defined: modalità con valori di resistenza a flessione personalizzati per il paziente. Viene utilizzata per esempio per andare in bicicletta o in cyclette.
- General settings: impostazioni acustiche e di resistenza a flessione in modalità di sicurezza.
- Configuration of Cockpit app: per effettuare l'accoppiamento tra l'applicazione del paziente e il tutore definitivo.

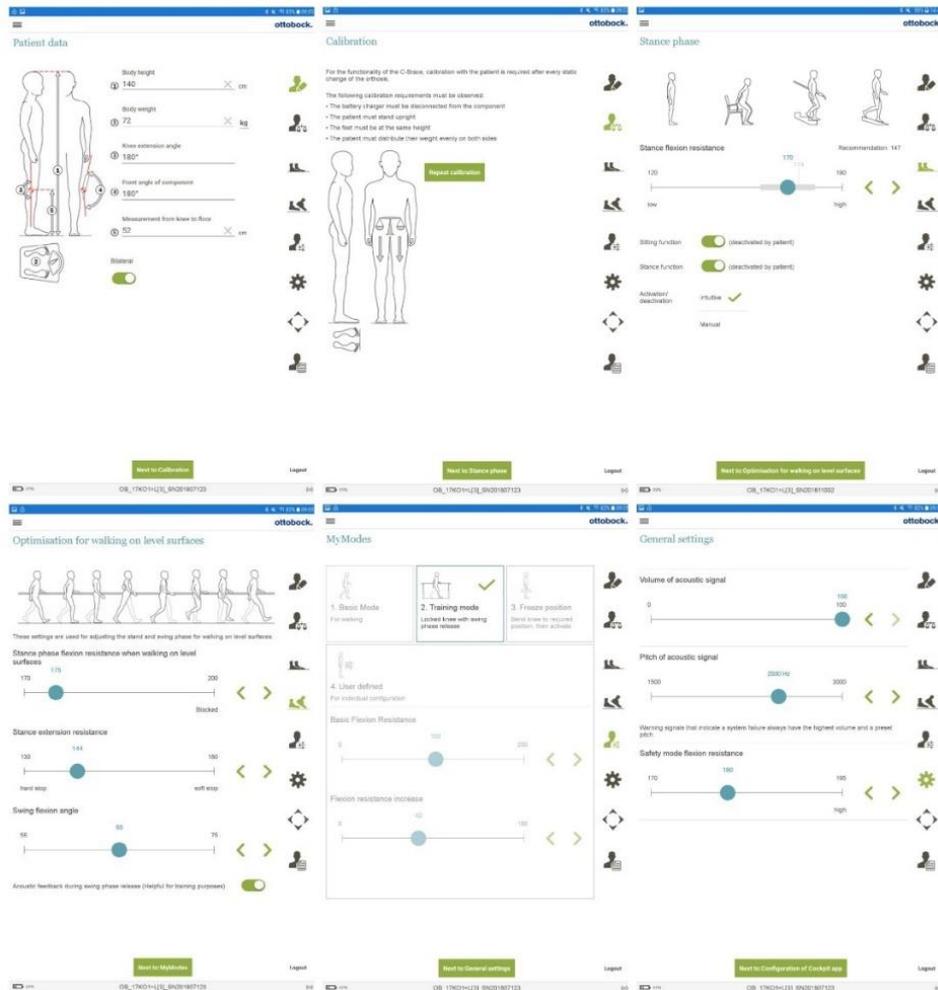


Figura 3.5 C-Brace Setup App [10]

Il DTO permette quindi di testare le potenzialità del tutore C-Brace in anticipo rispetto alla creazione del dispositivo su misura: utilizzando le tre modalità il paziente può identificare quale di queste permetta un cammino più sicuro e fluido. Spesso, un paziente non è in grado di utilizzare la modalità SCO, ma al contrario si trova a suo agio con la modalità C-Brace: questo accade a causa degli angoli di estensione di ginocchio e caviglia richiesti per sbloccare l'articolazione, i quali non sono naturali e quindi facili da raggiungere.

Un paziente abituato all'utilizzo di un tutore a ginocchio bloccato fa più fatica a prendere dimestichezza con il C-Brace, in quanto la flessione del ginocchio lo rende insicuro e porta ad una sensazione di caduta. Al contrario, un paziente precedentemente portatore di tutore di tipo SCO è avvantaggiato nell'uso del dispositivo a controllo elettronico grazie alla familiarità con la fase di oscillazione libera.

## 4. MATERIALI E METODI

### 4.1 Strumentazione

L'analisi del cammino prevista per le prove è stata effettuata utilizzando il sistema di analisi del cammino presso il Laboratorio di analisi del movimento del PolitoBIOMed Lab del Politecnico di Torino.

Il sistema di acquisizione dati utilizzato è Vicon Nexus 2.9, costituito da 12 telecamere ad infrarosso (modello Vero 2.2), tre telecamere video Vue per il tracking dei markers riflettenti e da un software di acquisizione ed elaborazione dei dati (software Nexus).

Il laboratorio è inoltre dotato di due pedane di forza (modello OR6-7, AMTI), ognuna delle quali comprende un amplificatore di segnali per mandare direttamente gli output al software di gestione delle telecamere (Nexus). Nexus è uno strumento di modellazione e elaborazione dati per l'analisi del movimento: fornisce dati precisi e ripetibili risultanti da modelli clinicamente validati.

Le pedane sono progettate per misurare le forze di reazione del terreno nelle tre componenti ortogonali della forza lungo gli assi x,y e z, i momenti attorno ai tre assi e la posizione del centro di pressione, per un totale di otto output, mediante l'utilizzo di quattro celle di carico.

Come si può vedere nella Figura 4.1 **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**, il software riconosce le due pedane di forza e tramite l'acquisizione delle forze di reazione del terreno e calcola i momenti e le potenze attorno alle articolazioni. Le telecamere hanno una frequenza di campionamento di 100 Hz e le pedane di 1000 Hz.

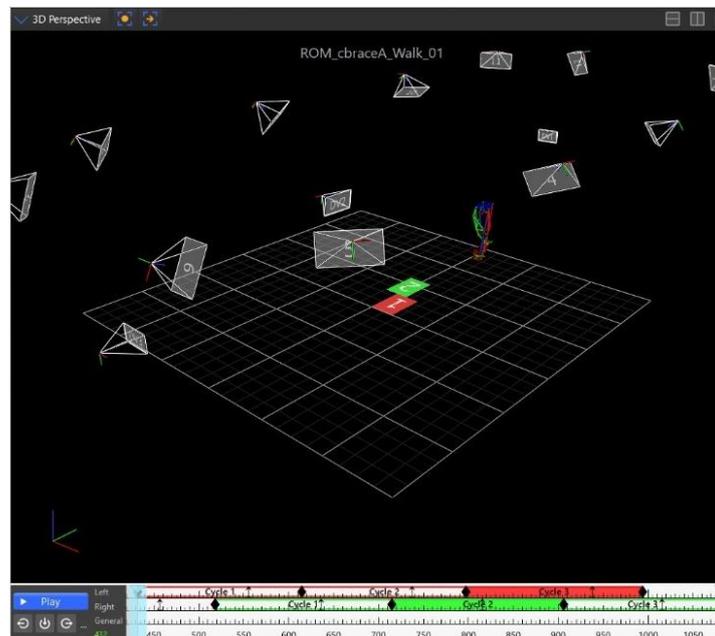


Figura 4.1 3D Perspective Vicon Nexus2.9

Gli output ottenuti tramite Nexus sono disponibili in formato C3D oppure CSV. Per lavorare i parametri biomeccanici della camminata è stato utilizzato il modello Plug-in Gait: si tratta di un'implementazione Vicon del modello Conventional Gait, che fornisce una modellazione cinematica e cinetica dell'intero corpo basandosi sul modello di andatura Newington-Helen Hayes [11]. Vicon Nexus include il set di markers predefinito per questo modello e le pipeline necessarie per consentire di produrre output della cinematica e della cinetica articolare per l'analisi dell'andatura. Il modello utilizza tre o più punti per definire ogni segmento e calcola direttamente i

centri articolari del modello cinematico dalle posizioni misurate dei markers, fotogramma per fotogramma.

Per descrivere il modello della parte inferiore del corpo in esame sono stati utilizzati 18 markers: 16 markers appartengono al protocollo Plug-In Gait Lower Body e 2 markers sono stati aggiunti per risolvere il problema del posizionamento di alcuni markers causato dalla struttura del tutore. Infatti, i markers laterali della gamba portante ortesi risultano coperti o impossibili da posizionare. Per questo motivo sono stati posizionati sull'ortesi e sono stati aggiunti due markers mediali per poter ottenere in post-processing la posizione originale anatomica dei markers coscia, ginocchio, tibia e malleolo. Nella Tabella 4.1 sono elencati i markers utilizzati durante le prove.

Il marker RKNEM è utilizzato per ricavare l'asse di flessione-estensione del ginocchio portante ortesi e ricalcolare la posizione originale dei marker RKNE e RTHI. Allo stesso modo, il marker RMM è utilizzato per ricavare l'asse transmalleolare della caviglia portante ortesi e la posizione dei marker RANK e RTIB.

Il lavoro di post-processing è stato effettuato utilizzando i software Nexus, Procalc e MATLAB. Procalc è un'applicazione visiva per creare modelli cinematici personalizzati, variabili e calcoli di eventi utilizzando i file di prova C3D ed è stato impiegato per creare i Modeled Markers per modificare la posizione dei markers collocati sull'ortesi. Le variabili e gli eventi calcolati in ProCalc possono essere riscritti nel file C3D, in modo da poter essere riutilizzati con Nexus, o esportati in formato .csv. MATLAB è una piattaforma di programmazione e calcolo numerico in grado di leggere file .xlsx e .csv: è stata utilizzata per spostare la posizione dei markers collocati sopra al tutore fino ai Modeled Markers ottenuti tramite Procalc.

*Tabella 4.1 Nomi e posizioni dei marker utilizzati nelle prove*

LASI-RASI	Spina iliaca superiore anteriore sinistra e destra.
LPSI-RPSI	Spina iliaca posteriore superiore sinistra e destra (immediatamente sotto le articolazioni sacro-iliache, nel punto in cui la spina dorsale si unisce al bacino).
LTHI-RTHI	Superficie laterale a 1/3 inferiore della coscia sinistra e superiore destra.
LKNE-RKNE	Asse di flessione-estensione del ginocchio sinistro e destro laterale.
LTIB-RTIB	Superficie laterale a 1/3 inferiore della gamba sinistra e superiore destra.
LANK-RANK	Malleolo laterale lungo una linea immaginaria che passa attraverso l'asse transmalleolare.
LHEE-RHEE	Calcagno alla stessa altezza sopra la superficie plantare del piede del marcatore del dito.
LTOE-RTOE	Seconda testa metatarsale.
RKNEM	Asse di flessione-estensione del ginocchio destro mediale.
RMM	Malleolo mediale destro lungo una linea immaginaria che passa attraverso l'asse transmalleolare.

