

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



Tesi di Laurea Magistrale

**Studio teorico e sperimentale di giunto per
ortesi articolata basato sulla cinematica naturale
della caviglia**

Relatori:

Prof. Carlo Ferraresi

Prof. Walter Franco

Prof.ssa Daniela Maffiodo

Ing. Carlo De Benedictis

Candidato:

Federica Del Gaudio

Sommario

L'obiettivo del presente studio è lo sviluppo di un giunto per ortesi articolata piede-caviglia ad asse di rotazione flottante. In commercio sono disponibili HAFO con giunti ad asse di rotazione fisso che permettono soltanto il movimento di flessione/estensione della caviglia, bloccando i movimenti di eversione/inversione e adduzione/abduzione. L'implementazione di un asse di rotazione flottante supera tale limitazione, realizzando un movimento più naturale e simile a quello fisiologico. La progettazione dell'HAFO ha contato principalmente tre fasi: la costruzione di gusci rigidi, per la gamba e per il piede, a partire dalla scansione dei segmenti anatomici di interesse di un soggetto donna sano; il posizionamento del giunto, rispetto ai malleoli, sulla base di un asse elicoidale medio calcolato processando dati cinematici già disponibili da un lavoro di tesi precedente ed adattati al nuovo soggetto; la costruzione del giunto fondata sull'accoppiamento tra un perno ed un foro di diametri differenti. Il prototipo, poi, è stato caratterizzato meccanicamente mediante test di flessione, che ne hanno evidenziato il comportamento in rigidità ed il ROM nel piano frontale al variare della configurazione del giunto. L'ultima fase del lavoro ha previsto la *gait analysis* eseguita dal soggetto esaminato presso il Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico "Rizzoli". Essa ha avuto come finalità sia l'identificazione in-vivo della cinematica articolare del soggetto sia la validazione della tecnica introdotta nel lavoro di tesi precedente, ossia l'uso di gusci rigidi, su cui posizionare i marker, per il contenimento dell'artefatto da movimento. Dall'analisi dei risultati ottenuti si è stimato che la rigidità dei cluster di marker posti sui gusci del piede e della gamba è maggiore rispetto ai corrispondenti cluster di marker posti direttamente sulla pelle. Successivamente sono stati calcolati, per varie prove del cammino e di dorsiplantarflessione, gli assi elicoidali istantanei/medi. I parametri di dispersione sono stati ritenuti accettabili e confrontabili con quelli ricavati nel precedente studio; per di più sono state messe in risalto le variabilità inter-soggetto in termini di posizione ed orientamento degli assi rispetto ai malleoli. Tuttavia, non essendoci coerenza tra risultati derivanti da task motori differenti in termini di posizione ed orientamento degli MHA rispetto ai malleoli, non è stato possibile valutare struttura e posizione del giunto di una nuova ortesi *custom-made*. In conclusione si reputa necessario prediligere una singola prova, ad esempio quella del cammino, per la costruzione del giunto ed eventualmente variarne le dimensioni in relazione ai ROM da garantire in base alle esigenze dei pazienti.

Indice

1	La caviglia: anatomia e biomeccanica.....	1
1.1	Composizione anatomica dell'articolazione.....	1
1.1.1	Tibia e Perone.....	2
1.1.2	Astragalo.....	3
1.1.3	Articolazioni della caviglia.....	4
1.1.4	I legamenti delle articolazioni della caviglia.....	5
1.1.5	I tendini delle articolazioni della caviglia.....	6
1.2	Biomeccanica della caviglia.....	6
1.2.1	Modello meccanico dell'articolazione.....	9
2	Analisi del cammino.....	11
2.1	Il ciclo del passo.....	11
2.2	Tecniche di analisi del cammino.....	12
2.2.1	Misure del movimento.....	12
2.2.2	Misura dei movimenti angolari.....	13
2.2.3	Posizione spaziale di punti notevoli.....	14
2.2.4	Forze di reazione del terreno.....	15
2.2.5	Elettromiografia.....	16
2.3	Analisi dinamica inversa.....	16
3	Ankle-Foot Orthosis (AFO).....	18
3.1	Alterazioni del piede e del ciclo del passo.....	19
3.2	Funzione di un'ortesi.....	22
3.3	Stato dell'arte delle AFO.....	23
3.3.1	Solid AFO.....	23
3.3.2	Posterior Leaf Spring AFO.....	24
3.3.3	Dynamic AFO.....	25
3.3.4	Hinged AFO.....	25

4	Analisi del movimento.....	27
4.1	Sistemi di Analisi Cinematica del Movimento.....	27
4.1.1	Sistemi non ottici.....	27
4.1.2	Sistemi ottici.....	29
4.1.3	Protocolli per il posizionamento dei marker.....	33
4.1.4	Fonti di errore nei sistemi optoelettronici.....	37
4.1.5	Tecniche di compensazione del STA.....	41
4.1.6	Metriche per la descrizione del STA.....	43
4.2	Teoria degli IHA.....	45
4.3	Sistemi di Analisi Dinamica del Movimento.....	45
4.4	Altri dati.....	48
4.4.1	Baropodometria.....	48
4.4.2	Posturografia.....	49
4.4.3	Elettromiografia.....	50
5	Progettazione dei gusci	51
5.1	Reverse Engineering.....	51
5.2	Realizzazione dei gusci.....	54
5.3	Stampa dei gusci.....	59
6	Progettazione del giunto	62
6.1	Collocamento del giunto nell'ortesi.....	62
6.2	Prototipo di giunto di una HAFO.....	72
6.3	Realizzazione del giunto.....	73
6.4	Integrazione dei gusci nell'ortesi.....	78
6.5	Stampa 3D dell'ortesi.....	80
7	Prove di analisi cinematica.....	82
7.1	Setting del laboratorio.....	82
7.2	Prove effettuate.....	85

7.3	Calcolo del coefficiente di rigidità.....	88
7.3.1	Prove del cammino.....	89
7.3.2	Prove del cammino veloce.....	92
7.3.3	Prova di dorsiplantarflessione attiva.....	93
7.3.4	Prove di dorsiplantarflessione passiva.....	94
7.3.5	Prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino.....	96
7.4	Valutazione dello spostamento dei marker tecnici della gamba rispetto ai malleoli.....	97
7.4.1	Stima dello spostamento del guscio della gamba lungo le tre direzioni u,v,w.....	98
7.4.2	Stima dello scorrimento complessivo del guscio della gamba.....	99
7.5	Valutazione dello spostamento dei marker anatomici del piede rispetto ai marker tecnici del piede.....	101
7.5.1	Stima dello spostamento del guscio del piede lungo le tre direzioni utf,vtf,wtf.....	101
7.5.2	Stima dello scorrimento complessivo del guscio del piede.....	102
7.6	Calcolo di IHA e MHA.....	104
7.6.1	Calcolo degli IHA/MHA nel sistema di riferimento tecnico della gamba.....	107
7.6.2	Calcolo degli IHA/MHA nel sistema di riferimento anatomico della gamba.....	118
7.6.3	Passaggio dal sistema di riferimento tecnico della gamba al sistema di riferimento anatomico della gamba.....	122
7.6.3.1	Visualizzazione degli MHA nei piani frontale e trasversale...	124
7.6.3.2	Visualizzazione degli MHA nei piani sagittali mediale e laterale.....	132
8	Caratterizzazione meccanica dell'ortesi	138
8.1	Realizzazione del banco di misura.....	139
8.2	Dummy-leg e dummy-foot.....	141
8.3	Prove di flessione.....	142

8.3.1 Prova di flessione 1.....	144
8.3.2 Prova di flessione 2.....	146
8.3.3 Prova di flessione 3.....	147
8.3.4 Prova di flessione 4.....	148
8.3.5 Prova di flessione 5.....	150
8.3.6 Prova di flessione 6.....	151
8.4 Discussione dei risultati.....	152
9 Conclusioni e sviluppi futuri.....	153
Bibliografia.....	157
Sitografia.....	159

Capitolo 1

La caviglia: anatomia e biomeccanica

Per la realizzazione di un dispositivo ortesico è necessario conoscere l'anatomia e la biomeccanica dell'articolazione coinvolta. Il presente lavoro di tesi propone la progettazione di un'ortesi piede-caviglia, dunque è stato approfondito lo studio del complesso articolare della caviglia e dei segmenti ossei coinvolti.

La caviglia è un'articolazione del piede che svolge un ruolo fondamentale nella mobilità del corpo umano. Essa fa parte della famiglia delle “trocleoartrosi” caratterizzate da una tipica forma a troclea di una delle superfici articolari che si inserisce in una gola concava. L'equivalente meccanico della caviglia è una cerniera piana, poiché attorno al suo asse trasversale si sviluppa il movimento principale di flessione-estensione del piede nel piano sagittale.

1.1 Composizione anatomica dell'articolazione

Da un punto di vista anatomico la caviglia è un giunto in cui si accoppiano più di due segmenti ossei. Le strutture ossee coinvolte sono:

- la tibia;
- la fibula (o perone);
- l'astragalo (detto anche talo).

Nello specifico l'articolazione è costituita superiormente da tibia e fibula, rispettivamente internamente ed esternamente, ed inferiormente dall'astragalo.



Figura 1.1 Vista posteriore e laterale della caviglia

1.1.1 Tibia e Perone

La tibia è un osso lungo molto voluminoso e di forma triangolare nella sua parte distale.



Figura 1.1 Vista anteriore e posteriore di tibia e perone

L'epifisi prossimale ha una forma cuboidea e presenta due tuberosità dette condilo tibiale interno e condilo tibiale esterno. Le superfici superiori dei condili hanno una forma leggermente concava e perciò sono note come cavità glenoidee. Inoltre tra esse è presente l'eminenza intercondiloidea costituita dal tubercolo intercondiloideo mediale e dal tubercolo intercondiloideo laterale.

L'epifisi distale è caratterizzata dalla faccia inferiore che si articola con la superficie trocleare dell'astragalo, dalla faccia laterale che presenta un'incavatura connessa da legamenti all'estremità inferiore del femore ed infine dalla faccia interna che si prolunga verso il basso con una tuberosità nota come malleolo interno.

Infine la diafisi della tibia è di forma prismatica triangolare e presenta tre facce (mediale, laterale e posteriore) e tre margini (mediale, laterale e anteriore). Sono rilevanti la superficie laterale perché collegata alla membrana interossea tibio-

peroneale, cioè un foglietto di tessuto fibroso che unisce indirettamente tibia e perone, e la superficie posteriore che sulla cresta ossea della linea del soleo, origina il muscolo soleo del polpaccio.

Il perone è un osso lungo orientato verticalmente che si sviluppa sul lato esterno della tibia ed insieme ad essa completa lo scheletro della gamba. A differenza di tibia e femore, il perone è caratterizzato da una spiccata snellezza: infatti è noto che il suo volume sia circa 5 volte minore rispetto a quello della tibia.

L'epifisi prossimale presenta in posizione mediale sia una faccetta, che facilita il collegamento del perone al condilo tibiale laterale, sia una sporgenza nota come *processo stiloideo* che pone dei punti di aggancio per i capi terminali del muscolo bicipite femorale e del legamento collaterale peroneale. In aggiunta in posizione anteriore e posteriori vi sono diverse prominenze ossee per i legamenti tibio-fibulari superiori anteriori e posteriori e per il muscolo peroneo lungo.

L'epifisi distale è la parte più vicina alle ossa del piede. Le componenti anatomiche caratterizzanti questa estremità sono il malleolo laterale e la faccetta articolare che serve a unire il perone all'osso tibiale.

Infine il corpo centrale è rettilineo ed ha una forma prismatica triangolare. Al centro della faccia laterale si riscontra una depressione che accoglie i muscoli peronieri laterali, invece la faccia mediale è percorsa da una *cresta interossea* dove prende inserzione la *membrana interossea* della gamba e la faccia posteriore si predispone a varie inserzioni muscolari grazie alla sua rugosità.

1.1.2 Astragalo

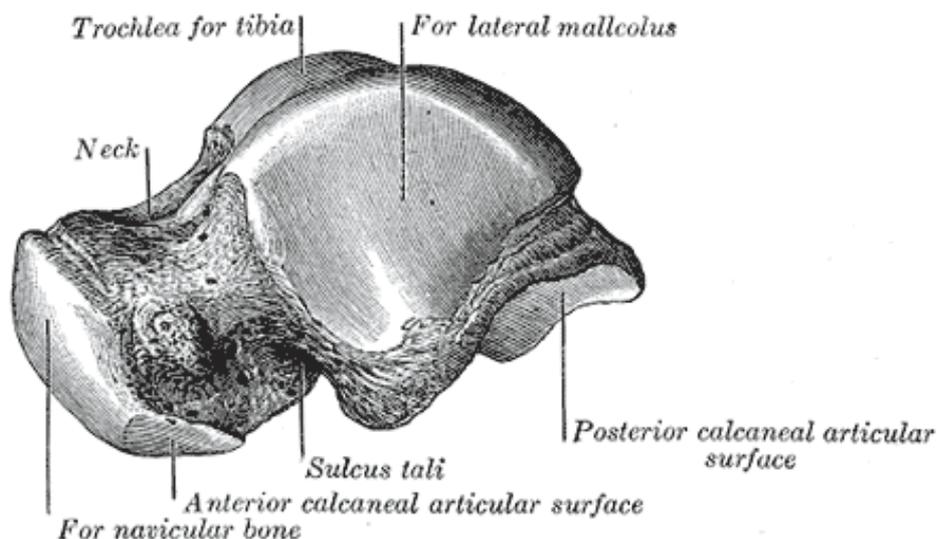


Figura 1.2 Visione laterale dell'astragalo

L'astragalo (o talo) è un osso breve del piede, localizzato nel tarso, formato da una testa rotondeggiante rivestita di cartilagine e collegata ad un corpo cubico mediante un collo di forma cilindrica. Esso si articola superiormente con la tibia ed il perone, inferiormente con il calcagno e anteriormente con il navicolare.

La testa dell'astragalo è situata in posizione distale ed è costituita da una superficie articolare sul davanti e due faccette (una mediale ed una laterale) sulla superficie inferiore. La prima superficie citata ha il compito di articolare l'astragalo all'osso navicolare. Sulla faccetta mediale si trova parte del legamento plantare calcaneo-navicolare che sostiene la testa dell'astragalo, mentre la faccetta laterale articola l'astragalo con la faccetta presente sulla parte anteriore del calcagno.

Quanto al collo dell'astragalo, su di esso sono localizzate varie superfici ruvide che fungono da punti d'inserzione per molti legamenti del piede.

Infine c'è il corpo che ha il compito di articolarsi con le estremità distali di tibia e perone formando l'articolazione talocrurale. Nel corpo si distinguono:

- la superficie superiore che unita al mortaio tibiale, ossia un incavo liscio presente sulla superficie inferiore dell'estremità distale della tibia, rappresenta il principale elemento costituente la caviglia;
- la superficie mediale su cui è presente un'area che congiunge la superficie mediale del corpo del talo con il malleolo mediale conferendo stabilità all'articolazione talocrurale;
- la superficie laterale che unisce la superficie laterale del corpo dell'astragalo con il malleolo laterale, dando stabilità all'articolazione talocrurale;
- la superficie posteriore che presenta un processo osseo su cui si inserisce il legamento talo-fibulare posteriore della caviglia;
- la superficie inferiore articolata con il calcagno.

1.1.3 Articolazioni della caviglia

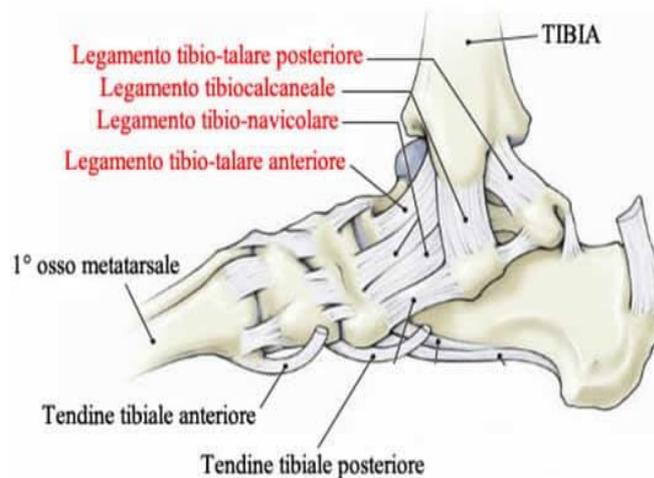
In definitiva la caviglia conta le seguenti articolazioni che si succedono in senso prossimo-distale:

- Articolazione tibio-peroniera distale che si sviluppa tra la superficie articolare tibiale della fibula e l'incisura fibulare della tibia ed è stabilizzata dai legamenti tibio-fibulari anteriore, posteriore ed interosseo;
- Articolazione talocrurale o tibio-tarsica che si instaura tra la troclea dell'astragalo ed il mortaio tibiofibulare, consistente nell'unione delle porzioni distali di tibia e del perone grazie al legamento tibio-fibulare interosseo;

- Articolazione astragalo-calcaneare costituita da due artrodie che si instaurano tra le superfici articolari calcaneari del talo e le superfici articolari astragaliche del calcagno.

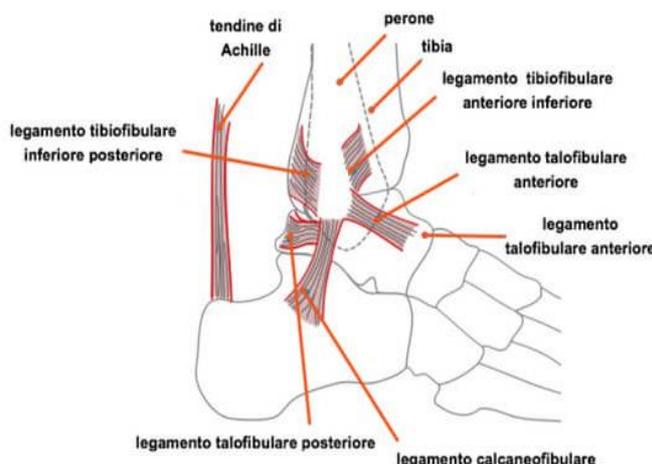
1.1.4 I legamenti delle articolazioni della caviglia

I legamenti della caviglia si dividono in mediali, detti anche deltoidei, e laterali. Questi sono costituiti da fasci di tessuto connettivo fibroso che tengono unite le estremità distali di tibia e perone alle ossa del tarso. La loro funzione principale è conferire stabilità alla caviglia durante i movimenti di plantarflexione, dorsiflessione, eversione ed inversione del piede. Stabilizzare significa impedire alla caviglia di effettuare di movimenti non appartenenti al ROM (Range of Movement), i quali potrebbero danneggiare le ossa delle articolazioni. La caviglia, inoltre, è soggetta a continue sollecitazioni (alte forze di compressione e di taglio) che nascono dal trasferimento del carico al piede e poi al terreno in un'area di appoggio molto limitata.



I legamenti mediali sono quattro: i legamenti talo-tibiale anteriore e talo-tibiale posteriore che uniscono il malleolo mediale al talo in due punti, il legamento tibio-calcaneale che unisce il malleolo al calcagno ed infine il legamento tibio-navicolare che collega il malleolo all'osso navicolare.

Figura 1.3 Legamenti mediali della caviglia



I legamenti laterali sono tre: i legamenti talo-fibulare anteriore e talo-fibulare posteriore che uniscono il malleolo laterale al talo in due punti ed il legamento calcaneo-fibulare che unisce il malleolo al calcagno.

Figura 1.4 Legamenti laterali della caviglia

1.1.5 I tendini delle articolazioni della caviglia

La stabilizzazione della caviglia durante il movimento avviene non solo grazie all'azione dei legamenti, ma anche grazie a quella dei tendini. Essi sono strutturalmente simili ai legamenti, con la differenza che collegano un muscolo ad un osso e non due ossa.