## 4.2 Definizione del protocollo sperimentale

1. Misurazioni antropometriche del soggetto: misurare altezza, peso, distanza del centro di rotazione del ginocchio dal terreno, lunghezza della gamba e larghezza di caviglia e ginocchio.
2. Accensione e calibrazione dinamica del sistema optoelettronico Vicon Nexus: muovere la bacchetta di calibrazione (Active Wand) in fibra di carbonio avente markers posti a distanze note in modo da calibrare le telecamere.
3. Calibrazione statica del sistema optoelettronico Vicon Nexus: posizionare l'Active Wand al centro del volume che si intende calibrare per identificare il sistema di riferimento assoluto del laboratorio.
4. Posizionamento dei markers secondo il protocollo Plug-in Gait Lower Body: posizionare 16 markers secondo il protocollo Plug-in Gait Lower Body e 2 marker aggiuntivi sulla superficie corporea del soggetto mediante nastro biadesivo.
5. ROM trial calibration: effettuare una calibrazione dinamica del soggetto mantenendo per qualche secondo la posizione del motociclista e successivamente muovendo le articolazioni nel loro range di movimento.
6. Acquisizione del cammino: chiedere al soggetto di camminare ad una velocità a scelta nel modo più naturale possibile e di appoggiare i piedi sulle due pedane. Effettuare quattro prove di cammino nel volume di lavoro.
7. Rimozione dei markers: rimuovere i markers nelle aree di eventuale contatto con il Diagnostic Trial Orthosis, mantenendo per ogni marker rimosso un riferimento della posizione mediante nastro adesivo di carta.
8. Vestizione del soggetto con il DTO: adattare l'ortesi di prova al soggetto ed effettuare la calibrazione del dispositivo. Coprire eventuali parti metalliche e riflettenti mediante l'utilizzo di nastro adesivo di carta.
9. Posizionamento dei markers secondo il protocollo Plug-in Gait Lower Body: posizionare 16 markers secondo il protocollo Plug-in Gait Lower Body e 2 marker aggiuntivi sulla superficie corporea del soggetto se possibile, altrimenti sul tutore. Misurare eventuali scostamenti delle posizioni dei markers dal modello senza tutore.
10. Misurazioni antropometriche del soggetto: misurare altezza, peso, distanza del centro di rotazione del ginocchio dal terreno, lunghezza della gamba e larghezza di caviglia e ginocchio del soggetto indossante l'ortesi.
11. Acquisizione dinamica indossando il tutore a ginocchio bloccato (vedi 6): impostare la modalità Freeze Position del DTO con ginocchio esteso.
12. Impostazione della resistenza a flessione migliore per un cammino ottimale del soggetto: permettere al soggetto di valutare quale resistenza a flessione consente un cammino più simile a quello normale e di adattarsi alla nuova modalità di cammino.
13. Acquisizione dinamica indossando il tutore con resistenza ottimale (vedi 6)
14. Rimozione dei markers e svestizione.

## 4.3 Descrizione delle prove

Il soggetto delle prove è una ragazza sana di 25 anni. Il soggetto dichiara di ritenere la gamba destra più forte e più sicura: per questo motivo si è scelto di montare il tutore sull'arto destro.

Per eseguire la calibrazione delle telecamere viene utilizzata l'Active Wand: agitando la bacchetta nell'area dove si intende catturare i dati 3D, viene descritto il volume di acquisizione al sistema e creato un file di parametri di calibrazione. Durante la calibrazione, ogni telecamera lampeggia mentre vengono registrati i fotogrammi validi in cui l'intera bacchetta è visibile. Quando la luce

diventa verde, la telecamera ha raccolto abbastanza dati per essere calibrata con successo, ovvero di solito 1.000 fotogrammi di dati validi della bacchetta.

Il passo precedente alla calibrazione del soggetto consiste nell'impostare l'origine del volume di cattura: posizionando la bacchetta di calibrazione sul pavimento in un angolo di una pedana di forza si definiscono la posizione e l'orientamento dell'origine del sistema di coordinate globali. Anche in questo caso, quando le coordinate sono state impostate con successo viene salvato un file di calibrazione.

Prima di catturare ed elaborare le prove, è necessario creare una struttura gerarchica per memorizzare e gestire tutti i dati associati alla prova. È stata aggiunta una cartella di primo livello "C-Brace", seguita da una nuova cartella "Soggetto" e da una cartella per la nuova sessione di prova denominata "ProvaSperimentale". All'interno di questa sessione sono stati creati i soggetti "GG" e "GG\_cbrace", rispettivamente per le prove senza e con il tutore.

Nella Tabella 4.2 sono riportate le misure antropometriche richieste dal Plug-in Gait che sono state misurate e inserite nel software Nexus durante la creazione del soggetto "GG", mostrato nella Figura 4.2. Queste sono utilizzate per calcolare le posizioni dei centri di articolazione e devono essere inserite prima che qualsiasi modellazione possa avere luogo.

Tabella 4.2 Misure antropometriche del soggetto senza ausilio

Peso	63 kg	
Altezza	1640 mm	
Lunghezza gamba sinistra	830 mm	Misurazione da LASIS a malleolo mediale sinistro.
Larghezza ginocchio sinistro	140 mm	Misurazione lungo l'asse di flessione-estensione del ginocchio.
Larghezza caviglia sinistra	82 mm	Misurazione lungo l'asse transmalleolare sinistro.
Lunghezza gamba destra	825 mm	Misurazione da RASIS a malleolo mediale destro.
Larghezza ginocchio destro	143 mm	Misurazione lungo l'asse di flessione-estensione del ginocchio destro.
Larghezza caviglia destra	83 mm	Misurazione lungo l'asse transmalleolare destro.

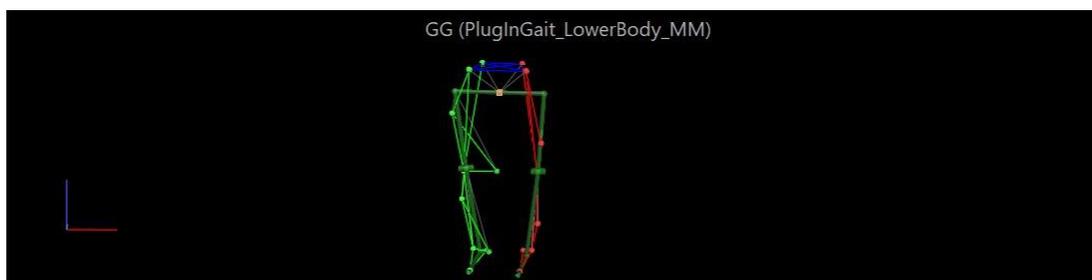


Figura 4.2 Soggetto "GG"

Successivamente, sono stati collocati i markers sul soggetto nelle posizioni precedentemente illustrate nella Tabella 4.1, come si può vedere nella figura Figura 4.3 **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**, ed è stata eseguita la “ROM (Range Of Motion) Trial Calibration”: per consentire a Nexus di fornire una migliore etichettatura automatica dei markers, si inizia con un’acquisizione in cui per alcuni secondi il soggetto è statico nella posa del “motociclista” (come se tenesse il manubrio di una moto, con braccia in avanti e gomiti piegati) e poi muove ogni articolazione nel loro range di movimento.



Figura 4.3 Posizionamento dei markers sul soggetto

La prova viene processata seguendo i passaggi che saranno poi eseguiti per tutte le prove dinamiche successive:

1. Ricostruire i markers riconosciuti durante la prova utilizzando la funzione “Reconstruct” (Figura 4.4).

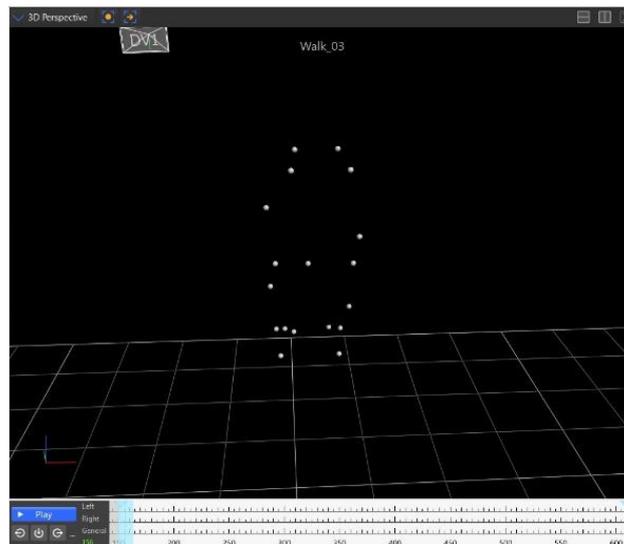


Figura 4.4 Funzione “Reconstruct”

2. Verificare che tutti i markers siano visibili ed eseguire la pipeline “Auto Initialize Labeling” per permettere a Nexus di etichettarli automaticamente (Figura 4.5). Nel caso ci fossero problemi di etichettatura, procedere manualmente. Questo flusso di lavoro calibra sia le lunghezze delle ossa che le posizioni dei markers da un singolo fotogramma. È diviso in tre operazioni: “Autolabel Static” per etichettare la prova, “Scale Subject VSK” per scalare il soggetto come il

modello e “Static Skeleton Calibration - Markers Only” per spostare le coordinate dei markers nelle posizioni corrette dei segmenti.

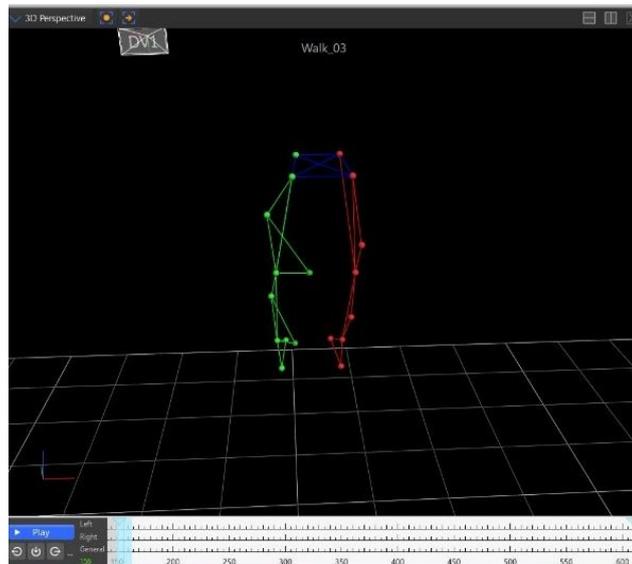


Figura 4.5 Pipeline "Auto Initialize Labeling"

3. Verificare nella schermata “Quality” che i markers siano stati tutti riconosciuti e che non ci siano delle lacune nelle traiettorie. Eventuali lacune possono essere riempite automaticamente con la funzione “Auto Gap Fill” oppure manualmente nel Label/Edit Tools. In questo pannello vengono elencate le traiettorie che contengono degli spazi vuoti nell’intervallo di fotogrammi acquisito ed è possibile scegliere lo strumento di riempimento appropriato: è possibile eseguire un’interpolazione cubica, utilizzare una traiettoria simile a quella in analisi da cui copiare il percorso del marker o usare le informazioni del modello scheletrico utilizzato.
4. Eseguire la funzione “Functional Skeleton Calibration”, la quale utilizza esegue due algoritmi: il primo ottimizza i parametri dei segmenti dello scheletro e dei markers, cercando di ottenere delle posizioni dei markers dello scheletro il più possibile vicine alle ricostruzioni etichettate cambiando gli angoli delle articolazioni, le pose dei segmenti e le posizioni dei markers; il secondo calcola le statistiche delle articolazioni e dei markers. Le statistiche delle articolazioni descrivono l’aspettativa di movimento di una particolare articolazione; le statistiche dei markers forniscono informazioni su quanto movimento dei tessuti molli è previsto.

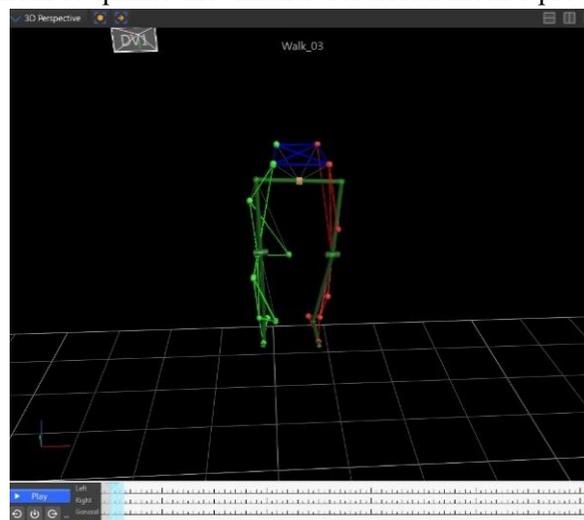


Figura 4.6 Funzione "Functional Skeleton Calibration"

- Eseguire la pipeline “Plug-in Gait Static” per completare la calibrazione ed ottenere gli outputs cinematici basati sulle posizioni misurate dei markers.