I tendini chiamati in causa sono:

- 1) Il tendine d'Achille che collega i muscoli del polpaccio all'osso calcaneale;
- 2) Il tendine tibiale anteriore grazie a cui il tibiale anteriore è collegato ad un osso tarsale del piede in posizione mediale;
- 3) Il tendine tibiale posteriore che unisce il muscolo tibiale posteriore alle ossa tarsali;
- 4) I tendini peronei che uniscono i muscoli peronei alle ossa tarsali del piede in posizione laterale.

1.2 Biomeccanica della caviglia

I movimenti in cui la caviglia è coinvolta sono:

- flessione plantare e flessione dorsale nel piano sagittale;
- abduzione ed adduzione nel piano trasversale;
- inversione ed eversione nel piano frontale.

Va detto che la plantarflexione e la dorsiflessione sono i movimenti più importanti che entrano in gioco nella mobilità della caviglia, mentre gli altri sono considerati secondari in quanto hanno dei ROM molto più piccoli.

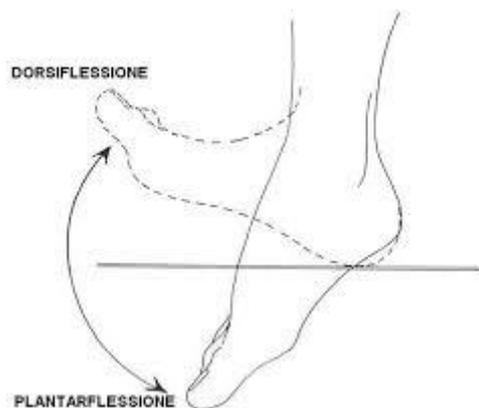


Figura 1.5 Movimenti di dorsiflessione e plantarflexione del piede

Per la dorsiflessione del piede (sollevamento della pianta) vengono azionati il muscolo tibiale anteriore, il muscolo estensore dell'alluce ed il muscolo estensore delle dita. Sapendo che la posizione di riferimento è quella in cui il piede è ortogonale

all'asse longitudinale della gamba, si valuta che l'angolo massimo è 20° in configurazione attiva e 30° in configurazione passiva. Spesso tale movimento è accompagnato ad un micromovimento di abduzione del piede a causa della complessità delle superfici articolari. Invece la plantarflessione del piede (sollevamento del tallone) richiede l'azione simultanea dei muscoli gemelli del polpaccio, del muscolo soleo del polpaccio, del muscolo plantare e del muscolo tibiale posteriore. In questo caso l'angolo massimo è 30° in configurazione attiva e 50° in configurazione passiva.

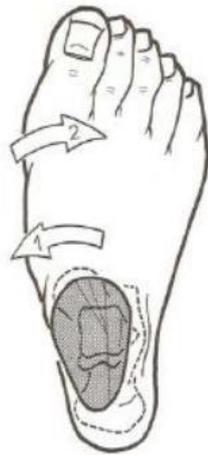


Figura 1.6 Movimenti di adduzione (1) e abduzione (2) del piede

Per quanto riguarda i movimenti di adduzione ed abduzione la posizione neutra è definita con il piede sul piano orizzontale. Si effettua un'abduzione quando la punta del piede si porta verso il piano di simmetria del corpo, mentre si ha un movimento di adduzione quando la punta del piede si allontana dal piano di simmetria. In generale l'ampiezza di tali movimenti del piede varia dai 35° ai 45° , ma l'abduzione può raggiungere anche 90° se sommata alle rotazioni interne ed esterne del ginocchio e dell'anca.

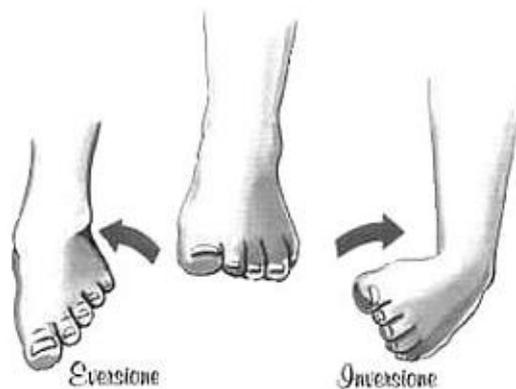


Figura 1.7 Movimenti di eversione ed inversione del piede

Infine si definiscono eversione ed inversione rispettivamente il sollevamento del margine laterale e mediale del piede e sono movimenti accoppiati con la rotazione interna ed esterna del piede. Prendendo come riferimento la posizione neutra definita in caso di flesso-estensione, si dice che l'ampiezza dell'inversione è di circa 50° e quella dell'eversione oscilla dai 20° ai 25° . Tali movimenti sono limitati dalla presenza di sporgenze ossee ed il sistema legamentoso del retro-piede.

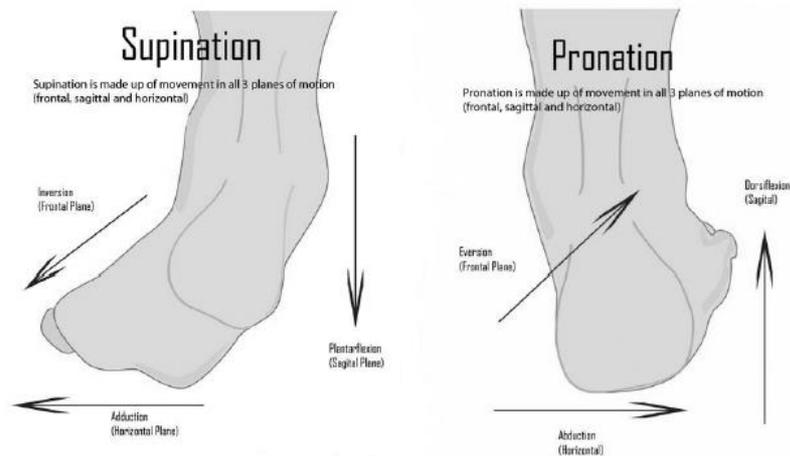


Figura 1.9 Movimenti di supinazione e pronazione del piede

La combinazione di questi movimenti semplici crea dei movimenti più complessi chiamati supinazione e pronazione, che definiscono la posizione della superficie plantare del piede. La supinazione, ossia lo spostamento della superficie plantare in posizione mediale, è il risultato di una flessione plantare, un'inversione e un'adduzione. Al contrario durante la pronazione, data dalla flessione dorsale addizionata all'eversione e all'abduzione, la superficie plantare del piede si sposta in senso laterale.

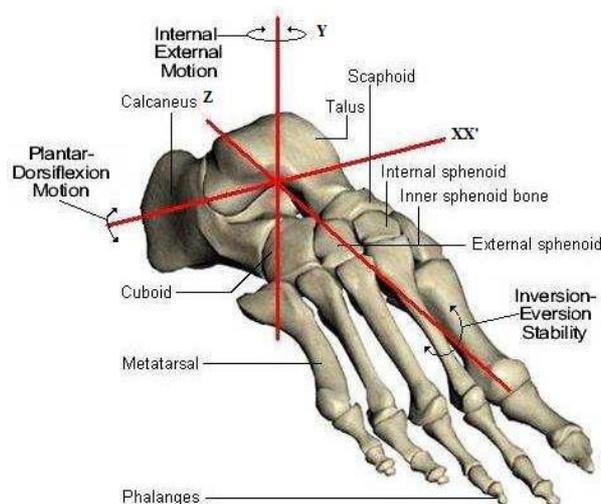


Figura 1.10 Assi del piede

Alcuni studi affermano che i movimenti complessi della caviglia, dati alla simultaneità di movimenti più semplici avvengono grazie al fatto che l'asse di rotazione è obliquo. La flessione-estensione della caviglia nel piano sagittale avviene attorno alla retta passante tra il malleolo mediale e laterale, l'eversione e l'inversione nel piano frontale avvengono attorno all'asse longitudinale del piede ed infine l'abduzione e l'adduzione nel piano trasversale avvengono attorno all'asse longitudinale della gamba.

1.2.1 Modello meccanico dell'articolazione

Come detto in precedenza, la caviglia è associata ad un giunto ad un singolo grado di libertà (DOF) poiché si ipotizza che tutti i movimenti diversi dalla flessione-estensione siano trascurabili. Dunque il suo equivalente meccanico è una cerniera piana, con asse di rotazione perpendicolare al piano sagittale, che blocca le traslazioni nello spazio sia della gamba sia del piede se visti come corpi rigidi.

In realtà il modello meccanico è poco realistico perché non tiene conto della presenza di muscoli, tendini e legamenti. Infatti a rigore i movimenti traslatori non sono completamente bloccati. Tuttavia l'ipotesi di giunto meccanico a singolo DOF è comunque "accolta" in letteratura, dove è messa in risalto anche la variabilità dell'asse di rotazione in ogni istante del ciclo del passo. In passato Inman [1] sosteneva che l'asse di rotazione fosse un asse fisso passante per i malleoli individuabile tramite la palpazione dei malleoli stessi. È stato dimostrato, invece, da Barnett and Napier (1952) e da Hicks (1953) [1] che esso non è un asse fisso, bensì è flottante perché durante il movimento il suo orientamento e la sua posizione variano. Ciò è un'ulteriore prova che il movimento della caviglia è molto più complesso di una semplice cerniera piana, motivo per cui si predispone ad uno studio supportato non dalla tradizionale cinematica, ma dalla teoria degli assi elicoidali.

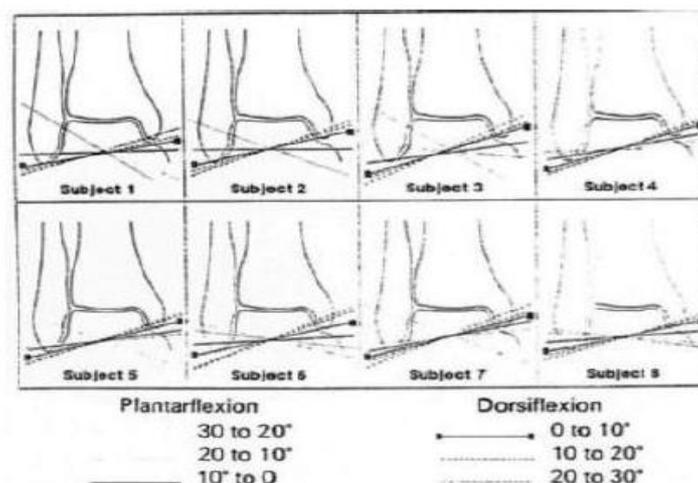


Figura 1.11 Assi MHA in plantarflessione e dorsiflessione [2]

Loundberg et al. (1989) [2] analizzò posizione ed orientamento dell'asse elicoidale medio (MHA) in otto soggetti che eseguivano alcuni atti motori, tra cui dorsiflessione e plantarflessione. L'asse stesso venne proiettato nei piani trasversale e frontale e si dimostrò che l'asse intorno a cui si sviluppava la plantarflessione era più orizzontale ed inclinato medialmente verso il basso rispetto a quello della dorsiflessione. In definitiva veniva smentita l'idea secondo cui la flessione e l'estensione avvenivano intorno allo stesso asse.

Capitolo 2

Analisi del cammino

L'analisi del cammino, altrimenti detta "Gait Analysis", fornisce informazioni quantitative circa la deambulazione di un soggetto. Mediante un'apposita strumentazione, durante la locomozione, vengono rilevate grandezze cinematiche, dinamiche ed elettromiografiche con cui valutare eventuali variazioni rispetto ad una situazione di normalità. Essendo un fenomeno periodico, si suppone che tutte le grandezze che caratterizzano il cammino possano essere valutate all'interno di un singolo ciclo.

E' noto che la caviglia sia fortemente coinvolta nella deambulazione, motivo per cui questo tipo di analisi è chiamato in causa non solo nello studio delle patologie che la interessano, ma anche nella pianificazione di trattamenti riabilitativi e nel follow-up.

2.1 Il ciclo del passo

Si definisce "ciclo del passo" una sequenza di atti motori in cui entrambi gli arti inferiori entrano in contatto con il suolo.

Tali azioni vengono effettuate in modo sequenziale e ciclico: infatti si definisce un periodo T , detto "passo", pari all'intervallo di tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede. Di conseguenza è detto "semipasso" la distanza tra l'appoggio di un piede e l'appoggio della stessa parte del piede controlaterale.

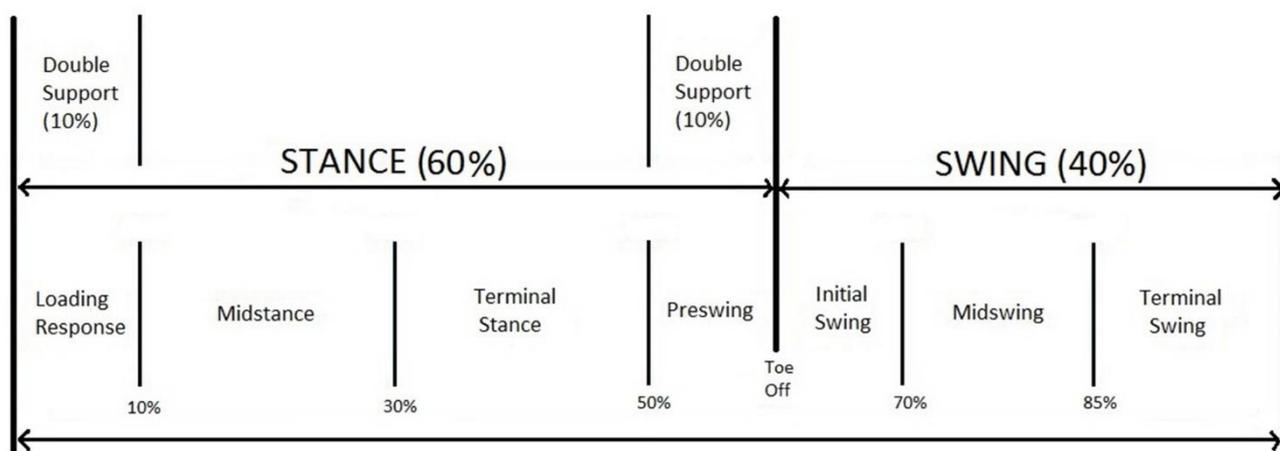


Figura 2.1 Fasi del ciclo del passo

Le fasi principali del ciclo del passo sono:

- 1) Fase di appoggio (o *stance*): è il 60% del ciclo totale ed è pari all'intervallo di tempo in cui il piede è a contatto con il terreno;

2) Fase di oscillazione (o *swing*): è il 40% del ciclo totale ed è pari all'intervallo di tempo in cui il piede è sollevato da terra per far avanzare l'arto.

Più nel dettaglio la fase di appoggio è convenzionalmente divisa in:

- **initial contact**: il tallone del piede proiettato in avanti è a contatto con il suolo;
- **loading response**: si ha il doppio appoggio iniziale;
- **mid-stance**: prima metà dell'intervallo di appoggio singolo che termina quando si raggiunge la stabilità dell'arto e del tronco ed il peso del corpo è allineato con l'avampiede;
- **terminal stance**: termina l'appoggio singolo, il peso del corpo è trasferito sull'avampiede;
- **preswing**: trasferimento del peso del corpo da un arto all'altro.

Invece la fase di *swing* si divide in:

- **initial swing**: il piede che si alza dal suolo, l'arto avanza fino ad una posizione parallela al piede in appoggio;
- **mid-swing**: l'arto oscillante avanza fin quando la tibia raggiunge una posizione parallela all'arto in appoggio;
- **terminal swing**: si completa l'avanzamento dell'arto fin quando il piede entra in contatto con il suolo.

2.2 Tecniche di analisi del cammino

Per l'analisi della deambulazione vengono usate svariate tecniche. Tra le più importanti ritroviamo:

1. Misure del movimento;
2. Misure di movimenti angolari relativi dei segmenti nelle articolazioni;
3. Posizione spaziale di punti notevoli;
4. Misura delle forze di reazione del terreno;
5. Elettromiografia;
6. Calorimetria indiretta.

2.2.1 Misure del movimento

I descrittori geometrici e i tempi delle fasi del cammino presi in considerazione nella *Gait Analysis* sono:

- Lunghezza del passo;
- Lunghezza del semi-passo;

- Larghezza del passo: distanza laterale tra i centri dei talloni di due impronte consecutive;
- Angolo di piede: angolo di orientamento esterno o interno.

Queste quattro grandezze vengono rilevate attraverso l'osservazione delle impronte ottenute facendo camminare il soggetto all'interno di una vasca con della sabbia.

Le restanti sono:

- Durata del ciclo del passo;
- Durata della fase di appoggio;
- Durata della fase di oscillazione;
- Durata della fase di doppio appoggio;
- Cadenza del passo: numero di passi effettuati in un certo intervallo di tempo (per un soggetto sano adulto è pari a 110 passi/minuto);
- Velocità del passo: distanza percorsa in un determinato periodo di tempo.

2.2.2 Misura dei Movimenti Angolari

I movimenti angolari vengono registrati con degli elettrogoniometri che misurano l'angolo tra due segmenti corporei durante il loro moto relativo.



Figura 2.2 Elettrogoniometro per la misura dell'angolo al gomito

L'output dello strumento, in cui è presente un potenziometro, è un segnale elettrico proporzionale all'angolo di flessione che poi viene graficato in funzione della percentuale del ciclo del cammino. Prima dell'affermarsi della tecnologia wireless la maggiore limitazione di questa tecnica era la presenza dei vari fili, necessari per l'alimentazione ed il trasporto dei segnali, che ostacolavano i movimenti del soggetto

esaminato. Ad oggi questo problema è stato risolto, ma comunque rimangono i limiti dell'accuratezza e dell'ingombro dello strumento.

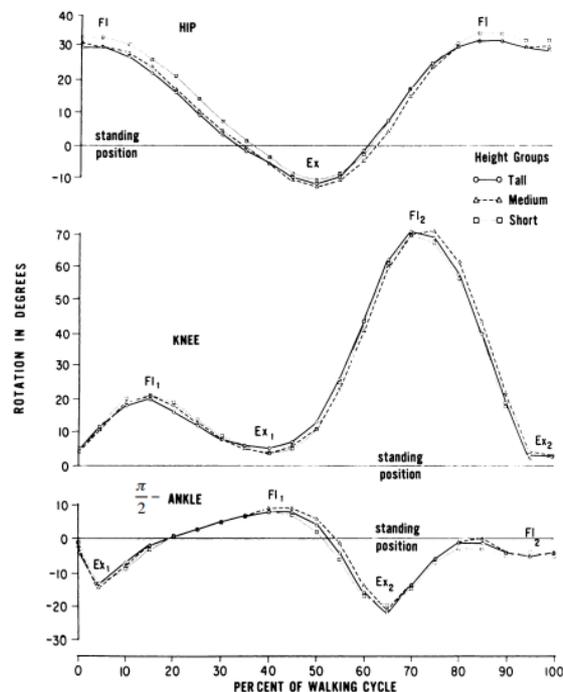


Figura 2.3 Andamento medio degli angoli articolari

2.2.3 Posizione spaziale di punti notevoli

Per mettere in atto una misura di questo tipo è necessario un sistema di “motion capture”. Si tratta di un set di almeno due videocamere, calibrate e fisse, che acquisiscono immagini del soggetto in movimento.