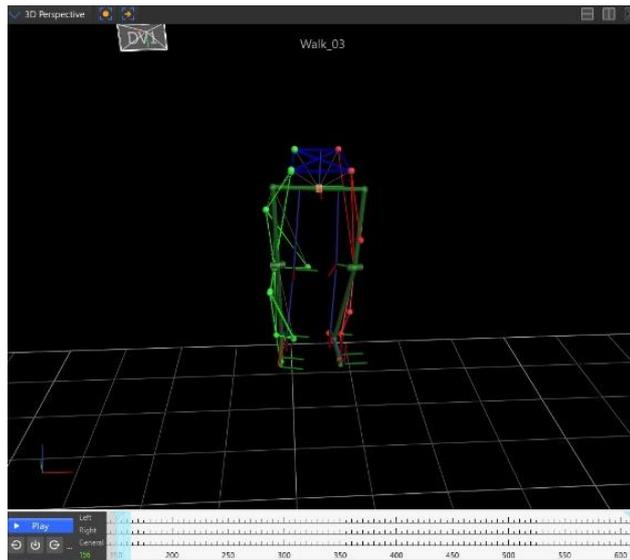


Figura 4.7 Pipeline "Plug-in Gait Static"

Durante la giornata in laboratorio sono state effettuate quattro acquisizioni per ogni modalità di cammino: la prima prova è stata effettuata senza ausilio e il soggetto ha camminato ad una velocità a scelta nel modo più naturale possibile appoggiando un piede per volta sulle pedane di forza. Successivamente, si è proceduto alla rimozione dei markers collocati in aree di possibile contatto con l’ortesi, mantenendone segnate le posizioni con del nastro adesivo di carta: coscia destra, ginocchio destro laterale, tibia destra e malleolo destro laterale. Dopo la vestizione del DTO e del sandalino nell’arto controlaterale, sono state effettuate nuovamente le misure antropometriche relative all’arto portante tutore ed è stato creato un nuovo soggetto denominato “GG\_cbrace”. Nella Tabella 4.3 sono riportate le nuove misure inserite e nella Figura 4.8 è mostrato il nuovo soggetto creato.

Tabella 4.3 Misure antropometriche del soggetto indossante tutore.

Peso	72 kg
Altezza	1640 mm
Larghezza ginocchio destro	255 mm
Larghezza caviglia destra	132 mm

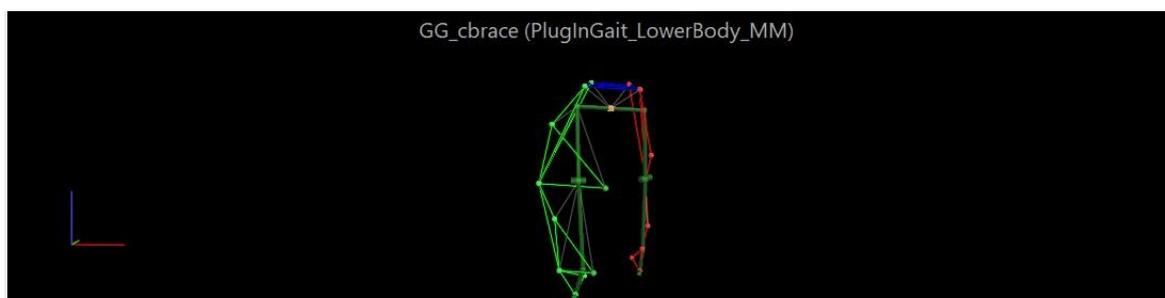


Figura 4.8 Soggetto "GG\_cbrace"

Dopo aver collocato i markers sulla struttura dell'ortesi, utilizzando un metro sono stati misurati gli offset rispetto al posizionamento durante le prime prove senza ausilio, come si può vedere nella Tabella 4.4. Si è inoltre proceduto alla copertura delle possibili parti riflettenti del tutore mediante un nastro adesivo di carta, come si può vedere nella Figura 4.9.

Tabella 4.4 Offset dei marker spostati dopo la vestizione del tutore

RTHI	60 mm
RKNE	136 mm
RTIB	65 mm
RANK	71 mm



Figura 4.9 Posizionamento dei markers sul soggetto con ausilio

Utilizzando un tablet si è proceduto all'adattamento dell'ortesi al soggetto tramite l'applicazione C-Brace Setup destinata ai tecnici dell'azienda Ottobock. Nella Tabella 4.5 sono riportati i parametri impostati sull'applicazione.

Tabella 4.5 C-Brace Setup App – Patient data

Peso	63 kg
Altezza	164 cm
Angolo di ginocchio sul piano sagittale	180°
Angolo di ginocchio sul piano frontale (valgismo-varismo)	178°
Distanza del centro di rotazione del ginocchio dal pavimento	52 cm

Dopo la vestizione e la calibrazione del tutore, si è potuto procedere con la ricerca della resistenza a flessione ottimale per permettere dei movimenti fluidi e sicuri. Sono state effettuate delle prove di

seduta su uno sgabello per stabilire la migliore resistenza in fase statica: come si può vedere nella Figura 4.10, è stato impostato un valore circa a metà tra il valore massimo e il valore minimo.

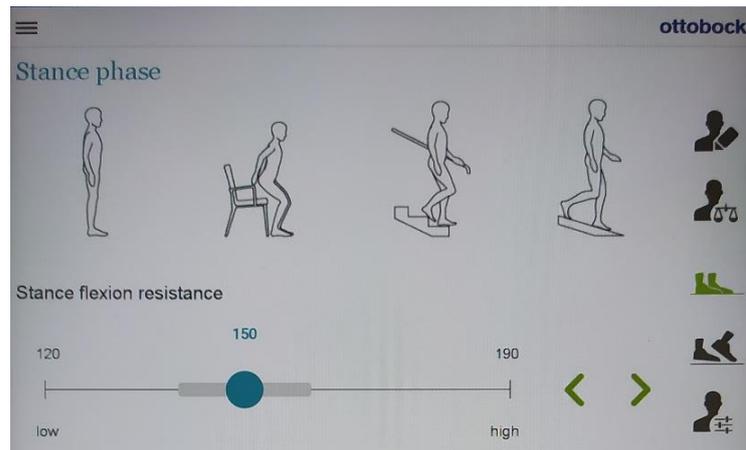


Figura 4.10 C-Brace Setup App - Stance phase

Lo stesso procedimento è stato effettuato per la ricerca della resistenza ottimale a flessione ed estensione e per l'angolo di oscillazione durante il cammino su una superficie piana: è stato chiesto al soggetto di camminare e di scegliere la resistenza con cui la deambulazione risultava più fluido e naturale. Anche in questo caso sono stati preferiti dei valori intermedi, come si può vedere nella Figura 4.11.

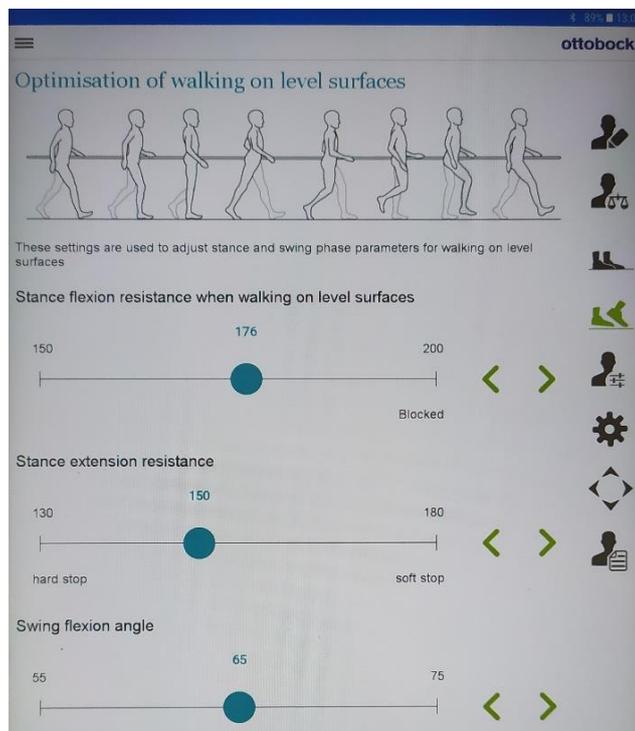


Figura 4.11 C-Brace Setup App - Optimisation of walking on level surfaces

Dopo aver lasciato al soggetto una decina di minuti per abituarsi al cammino con il tutore in modalità BasicMode, è stata effettuata la "ROM Trial Calibration" e quattro acquisizioni di un cammino il più naturale possibile, con posizionamento dei piedi sulle pedane di forza.

Successivamente, il ginocchio della gamba portante ausilio è stato bloccato in estensione nella modalità FreezePosition per simulare un'ortesi a ginocchio bloccato e sono state fatte quattro acquisizioni con gli stessi suggerimenti dati per le prove precedenti.

## 4.4 Elaborazione dati

I dati acquisiti durante le prove in laboratorio sono stati processati utilizzando i software Nexus, Procalc e MATLAB precedentemente descritti.

### 4.4.1 Prove senza ausilio

In primo luogo, si è utilizzato Nexus per analizzare le prove senza ausilio seguendo il procedimento descritto nel Paragrafo 4.3. In particolare, la pipeline “Plug-in Gait Static” permette di ottenere i parametri cinematici delle prove: i modelli cinematici sono responsabili delle definizioni dei segmenti del corpo rigido e dei calcoli degli angoli di articolazione tra questi segmenti.

La direzione generale del soggetto che cammina nel sistema di coordinate globali viene trovata guardando la prima e l'ultima posizione valida del marcatore LASI. Lo spostamento X viene confrontato con lo spostamento Y. Se lo spostamento X è più grande, si ritiene che il soggetto abbia camminato lungo l'asse X in modo positivo o negativo, a seconda del segno dello spostamento X. Altrimenti, viene scelto l'asse Y. Queste direzioni sono utilizzate per definire una matrice di sistema di coordinate (simile alla definizione di un segmento) denominata ProgressionFrame.

Il Plug-in Gait utilizza il modello di Newington-Cage per determinare le posizioni dei centri articolari dell'anca nel segmento del bacino. La distanza interAsis è calcolata come il valore tra i marcatori della spina iliaca sinistra (LASI) e destra (RASIS). Le distanze dall'Asis al trocantere sono calcolate indipendentemente per ogni gamba, utilizzando la seguente formula:

$$AsisTrocanDist = 0.1288 * LegLength - 48.56$$

I centri di articolazione di anca (LHJC e RHJC) sono calcolati come segue:

$$C = MeanLegLength * 0.115 - 15.3$$

$$X = C * \cos(\theta) * \sin(\beta) - (AsisTrocanDist + mm) * \cos(\beta)$$

$$Y = -(C * \sin(\theta) - aa)$$

$$Z = -C * \cos(\theta) * \cos(\beta) - (AsisTrocanDist + mm) * \sin(\beta)$$

Dove aa è la distanza interAsis, mm è il raggio dei markers, theta è scelta come 0.5 radianti e beta come 0.314 radianti.

Per definire i centri articolari di caviglia e ginocchio, il modello Plug-in Gait utilizza la funzione corda. Un piano è definito da tre punti: un centro articolare precedentemente calcolato, il centro articolare richiesto e la posizione del marker posto ad una distanza nota, come mostrato nella Figura 4.12. Un centro articolare, per poter essere calcolato, deve essere posto ad una distanza nota dal marker corrispondente. Tale distanza è definita come “Offset del centro articolare” e può essere calcolata aggiungendo metà della larghezza dell'articolazione in esame e il diametro dei markers dell'articolazione. Una versione modificata della funzione calcola la posizione del centro articolare richiesta quando il marker è ruotato fuori dal piano di un angolo noto intorno all'asse centrale dell'articolazione stessa.