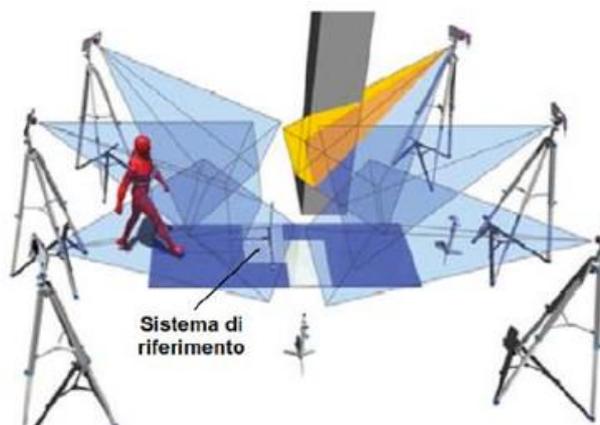


Figura 2.4 Sistema di "motion capture"

Al soggetto vengono applicati, su punti di repere anatomici, dei marker sferici riflettenti che vengono poi illuminati da una sorgente luminosa. Usufruendo della

stereofotogrammetria, si elaborano le immagini 2D del set di videocamere e si calcola la posizione dei marker nello spazio 3D rispetto ad un sistema di riferimento globale del laboratorio. Successivamente, processando i dati di posizione, si possono calcolare le velocità e le accelerazioni di spostamento dei marker.

2.2.4 Forze di reazione del terreno

Il calcolo delle forze di reazione del terreno avviene mediante una pedana dinamometrica, in cui sono integrate delle celle di carico.

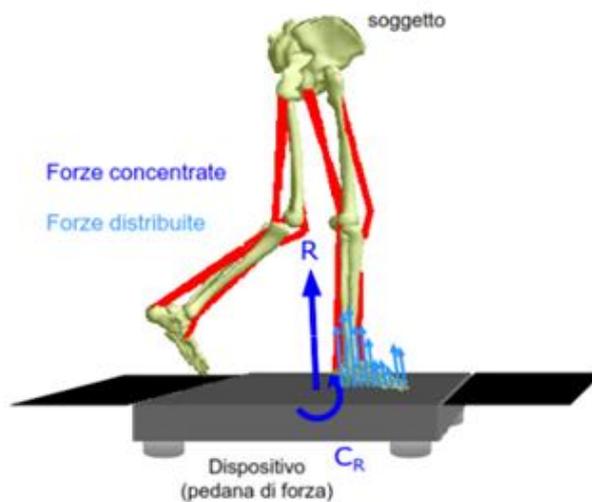


Figura 2.5 Pedana dinamometrica

Così come si può osservare in Figura 2.5, l'output della misura consiste in una forza risultante R e di un momento risultante C_R scomponibili lungo i tre assi di un sistema di riferimento tridimensionale.

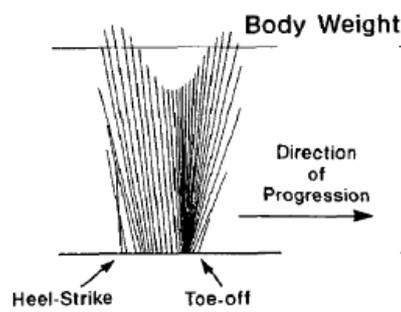


Figura 2.6 Vettogramma delle forze di reazione del terreno

Con questa tecnica si può ricavare anche un “vettogramma”, ossia una rappresentazione grafica dell'andamento della reazione d'appoggio del piede durante la deambulazione. Confrontando l'andamento delle componenti di forza o momento di un certo soggetto con un andamento fisiologico, possono essere riconosciute eventuali patologie.

2.2.5 Elettromiografia

Il prelievo del segnale elettromiografico ha luogo mediante l'uso di elettrodi e serve a stimare l'attività muscolare. Nella maggior parte dei casi vengono posizionati elettrodi di superficie in corrispondenza dei muscoli che si attivano nelle varie fasi del ciclo del cammino e ne si stima il grado di attivazione.

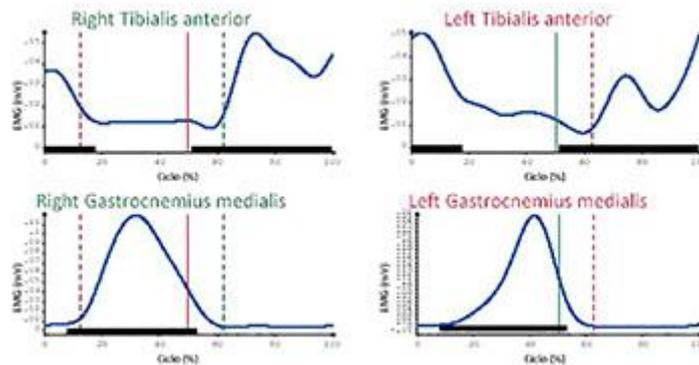


Figura 2.7 Esempio di analisi elettromiografica

2.3 Analisi dinamica inversa

Mediante l'analisi dinamica inversa possiamo valutare gli effetti delle forze esterne e delle sollecitazioni che nascono in corrispondenza della caviglia o anche di qualsiasi altra articolazione.

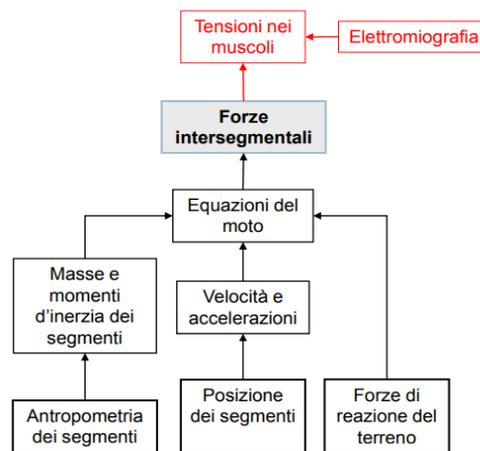


Figura 2.8 Analisi dinamica inversa

Definendo il corpo umano come una catena cinematica seriale costituita da segmenti rigidi e dando in ingresso informazioni quali:

- dati antropometrici ed inerziali: lunghezze, masse e momenti di inerzia ottenuti con rilievi su cadaveri, tecniche di scanning radiografico o tecniche antropometriche;
- dati cinematici: posizione, velocità ed accelerazione lineare dei baricentri usando rapporti antropometrici e posizione di punti notevoli; posizione, velocità ed accelerazione angolare dei segmenti usando la stereofotogrammetria;
- dati dinamici: reazione del terreno e forze/momenti esterni applicati mediante pedane dinamometriche.

è possibile determinare le forze generalizzate F nei giunti e, a posteriori, verificare i risultati ottenuti con delle prove sperimentali (EMG). Inoltre è possibile scomporre le forze ed i momenti lungo tre assi anatomici dei giunti per dare una valutazione clinica.

Si considerano l'asse medio-laterale del segmento prossimale, l'asse longitudinale del segmento distale ed un asse perpendicolare agli altri due così da calcolare le reazioni vincolari ed i momenti di flessione-estensione, di rotazione interna-esterna e di abduzione-adduzione rispettivamente.

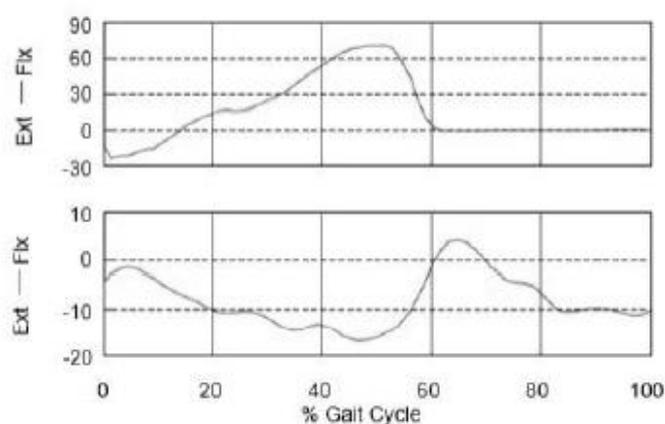


Figura 2.9 Sollecitazioni (momento in Nm sopra; angolo in gradi sotto) a livello della caviglia

In Figura 2.9, a titolo di esempio, sono rappresentati gli andamenti del momento agente sulla caviglia e l'angolo di caviglia durante il cammino. Essi sono palesemente speculari rispetto all'asse delle ascisse: nella fase iniziale del cammino un momento negativo regola il passaggio da una dorsiflessione ad una plantarflexione; nel 50% del ciclo si torna ad una dorsiplantarflexione che fornisce la spinta necessaria alla fase di oscillazione e consente alla punta del piede di sollevarsi dal suolo evitando al soggetto di inciampare.

Capitolo 3

Ankle-Foot Orthosis (AFO)

L'Organizzazione Internazionale degli Standard definisce un'ortesi “un dispositivo esterno utilizzato al fine di modificare le caratteristiche strutturali o funzionali dell'apparato neuro-muscolo-scheletrico”.

Le ortesi sono utilizzate in ortopedia ed in traumatologia per il trattamento di determinate patologie e per supportare il paziente in una sua funzione. Esse generalmente garantiscono l'immobilizzazione parziale o totale di un'articolazione coinvolta in traumi, interventi chirurgici, artrosi o distorsioni dei legamenti. Perciò il loro impiego è molto comune nel settore della riabilitazione e della rieducazione funzionale in quanto si riduce il carico su un'articolazione e quindi il dolore. Infine vengono adoperate anche a scopo preventivo per pazienti affetti da osteoporosi o cedimenti ossei.



Figura 3.1 Esempio di ortesi per gomito

Le ortesi possono essere raggruppate in più famiglie in base a diversi criteri.

Una prima classificazione è in ortesi fabbricate su misura presso delle officine ortopediche ed ortesi standardizzate, ossia pre-fabbricate, con possibilità di essere adattate al paziente. Invece a seconda dell'impiego si dividono in statiche e dinamiche. Le prime non sono soggette ad alcun carico e garantiscono l'allineamento di un segmento corporeo per limitare retrazioni muscolari e tendinee. Le seconde, invece, sfruttano al meglio le forze muscolari residue e ne aumentano la funzionalità

al fine di supportare il paziente nel cammino e nel mantenimento della posizione eretta.

Un'ulteriore classificazione delle ortesi è in base alla parte del corpo su cui viene applicata: vi sono le ortesi di tronco, di arto superiore e di arto inferiore. A loro volta, le ortesi di arto inferiore si dividono in:

- FO (Foot Orthosis), cioè quelle per il solo piede (plantari);
- AFO (Ankle Foot Orthosis) fino all'articolazione tibio-tarsica;
- KAFO (Knee Ankle Foot Orthosis) fino al ginocchio;
- HKAFO (Hip-Knee-Ankle-Foot Orthosis) che comprendono anche l'anca.

3.1 Alterazioni del piede e del ciclo del passo

Oggetto di questo studio è la progettazione di un'ortesi caviglia-piede. E' noto che le AFO sono tra le più utilizzate tra le ortesi di arto inferiore e vengono prescritte per correggere alterazioni del piede, quindi del ciclo del passo, dovute a squilibri di origine centrale e periferico. Esse correggono le deformità del piede e della caviglia influenzando sull'eversione, l'inversione, sulla flessione plantare e dorsale del piede.

Tra le patologie invalidanti del piede si distinguono:

- *Piede piatto* : l'arco plantare mediale è più basso del normale o è completamente assente. La parte centrale interna dei piedi appoggia completamente al suolo, alterando la distribuzione del peso sui piedi e predisponendo quest'ultimi a fenomeni dolorosi e degenerativi. Una delle conseguenze di questo problema è l'**iperpronazione**: il piede, durante la fase d'appoggio del ciclo del passo, ruota eccessivamente verso l'interno o ruota in un momento in cui non dovrebbe. Così il peso del corpo è spostato sul lato mediale del piede, anziché sull'intera pianta, per cui il piede tenterà di riconquistare stabilità con un movimento opposto a quello imposto dalla rotazione verso l'interno.

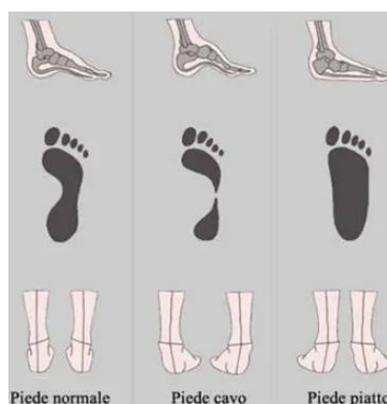


Figura 3.2 Confronto tra piede normale, cavo e piatto

- *Piede cavo* : l'arco plantare mediale è più alto rispetto alla norma, dunque l'appoggio al suolo e la distribuzione del peso corporeo sui piedi sono alterati. Nello specifico l'appoggio interessa solo il tallone e la zona anteriore, perciò possiamo avere un'inversione del ritmo del passo poiché il soggetto tende ad effettuare il primo contatto con la parte anteriore e solo in un secondo momento con il calcagno.
- *Piede Equino* : la parte anteriore del piede tende ad essere rivolta verso il basso e molti pazienti presentano anche la parte posteriore del piede non in linea con la gamba. La volta plantare è particolarmente accentuata in altezza con possibile prominente dorsale ed eccessiva flessione delle dita. Si ha la tendenza a camminare appoggiando la punta sul suolo, sovraccaricando l'avampiede ed il calcagno.



Figura 3.3 Piede equino

- *Ginocchio varo* : disallineamento di femore e tibia tale per cui le due ginocchia puntano verso l'esterno, allontanandosi dal piano sagittale. Il ginocchio varo comporta un sovraccarico del compartimento mediale del ginocchio durante la deambulazione.

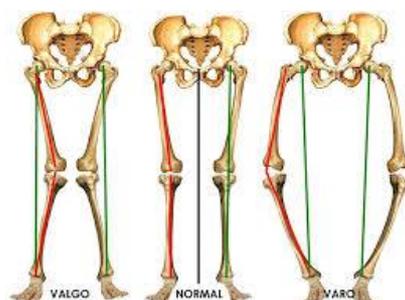


Figura 3.4 Varismo e Valgismo

- *Ginocchio valgo* : gli assi longitudinali del femore e della tibia deviano verso l'interno portando le ginocchia ad avvicinarsi l'una all'altra e formando un angolo ottuso aperto lateralmente. Le gambe assumono una caratteristica forma “ad X”. Tra le cause ritroviamo insufficienza muscolare, incapacità della caviglia di compiere la dorsi-flessione ed anomalia anatomica di bacino, femore, tibia o piede.
- *Drop foot* : impossibilità di dorsiflettere il piede a causa di una lesione del nervo peroneo comune oppure della paralisi dei muscoli della zona anteriore degli arti inferiori. Spesso può essere conseguenza della sclerosi multipla, ossia una malattia neurodegenerativa demielinizzante. Avviene una reazione del sistema immunitario che mette in atto un attacco contro la mielina e distrugge gli oligodendrociti che la producono. Le aree in cui la mielina è persa sono chiamate “placche” e sono frequenti nei nervi ottici, nel cervelletto e nel midollo spinale.



Figura 3.5 Drop Foot

- *Ictus* : chiusura o rottura di un vaso cerebrale con successivo danneggiamento delle cellule cerebrali a causa di un'ischemia, ossia mancanza di ossigeno e nutrimenti portati dal sangue, oppure di un'emorragia cerebrale, cioè la compressione dovuta al sangue uscito dal vaso. Dopo un ictus si possono riscontrare problemi di movimento, paralisi degli arti di un lato del corpo, difficoltà di linguaggio o di pensiero.

Per quanto riguarda il ciclo del passo, sono state riscontrate delle anomalie nei soggetti che hanno subito un'emiparesi. In particolare si è notato mediante alcuni studi che la velocità media del cammino decrementa: la fase di appoggio è maggiore sia per l'arto sano che per quello patologico ed inoltre il tempo di doppio supporto è maggiore. Inoltre, come si nota in Figura 3.6, è evidente che la simmetria tra le fasi di appoggio e oscillazione viene persa in caso di soggetti patologici, alterando le percentuali proprie di un soggetto normodotato.

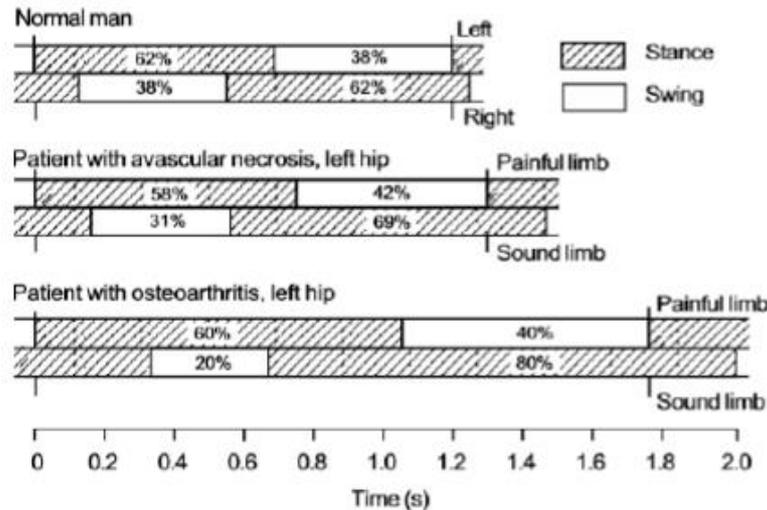


Figura 3.6 Fasi del cammino in un soggetto sano e due soggetti patologici [Vaughan et al., 1999]

- *Sclerosi laterale amiotrofica*: malattia neurodegenerativa che colpisce selettivamente i motoneuroni sia centrali che periferici. Le conseguenze più importanti della SLA sono rigidità muscolare, contrazioni muscolari e graduale debolezza a causa della diminuzione delle dimensioni dei muscoli. Ciò comporta difficoltà di parola, della deglutizione e della respirazione.
- *Poliomielite*: malattia infettiva a carico del sistema nervoso centrale che colpisce i neuroni motori del midollo spinale. Essa provoca la paralisi flaccida dei muscoli innervati e quindi la loro atrofia.
- *Paralisi cerebrale infantile*: disturbo della postura e del movimento dovuto ad alterazioni della funzione cerebrale infantile prima che il sistema nervoso centrale abbia completato il suo sviluppo. Si ha una perdita più o meno estesa di tessuto cerebrale che provoca alterazioni delle funzioni motorie. La lesione a carico del cervello non può essere oggetto di guarigione, ma essa non tende al peggioramento perché non ci sono fenomeni degenerativi. I soggetti patologici possono essere sottoposti a riabilitazione o anche operazioni chirurgiche.

3.2 Funzione di un'ortesi

Come detto in precedenza, l'ortesi è un dispositivo che tende al miglioramento della funzione di una parte del corpo presente, ma compromessa e deficitaria dal punto di vista biomeccanico. È importante rimarcare la sostanziale differenza con una protesi che invece sostituisce una parte del corpo mancante.

L'azione di un'ortesi si traduce in:

- sostegno e quindi sostituzione dell'azione di muscoli deficitari o articolazioni lasse;
- semplificazione del compito motorio e guida ad esso;
- opposizione all'azione deformante di muscoli spastici;
- allineamento dei segmenti ossei;
- regolazione dei rapporti tra forze esterne e articolazioni portanti.

Al fine di realizzare i punti discussi vi è un controllo sulle forze assiali, sul momento agente sui giunti articolari e sulla direzione delle forze applicate.

Essendo un dispositivo medico un'ortesi deve necessariamente tutelare la salute del paziente. Ciò significa che in fase di progettazione è necessario assicurare che abbia sufficiente resistenza ai carichi a cui è sottoposta, sia costituita di materiale biocompatibile, sterile e non tossico e non porti alcun dolore o fastidio al paziente. In particolare bisogna evitare che all'interfaccia utente-ortesi vi siano carichi eccessivi, sfregamento e scarso apporto di nutrienti e ossigeno o coagulazione termica con successiva necrosi cellulare.

3.3 Stato dell'arte delle AFO

Le ortesi caviglia-piede possono essere categorizzate in passive ed attive. Quanto alle ortesi passive è possibile avere un'ulteriore suddivisione in ortesi articolate e non. Le ortesi non articolate vengono utilizzate quando è necessario immobilizzare l'articolazione su tutti i piani: questo è il caso di piede talo (a causa di flessori plantari della caviglia deboli l'appoggio avviene prevalentemente sul calcagno) oppure il caso di spasticità dei flessori dell'articolazione tibio-tarsica (appoggio sul suolo sulla punta del piede).