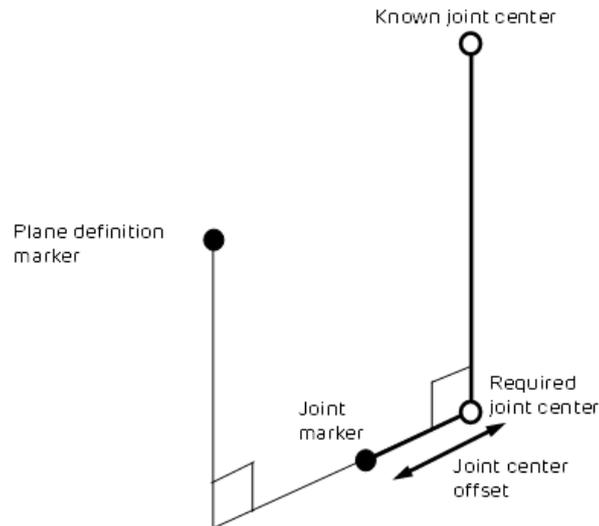


Figura 4.12 Relazione geometrica tra due centri articolari successivi e relativi markers [11]

Come mostrato nella Figura 4.13, il centro articolare di ginocchio (KJC) è determinato usando la funzione corda modificata, dalla posizione globale dell'HJC, il marker della coscia (THI) e il marker del ginocchio (KNE), insieme all'offset del ginocchio (KO) e all'angolo di offset del marker della coscia. È trovato in modo tale che il marker KNE sia ad una distanza di KO dal KJC, in una direzione perpendicolare alla linea che va dall'HJC al KJC. Si trova anche in modo tale che l'angolo tra la linea KJC-KNE e la linea KJC-THI, proiettata su un piano perpendicolare alla linea HJC-KJC, sia uguale all'angolo di offset della coscia. C'è solo una posizione che soddisfa entrambe le condizioni.

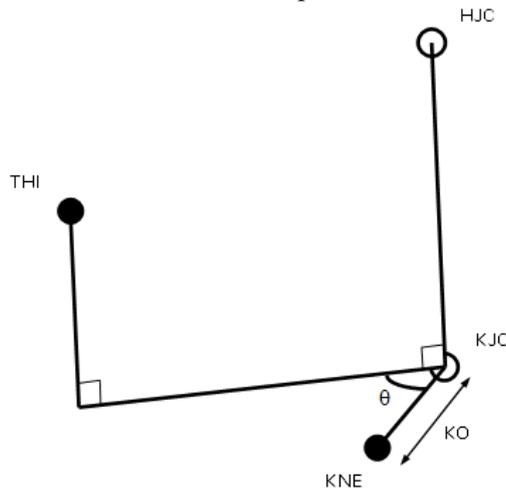


Figura 4.13 Relazione geometrica tra KJC e HJC

Il centro dell'articolazione della caviglia (AJC) è calcolato dal centro dell'articolazione del ginocchio (KJC), dal marker della tibia (TIB) e dal marker della caviglia (ANK), usando l'offset di caviglia (AO) e un angolo di offset di rotazione del marker della tibia. Come riportato dalla Figura 4.14, il centro articolare della caviglia si trova alla distanza di offset dal marker della caviglia, e l'angolo tra il piano KJC-AJC-ANK e il piano KJC-AJC-TIB è uguale all'angolo di offset della tibia.

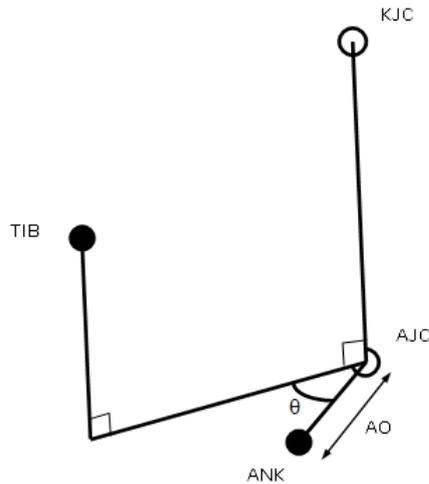


Figura 4.14 Relazione geometrica tra AJC e KJC

In generale, le direzioni di tre assi sono definite utilizzando due direzioni derivate dai dati dei markers. Una di queste direzioni viene presa come direzione dominante o principale e utilizzata per definire direttamente uno degli assi nel segmento. La seconda direzione è dipendente dalla prima e viene usata con la prima direzione per definire un piano. Il terzo asse del segmento è considerato perpendicolare a questo piano. Poi si può trovare il secondo asse, il quale è perpendicolare sia al primo che al terzo asse.

Alcuni segmenti corporei, come il piede, vengono definiti in modo diverso a seconda che la prova sia statica o dinamica. Allo stesso modo, segmenti come la tibia sono sottoposti ad una torsione che comporta il calcolo di due segmenti diversi.

I sistemi di coordinate dei segmenti corporei sono definiti come segue:

- L'origine del sistema del bacino scelta è il punto medio tra i markers ASIS e l'asse dominante, presa come asse Y, è la direzione da RASI a LASI. La direzione secondaria va dal punto medio tra i markers RPSI e LPSI a RASI. L'asse Z è verso l'altro, perpendicolarmente al piano ottenuto dalle prime due direzioni.
- L'origine del femore è presa come centro dell'articolazione del ginocchio. L'asse Z primario scelto va da KJC a HJC. L'asse secondario è preso parallelo alla linea che va dal centro dell'articolazione del ginocchio al marker del ginocchio. Sia per il femore sinistro che per quello destro, l'asse Y è diretto verso la sinistra del soggetto. L'asse X per entrambi i femori è quindi diretto in avanti rispetto al ginocchio.
- Una tibia sottoposta a torsione è definita con l'origine nel centro articolare di caviglia, l'asse Z nella direzione dall'AJC al KJC, l'asse Y verso sinistra lungo la linea tra l'AJC e il marker ANK, e l'asse X generalmente in avanti. Questo rappresenta l'estremità distale della tibia.

La tibia scarica viene definita ruotando gli assi X e Y della tibia sottoposta a torsione intorno all'asse Z. Questo rappresenta l'estremità prossimale e viene utilizzato per calcolare gli angoli dell'articolazione del ginocchio.

- Per entrambi i segmenti del piede, l'AJC è usato come origine. Nella prova statica, il segmento principale del piede è costruito usando la linea TOE-HEE come asse primario ed è preso come asse Z. La direzione dell'asse Y dalla tibia non distorta è usata per definire l'asse Y secondario. L'asse X punta quindi verso il basso e l'asse Y verso sinistra. Si costruisce un secondo segmento di piede, usando la TOE-AJC come asse primario, e di nuovo l'asse Y della tibia non distorta per definire l'asse X perpendicolare e l'asse Y del piede (il piede "non corretto"). Gli angoli di offset statico (offset di flessione plantare e offset di rotazione) sono poi calcolati dagli angoli

cardanici YXZ tra i due segmenti (ruotando dal segmento "non corretto" al segmento del piede basato sul marker del tallone). Questo calcolo viene eseguito per ogni fotogramma nella prova statica e vengono calcolati gli angoli medi. L'offset statico di flessione plantare è preso dalla rotazione intorno all'asse Y, e l'offset di rotazione è l'angolo intorno all'asse X. L'angolo intorno all'asse Z è ignorato.

Nella prova dinamica, il piede è calcolato nello stesso modo del piede "non corretto". Il segmento risultante viene poi ruotato prima intorno all'asse Y per l'offset di flessione plantare, poi intorno al suo asse X per l'offset di rotazione.

Sono poi calcolati gli angoli di output per tutte le articolazioni, ottenuti dagli angoli cardanici YXZ e derivati dal confronto degli orientamenti relativi tra due segmenti. Il Plug-in Gait utilizza gli angoli cardanici, modificati nel caso degli angoli della caviglia, per rappresentare le rotazioni assolute del bacino e del piede e le rotazioni relative delle articolazioni dell'anca, del ginocchio e della caviglia. Questi angoli possono essere descritti come un insieme di rotazioni effettuate una dopo l'altra.

- Un elemento è "fisso". Per le rotazioni assolute gli assi del laboratorio sono fissi, per le rotazioni relative sono fissi gli assi del segmento prossimale.
- Il secondo elemento si 'muove'. Questo significa che gli assi dei segmenti si muovono per le rotazioni assolute e il segmento distale si muove per le rotazioni relative.

Un angolo articolare è quindi definito usando le seguenti rotazioni ordinate:

- La prima rotazione (flessione) è fatta intorno all'asse di flessione comune. Gli altri due assi, abduzione e rotazione, non sono più allineati tra due elementi.
- La seconda rotazione (abduzione) è fatta intorno all'asse di abduzione dell'elemento mobile.
- La terza rotazione (rotazione) avviene intorno all'asse di rotazione dell'elemento mobile.

Gli angoli articolari possono anche essere descritti usando informazioni goniometriche:

- La flessione è intorno all'asse di flessione dell'elemento prossimale (o assoluto).
- La rotazione è sull'asse di rotazione dell'elemento distale.
- L'asse di abduzione "galleggia" in modo da essere sempre ad angolo retto rispetto agli altri due.

Gli angoli cardanici funzionano bene, a meno che una rotazione si avvicini ai 90 gradi e non allinei i due assi. Quando questo accade, una delle possibili rotazioni viene persa e diventa non misurabile. Fortunatamente, questo non si verifica frequentemente nelle articolazioni degli arti inferiori durante l'andatura normale o patologica.

In particolare, è possibile definire gli angoli di interesse per questo studio:

- La rotazione di anca è un angolo relativo misurato tra il bacino come segmento prossimale e la coscia come segmento distale. La flessione dell'anca è l'angolo tra l'asse longitudinale della coscia proiettato sul piano perpendicolare all'asse di flessione dell'anca e l'asse longitudinale del bacino. Un valore positivo dell'angolo di flessione corrisponde alla situazione in cui il ginocchio è davanti al corpo.
- La rotazione del ginocchio è un angolo relativo misurato tra la coscia come segmento prossimale e la tibia come segmento distale. La flessione del ginocchio è l'angolo tra l'asse longitudinale della coscia proiettato nel piano perpendicolare all'asse di flessione e lo stesso asse longitudinale della coscia. Un ginocchio flesso corrisponde ad un angolo positivo

Dopo aver effettuato la pipeline "Plug-in Gait Static", si è potuto procedere con l'ottenimento dei parametri cinetici utilizzando la funzione "Process Dynamic Plug-in Gait Model". Essa permette di effettuare l'analisi dinamica del modello, assegnando le masse e i raggi di inerzia ai segmenti definiti nel modello cinematico. Le masse di ogni segmento sono calcolate come una proporzione della massa totale del corpo ed i momenti d'inerzia degli assi principali sono calcolati da raggi di inerzia

normalizzati (di massa). Questi valori sono riportati nella Tabella 4.6, insieme ad una stima dei centri di massa dei segmenti.

Tabella 4.6 Parametri dei segmenti necessari per l'analisi dinamica

SEGMENTI	CENTRO DI MASSA	MASSA	RAGGIO D'INERZIA
Bacino	0.895	0.142	0.31
Femore	0.567	0.1	0.323
Tibia	0.567	0.0465	0.475
Piede	0.5	0.0145	0.322

La gerarchia cinetica prevede che i piedi siano l'unico collegamento con le pedane di forza e questo avvenga solo quando le misurazioni delle pedane e i markers indicano una corrispondenza.

Dopo aver esportato i dati ottenuti tramite il Plug-in Gait statico e dinamico, si è provveduto a identificare gli eventi registrati dalle pedane di forza con la funzione "Detect Events From Forceplate". L'appoggio e il sollevamento del piede dalla pedana sono stati riconosciuti dal software, in modo da poter correlare tutti gli eventi avvenuti per ogni acquisizione con la funzione "Autocorrelate Events". In questo modo, utilizzando la funzione "Calculate Gait Cycle Parameters", è stato possibile ottenere i parametri spazio-temporali medi per ogni acquisizione

Dopo aver esportato gli output delle prove in formato .csv, si è provveduto ad analizzare i dati utilizzando il software MATLAB, in cui i file di questo formato sono facilmente importabili mediante la funzione csvread. Sono stati utilizzati i dati relativi ai frames acquisiti tra l'appoggio del tallone dell'arto destro sulla pedana di forza e il successivo appoggio destro fuori dalla pedana, in modo da analizzare un intero ciclo del cammino dell'arto portante tutore. Utilizzando la funzione *interp1* i dati di ogni acquisizione sono stati interpolati in modo lineare per avere una rappresentazione dei risultati sulla percentuale del ciclo del cammino, in cui lo 0% è rappresentato dall'appoggio del tallone sulla pedana e il 100% dall'appoggio fuori. È stato inoltre implementato un filtro passa a basso per evitare il possibile fenomeno dell'aliasing causato dall'interpolazione.

I parametri spazio-temporali medi ottenuti per ogni acquisizione sono la cadenza, la velocità del cammino, la durata della fase di appoggio assoluta e relativa al ciclo del passo e la durata della falcata. I parametri cinematici analizzati sono l'angolo di flesso/estensione di ginocchio e di anca e lo spostamento verticale di anca; i parametri dinamici sono il momento di flesso/estensione di ginocchio e di anca. Dopo aver svolto gli stessi procedimenti per le quattro acquisizioni, è stata effettuata la media di tutti i parametri per la camminata senza ausilio. È stata inoltre calcolata la deviazione standard, scelta come indice di dispersione dei parametri.

#### 4.4.2 Prove l'ausilio

Dopo aver ricostruito ed etichettato lo scheletro del soggetto (passi 1, 2 e 3 del procedimento descritto nel Paragrafo 4.3), per elaborare i dati ottenuti dalle acquisizioni del cammino con il tutore è stato necessario utilizzare un ulteriore software per la personalizzazione dei modelli cinematici. Procalc permette di utilizzare lo scheletro acquisito con Nexus per creare delle nuove variabili: per risolvere il problema dei markers collocati sulla struttura del tutore, che avrebbero danneggiato il calcolo dei centri articolari, sono stati creati dei vettori e dei punti modellizzati da utilizzare per

riposizionare i markers nel punto anatomico reale servendosi degli offset calcolati durante le prove e illustrati nella Tabella 4.4. Le variabili create su Procalc sono illustrate nella Tabella 4.7.

Tabella 4.7 Segmenti e punti virtuali creati con Procalc

AnkleReal	Punto a distanza 71mm da RANK lungo il vettore AnkleVector
AnkleVector	Vettore da RANK a RMM
KneeReal	Punto a distanza 136mm da RKNE lungo il vettore KneeVector
KneeVector	Vettore da RKNE a RKNEM
ThighReal	Punto a distanza 60mm da RTHI lungo il vettore KneeVector
TibiaReal	Punto a distanza 65mm da RTIB lungo il vettore AnkleVector

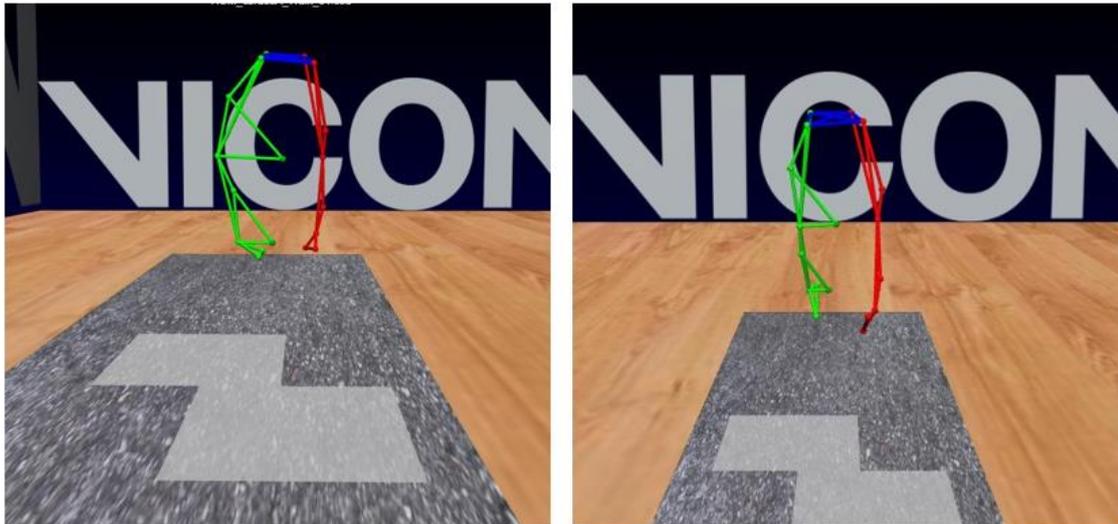
Esportando questi Modeled Output su Nexus, è stato possibile utilizzare MATLAB per effettuare lo spostamento dei markers riconosciuti dal sistema nella posizione calcolata con Procalc.

Di seguito è riportato lo script utilizzato. È stata implementata la funzione *vicon.GetModelOutput* per acquisire i punti modellizzati e la funzione *vicon.SetTrajectory* per posizionare il marker nella posizione anatomica reale.

```
vicon = ViconNexus()
[KneeReal E] = vicon.GetModelOutput ('GG_cbrace', 'KneeReal');
vicon.SetTrajectory('GG_cbrace', 'RKNE', KneeReal(1,:), KneeReal(2,:), KneeReal(3,:), E);
[ThighReal E1] = vicon.GetModelOutput ('GG_cbrace', 'ThighReal');
vicon.SetTrajectory('GG_cbrace', 'RTHI', ThighReal(1,:), ThighReal(2,:), ThighReal(3,:), E1);
[TibiaReal E2] = vicon.GetModelOutput ('GG_cbrace', 'TibiaReal');
vicon.SetTrajectory('GG_cbrace', 'RTIB', TibiaReal(1,:), TibiaReal(2,:), TibiaReal(3,:), E2);
[AnkleReal E3] = vicon.GetModelOutput ('GG_cbrace', 'AnkleReal');
vicon.SetTrajectory('GG_cbrace', 'RANK', AnkleReal(1,:), AnkleReal(2,:), AnkleReal(3,:), E3);
```

Come si può vedere nella Figura 4.15, i marker di coscia, ginocchio, tibia e malleolo della gamba destra sono stati spostati nella loro posizione anatomica reale. A questo punto è stato possibile procedere con il punto 4 del procedimento descritto nel Paragrafo 4.4, calibrando lo scheletro del modello. Successivamente, sono state utilizzate le funzioni “Process Plug-in Gait Static Model” e “Process Plug-in Gait Dynamic Model” per calcolare gli angoli di flessione/estensione di caviglia e ginocchio e i momenti di flessione/estensione delle stesse articolazioni.

Nexus e MATLAB sono stati utilizzati per effettuare gli stessi accorgimenti svolti per le prove senza ausilio e ottenere i risultati medi di parametri spazio-temporali, cinematici e dinamici. È stata effettuata l’interpolazione dei dati per avere una rappresentazione sulla percentuale del ciclo del cammino ed è stato implementato il filtro passa-basso per evitare l’aliasing. Anche in questo caso, è stata scelta la deviazione standard come indice di dispersione dei parametri.



*Figura 4.15 Visualizzazione dello scheletro prima e dopo la correzione dei markers*

Una volta ottenuti i parametri medi per le tre modalità di cammino, utilizzando MATLAB è stata calcolata la radice dell'errore quadratico medio per quantificare la similarità tra i profili dei parametri cinematici e dinamici. Tale errore è un indicatore della larghezza della distribuzione delle misure ed è stato calcolato tra i parametri medi delle modalità con il tutore rispetto ai parametri medi delle modalità senza ausilio.

## 5. RISULTATI DELLE PROVE E DISCUSSIONI

Per esaminare i risultati ottenuti dall'analisi del cammino, è necessario ricordare che il soggetto in esame non presenta alcuna patologia ed ha avuto a disposizione 30 minuti per abituarsi all'utilizzo dell'ortesi, che a causa del peso elevato di 9 kg non permette una facile deambulazione.

### 5.1 Risultati spazio-temporali

Sono stati analizzati i parametri spazio-temporali e rappresentati tramite dei grafici a barre per rendere più immediato il confronto: le barre di errore rappresentano la deviazione standard.

È stata calcolata la percentuale di fase di appoggio media per ogni modalità del cammino, considerando che un ciclo del passo completo sia 100%. Come è mostrato nella **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**, il cammino senza ausilio risulta essere in fase di appoggio per una percentuale del ciclo del passo maggiore rispetto ai cammini senza ausilio. Il rapporto tra fase di appoggio e ciclo totale per il cammino normale è 0.65, per la modalità BasicMode è 0.58 e per FreezePosition è 0.62.

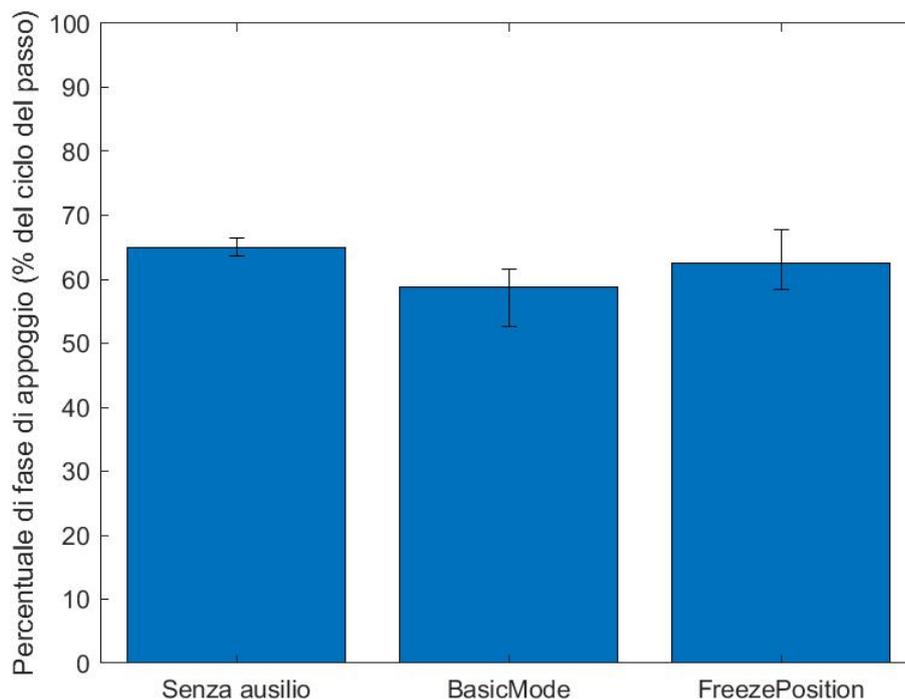


Figura 5.1 Percentuale di fase di appoggio media e deviazione standard

Nella Figura 5.2 è mostrata la durata media della fase di appoggio per le tre modalità di cammino: i valori ottenuti sono 0.855s per il cammino senza ausilio, 1.055s per il cammino in modalità BasicMode e 1.005s per la modalità FreezePosition. La durata di appoggio per il cammino senza ausilio risulta minore rispetto agli altri cammini e la modalità FreezePosition si avvicina di più a tale valore.