Tra le ortesi più diffuse sul mercato odierno si citano:

1. Solid AFO;
2. Posterior Leaf Spring AFO;
3. Dynamic AFO;
4. Hinged AFO.

3.3.1 Solid AFO

Le AFO rigide sono ortesi non articolate con cui controllare il complesso caviglia-piede nei tre piani e quindi immobilizzare totalmente l'articolazione.

Sono realizzate in materiale plastico e spesso sono fabbricate su misura. La scelta del materiale, dunque della rigidità, ha una notevole importanza poiché il movimento del soggetto non deve essere ostacolato. Nello specifico la rigidità influenza la fase

di distacco del tallone dal suolo in cui la caviglia esegue un movimento di plantar flessione in risposta alla forza di reazione del terreno che a sua volta induce la dorsiflessione del piede. Qualora la rigidità dell'ortesi risulti eccessiva, la deambulazione potrebbe destabilizzarsi.



Figura 3.7 Esempio di Solid AFO

Le AFO rigide trovano impiego in caso di debolezza o spasticità dei muscoli della caviglia o del ginocchio, tendinite di Achille, piede equino, *drop foot* ecc.

3.3.2 Posterior Leaf Spring AFO



Figura 3.8 Esempio di Posterior Leaf Spring AFO

Si tratta di ortesi semi-rigide che garantiscono un maggiore controllo del movimento della tibia rispetto alle AFO rigide. Sono realizzate in materiale soffice nelle zone di maggiore pressione sull'arto e materiale plastico conferendo alta elasticità e flessibilità. Esse sono destinate ad utenti affetti da *drop foot*, ove i dorsiflessori non lavorano in modo appropriato, ed assistono il paziente durante la deambulazione dando sia maggiore stabilità alla fase di appoggio sia alla fase di oscillazione regolando la plantar flessione.

Va detto che in questa categoria rientrano le AFO in cui lo scafo della gamba è a contatto con il polpaccio: tuttavia esiste una versione duale “Anterior Leaf Spring AFO” ove lo scafo della gamba è a contatto con la parte anteriore della tibia.

3.3.3 Dynamic AFO



Figura 3.9 Esempio di Dynamic AFO (Ossur)

Le ortesi dinamiche possono essere paragonate idealmente ad una molla per il loro funzionamento: durante la fase di appoggio immagazzinano energia che viene restituita nella fase di *pre-swing* incrementando la spinta e diminuendo il dispendio energetico della camminata. A questo proposito infatti anche il design tende a preservare l'efficienza della deambulazione, prediligendo strutture poco invasive e con il calcagno lasciato "libero". Il materiale prediletto è la fibra di carbonio perché molto leggero ed elastico.

Fanno uso di queste ortesi soggetti affetti da *drop foot* ; al contrario è sconsigliata a pazienti con alte deformità e spasticità della caviglia e del piede.

3.3.4 Hinged AFO

Fanno parte di questa famiglia le ortesi articolate ovvero costituite non da un unico componente, bensì da due scafi plastici (uno per la gamba ed uno per il piede) tenuti insieme da un giunto meccanico realizzato generalmente in metallo. In particolare si parla di una cerniera che può essere ad asse fisso oppure ad asse flottante. Mediante queste AFO sono consentiti i movimenti di flessione-estensione nel piano sagittale entro un certo range che varia a seconda del paziente, ma sono bloccati i movimenti negli altri due piani mediante dei fermi.



Figura 3.10 Esempi di Hinged AFO

La presenza dei fine corsa consente di adattare queste particolari ortesi alle esigenze di una vasta gamma di pazienti affetti da diverse patologie (*drop-foot*, piede equino, emiplegia ecc) e di conseguenza limitare/bloccare i movimenti che non è possibile eseguire. Ad esempio se un paziente è colpito da spasticità dei flessori plantari, in fase di progettazione si inserirà un fine corsa in grado di bloccare la flessione plantare.

Molti studi sostengono la tesi secondo cui le AFO articolate siano molto più performanti rispetto alle rigide. Ad esempio in [3] sono stati considerati 19 soggetti, affetti da paralisi cerebrale, che hanno effettuato delle prove di deambulazione in tre diverse condizioni:

1. piede sinistro con scarpa e piede destro con scarpa;
2. piede sinistro con scarpa e piede destro con AFO rigida;
3. piede sinistro con scarpa e piede destro con AFO articolata.

E' stato dimostrato che la condizione (3) genera un movimento di dorsiflessione della caviglia più vicino a quello normale rispetto alla condizione (2): gli angoli sia alla caviglia sia al ginocchio in (3) hanno andamento e valori simili al caso fisiologico. Inoltre nella condizione (3) si produce maggiore energia in fase di pre-pendolamento che si traduce in una flessione plantare più intensa.

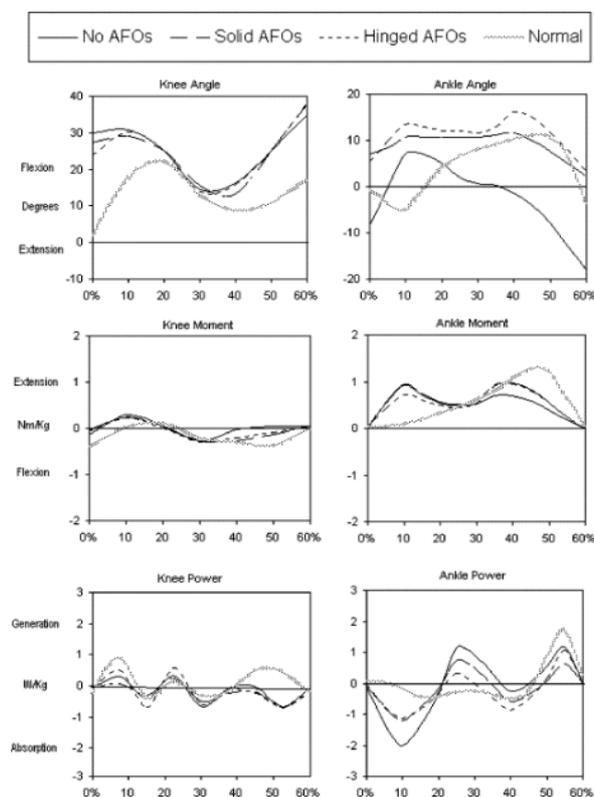


Figura 3.11 Angolo, momento e potenza alla caviglia e al ginocchio [Sandra A. Radtka et al., 2005]

Capitolo 4

Analisi del Movimento

Il movimento umano è un meccanismo complesso che coinvolge il sistema nervoso centrale, il sistema nervoso periferico e l'apparato muscolo-scheletrico. Negli ultimi anni l'analisi del movimento si è affermata nel campo della medicina riabilitativa in quanto è un esame oggettivo, quantitativo e non invasivo delle limitazioni funzionali che scaturiscono da una certa patologia.

I metodi attualmente in uso mettono a disposizione dei clinici informazioni cinematiche, dinamiche e elettromiografiche: sulla base di dati quantitativi vengono effettuate valutazioni sul movimento e su eventuali alterazioni dovute a disfunzioni.

Le applicazioni più importanti dell'analisi del movimento si trovano in:

- campo clinico: analisi del sistema di controllo dell'equilibrio, valutazione dell'efficacia di trattamenti farmacologici, chirurgici e riabilitativi, conoscenza della fisiopatologia dell'apparato scheletrico e locomotore, progettazione e validazione di protesi/ortesi;
- campo ergonomico: progettazione biomeccanica di attrezzi di lavoro;
- campo sportivo: definizione di programmi di allenamento per evitare infortuni e migliorare le performance di atleti.

4.1 Sistemi di Analisi Cinematica del Movimento

Con analisi cinematica si intende l'insieme dei metodi con cui determinare posizione, velocità ed accelerazione di punti predefiniti nello spazio. Contestualmente al movimento umano lo scopo è quantificare il movimento dei segmenti corporei e gli angoli articolari attorno a varie direzioni.

I sistemi di analisi cinematica si dividono in non strumentali e strumentali. I sistemi non strumentali sono così definiti perché non necessitano di strumentazione: ad esempio per ricavare i descrittori geometrici del cammino è sufficiente analizzare l'impronta ottenuta facendo camminare il soggetto in una vasca riempita di sabbia. I sistemi di analisi strumentale a loro volta si dividono in ottici e non ottici.

4.1.1 Sistemi non ottici

I sistemi non ottici hanno la caratteristica principale di non adoperare telecamere, perciò possono essere installati anche in ambienti diversi da laboratori. Svantaggi da citare sono l'impossibilità di ottenere informazioni diverse dall'ultima posizione registrata ed il lungo tempo di preparazione del soggetto.

Si distinguono sistemi elettromeccanici, sistemi inerziali e sistemi magnetici.

Sistemi elettromeccanici

Per lo studio di singole sezioni corporee nel piano sagittale vengono usati gli elettrogoniometri che fanno parte dei sistemi elettromeccanici. Essi misurano escursioni angolari delle articolazioni quali caviglia, ginocchio ed anca durante il movimento.

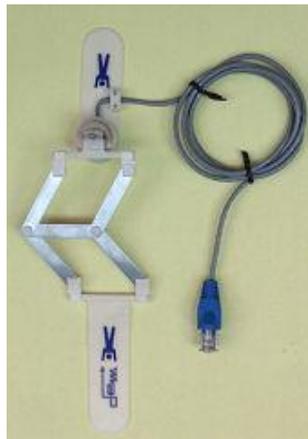


Figura 4.1 Goniometro

L'elettrogoniometro è costituito da un potenziometro ad alta linearità montato su una struttura a parallelogramma articolato tale che compensi la variabilità della posizione del centro di rotazione articolare. Esso si pone direttamente sulla cute ed è capace di misurare in tempo reale l'angolo tra due segmenti ossei adiacenti. Si tratta di strumenti molto semplici ed economici che però presentano un'accuratezza bassa (l'errore può arrivare fino a 10°) e la possibilità di errore nel posizionamento in soggetti in forte sovrappeso.

Sistemi inerziali

Accelerometri e giroscopi appartengono alla famiglia dei sistemi inerziali. Gli accelerometri misurano l'accelerazione del segmento corporeo su cui sono posizionati, i giroscopi invece misurano l'accelerazione angolare sfruttando la legge di conservazione del momento angolare.

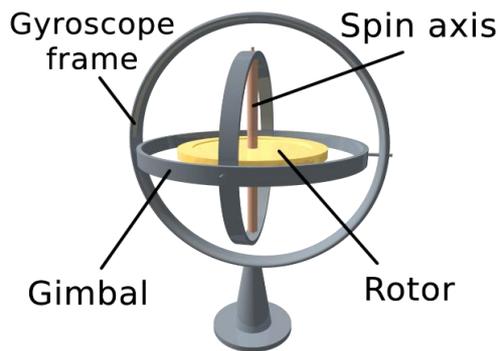


Figura 4.2 Giroscopio

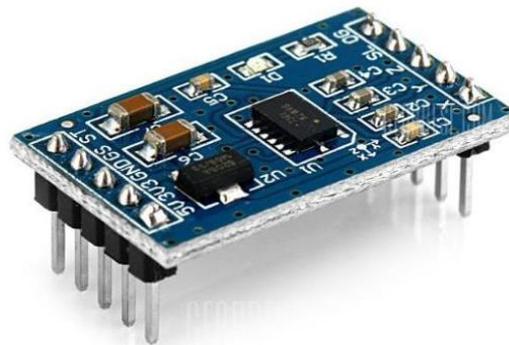


Figura 4.3 Accelerometro triassiale

Sistemi magnetici

I sistemi magnetici misurano sia la posizione sia l'orientamento del segmento articolare su cui sono posti. Ciò che si misura è la differenza di campo magnetico tra un generatore di campo ed un sensore posto sulla zona di interesse. E' importante non avere distorsione del segnale, causata dalla presenza di materiali ferromagnetici, in quanto si potrebbe avere un abbassamento dell'accuratezza. Inoltre il volume di cattura è molto ridotto rispetto ai sistemi elettromeccanici e la risposta del sensore può essere non lineare.

4.1.2 Sistemi ottici

I sistemi ottici utilizzano un set di telecamere calibrate, sincronizzate e disposte in posizioni differenti di un laboratorio. Combinando e processando le immagini delle telecamere si ricostruisce il movimento del soggetto a partire dalle posizioni assunte da punti specifici del corpo in vari istanti di tempo rispetto al sistema di riferimento globale del laboratorio. Per percepire il moto nella sua tridimensionalità si sfruttano i principi della stereofotogrammetria: è noto che il sistema visivo umano è caratterizzato dalla stereopsi, ossia la capacità di unire due immagini di uno stesso oggetto per cogliere informazioni circa la sua profondità e quindi generare una visione tridimensionale.

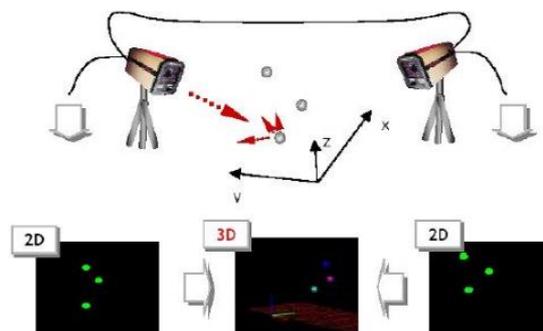


Figura 4.4 Ricostruzione 3D di un punto

Un generico sistema ottico è costituito da una parte hardware destinata all'acquisizione delle immagini nello spettro del visibile o dell'infrarosso ed una parte software per la successiva elaborazione da cui si ricava una stima delle variabili cinematiche.

Più nel dettaglio si predispone un numero di telecamere che varia in base alla complessità sia del movimento da ricostruire sia del modello biomeccanico utilizzato. Sono sufficienti da 2 a 4 telecamere per analizzare il movimento unilateralmente, invece un set di 6 telecamere analizza completamente movimenti in volumi ridotti ed infine 10 o più telecamere ricostruiscono gesti sportivi o movimenti in volumi più estesi.

La frequenza di acquisizione delle telecamere di solito varia tra 100 e 1000 fps : più è alta, più immagini si collezionano e quindi più dettagli dell'esecuzione dei movimenti si mettono a disposizione dell'analisi.

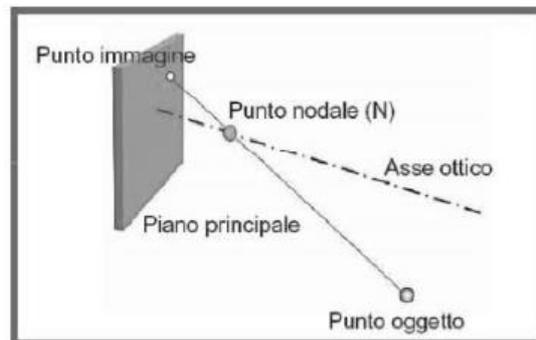


Figura 4.5 Caratteristiche di una lente

Le telecamere vanno calibrate prima di ogni sessione di misura scrivendo le equazioni che legano le coordinate di un insieme di punti dello spazio e le rispettive proiezioni nell'immagine con il fine di calcolare i parametri della telecamera stessa.

La procedura di calibrazione può essere:

- statica: un certo numero di marker è posto su un cubo, di dimensioni prestabilite e posto a terra (o su una pedana dinamometrica), a distanza nota l'uno dall'altro. La posizione del cubo coinciderà con la posizione del sistema di riferimento assoluto del laboratorio;
- dinamica: due marker vengono posti all'estremità di una bacchetta rigida di dimensioni note; essa è mossa in tutto lo spazio di ripresa delle telecamere e tutti i parametri vengono calcolati linearizzando le ottiche e correggendo le distorsioni.

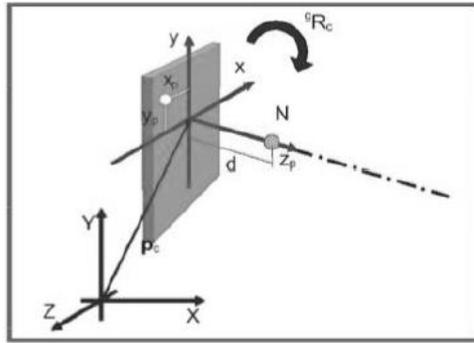


Figura 4.6 Parametri di calibrazione di una telecamera

I parametri di calibrazione sono la posizione p_c e l'orientamento R_c^g delle telecamere rispetto al sistema di riferimento globale del laboratorio, e la posizione z_p dei punti nodali N, cioè dei centri ottici delle telecamere, rispetto ai piani principali (distanza focale). Essi sono raggruppati nella cosiddetta “matrice di calibrazione” e se aggiunti alle coordinate immagine consentono di calcolare le coordinate (X, Y, Z) di un punto P nel sistema di riferimento globale del laboratorio.

Un altro componente di un sistema optoelettronico è il sistema di illuminazione: si tratta di una luce stroboscopica a diodi (LEDs) sincronizzata con la velocità di acquisizione dell'immagine che può arrivare fino a 500 fps.

In molti casi si reputa vantaggioso l'uso di marker, o attivi o passivi, posti sulla cute del soggetto perché facilmente visibili nelle immagini ad alto contrasto. A questo proposito è possibile dividere i sistemi ottici in due sottocategorie: sistemi marker-based e sistemi markerless.

Sistemi markerless

I sistemi ottici che non fanno uso di marker sono stati introdotti per superare le limitazioni poste dai sistemi che invece ne usufruiscono. Posizionare un certo numero di marker sulla cute richiede tempo e può generare problemi di ingombro ostacolando non solo i movimenti più complessi, ma anche quelli più elementari privati così della loro naturalezza. Anche la misurazione può risentirne in termini di accuratezza e precisione a causa di artefatti sperimentali: i marker, infatti, sono soggetti sia a movimenti globali scaturiti dal sistema scheletrico sia a movimenti locali causati dallo scorrimento della pelle e dei tessuti sottostanti rispetto alle strutture ossee.

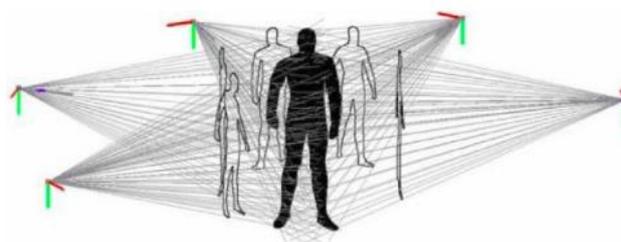


Figura 4.7 Sistema markerless

I sistemi markerless si dividono in attivi e passivi. Quelli attivi emettono una luce laser, o una serie di impulsi di luce modulati, nello spettro del visibile o dell'IR. Essi godono di grande accuratezza, ma deve esserci un affinato controllo dell'ambiente di misura. Inoltre si prediligono misure statiche poiché una luce laser impiega un certo intervallo di tempo per acquisire immagini dell'intera superficie corporea. Perciò lo sviluppo della metodologia markerless si orienta verso i sistemi passivi. Essi si limitano ad acquisire immagini del soggetto in movimento nell'ambiente dove si effettua la sessione di misura. Nella maggior parte dei casi viene introdotto un modello a priori contenente dettagli anatomici e cinetici per vincolare i dati misurati. Se tale modello non viene introdotto, le immagini registrate vengono confrontate con un set di immagini campione.