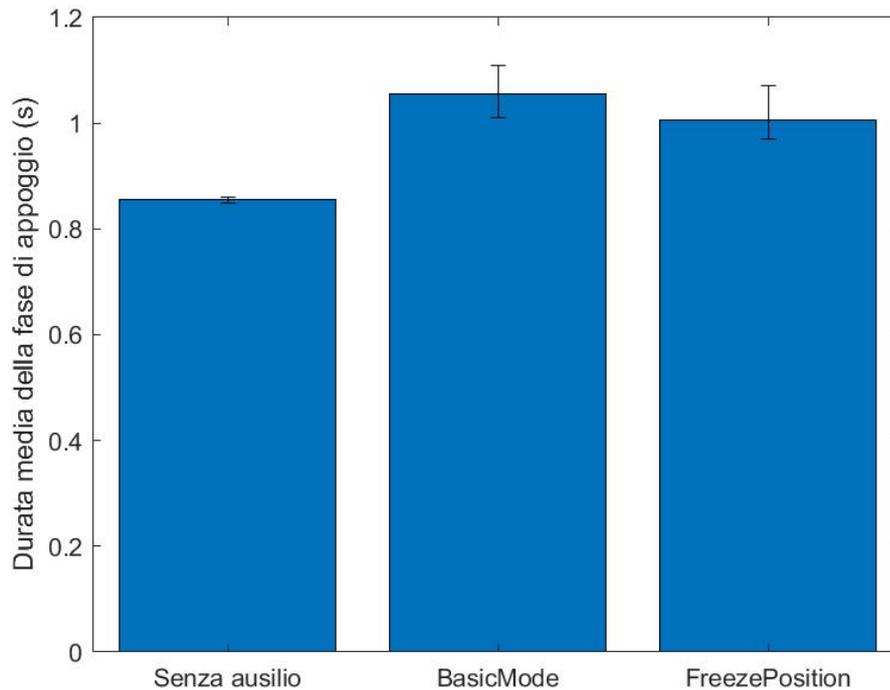


Figura 5.2 Durata della fase d'appoggio media e deviazione standard

Bisogna prestare attenzione al significato di durata assoluta e relativa: nella Figura 5.1 sono raffigurate le durate medie percentuali relative ad un ciclo del passo completo, mentre nella Figura 5.2 sono rappresentate le durate medie assolute espresse in secondi. In entrambi i casi, tuttavia, il cammino in modalità FreezePosition si avvicina di più a quello senza ausili.

Questo può essere confermato dai risultati ottenuti calcolando la durata media del ciclo del passo e la velocità del passo, mostrate rispettivamente nella Figura 5.3 e Figura 5.4. Il soggetto ha impiegato il tempo minore a compiere una falcata durante il cammino senza ausilio e il tempo maggiore con il tutore in modalità BasicMode. La durata media di falcata per i cammini libero è 1.315 s, con tutore in modalità a resistenza smorzata è 1.800 s e con ginocchio bloccato è 1.610 s. Le velocità medie, invece, sono rispettivamente 0.9892 m/s senza ausilio, 0.5336 m/s in BasicMode e 0.6508 m/s in FreezePosition.

Si ricorda che un tutore è sempre un ingombro per un paziente: può aiutare a ristabilire la mobilità, ma non potrà mai permettere un cammino fluido paragonabile a quello senza ausilio. Per questo motivo, le velocità di cammino utilizzando l'ausilio non sono confrontabili con la camminata libera, ma sono ridotte. Nonostante questo, il soggetto utilizza il tutore a ginocchio bloccato come se fosse una stampella su cui appoggiarsi nella fase di appoggio, rendendo i tempi più brevi. Al contrario, un soggetto utilizzando il tutore in modalità BasicMode viene rallentato dalla ridotta sicurezza che il ginocchio sottoposto a flessione smorzata gli fornisce.

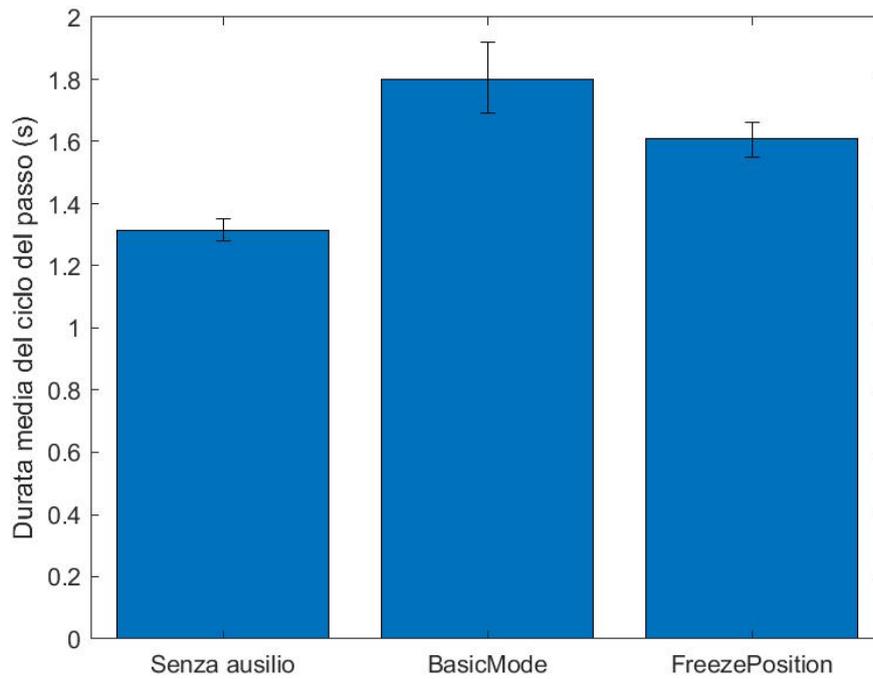


Figura 5.3 Durata del ciclo del passo media e deviazione standard

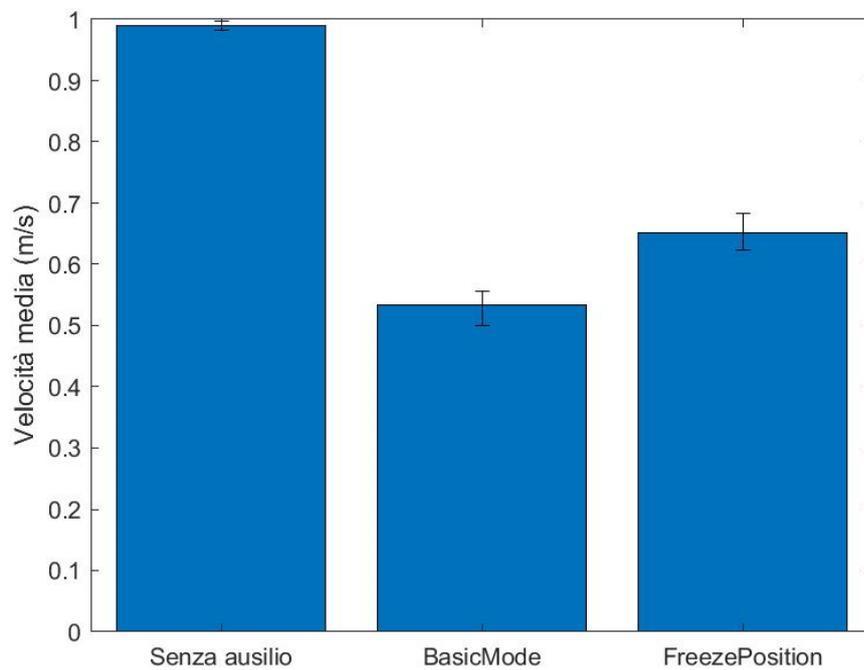


Figura 5.4 Velocità del passo media e deviazione standard

La cadenza del cammino è semplicemente la frequenza dei passi, ossia il numero di passi fatti nell'unità di tempo. Come mostrato nella Figura 5.5, i risultati ottenuti sono coerenti con quelli della velocità del passo: la cadenza media del cammino senza ausilio è 89.73 passi/min, mentre quella del cammino con tutore in BasicMode è 64.69 passi/min e FreezePosition è 71.88 passi/min.

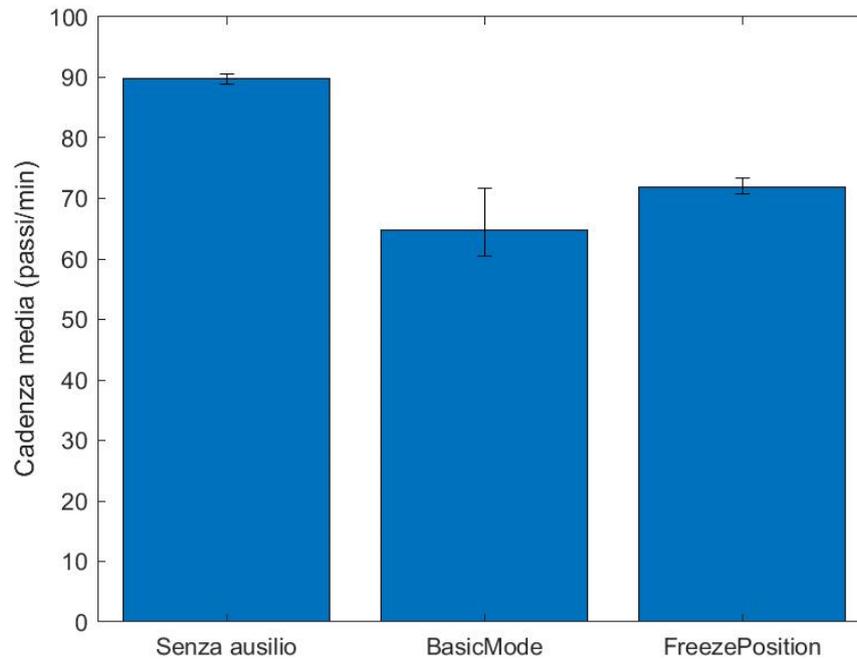


Figura 5.5 Cadenza media e deviazione standard.

## 5.2 Risultati cinematici

Sono stati analizzati gli angoli di anca e di ginocchio per valutare l'impatto dell'utilizzo del tutore sui range di movimento delle articolazioni.

Le linee verticali presenti nei grafici rappresentano il tempo medio di stacco del piede dal terreno, cioè il momento in cui si passa dalla fase di appoggio a quella di pendolamento. Il cammino senza ausilio è quello in cui la fase di appoggio dura di più in relativamente al ciclo del passo

L'angolo di ginocchio risulta essere il parametro più evidente: come si può vedere nella Figura 5.6, il tutore in modalità FreezePosition non permette variazione di angolo, il quale rimane costante per tutta la durata della prova. L'angolo medio acquisito in modalità BasicMode mostra come il dispositivo permetta di flettere il ginocchio ( $34^\circ$ ) durante la fase di pendolamento, avvicinandosi al valore medio senza ausilio ( $55^\circ$ ). È possibile notare dal grafico inoltre che la deviazione standard è elevata nel caso della camminata in BasicMode, quindi è possibile raggiungere valori anche più altri.

L'errore quadratico medio di angolo di flessione di ginocchio calcolato tra cammino normale e con tutore in modalità BasicMode è  $10.63^\circ$ , mentre tra cammino normale e con tutore in modalità FreezePosition è  $23.91^\circ$ . Questo risultato conferma quanto espresso prima, in quanto una deambulazione con tutore a ginocchio bloccato si discosta maggiormente da quella fisiologica.

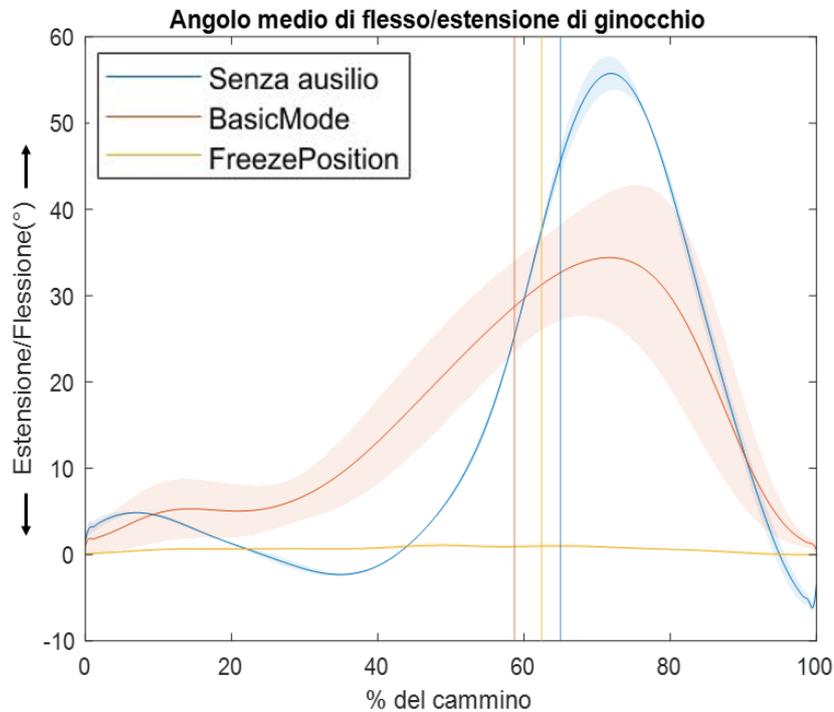


Figura 5.6 Angolo medio di flessione/estensione di ginocchio

Nella Figura 5.7 sono raffigurati gli angoli medi di flessione/estensione dell'articolazione di anca: il massimo valore medio raggiunto in estensione durante la camminata senza ausilio è  $-11.92^\circ$ , mentre per le camminate con il tutore sono stati raggiunti valori minori, rispettivamente  $-10.10^\circ$  per la modalità FreezePosition e  $-6.10^\circ$  per BasicMode.