Sistemi marker-based

I sistemi ottici marker-based sfruttano dei marcatori posizionati con del nastro biadesivo su punti specifici della superficie corporea. Essi sono visibili nell'infrarosso e, grazie ad una corretta illuminazione dell'ambiente di misura e ad un alto contrasto, consentono di seguire nel tempo la traiettoria di punti di repere. I marker possono essere:

- attivi: hanno una sorgente luminosa intrinseca capace di essere rilevata dal sistema optoelettronico di telecamere. Pertanto necessitano di essere alimentati e sincronizzati via cavo: potrebbero comportare problemi di ingombro a causa delle loro dimensioni;

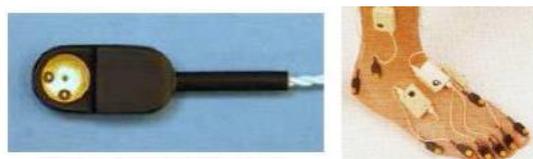


Figura 4.8 Esempio di marker attivi

- passivi: sono realizzati con del materiale plastico ricoperto da pellicola catarifrangente che li rende riflettenti, perciò non necessitano di alimentazione. E' presente un dispositivo aggiuntivo di illuminazione esterna che lavora a lunghezze d'onda da 780 a 820 nm. Sono più piccoli dei marker attivi e quindi rendono non solo la misura più semplice ma anche più precisa per il loro posizionamento. E' inoltre importante che l'ambiente sia privo di superfici riflettenti perché potrebbero creare dei falsi che il sistema interpreterebbe come marker. Infine nelle telecamere è integrato un filtro ottico che rende i marker più facilmente riconoscibili rispetto allo sfondo.



Figura 4.9 Esempio di marker passivi

Le dimensioni variano a seconda dell'applicazione, ma per l'analisi del movimento vengono favoriti marker passivi sferici (la sfericità garantisce una migliore riflessione degli IR) con diametro compreso tra i 14 ed i 20 mm. E' ben noto che dimensioni maggiori rendono il marcatore più visibile dal set di telecamere, tuttavia potrebbero esserci problemi di ingombro e di sovrapposizione di informazioni qualora due marker siano vicini (problema del *crossstalk*). Allo stesso tempo marker molto piccoli incrementano la risoluzione spaziale, eliminando il rischio di incorrere in *crossstalk*, ma sono meno visibili. La dimensione ottimale è scelta sulla base di un compromesso tra una buona risoluzione spaziale e una buona riconoscibilità dei marker dalle telecamere.

4.1.3 Protocolli per il posizionamento dei marker

Il numero e la posizione dei marker sulla cute, nel contesto dell'analisi del movimento, dipendono dalla specifica applicazione, dai segmenti ossei da studiare e dai movimenti che il soggetto deve compiere.

A questo proposito sono stati introdotti svariati protocolli che stabiliscono, in base al tipo di analisi, un modello per il posizionamento dei marker ed un algoritmo per il calcolo della cinematica. Ad esempio, con il "protocollo a segmenti rigidi" si divide la zona corporea di interesse in segmenti rigidi su cui posizionare almeno tre marker in corrispondenza di sporgenze ossee. I muscoli non vengono presi in considerazione per il posizionamento perché durante il movimento si contraggono e causano lo spostamento del punto di applicazione dei marker alterando la misura.

Su ogni segmento rigido viene definito un sistema di riferimento locale tramite cui stabilire posizione ed orientamento nel tempo della struttura ossea.

Protocollo Davis-Gage

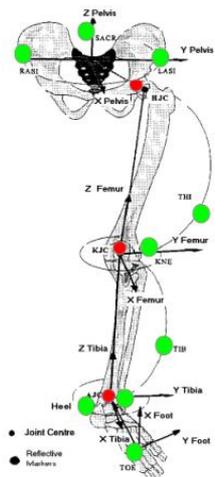


Figura 4.10 Protocollo Davis-Gage (in verde i marker esterni, in rosso i marker ricostruiti)

Questo è il primo protocollo di analisi del cammino sviluppato (Usa, 1989) ed storicamente quello più utilizzato per la semplicità del modello biomeccanico.

Esso divide la sessione di misura in quattro fasi:

1. Misure antropometriche (altezza, peso e dimensioni dei segmenti ossei): insieme ai coefficienti del servono per il calcolo della massa, dei baricentri e dei momenti di inerzia;
2. Posizionamento dei marker;
3. Acquisizione statica (acquisizione delle posizioni dei marker per calcolare i sistemi di riferimento associati a ciascun segmento e le posizioni dei centri articolari);
4. Acquisizione dinamica.

Protocollo Plug In Gait

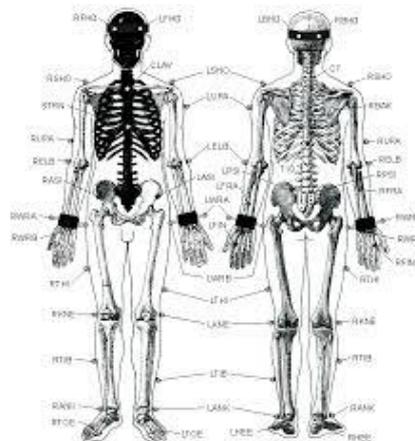
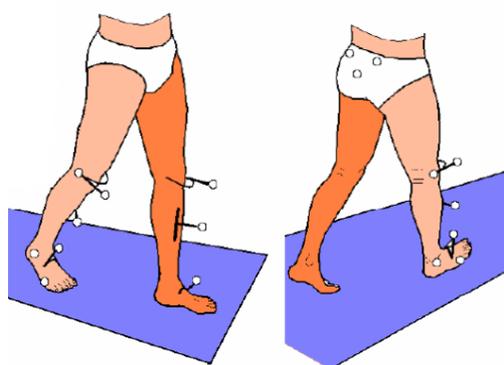


Figura 4.11 Protocollo Plug In Gait

Questo protocollo è la versione moderna del Davis-Gage, infatti ne segue lo stesso sistema di misura.

Protocollo SAFLo



Si prevede l'uso di quattro telecamere che a due a due acquisiscono immagini in posizione postero-laterale per ottenere una migliore visibilità. Il numero dei marker varia in base alla versione del protocollo: se ne possono avere 9, 15 oppure 17. In ogni caso si tratta di un numero esiguo che rende il protocollo adatto ad acquisizioni anche su bambini.

Figura 4.12 Protocollo SAFLo

I punti anatomici di riferimento scelti sono la prominenza inferiore del sacro, le spine iliache posteriori, i condili femorali laterali, i malleoli laterali e le quinte teste metatarsali.

Protocollo CAST

Introdotta nel 1995 mediante una collaborazione tra l'Istituto Ortopedico "Rizzoli" di Bologna e l'Università "La Sapienza" di Roma, il protocollo "Calibrated Anatomical System Technique" si propone di superare il problema dell'artefatto da tessuto molle mediante il concetto di calibrazione anatomica.

<i>Struttura Ossea</i>	<i>Descrizione</i>	<i>Acronimo</i>
<i>Pelvi</i>	Spina iliaca anteriore superiore	ASIS
	Spina iliaca posteriore superiore	PSIS
	Centro dell'acetabolo	AC
<i>Femore</i>	Centro della testa del femore	FH
	Gran trocantere	GT
	Epicondilo laterale	LE
	Epicondilo mediale	ME
	Apice antero-laterale della superficie patellare	LP
	Apice antero-mediale della superficie patellare	MP
	Condilo laterale	LC
	Condilo mediale	MC
<i>Gamba</i>	Eminenza intercondilare	IE
	Prominenza della tuberosità tibiale	TT
	Apice della testa del perone	HF
	Apice distale del malleolo mediale	MM
	Apice laterale del malleolo mediale	LM
	Punto mediale della superficie tibiale	MMP
	Punto laterale della superficie tibiale	MLP
<i>Piede</i>	Calcagno	CA
	Dorsale della prima testa metatarsale	FM
	Dorsale della seconda testa metatarsale	SM
	Dorsale della quinta testa metatarsale	VM

Figura 4.13 Punti di reperi anatomici calibrati con il protocollo CAST

Essa consiste nel posizionamento dei marker in punti di repere non anatomici, che fanno capo a specifiche strutture ossee, tale che lo scorrimento dei tessuti rispetto all'osso sottostante sia trascurabile. Così viene calcolato un sistema di riferimento tecnico (TF), solidale al segmento osseo di interesse, che attraverso una calibrazione aggiuntiva è messo in relazione con un sistema di riferimento anatomico (AF). Questo è calcolato mediante una calibrazione statica usufruendo di marker messi in posizioni anatomiche. Fatto ciò si calcolano le coordinate dei marker posti in corrispondenza dei punti di repere anatomici nel sistema di riferimento tecnico, sfruttando le coordinate dei marker del cluster tecnico stesso. Questi ultimi vengono utilizzati per le acquisizioni dinamiche, ad esempio nel corso dell'analisi del cammino.

Per evitare movimenti relativi tra marker dello stesso cluster si può pensare di montarli su delle placche rigide posizionate sul segmento osseo in esame.

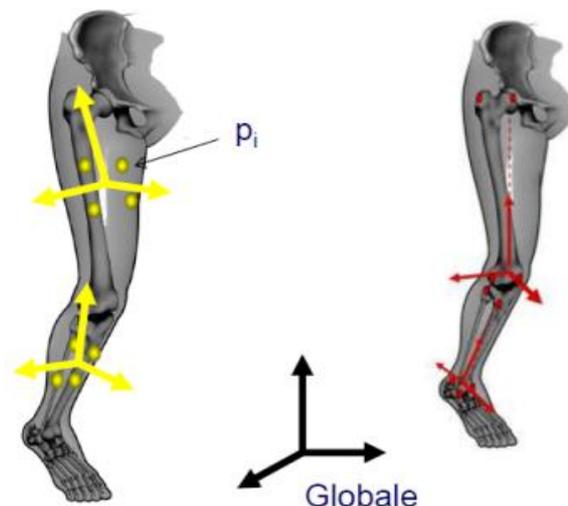


Figura 4.14 Sistema di riferimento tecnico in giallo, sistema di riferimento anatomico in rosso

Nonostante siano previsti un numero elevato di acquisizioni ed un consistente cluster di marker, questo protocollo ha una grande validità nel calcolare la posizione di punti di repere anatomici sfruttando anche marker non collineari.

Protocollo IOR-gait

Sviluppato nel 2007 presso l'Istituto Ortopedico "Rizzoli" di Bologna, il protocollo IOR-gait propone di ridurre i tempi di preparazione del paziente previsti dal protocollo CAST.

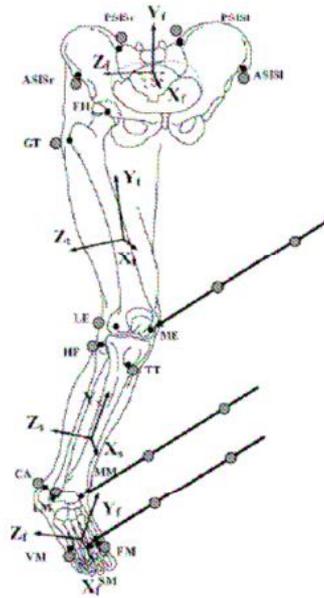


Figura 4.15 Punti di reperi anatomici (grigio) e marker (nero) usati nel protocollo IOR-gait

In questo caso alcuni punti di reperi (epicondilo mediale, malleolo mediale e seconda testa metatarsale) sono calcolati attraverso la calibrazione anatomica, mentre altri con il posizionamento di un cluster di marker (Figura 4.15).

<i>Struttura Ossea</i>	<i>Descrizione</i>	<i>Acronimo</i>
<i>Bacino</i>	Spina iliaca superiore anteriore destra	RASIS
	Spina iliaca superiore anteriore sinistra	LASIS
	Spina iliaca superiore posteriore destra	RPSIS
	Spina iliaca superiore posteriore sinistra	LPSIS
<i>Femore</i>	Gran trocantere	GT
	Epicondilo femorale laterale	LE
<i>Gamba</i>	Apice esterno della testa della fibula	HF
	Prominenza della tuberosità tibiale	TT
	Malleolo laterale	LM
<i>Piede</i>	Calcagno	CA
	Quinta testa metatarsale	VM
	Prima testa metatarsale	IM

Figura 4.16 Set di marker del protocollo IOR-gait

4.1.4 Fonti di errore nei sistemi optoelettronici

La qualità di un sistema optoelettronico si stima in termini di:

- **accuratezza:** misura dell'errore sistematico di uno strumento, valutato come deviazione standard della media delle misure del valore "vero";
- **precisione:** misura dell'errore casuale, inteso come la ripetibilità di una misura;

- risoluzione: minima variazione del misurando che genera una variazione osservabile della lettura.

Altre caratteristiche fondamentali sono:

- il numero di telecamere: deve essere tale da garantire una visione globale del movimento;
- la distanza cioè lo spazio coperto dalla telecamera;
- la frequenza di campionamento ossia quante immagini sono acquisite al secondo (*frame rate*);

Tuttavia questi sistemi sono soggetti ad alcuni errori che alterano la stima delle variabili cinematiche. Tipicamente essi sono classificabili in errori strumentali, errori nella determinazione delle coordinate locali dei repere anatomici ed errori da artefatto da tessuto molle.

Errori strumentali

Si tratta di errori introdotti principalmente dal set di telecamere. Si distinguono in errori sistematici, derivanti dalla calibrazione e dal modello di misura, ed errori random, originati da rumore elettrico, errori di campionamento e *flickering*.

Il loro contenuto frequenziale non è sovrapposto alla banda del segnale utile, perciò sono predilette tecniche di filtraggio sia nel tempo che in frequenza. Esistono alcuni criteri oggettivi che permettono di stabilire la frequenza di taglio [4]: un possibile metodo è la *Fast Fourier Transform* (FFT) con cui studiare la potenza del segnale. Si fissa la frequenza di taglio uguale alla frequenza in corrispondenza della quale la potenza del segnale è compresa tra il 95% e il 99%. Un altro metodo è l'analisi dei residui, dove per "residuo" si intende la differenza tra il modello cinematico grezzo ed il segnale ottenuto dopo il filtraggio. Viene definito un intervallo di frequenze di taglio ed in esso sono analizzati i residui.

Errori nella determinazione delle coordinate locali dei repere anatomici

In generale i "punti di repere" sono punti di riferimento utili ad identificare univocamente una regione anatomica del corpo. Essi possono coincidere con delle sporgenze ossee, e dunque essere individuati visivamente o per semplice palpazione, oppure essere interni e quindi più difficili da reperire. E' da sottolineare che non si parla di riferimenti puntuali, bensì di aree ricoperte da tessuto molle la cui localizzazione è abbastanza aleatoria.

Nell'ambito della *motion capture* i marcatori sono sempre fissati sui repere anatomici, per cui dall'analisi ci si aspetta di localizzarli nel tempo e nello spazio. Tuttavia è noto che il sistema optoelettronico possa misurare in modo corretto le coordinate locali dei marker, ma non la cinematica dei segmenti ossei a causa del posizionamento dei marker stessi. Essi, a seconda del protocollo, possono essere messi sulla superficie corporea, su una prominenza ossea o in corrispondenza di una cavità facilmente riconoscibile: a causa della procedura di localizzazione dei repere, a cui si aggiunge la variabilità inter-operatore ed intra-operatore, potrebbe esistere uno scostamento tra le coordinate dei marker e le coordinate del punto di repere anatomico atteso.

Errori da artefatto da tessuto molle

Nell'analisi del movimento si fa l'ipotesi semplificativa secondo cui il cluster di marker posto su ogni segmento corporeo sia solidale all'osso sottostante. In realtà il cluster è solidale alla pelle che, durante l'esecuzione del movimento, può scorrere e deformarsi rispetto all'osso sottostante. Ciò genera un errore chiamato "artefatto da tessuto molle" (STA): data l'impossibilità di posizionare i marker direttamente sull'osso, la cinematica ricostruita non è descrittiva dei movimenti articolari ma degli spostamenti della pelle e dei tessuti molli.

Questo artefatto non può essere eliminato tramite filtraggio poiché ha lo stesso contenuto frequenziale della cinematica articolare, di conseguenza si cerca di contenerlo il più possibile. Esistono tecniche alternative che minimizzano il STA e che ricostruiscono la cinematica articolare fissando un cluster di marker su un dispositivo di ancoraggio. I risultati ottenuti vengono, in un secondo momento, confrontati con i dati ricavati dal cluster posizionato sulla superficie corporea. Le metodologie in questione sono:

1. Pin intra-corticali

Si tratta di fili fissati direttamente sull'osso e su cui vengono applicati dei marker. In letteratura sono stati condotti vari studi che provano l'efficienza di questa tecnica nella riduzione dell'artefatto da tessuto molle. Ad esempio, Lafortune e Lake [8] nel 1991 confrontarono i dati ottenuti da un'analisi basata sulla tecnica della fluorescenza con quelli ottenuti usando fili intracorticali in un altro esperimento. Nella prima analisi un soggetto volontario eseguì tre cicli di flesso-estensione del ginocchio e si notò che i marker posti sulla zona prossimale della tibia subivano uno spostamento distalmente e posteriormente di rispettivamente 21 mm e 23 mm. Invece nella seconda analisi venne posizionato un marker su un filo intracorticale fissato nella tibia e si studiò il momento dell'impatto del tallone al suolo durante un ciclo di corsa. Lo spostamento di questo marker rispetto ad un marker incollato sulla superficie del condilo tibiale laterale fu di 10 mm.



Figura 4.17 Utilizzo di fili intracorticali [5]

Nonostante l'evidente riduzione dell'artefatto, tale metodo risente dell'invasività che oltre a causare fastidio, può anche impedire la naturalezza dei movimenti.

2. Fissatori esterni

Sono dispositivi ortopedici che trovano il loro impiego principale nel trattamento delle fratture di bacino e arti e nella correzione di difetti ossei. Infatti essi stabilizzano i frammenti ossei mantenendoli in posizione fino alla guarigione della frattura. I fissatori vengono montati all'esterno e sono fissati all'osso mediante perni o fili metallici transcutanei: essendo solidali a quest'ultimo vengono sfruttati anche per derivarne la cinematica.

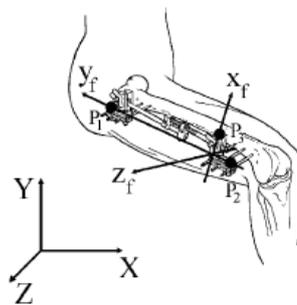


Figura 4.18 Esempio di fissatore esterno posto sul femore [6]

Angeloni et al. [9] utilizzarono per la prima volta i fissatori esterni su tibia e femore per condurre un'analisi sull'artefatto da tessuto molle. Alcuni marker vennero incollati su repere anatomici ed altri vennero posti sul fissatore con il fine di quantificare il loro movimento relativo rispetto alla pelle. A valle di una *gait analysis* si constatò che i risultati ottenuti con il dispositivo esterno provavano la riduzione dell'artefatto.

3. Tracciatori percutanei:



Si tratta di viti inserite nel periostio con cui si fissa rigidamente all'osso un dispositivo metallico strumentato con un array di marker riflettenti. Questo metodo porta con sé lo svantaggio dell'invasività e dell'ingombro che ostacola la cinematica naturale del soggetto.

Figura 4.19 Uso di trackers percutanei [5]

Holden et al. [7] condussero uno studio in cui i tracciatori vennero fissati sulla fibula e sulla zona distale della tibia; altri marker vennero posti su gusci posizionati sulla superficie laterale della gamba e sul dorso del piede. Vennero effettuate prove del cammino su tre volontari e si dimostrò non solo che l'effetto dell'artefatto sulla stima del momento al ginocchio era ridotto, ma anche che la ripetibilità dei risultati inter-soggetto non era buona come quella intra-soggetto.

Trovano applicazione anche le tecniche radiologiche che prevedono l'uso di marker radio-opachi sulla cute rispetto all'osso visibile. Tuttavia ci sono alcune limitazioni, come il campo di vista limitato e la possibilità di avere solo sequenze di immagini statiche.

Un'ulteriore tecnica è data dalla combinazione della stereofotogrammetria e della fluorescenza tridimensionale ed ha permesso di caratterizzare l'artefatto da tessuto molle su coscia e gamba senza le limitazioni poste dalle tecniche radiologiche tradizionali e dai tracciatori percutanei. Si ricostruisce, inoltre, la cinematica ossea di riferimento grazie al fatto che la fluorescenza permette di conoscere l'anatomia interna del soggetto e la stereofotogrammetria descrive il moto dei marker. [5]

4.1.5 Tecniche di compensazione del STA

L'artefatto da tessuto molle può essere scomposto in due contributi:

1) la deformazione del cluster di marker, ossia la variazione delle distanze relative tra marker dello stesso cluster;

2) lo spostamento rigido del cluster rispetto alla struttura ossea sottostante.

Per la riduzione del secondo contributo spesso si ricorre a placche rigide di supporto che comunque non garantiscono una stabilità ottimale. Per di più la cinematica del sistema tecnico potrebbe risultare assai diversa rispetto a quella del sistema di riferimento anatomico corrispondente.

In letteratura sono state proposte varie tecniche di compensazione del STA di seguito illustrate.

Processo di “solidificazione”

Introdotta da Chéze et al. nel 1995 [10], si basa su una procedura che conta due step:

- definizione di un cluster costituito dai tre marker non collineari che formano il triangolo meno perturbato dal movimento;
- applicazione dell’algoritmo iterativo *Single Value Decomposition* (SVD) volto ad individuare la “forma solida” che meglio approssima il triangolo tempo-variante.

La sua applicazione non ha causato miglioramenti rispetto ai risultati ottenuti con il metodo dei minimi quadrati.

Calibrazione multipla anatomica

Questa procedura è stata introdotta nel 1997 da Cappello et al., [11] e tiene in conto la variabilità e della forma del cluster dei marker e della posizione dei repere anatomici nel sistema di riferimento tecnico durante il movimento. Ciò che si fa è eseguire due calibrazioni secondo il protocollo CAST e dunque definire due pose di un certo segmento osseo per ogni estremo del movimento articolare. Se si considera un istante intermedio tra le posizioni di riferimento, allora la posizione dei repere e il modello del cluster sono dati da una combinazione dei due.

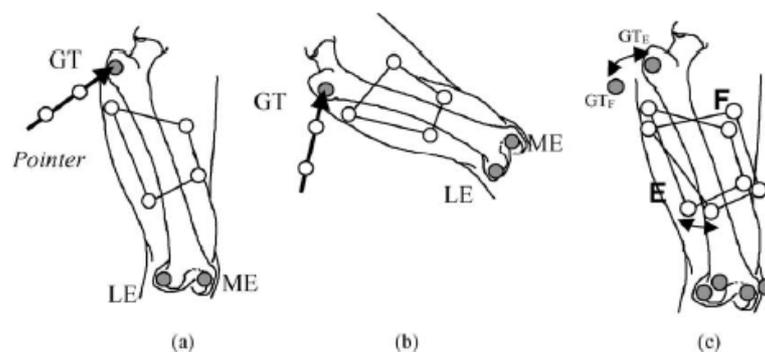


Figura 4.19 Rappresentazione della doppia calibrazione anatomica. In (a) è raffigurato il movimento di estensione, in (b) quello di flessione e in (c) un movimento intermedio [6]

Dalle applicazioni si sono constatati miglioramenti nella definizione della posa dei sistemi di riferimento anatomici e dei punti di repere anatomici.

Point Cluster Technique

Questa tecnica [12] prevede la presenza di un cluster di marker uniformemente distribuito sul segmento corporeo di interesse. Una massa arbitraria è associata ad ogni marker: ad ogni frame il valore delle masse è modificato in modo da minimizzare i cambiamenti degli autovalori del tensore di inerzia e approssimare la distribuzione delle masse il più possibile ad una distribuzione tempo-invariante tipica dei corpi rigidi. Variazioni della distribuzione delle masse si riflettono nella posizione del centro di massa del cluster e ,attraverso gli autovettori, nell'orientamento del sistema di riferimento tecnico.

Ottimizzazione globale

A differenza degli altri metodi che trattano ogni segmento corporeo separatamente, questa procedura utilizza un modello muscoloscheletrico *multi-link*. Si stimano contemporaneamente le pose di tutti i segmenti corporei e si applica il metodo dei minimi quadrati considerando l'errore globale.

4.1.6 Metriche per la descrizione del STA

Grimpampi et al. [13] hanno presentato nel 2014 alcune metriche descrittive dell'artefatto da tessuto molle.

Basandosi su un approccio matematico conosciuto come “analisi di Procrustes” [14], il STA è visto come una sequenza di trasformazioni geometriche applicate al cluster di marker posizionato sulla cute sovrastante un certo segmento osseo.

Detto B il sistema di riferimento solidale al segmento osseo, si definiscono in B all'istante i :

- la posizione c_i^B del cluster, dove c è il centroide

$$c_i^B = \frac{1}{m} \sum_{j=1}^m p_{ij}^m$$

m è il numero di marker e p_{ij} è la posizione del marker j -esimo all'istante i

- l'orientamento R_i^B del cluster;
- la dimensione s_i del cluster, calcolata come distanza quadratica media degli m marker dal centroide;

- la forma q_{ij}^B del cluster, intesa come posizione dei marker a valle di traslazione, rotazione e scalamento del cluster

$$q_{ij}^B = \frac{\bar{s}}{s_i} (R_i^B)^T (p_{ij}^B - c_i^B)$$

con \bar{s} dimensione media del cluster

Se, durante il movimento, ogni marker si sposta a causa dell'artefatto da tessuto molle, si dice che lo spostamento totale è dato dalla somma di quattro contributi: traslazione del cluster; rotazione del cluster intorno all'origine del sistema di riferimento C , dove quest'ultimo descrive la posa del cluster stesso; scalamento del cluster, cioè un'omotetia rispetto al suo centroide; deformazione del cluster, ossia una variazione di forma. I primi due definiscono un moto rigido del sistema, al contrario i restanti un moto non rigido.

E' possibile effettuare una valutazione statistica nel dominio del tempo di questi termini misurando delle quantità scalari. Detti $i = 1, \dots, n-1$ e $u = i+1, \dots, n$ due istanti temporali successivi appartenenti ad una generica finestra temporale, si indica con:

position range $\Delta c^B = \max_{i,u} \|c_u^B - c_i^B\|$ la traslazione del cluster;

orientation range $\Delta \theta^B = \max_{i,u} \|\theta^B(R_u^B, R_i^B)\|$ la rotazione del cluster;

size range $\Delta s = \max_{i,u} \|s_u - s_i\|$ la variazione dimensionale del cluster;

shape range $\Delta q = \max_{i,u} \sqrt{\frac{1}{4} \|q_{u,j}^B - q_{i,j}^B\|^2}$ la variazione di forma del cluster.

Infine è possibile quantificare i moti non rigidi, ossia deformazione e scalamento, attraverso un unico parametro:

$$\Delta r = \max_{i,u} \sqrt{\frac{1}{4} \sum_{j=1}^m (r_{u,j}^B - r_{i,j}^B) \cdot (r_{u,j}^B - r_{i,j}^B)}$$

dove $r_{ij}^B = (R_i^B)^T (p_{ij}^B - c_i^B) = \frac{s_i}{\bar{s}} q_{ij}^B$

4.2 Teoria degli IHA

La teoria degli assi elicoidali istantanei (IHA) è stata per la prima volta introdotta da Woltring et al [13] per l'analisi cinematica articolare.

Sapendo che tra due o più segmenti ossei, tenuti insieme da una generica articolazione, esiste un moto relativo sia di traslazione che di rotazione lungo un asse (IHA) avente una certa direzione ed un certo orientamento nello spazio, è possibile valutare la variabilità nel tempo di questo stesso asse.

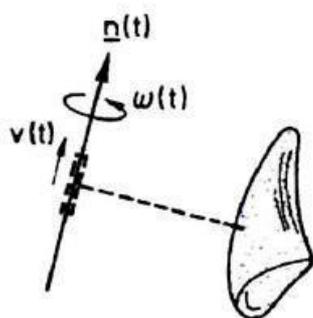


Figura 4.10 Asse elicoidale istantaneo (IHA) [14]

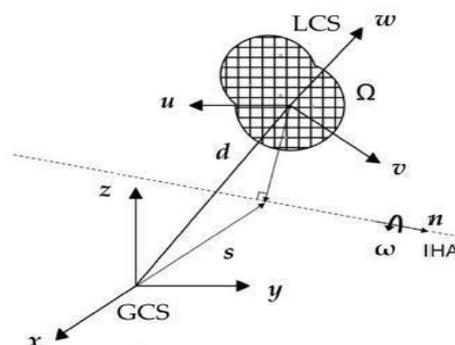


Figura 4.11 Rappresentazione dell'IHA

L'asse IHA è univocamente determinato dalla sua posizione $\underline{s}(t)$ e dalla sua direzione $\underline{n}(t)$, invece la velocità di traslazione $\underline{v}(t)$ e la velocità di rotazione $\underline{w}(t)$ caratterizzano la quantità di moto istantaneo. Le variabili $\underline{s}(t)$, $\underline{n}(t)$, $\underline{v}(t)$ e $\underline{w}(t)$ vengono normalmente stimate facendo uno smoothing e poi interpolando le misure stereofotogrammetriche.

$$\underline{s} = \underline{d} + \frac{1}{|\underline{w}|^2} (\underline{w} \times \underline{d})$$

$$\underline{v} = \underline{n}^T \underline{\dot{d}}$$

Successivamente, per studiare la cinematica articolare, viene calcolato un asse elicoidale medio (MHA) mediante il metodo dei minimi quadrati. Esso è descritto da una coordinata s_{opt} e da un versore \underline{n}_{opt} dove s_{opt} , cioè il punto dell'asse medio più vicino a tutti gli IHA in termini di minimi quadrati, è calcolato minimizzando la distanza di tra gli i-esimi assi istantanei IHA e la posizione generica s .

4.3 Sistemi di Analisi Dinamica del Movimento

In generale l'analisi dinamica può essere diretta o inversa. L'analisi dinamica diretta parte dalla conoscenza delle forze e dei momenti nelle articolazioni per derivarne il movimento; l'analisi dinamica inversa, al contrario, ricava le forze generalizzate che

agiscono sui giunti a partire dalle proprietà inerziali, dal movimento e dalle forze esterne scambiate con l'ambiente del sistema.

La dinamometria racchiude tutte le tecniche con cui misurare le forze esterne generalizzate che, combinate all'analisi dinamica inversa, permettono di ricavare indirettamente le forze ed i momenti agenti tra i segmenti articolari. Esse sono dette "forze intersegmentali" e, attraverso l'uso di un modello muscolo-scheletrico, possono suddividersi in forze muscolari e forze interarticolari.

Quanto alle forze esterne che agiscono sul sistema piede ci si riferisce sia alla forza gravitazionale sia alla forza di reazione al suolo (GRF). Esistono sistemi che misurano la forza generata dal contatto del piede sul suolo durante la deambulazione: si tratta delle pedane dinamometriche (o piattaforme di forza).

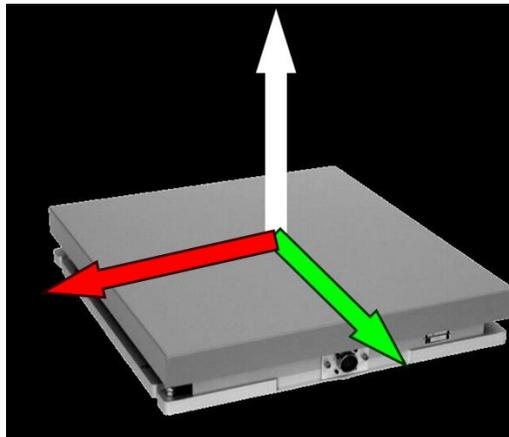


Figura 4.22 Piattaforma di forza

In questi sistemi sono integrati dei sensori di forza che individuano, rispetto al sistema di riferimento globale del laboratorio, le forze ed i momenti scambiati tra piede e terreno lungo le tre direzioni (x,y,z). I sensori possono essere di due tipologie che differiscono tra loro per il meccanismo di trasduzione:

1. Sensori piezoelettrici: misurano la polarizzazione elettrica di un cristallo piezoelettrico causata dalla deformazione meccanica applicata. Il cristallo si comporta come un condensatore a cui è stata applicata una differenza di potenziale, perciò si crea la cosiddetta "corrente piezoelettrica". Essa sarà il segnale elettrico da digitalizzare e convertire in valore di forza. E' da specificare che questi sensori si predispongono prevalentemente a misure dinamiche, come corse o impatti ad alta velocità, poiché i cristalli producono corrente nulla se sottoposti ad un carico costante nel tempo. Quindi la misura di forze statiche necessita di un'elettronica più complessa e meno affidabile nel tempo.

2. Sensori estensimetrici: misurano una variazione di resistenza elettrica a seguito di una compressione o di una trazione secondo la legge:

$$R = \rho \frac{l}{A}$$

dove R è la resistenza, ρ è la resistività del materiale, l e A sono rispettivamente lunghezza e sezione dell'estensimetro. Il sensore viene alimentato con una corrente I tale che si genera un segnale elettrico di tensione $V = R \cdot I$ poi digitalizzato e convertito nel valore corrispondente di forza applicata.

Le pedane possono essere sia a 3 componenti, le quali si limitano alla misura della forza verticale F_z e delle componenti del momento nel piano della pedana M_x e M_y , sia a 6 componenti che restituiscono forza e momento lungo le tre direzioni x, y e z . Un esempio di pedana a 6 componenti è la pedana di Kistler.

E' fondamentale che le piattaforme:

- non ostacolino il cammino del soggetto esaminato;
- abbiano caratteristiche simili a quelle del suolo per non alterare le informazioni registrate;
- siano ben ancorate al terreno in quanto spostamenti dello strumento generano errori nelle misure.

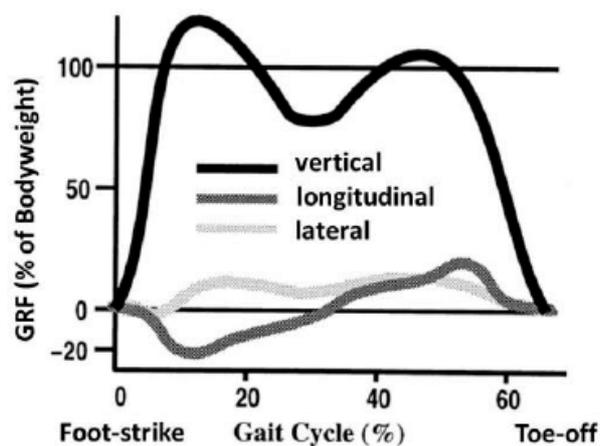


Figura 4.23 Componenti della forza di reazione al suolo

In Figura 4.23 sono riportati gli andamenti delle tre componenti di forza di reazione al suolo di un soggetto non patologico registrate con una pedana Kistler a 6 componenti.

La componente di maggiore interesse è quella in direzione ortogonale al senso di marcia, ossia in direzione verticale R_z : il suo modulo presenta valori maggiori di

quasi due ordini di grandezza rispetto a quelle antero-posteriore R_x e medio-laterale R_y . Si nota un andamento oscillante dovuto alle forze di inerzia prodotte dalle accelerazioni subite dalle masse in gioco (coscia, gamba e piede) durante il movimento.

4.4 Altri dati

Altre informazioni aggiunte ai dati cinematici e dinamici sono relative all'elettromiografia, all'equilibrio e alla pressione. Esse aggiungono dati a disposizione dei clinici per la valutazione della funzionalità di un soggetto o di un dispositivo (ortesi, protesi o calzature).

4.4.1 Baropodometria

L'esame baropodometrico valuta la qualità dell'appoggio sul suolo mediante una rappresentazione della distribuzione delle pressioni scambiate tra la superficie di appoggio del piede ed il terreno. Esso trova applicazione nella diagnosi di alterazioni nella deambulazione.

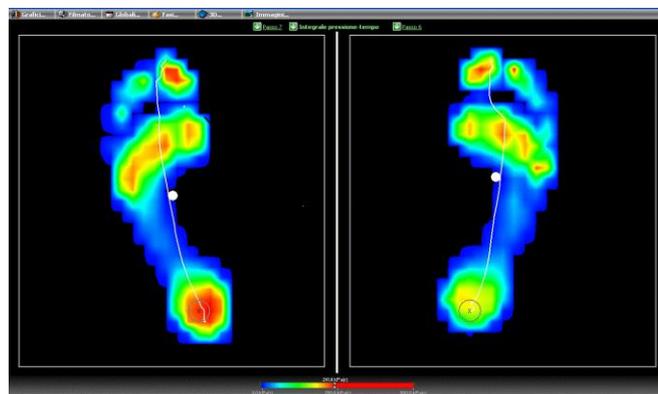


Figura 4.24 Esempio di test baropodometrico

Questo test viene effettuato con il cosiddetto “podobarografo”. Esso sfrutta una membrana trasparente di materiale fotoelastomeccanico ed una telecamera posta al di sotto che registra l’orma della pianta del piede secondo una mappa colorimetrica variabile con il valore della pressione.



Figura 4.25 Esempio di podobarografo

Esistono anche altre versioni di podobarografi che sfruttano fitti reti di sensori piezoelettrici o di estensimetri. La prima soluzione è caratterizzata da una scarsa dinamica, ma da un'alta risoluzione; le ultime due soluzioni invece hanno bassa risoluzione ma alta dinamica.

4.4.2 Posturografia

L'esame posturografico consente di analizzare la capacità di un soggetto di mantenere una posizione eretta equilibrata. In altre parole studia le condizioni di equilibrio attraverso la posizione e la dinamica della proiezione a terra del baricentro.

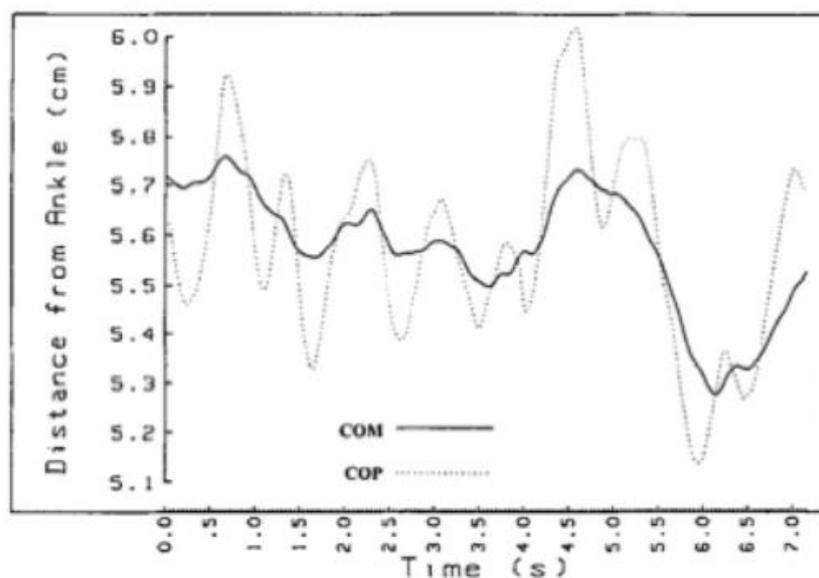


Figura 4.26 Spostamento del CoP e del CoM per un soggetto in equilibrio

Il paziente è posto al centro della pedana dinamometrica in posizione neutra con le braccia lungo le cosce: a questo punto è possibile seguire la posizione della proiezione del centro di massa (CoM o CoG) e la posizione del punto di applicazione

della risultante della forza di reazione al terreno (CoP) sul piano della pedana dinamometrica.

Proiettando i dati sul piano sagittale e sul piano frontale si ricavano dei grafici denominati “stabilogrammi”. Come si nota dalla Figura 4.26, per un soggetto in equilibrio le oscillazioni del centro di pressione CoP hanno sia ampiezza sia frequenza maggiore rispetto a quelle del centro di massa CoG.

4.4.3 Elettromiografia

L'esame elettromiografico determina il livello di attivazione muscolare di un dato soggetto per diagnosticare patologie a carico del sistema nervoso periferico e/o del sistema muscolare.