L'errore quadratico medio dell'angolo di flessione di anca calcolato tra cammino normale e con tutore in modalità BasicMode è  $5.15^\circ$ , mentre tra cammino normale e con tutore a ginocchio bloccato è  $9.62^\circ$ . Inoltre, valori massimi di flessione raggiunti dai cammini utilizzando il tutore sono ridotti rispetto a quelli fisiologici, a causa del peso e dell'ingombro del tutore. Il cammino normale flette l'anca ad un angolo medio di  $31.38^\circ$ , la modalità BasicMode  $24.88^\circ$  e la modalità FreezePosition  $24.98^\circ$ .

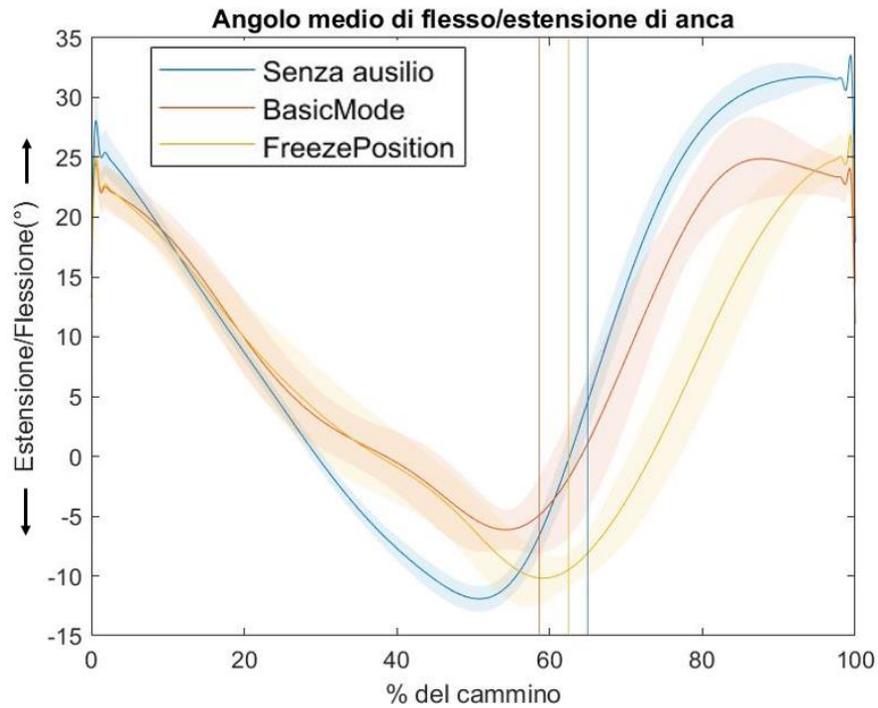


Figura 5.7 Angolo di flessione/estensione dell'anca

Analizzando la **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**, la deambulazione con tutore in modalità FreezePosition si discosta di più dal cammino senza ausilio rispetto a quello con tutore a flessione smorzata. L'angolo di flessione di ginocchio nel primo caso non può essere modificato da quello preimpostato durante la vestizione del tutore, quindi si discosta maggiormente. La modalità BasicMode permette di raggiungere dei range di movimento di articolazioni più simili a quelli fisiologici, poiché la possibilità di flettere il ginocchio rende il cammino più fluido.

Tabella 5.1 Errori quadratici medi degli angoli di ginocchio e di anca.

		BasicMode	FreezePosition
Angolo sagittale di ginocchio	Senza ausilio	11.63°	23.91°
Angolo sagittale di anca	Senza ausilio	5.15°	9.62°

Nella Figura 5.8 è mostrato lo spostamento verticale medio dell'articolazione di anca per le tre modalità di cammino. È stato rappresentato per evidenziare il movimento compensatorio che l'anca dell'arto portante tutore deve attuare. Come si può notare, la variabilità intra modalità di cammino è elevata, soprattutto utilizzando il tutore. Il movimento compensatorio più importante si ha durante la fase di pendolamento, in cui l'articolazione di anca è responsabile dello spostamento dell'arto anteriormente all'arto controlaterale in appoggio.

La radice dell'errore quadratico medio di spostamento verticale di anca per cammino normale e con tutore in BasicMode è 8.41 mm, mentre per cammino normale e FreezePosition è 10.34 mm, come mostrato nella Tabella 5.2. La differenza è data dalla necessità di sollevare di più la gamba per evitare il trascinarsi del piede sul pavimento quando si utilizza un tutore a ginocchio bloccato.

Tabella 5.2 Errori quadratici medi degli spostamenti verticali di anca

		BasicMode	FreezePosition
Spostamento verticale di anca	Senza ausilio	8.41 mm	10.34 mm

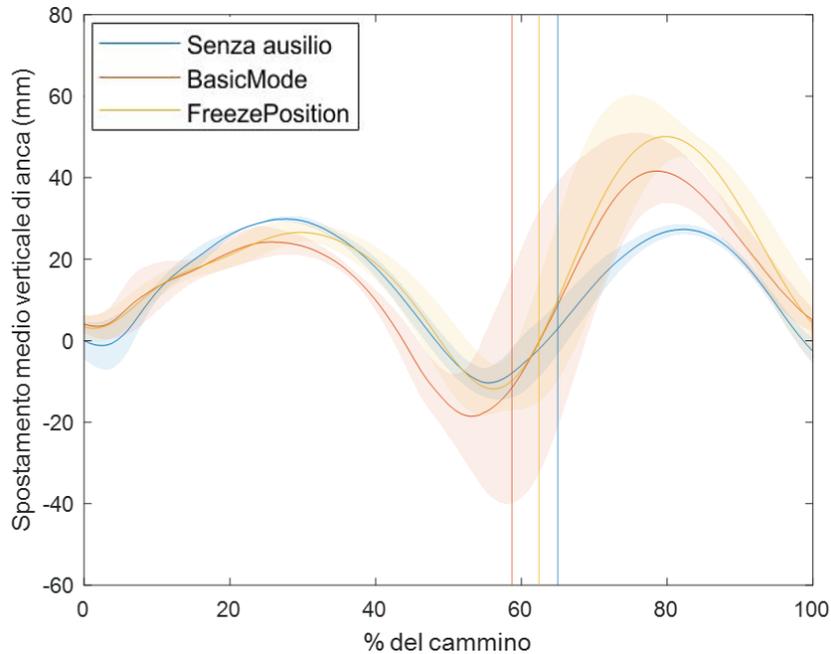


Figura 5.8 Spostamento verticale di anca medio e deviazione standard

### 5.3 Risultati dinamici

I momenti delle articolazioni di ginocchio e anca sono stati calcolati tramite l'utilizzo delle pedane di forza per la misurazione della forza di reazione del terreno. È necessario sottolineare che è stato assunto un modello semplificato in cui il peso del tutore è stato distribuito in modo equo in tutto il corpo e il momento ottenuto è dato dalla somma del momento attutato dal tutore e dalla muscolatura del soggetto.

Come si può vedere nella Figura 5.9, il momento sagittale dell'anca inizia con un momento di estensione per controllare l'accelerazione del tronco e dell'anca durante la risposta al carico. Questo momento di estensione diminuisce gradualmente fino a raggiungere un picco di momento di flessione prima della spinta del piede dal terreno.

Il momento massimo di flessione nella fase di appoggio durante la camminata senza ausilio è  $-0.51$  Nm/kg ed è più alto in confronto ai massimi misurati con il tutore, rispettivamente  $-0.38$  Nm/kg con tutore a flessione smorzata e  $-0.44$  Nm/kg a ginocchio bloccato. Il momento massimo di flessione misurato nella fase di appoggio senza ausilio risulta significativamente più alto rispetto alle altre due modalità di cammino, per la precisione  $0.58$  Nm/kg contro  $0.18$  Nm/kg e  $0.16$  Nm/kg.

Gli errori quadratici medi del momento sagittale di anca calcolato tra il cammino normale e quelli con il tutore risultano confrontabili, nonostante sia maggiore quello in modalità FreezePosition ( $0.221$  Nm/kg contro  $0.217$  Nm/kg).

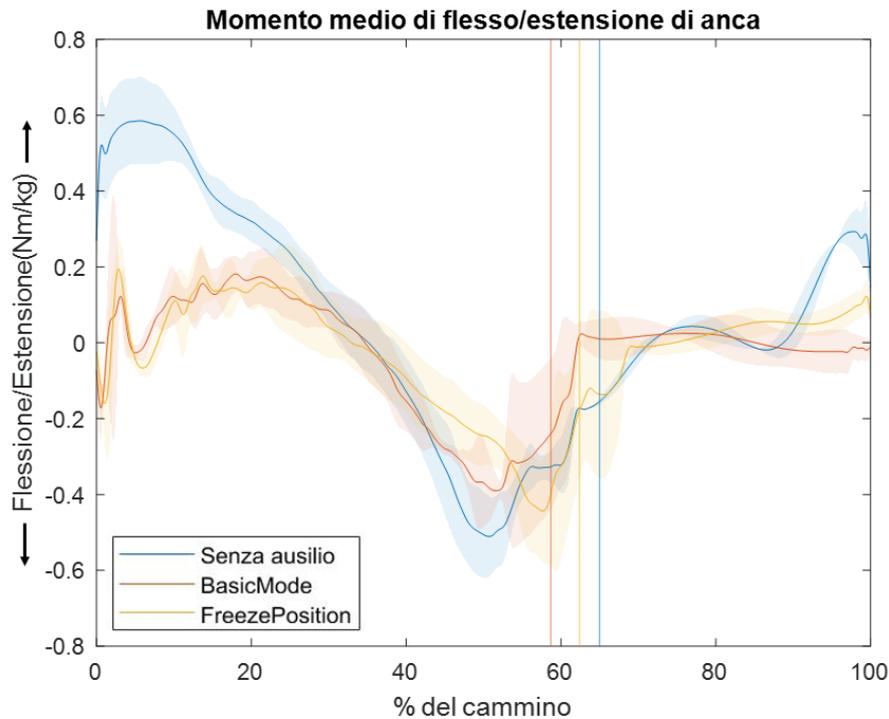


Figura 5.9 Modello di flessione/estensione medio di anca e deviazione standard

Nella **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.** è sono riportati i momenti sagittali di ginocchio medi e la deviazione standard: durante il cammino senza ausilio si ha un momento di estensione del ginocchio dovuto alla contrazione dei muscoli estensori che sostengono l'articolazione durante l'appoggio e successivamente un momento di flessione nella fase di pre-pondolamento.