Figura 4.27 Esame elettromiografico

A livello strumentale si usano degli elettrodi, o di superficie o ad ago, ed un'apparecchiatura computerizzata detta “elettromiografo” in grado di registrare i segnali nervosi che percorrono i motoneuroni e arrivano fino ai muscoli. Alla fine dell'esame i segnali vengono elaborati e processati fino ad ottenere un grafico che interpretabile da un medico.

Capitolo 5

Progettazione dei gusci

Questo studio propone la realizzazione di un'ortesi articolata piede-caviglia *custom-made* a partire dalla progettazione di due gusci rigidi, dall'identificazione della cinematica articolare propria di un certo soggetto e dalla progettazione di un giunto che consenta l'esecuzione dei movimenti naturali e fisiologici della caviglia.

Sui gusci della gamba e del piede può essere posizionato un set di marker per effettuare l'analisi cinematica del soggetto scelto. Tuttavia è nota l'esistenza di alcuni errori che affliggono le misure eseguite da un sistema stereofotogrammetrico e che vanno contenuti per ottimizzare la costruzione del prototipo. Dunque i gusci devono essere pensati in modo da ridurre l'artefatto da tessuto molle e minimizzare lo scorrimento relativo tra marker dello stesso cluster.

5.1 Reverse Engineering

La realizzazione dei gusci è stata effettuata mediante il processo di *Reverse Engineering*, ovvero "ingegneria inversa".

Si tratta della creazione di un modello CAD di un certo oggetto, di cui sono ricavate forma e dimensioni, a partire da una nuvola di punti acquisiti con tecniche di digitalizzazione 3D. A valle di una scansione tridimensionale un apposito software ricostruisce la posizione dei punti dell'oggetto e genera una mesh; essa con un post-processing può essere privata degli errori ed ottimizzata. L'ultima fase consiste nel generare un nuovo oggetto oppure nel condurre analisi agli elementi finiti strutturali, aereodinamiche o di altro genere.

In quest'ambito è comune l'uso di tecniche di *additive manufacturing*: partendo da modelli computerizzati tridimensionali vengono fabbricati con delle stampanti 3D nuovi oggetti unendo materiali uno strato sopra l'altro. La fabbricazione additiva presenta numerosi vantaggi rispetto a quella tradizionale:

- possibilità di produrre oggetti con geometrie complesse non realizzabili in un unico pezzo;
- riduzione del "time to market";
- minore impiego di materie prime e quindi costi ridotti;
- possibilità di combinare più materiali.

Per acquisire le strutture anatomiche di interesse del soggetto in esame è stato utilizzato uno scanner 3D (modello EinScan-Pro, Shining 3D) che sfrutta la tecnologia senza contatto: viene emessa una luce che, propagandosi nell'aria, arriva all'oggetto e in base alle sue caratteristiche è modificata. Una volta che la luce ritorna alla sorgente che l'ha generata, un rilevatore registra i segnali: si ottiene una *point cloud* in cui ogni punto della nuvola corrisponde ad un punto reale della superficie dell'oggetto in esame.

Gli scanner che usano la tecnologia senza contatto si dividono in passivi ed attivi in base alla tipologia di luce generata dalla sorgente. I sistemi passivi sfruttano la luce naturale e consentono di ricavare la geometria dell'oggetto osservando una scena inerte; al contrario in quelli attivi la luce è integrata nel sensore ed è nota a priori. I sistemi attivi più comuni fanno uso della luce laser e generano una luce molto focalizzata anche su intervalli di distanza molto elevati.



Figura 5.1 EinScan-Pro+ (a destra posto su un treppiedi nella modalità Free Scan)

Una volta acquisita la *point cloud*, è possibile con un apposito software sia aggiungere o eliminare parti della scansione sia creare modelli “aperti” o “chiusi”. Questi ultimi si predispongono alla stampa 3D e sono definiti *watertight models*. Infine lo scanner è dotato di quattro modalità di funzionamento:

- handheld rapid scan;
- handheld HD scan;
- free scan: lo scanner è posto su un treppiedi per facilitarne l'uso;
- automatic scan: l'oggetto è posizionato su un tavolino rotante che compie un giro di 360 gradi in 90 secondi mentre lo scanner effettua l'acquisizione.

Gli scanner possono essere suddivisi in fissi o *handheld* (portatili) se il sensore o l'oggetto rispettivamente sono in una posizione fissa ed è l'altro a muoversi. In ogni caso è necessario che uno tra i due elementi sia fermo per avere un riferimento fisso.

Per quanto riguarda gli strumenti fissi, il sensore è posizionato su un piano, oppure su un treppiede, mentre l'oggetto in questione viene posto su un piano rotante così da acquisire la superficie nella sua completezza. Contrariamente, negli strumenti portatili l'oggetto è fermo in una data posizione, mentre l'utente utilizza lo scanner ruotando intorno all'oggetto stesso. In questo modo il volume di scansione può essere illimitato ed il post-processing non è sempre necessario.

Per la scansione oggetto del nostro studio è stata scelta la modalità "Handheld Rapid Scan" di cui si riportano in Tabella 5.1 le specifiche:

Scan mode	Handheld rapid scan
Scan accuracy	0.3mm (.01181in)
Scan speed	10fps
Point distance	0.5mm-2mm
Single scan range	210x150mm
Light source	White light LED
Part size range(recommended)	0.15m-4m
Align mode	Feature align
Texture scan (Add-on module)	Yes
Outdoor operation	No (affected by strong light)
Special scan object	For a transparent, reflective or dark object, please powder spray prior to scanning
Printable data output	Yes
Data format	OBJ, STL, ASC, PLY
Scan head weight	0.8Kg
System support	Windows 7, 8 or 10, 64bit
Display card	NVIDIA GTX660 or higher, Display memory: >2G, Processor: I5 or higher, Memory Storage: 8G or more
Sharing to Sketchfab	Yes

Tabella 5.1 Caratteristiche della modalità Handheld Rapid Scan

5.2 Realizzazione dei gusci

Il primo step della progettazione dei gusci di gamba e piede *custom-made* è stato la fase di scansione su un soggetto donna di 23 anni sano con peso 57 kg e altezza 1.65 m. La posizione di riferimento scelta è la seguente: soggetto in appoggio bipodale con piede sinistro posizionato in una schiuma fenolica per la presa d'impronta plantare. Il processo di acquisizione ha contato vari passaggi:

- 1) scansione della gamba sinistra e del dorso del piede;
- 2) scansione della schiuma fenolica per ricavare la forma della pianta del piede in appoggio;
- 3) processing delle scansioni;
- 4) definizione delle superfici dei gusci;
- 5) costruzione del modello solido per la stampa 3D.



Figura 5.2 Soggetto in condizione di appoggio con piede sinistro posto in una schiuma fenolica (sx), fase di scansione (dx)

Va specificato che la prima scansione prevede l'acquisizione dei punti a partire da una sezione arbitraria posta al di sotto del ginocchio fino all'interfaccia piede-schiuma.



Figura 5.3 Schiuma fenolica con impronta plantare

Inoltre la seconda scansione serve a catturare l'informazione riguardante la forma della pianta del piede in appoggio: è noto infatti che tale condizione comporta una modifica conformazionale del piede a causa del carico a cui esso è sottoposto.

Di seguito le scansioni della schiuma fenolica con l'impronta plantare (Figura 5.4) e della gamba (Figura 5.5):

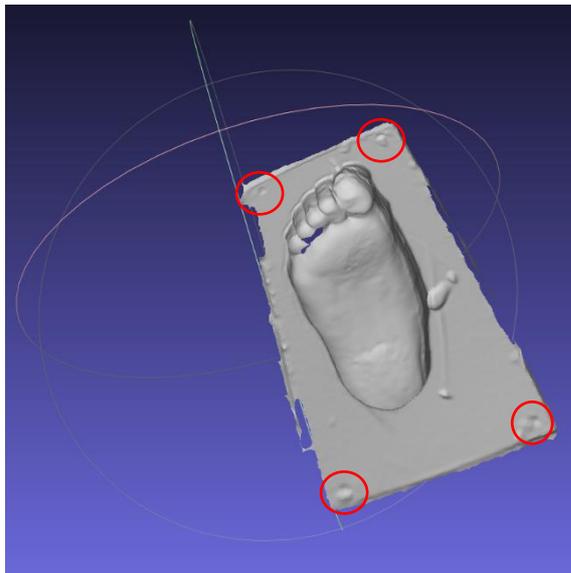


Figura 5.4 Scansione della schiuma fenolica

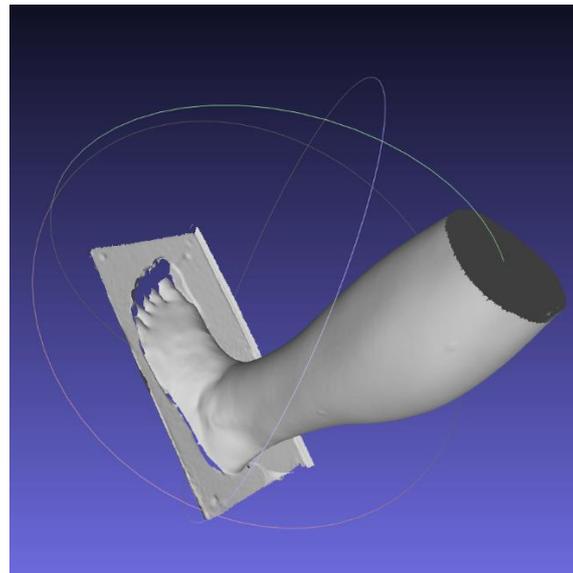


Figura 5.5 Scansione della gamba sinistra

Durante la scansione sono stati acquisiti punti che ricostruiscono le superfici di interesse; tuttavia si sono ottenuti anche punti appartenenti all'ambiente di lavoro che, non essendo utili, vengono eliminati nella fase successiva di elaborazione.

Elaborazione delle scansioni

Il software con cui vengono elaborate le due scansioni è Meshlab, strumento utile al processing e alla modifica di mesh 3D triangolari.

Una volta importati in Meshlab i file *.stl* delle scansioni, si procede al loro allineamento utile all'ottenimento di un modello completo gamba-piede. A questo proposito si sfrutta il comando "Align" di Meshlab che richiede la definizione di quattro punti ordinati sulle due scansioni: per facilitare questa operazione si sono fissati quattro marker sulla schiuma fenolica ben riconoscibili nelle scansioni (cerchi rossi in Figura 5.4).

In un secondo momento si sono selezionati e cancellati i punti appartenenti alla schiuma fenolica non utili alla definizione del modello finale; a questo punto le due scansioni sono state fuse in un unico modello rappresentato in Figura 5.6 .



Figura 5.6 Scansioni allineate ed unite

Infine si sono ricostruite le superfici mediante un'operazione di filtraggio. Meshlab mette a disposizione dell'utente tre algoritmi: Ball-Pivoting algorithm, Poisson surface reconstruction algorithm e VCG. L'algoritmo utilizzato è stato il VCG i cui parametri non sono stati variati rispetto ai valori di default. Così si è ottenuto il seguente modello finale:



Figura 5.7 Modello gamba-piede ottenuto dopo la ricostruzione delle superfici

A questo punto il modello finale gamba-piede è stato esportato nel formato *.stl* ed è stato successivamente importato nel software di modellazione 3D Rhinoceros dove sono stati progettati i gusci.

Costruzione dei gusci in Rhinoceros

La prima operazione eseguita in Rhinoceros è stata la definizione dei gusci di gamba e piede mediante la costruzione di polylines (comando *polylines on mesh*). La forma del guscio della gamba è tale per cui la parte centrale ha un'altezza minore rispetto a quelle laterali così il contatto con il tendine del muscolo tibiale anteriore è evitato. Inoltre le zone laterali presentano una forma che si predispone, mediante un ulteriore allungamento, al successivo collegamento con il guscio piede mediante un giunto.

Per quanto riguarda il guscio del piede, la parte posteriore è caratterizzata da un'altezza che lascia scoperta una parte del calcagno, su cui poter posizionare un marker per l'analisi cinematica, ma anche in grado di sostenere adeguatamente la camminata.

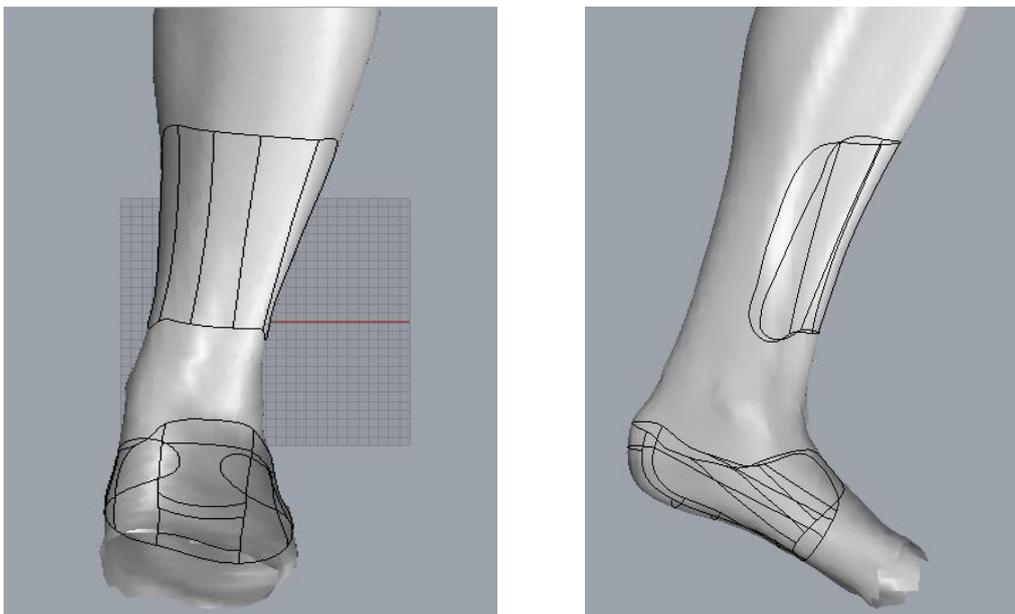


Figura 5.8 Costruzione delle polilinee (vista frontale a sx, vista laterale a dx)

Oltre alle polilinee che delineano il perimetro dei due gusci, si è scelto di aggiungere alcune polilinee intermedie per fare in modo che le superfici costruite rispettassero la morfologia, ed in particolare la curvatura, sia della gamba sia del piede. Le superfici sono state realizzate con i comandi *Patch* e *Sweep 2 rails*.

In ultima battuta importando i file *.stl* delle superfici in Blender sono stati ottenuti i corrispondenti solidi con la funzione *Solidify*. In un primo momento si è pensato di porre lo spessore di entrambi i gusci pari a 1.5 mm; successivamente si è deciso di incrementare lo spessore fino a 2 mm con l'intenzione di rendere i gusci meno

flessibili e più resistenti alle sollecitazioni agenti su gamba e piede durante la deambulazione.

Essi, infatti, vengono pensati per l'identificazione della cinematica articolare specifica del soggetto in esame ottenibile mediante analisi del cammino: a questo proposito, per ottimizzare le misure, si è pensato di integrare nei modelli dei riferimenti (cerchi rossi in Figura 5.10 e 5.11) per il posizionamento dei marker sui gusci per l'analisi: in questo modo, laddove uno dei marker si dovesse staccare, si è certi che esso venga incollato sempre nella medesima posizione migliorando la ripetibilità delle misure. I riferimenti sono stati realizzati in altorilievo (spessore 0.5 mm), di forma circolare e con diametro 17 mm in accordo con forma e dimensione del supporto su cui sono generalmente posti i marker utilizzati.

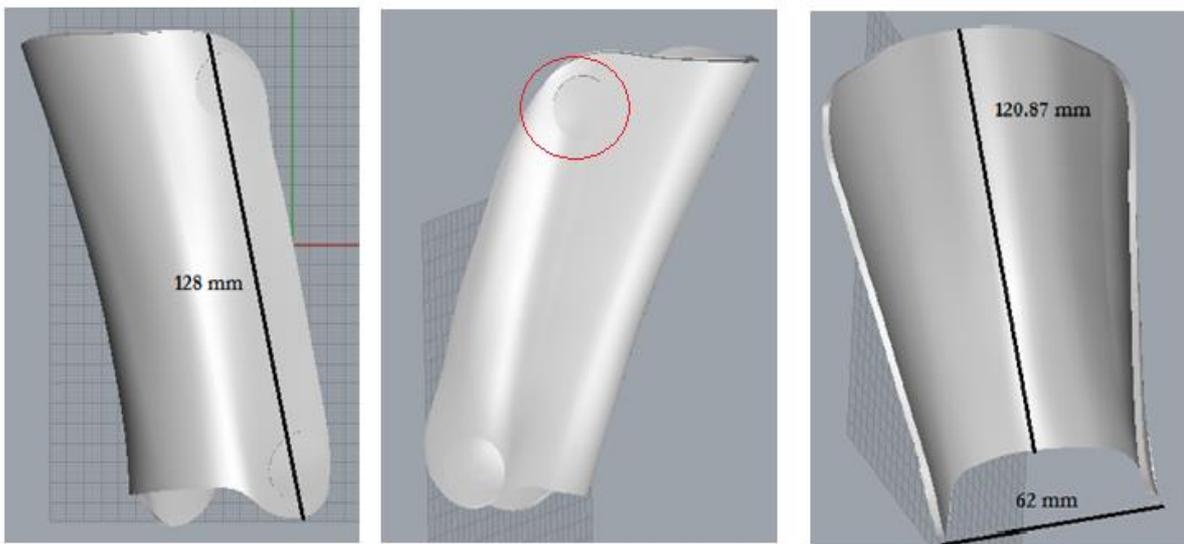


Figura 5.9 Da sx vista laterale, mediale e frontale del guscio della gamba di cui si riportano le dimensioni finali

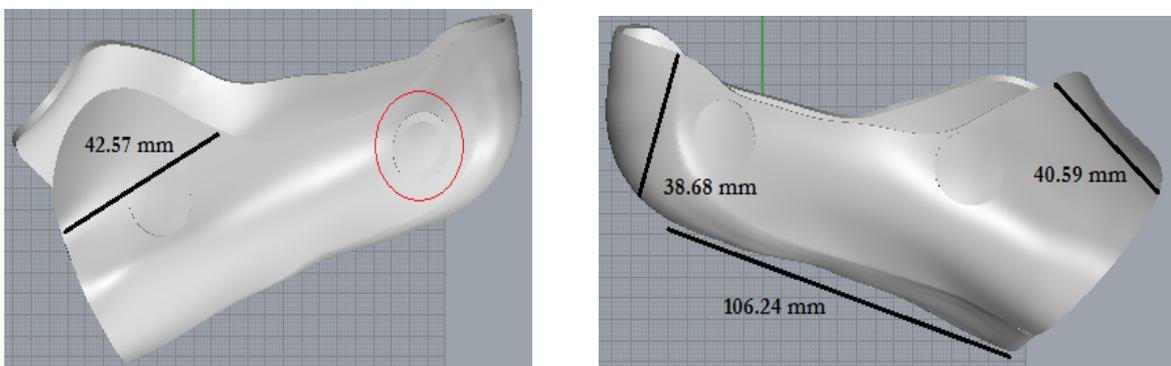


Figura 5.10 Vista laterale (sx) e mediale (dx) del guscio del piede

5.3 Stampa dei gusci

I gusci sono stati stampati presso il DIMEAS del Politecnico di Torino usufruendo della stampante 3D “uPrint SE Plus”, le cui caratteristiche sono:

Materiale dei modelli	ABSplus in nove colori diversi
Materiale di supporto	SR-30 solubile
Dimensioni di costruzione	203x203x152 mm
Spessore dello strato	0,254 mm o 0,330 mm
Connettività di rete	Ethernet TCP/IP 10/100 base T

Figura 5.11 Caratteristiche della stampante 3D "uPrint SE Plus"

Essa consente di creare prototipi in termoplastica avvalendosi della tecnologia di modellazione “Fused Deposition Modeling” (FDM). Il software di gestione della stampante è “CatalystEX” con cui il file *.stl* prodotto dal CAD è convertito in percorsi di stampa di modellazione 3D. Il software permette di visualizzare in 3D il modello da stampare, scalarlo fino alle dimensioni desiderate e controllarne l’orientamento nella camera di costruzione.