I profili del momento sagittale per le tre camminate sono confrontabili, nonostante il cammino con tutore a ginocchio bloccato presenti un momento di estensione più prolungato durante il ciclo del passo a causa della maggiore sicurezza percepita durante l'appoggio. Inoltre, il cammino in BasicMode risulta in anticipo rispetto alle altre modalità: questo è evidenziato dal picco di flessione della fase di pre-pondolamento e dal instante di stacco del piede dal terreno. La causa dell'anticipo è la stessa dei ridotti tempi di appoggio: il soggetto non si sente sicuro sul tutore ed effettua la fase di pendolamento dell'arto controlaterale più velocemente, per evitare di sostare in appoggio singolo per troppo tempo.

Il range tra il momento massimo di estensione nella fase di appoggio e il momento massimo di flessione nella fase di pre-pondolamento per la camminata normale (0.68 Nm/kg) risulta maggiore rispetto alle camminate con tutore a flessione smorzata (0.61 Nm/kg) e a ginocchio bloccato (0.6 Nm/kg). L'errore quadratico medio del momento di flessione di ginocchio calcolato tra cammino normale e con tutore in modalità BasicMode è 0.256 Nm/kg, mentre tra cammino normale e con tutore in modalità FreezePosition è 0.120 Nm/kg.

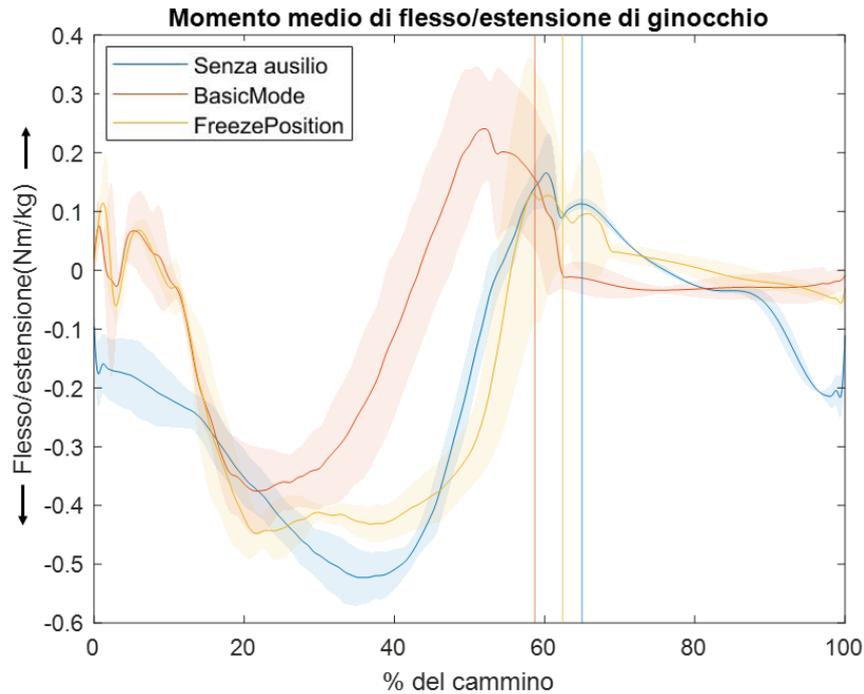


Figura 5.10 Momento di flessione/estensione di ginocchio medio e deviazione standard

I momenti sagittali misurati durante le deambulazioni indossando il tutore risultano avere un range di escursione più piccolo rispetto alla camminata senza ausilio, probabilmente dovuto al peso e all'ingombro. Soprattutto nel caso del momento sagittale di anca, le differenze maggiori si osservano durante la prima parte della fase di appoggio, in cui c'è bisogno di più stabilità, piuttosto che nella fase terminale e di pre-pendolamento, in cui i profili tendono a sovrapporsi.

Riassumendo, come si può notare nella **Errore. L'origine riferimento non è stata trovata.**, il momento sagittale di ginocchio in modalità FreezePosition e senza ausilio ha un errore quadratico medio minore rispetto alla modalità BasicMode; il momento sagittale di anca evidenzia il contrario, anche se con valori confrontabili.

Tabella 5.3 Errori quadratici medi dei momenti di ginocchio e di anca

		BasicMode	FreezePosition
Momento sagittale di ginocchio	Senza ausilio	0.256 Nm/kg	0.120 Nm/kg
Momento sagittale di anca	Senza ausilio	0.217 Nm/kg	0.221 Nm/kg

## 6. CONCLUSIONI

Questo studio ha utilizzato test biomeccanici oggettivi per dimostrare che, così come il dispositivo definitivo C-Brace, anche il dispositivo di prova (DTO) in modalità BasicMode permette una camminata più simile a quella senza ausili rispetto ad un tutore a ginocchio bloccato. A tal fine, è stata effettuata l'analisi del passo della camminata normale di un soggetto sano e dell'andatura dello stesso soggetto indossante il DTO in modalità BasicMode e FreezePosition. Sono state analizzate tre tipologie di parametri per effettuare il confronto (spazio-temporali, cinematici e dinamici).

I parametri spazio-temporali evidenziano che il cammino con tutore in modalità FreezePosition permette un'andatura paragonabile a quella senza ausilio. La durata media della fase di appoggio e la durata media della falcata sono minori rispetto alla modalità BasicMode e comparabili ai valori della camminata normale. La velocità media e la cadenza media risultano maggiori della modalità BasicMode e più vicine a quelle della camminata senza ausilio, anche se non raggiungono valori comparabili. È possibile spiegare questi risultati pensando all'utilizzo del tutore bloccato come se fosse una stampella a cui appoggiarsi: il soggetto si sente più sicuro rispetto ad un tutore che permette la flessione, anche se controllata. In questo modo ottiene velocità di cammino maggiori, impiegando meno tempo a compiere le fasi del passo. Rispetto al ciclo del cammino, la percentuale media della fase di appoggio in modalità FreezePosition ha un valore maggiore rispetto a quella in BasicMode ed è più simile alla percentuale media del cammino senza ausilio. Tale risultato è nuovamente riconducibile allo stato di insicurezza del soggetto: nonostante la durata media della fase di appoggio sia più elevata, il soggetto utilizzando la modalità BasicMode sosta in appoggio singolo sull'arto di riferimento per il minor tempo possibile, accelerando la fase di pendolamento dell'arto controlaterale. Questo fenomeno è spesso osservato durante le prove del DTO da parte di pazienti patologici, i quali per la maggior parte dei casi sono abituati a portare un tutore convenzionale a ginocchio bloccato. In questi casi, il movimento si basa sull'appoggio completo sull'ortesi. Una volta indossato il C-Brace, è consigliato iniziare la prova impostando una resistenza a flessione elevata, in modo da permettere al paziente di abituarsi gradualmente a caricare il peso su un arto che si flette. Un paziente senza fiducia nell'ortesi non riesce a sfruttare al meglio la funzione di flessione smorzata, la quale permetterebbe di ottenere un cammino più fluido.

I parametri cinematici evidenziano i punti di forza della modalità BasicMode. L'angolo di flessione medio di ginocchio ottenuto durante la fase di pendolamento con resistenza smorzata raggiunge valori comparabili con l'angolo fisiologico. Il profilo dell'angolo medio di flessione ed estensione di anca risulta più simile a quello del cammino senza tutore ed è confermato dalla radice dell'errore quadratico medio calcolato per il confronto normale-BasicMode e normale-FreezePosition. Lo spostamento verticale medio dell'anca indica che nel cammino con il tutore in modalità BasicMode si compiono meno movimenti di compensazione dell'articolazione durante il sollevamento dell'arto nella fase di pendolamento.

I parametri dinamici sono stati calcolati utilizzando delle approssimazioni di calcolo: il peso del tutore è stato distribuito in modo equo in tutto il corpo e i momenti calcolati rappresentano il momento totale agente sull'arto, composto dalla componente data dall'ortesi e dalla muscolatura. Le radici dell'errore quadratico medio calcolate per i momenti sagittali medi di ginocchio del cammino senza ausilio e le deambulazioni con il tutore nelle modalità FreezePosition e BasicMode evidenziano una maggiore somiglianza del profilo normale con quello a ginocchio bloccato. Gli stessi indici di variabilità calcolati per i momenti sagittali medi di anca non indicano particolari differenze tra le due modalità.

Le assunzioni fatte per lo svolgimento dello studio permettono di ottenere risultati approssimativi che confermano le conclusioni tratte dai parametri spazio-temporali: un soggetto che non ripone fiducia nel tutore utilizzato non riuscirà a usufruire delle funzioni offerte dalla modalità a resistenza a flessione smorzata. Nonostante i parametri cinematici evidenzino un miglioramento dell'andatura utilizzando il tutore in modalità BasicMode rispetto alla modalità FreezePosition, è necessario che il soggetto sia sottoposto ad un periodo di allenamento all'utilizzo dell'ortesi per favorire un aumento di fiducia nel dispositivo tale da ottenere dei parametri spazio-temporali e dinamici che evidenzino il beneficio della modalità a resistenza smorzata.

Lo studio effettuato su un paziente sano ha evidenziato come l'utilizzo del tutore in modalità BasicMode non permetta nel complesso una deambulazione più simile a quella senza ausilio rispetto all'andatura con tutore in modalità FreezePosition.

Lo studio effettuato ha evidenziato dei possibili sviluppi futuri. Sarebbe interessante elaborare un nuovo modello dello scheletro di arti inferiori, tenendo conto del diverso carico che il tutore apporta ai segmenti corporei e concentrandolo sull'arto portante. In questo modo si otterranno momenti sagittali di anca e ginocchio più accurati, da cui si potrà ricavare il diverso contributo del tutore e della muscolatura del soggetto, effettuando un confronto con la camminata naturale senza ausilio. Conoscendo i diversi contributi dei momenti, i risultati ottenuti dal confronto tra le modalità di cammino potrebbero entrare nei meriti dell'energia spesa durante la deambulazione.

## Bibliografia

- [1] T. Schmalz, E. Pröbsting, R. Auberger e G. Siewert, «A functional comparison of conventional knee–ankle–foot orthoses and a microprocessor-controlled leg orthosis system based on biomechanical parameters.,» *Prosthet Orthot Int*, vol. 40, n. 2, pp. 277-286, 2016.
- [2] R. Auberger, C. Breuer-Ruesch, F. Fuchs, N. Wismer e R. Riener, «Smart Passive Exoskeleton for Everyday Use with Lower Limb Paralysis: Design and First Results of Knee Joint Kinetics,» in *7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, Enschede, The Netherlands, 2018 .
- [3] R. Auberger, M. F. Russold, R. Robert Riener e D. Hans, «Patient Motion Using a Computerized Leg Brace in Everyday Locomotion Tasks,» *MEDICAL ROBOTICS AND BIONICS*, vol. 1, n. 2, 2019.
- [4] J. Webster e B. Darter, «4 - Principles of Normal and Pathologic Gait,» in *Atlas of Orthoses and Assistive Devices (Fifth Edition)*, 2019, pp. 49-62.
- [5] C. Vaughan, B. L. Davis e J. C. O'Connor, *Dynamics of Human Gait*, Western Cape, South Africa: Christopher Vaughan, 1992.
- [6] N. Petrone, F. Panizzolo e S. Storelli, *Ortesi di arto inferiore - Esperienza e prospettiva di innovazione*, Padova, 2008.
- [7] F. Tian, M. S. Hefzy e M. Elahinia, «State of the Art Review of Knee–Ankle–Foot Orthoses,» in *Annals of Biomedical Engineering*, Vol.43, No. 2, 2015, pp. 427-441.
- [8] ©. O. B. HealthCare, «Otto Bock HealthCare Orthotics SCO Locked KAFO Posterior off-set KAFO C-Brace,» 2017.
- [9] E. Pahl e R. Auberger, «Knee-Ankle-Foot Orthosis with Controlled Swing and Stance Phase,» *Orthopadie Technik*, 2013.
- [10] M. Bongers e B. Kiene, «Orthesenversorgung im Vergleich,» 2018.
- [11] V. M. S. Ltd, «Plug-in Gait Reference Guide,» 2018.
- [12] J. E. M. Baptista, «Human-orthotic Integrated Biomechanical Model for Comfort Analysis Evaluation,» Universidade Técnica de Lisboa, 2011.