Il materiale scelto è l’acrilonitrile-butadiene-stirene (ABS). Si tratta di un polimero termoplastico che diventa modellabile se viene riscaldato, al contrario si indurisce se viene raffreddato. Esso è lavorato allo stato di transizione vetrosa per preservare le caratteristiche meccaniche di leggerezza, rigidità e durabilità. Mediante la tecnica FDM, l’ABS viene fuso ed estruso in modo agevole grazie ad un basso coefficiente di attrito. Dunque, attraverso un ugello, il materiale è deposto, strato dopo strato, su un piatto fino a costruire completamente il modello CAD caricato nella stampante 3D. Inoltre la camera di stampa viene sempre riscaldata per evitare un repentino raffreddamento del materiale che, di conseguenza, tenderebbe a ritirarsi e deformarsi.

Per quanto riguarda il guscio della gamba, la stampa è avvenuta secondo un’orientazione in direzione orizzontale: tale scelta è stata fatta sulla base di una minore durata del processo (4 ore e 35 minuti) e di un minore dispendio di materiale

rispetto all'orientazione in direzione longitudinale. Sono stati utilizzati 31.92 cm³ di materiale di modello e 25.49 cm³ di materiale di supporto. La scelta di quest'ultimo è ricaduta sul polimero termoplastico "SR-30 Soluble Support".

Anche per il guscio del piede è stata preferita un'orientazione in direzione orizzontale per gli stessi motivi. La durata della stampa è stata di 6 ore e 58 minuti e sono stati impiegati 39.93 cm³ di materiale per il modello e 59.80 cm³ per il supporto.

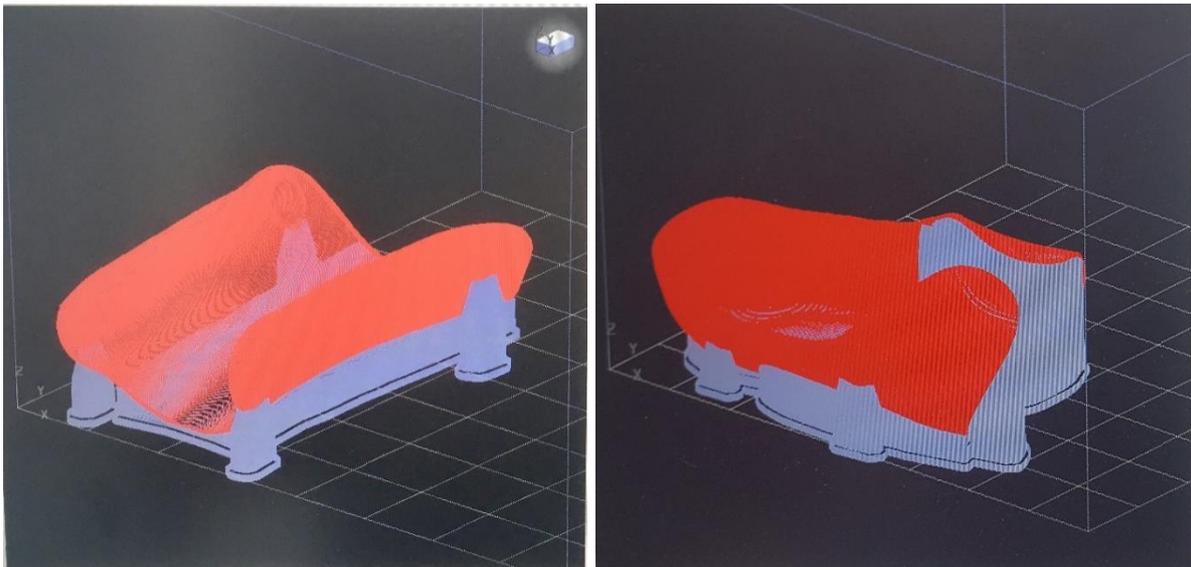


Figura 5.12 Orientamento dei gusci di gamba (a sx) e piede (a dx) nella camera di costruzione del software della stampante 3D

Per entrambi i gusci si è optato per una stampa a bassa densità. Una volta concluso il processo di stampa, sono state effettuate altre operazioni necessarie al miglioramento dell'indossabilità dei gusci.

In primo luogo è stato aggiunto del velcro adesivo sulla porzione centrale del guscio della gamba, così da bloccarlo in modo stabile sulla tibia senza interferire con i muscoli del polpaccio. Inoltre sono state aggiunte delle imbottiture, fissate con una colla per plastiche, nelle zone laterali per rendere lo scafo più confortevole ed evitare danni alla cute del soggetto dovuti al contatto con il materiale plastico.

Un procedimento analogo è stato eseguito per il secondo guscio. Il velcro adesivo è stato applicato sulle parti aderenti al dorso del piede, mentre le imbottiture sono state fissate nelle zone a contatto con il calcagno, con le sezioni mediali e laterali del piede e con la pianta per minimizzare lo slittamento in avanti dello stesso. Inoltre è stata incollata sulla parte a contatto con il terreno una suoletta in gomma per inibire lo scivolamento del soggetto in movimento. Infine per evitare che, durante il cammino, vi sia il distacco del guscio dal piede in corrispondenza del calcagno si è fissato un laccio nella parte posteriore dello scafo. Questo, legandosi "ad incrocio" sul dorso del piede, riduce il problema del distacco del guscio dal calcagno.



Figura 5.13 Rappresentazione di varie viste del guscio del piede

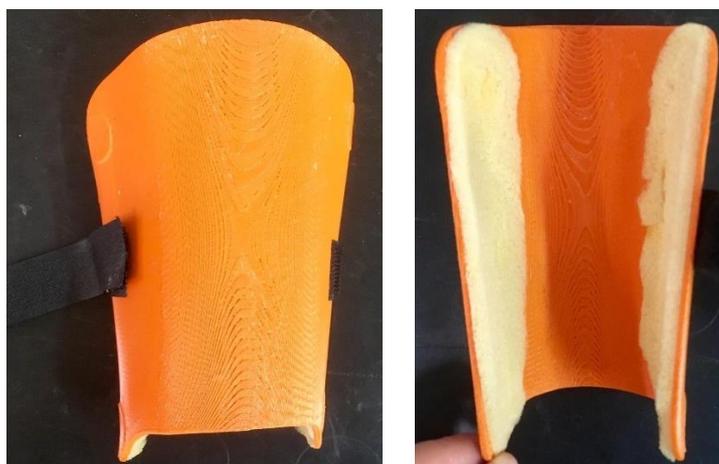


Figura 5.14 Rappresentazione del guscio della gamba. Nella figura di destra è visibile l'imbottitura nelle zone laterali

Capitolo 6

Progettazione del giunto

Nel capitolo precedente è stato illustrato il processo di realizzazione degli scafi *custom-made* di gamba e piede. Se si colloca su entrambi i gusci un cluster di marker, la cinematica articolare di un dato soggetto può essere individuata tramite elaborazione dei risultati della motion capture: in particolare, ai fini di questo studio, può essere calcolato l'asse elicoidale medio (MHA) del moto relativo tra i due gusci che gioca un ruolo fondamentale nella progettazione del giunto che collega i due scafi nell'ortesi.

Infatti ciò che si vuole creare è un giunto che consenta l'implementazione di un asse di rotazione flottante: così il piede, solidale al suo scafo, compie rispetto alla gamba un movimento nel piano sagittale molto vicino a quello fisiologico. Un asse di rotazione con posizione ed orientamento variabili nel tempo, inoltre, permette di rispettare la complessità dell'articolazione della caviglia: ciò si traduce nel fatto che i movimenti negli altri piani non sono totalmente bloccati, ma sono solo limitati rispetto a quello principale di flessione-estensione. Il soggetto che indossa l'ortesi quindi raggiunge una maggiore libertà nei movimenti e compie un minore sforzo a livello di superfici ossee e capsula articolare.

6.1 Collocamento del giunto nell'ortesi

Per definire il design dell'ortesi, e di conseguenza il collocamento del giunto, è necessario individuare l'asse di rotazione dello scafo del piede rispetto alla gamba. L'idea è costruire un giunto che abbia l'asse di rotazione coincidente con un asse elicoidale medio calcolato a partire da dati cinematici prodotti dalla stereofotogrammetria.

In questo studio, per una valutazione preliminare della fattibilità di tale processo, sono stati considerati i dati cinematici raccolti in uno studio precedente, i quali sono stati adattati al soggetto considerato per il lavoro in questione tramite opportune considerazioni esposte in seguito.

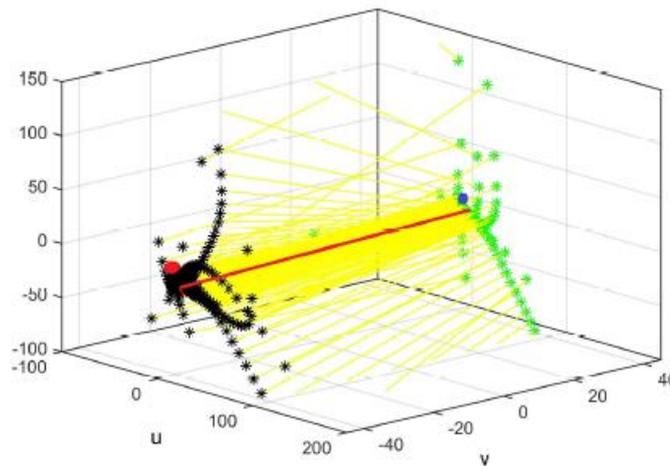


Figura 6.1 Esempio di rappresentazione degli IHA (in giallo) con estremità mediali in verde ed estremità laterali in nero; l'MHA è rappresentato in rosso. Il punto rosso è il malleolo laterale, il punto blu è il malleolo mediale. Le coordinate sono espresse in mm. [17]

E' noto che durante l'esecuzione del movimento gli assi elicoidali istantanei mutano la loro posizione ed il loro orientamento: è possibile, attraverso apposite routine Matlab [18], calcolare un asse medio MHA rispetto al quale quelli istantanei sono più o meno dispersi. Se si considerano le intersezioni di tutti gli assi IHA con due piani sagittali posti a ± 40 mm dal punto medio del segmento intermalleolare, vengono definite due nuvole di punti:

- punti A, ossia le intersezioni degli assi IHA con il piano laterale;
- punti B, ossia le intersezioni degli assi IHA con il piano mediale.

Allora l'asse di rotazione del giunto deve traslare, ruotare e coprire tutte le posizioni dei punti A e B.

Facendo riferimento allo studio precedente, i dati cinematici sono stati derivati dall'analisi del movimento effettuata presso l'Istituto Ortopedico "Rizzoli" di Bologna su un soggetto donna sano di 24 anni di altezza 1.66 m e peso 53 kg . Sono stati utilizzati dei gusci rigidi per gamba sinistra e piede sinistro strumentati con dei marker passivi (detti "marker tecnici"), sono stati posti dei marker su punti di reperi anatomici (detti "marker anatomici") e sono state eseguite delle prove del cammino e di dorsi-plantarflessione attiva e passiva con e senza scarpa ortopedica.

Si riportano di seguito i marker tecnici:

- TMedProx: marker medio prossimale del guscio tibiale;
- TLatProx: marker latero prossimale del guscio tibiale;

- TMedDis: marker medio distale del guscio tibiale;
- TLatDis: marker latero distale del guscio tibiale;
- FMedProx: marker medio prossimale del guscio del piede;
- FLatProx: marker latero prossimale del guscio del piede;
- FMedDis: marker medio distale del guscio del piede;
- FLatDis: marker latero distale del guscio del piede.

e i marker anatomici:

- LHF: testa della fibula sinistra;
- LTT: tuberosità tibiale sinistra;
- LLM: malleolo laterale sinistro;
- LCA: calcagno sinistro;
- LFM: testa del I metatarso sinistro;
- LVM: testa del V metatarso sinistro;
- LME: epicondilo mediale sinistro;
- LMM: malleolo mediale sinistro;
- LSM: testa del II metatarso sinistro.



Figura 6.2 Rappresentazione del set di marker tecnici sui due gusci e del set di marker anatomici [19]

Per ciascuna prova è stato possibile calcolare i vari IHA e di conseguenza un asse MHA con il metodo dei minimi quadrati: ciò è stato fatto ponendosi in quattro diverse condizioni:

- 1) sistema di riferimento anatomico della gamba con modello rigido del piede definito con marker tecnici;
- 2) sistema di riferimento anatomico della gamba con modello rigido del piede definito con marker anatomici;
- 3) sistema di riferimento tecnico della gamba con modello rigido del piede definito con marker tecnici;
- 4) sistema di riferimento tecnico della gamba con modello rigido del piede definito con marker anatomici.

Ai fini del nostro studio sono stati presi in considerazione solo i dati cinematici calcolati nelle condizioni (1) e (3); dunque si esplicitano le definizioni dei sistemi di riferimento anatomico e tecnico della gamba:

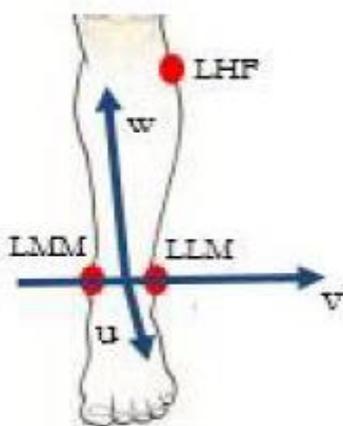


Figura 6.3 Sistema di riferimento anatomico della gamba

Sho: origine coincidente con il punto medio del segmento intermalleolare (LLM-LMM);

Asse v: passante per i malleoli con verso positivo dal malleolo mediale al malleolo laterale;

Asse u: perpendicolare al piano “quasi frontale” definito dai malleoli e dalla testa della fibula LHF ed orientato verso la parte anteriore del piede;

Asse w: ortogonale al piano uv, orientato verso l’alto.

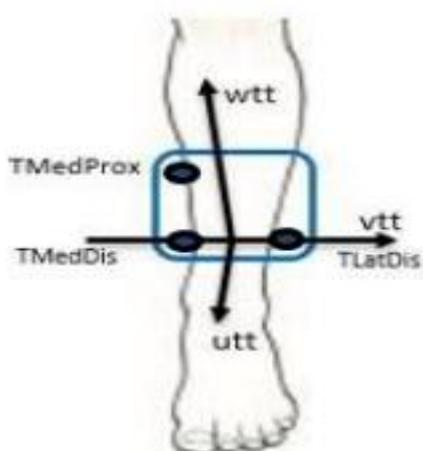


Figura 6.4 Sistema di riferimento tecnico della gamba

Shogus: origine nel punto medio del segmento TMedDis-TLatDis;

Asse vtt: passante per i marker TMedDis e TLatDis con verso positivo dal mediale al laterale;

Asse utt: perpendicolare al piano formato dai marker TMedDis TLatDis e TMedProx, orientato verso la parte anteriore del piede;

Asse wtt: ortogonale al piano utt-vtt.

Il presente studio si propone di collocare il giunto nell'ortesi: ciò si traduce nella localizzazione dell'asse di rotazione rispetto ai malleoli. Allora è stato necessario "trasferire" le informazioni derivanti dall'analisi cinematica nel CAD Rhinoceros, in cui sono stati disegnati i gusci sulla scansione delle forme anatomiche di interesse. Ciò è stato realizzato in più passaggi esposti di seguito.

Avendo a disposizione i dati cinematici di più prove sia del cammino sia di flessione-estensione del piede, si è deciso in primis di considerare le sole prove svolte senza scarpa ortopedica, poi di mediare gli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba, ricavando un asse MHA medio per il cammino ed un asse MHA medio per la dorsi-plantarflessione.

Parallelamente sul sistema CAD, in cui sono presenti la scansione di gamba e piede ed i rispettivi scafi, è stato costruito il sistema di riferimento tecnico della gamba in cui gli assi elicoidali in questione sono stati rappresentati.

In accordo con le posizioni e le dimensioni dei marker tecnici del guscio della gamba utilizzati durante l'analisi cinematica, sono state riportate nel software delle sferette di diametro 14 mm (in magenta in Figura 6.5) e, seguendo le definizioni degli assi (u,v,w) illustrate precedentemente, si è ottenuto il sistema di riferimento di interesse.

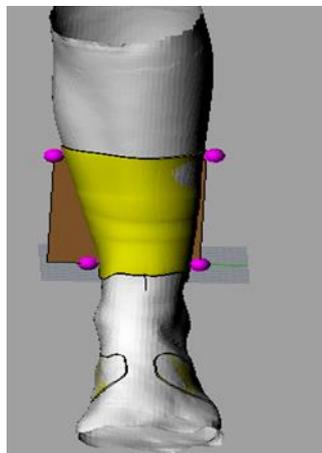


Figura 6.5 Sistema di riferimento tecnico della gamba nel CAD Rhinoceros

A questo punto si sono riportate le coordinate dei punti A e B, restituite dalle routine Matlab [18], e ciascuna coppia di punti è stata unita da un segmento che corrisponde all'asse MHA di una generica prova.

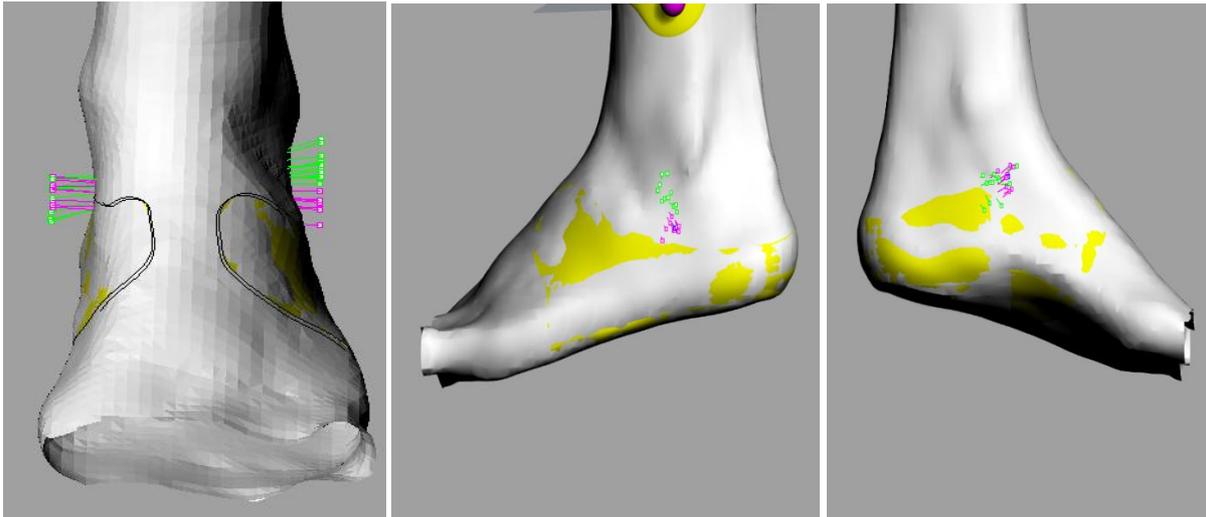


Figura 6.6 Rappresentazione degli assi MHA del cammino (magenta) e della dorsiplantarflexione (verde) nel sistema di riferimento tecnico sul CAD: a partire da sinistra vista frontale, laterale e mediale

Poi si sono calcolati gli assi MHA medi per entrambi i set di prove e sono stati riportati nel CAD:

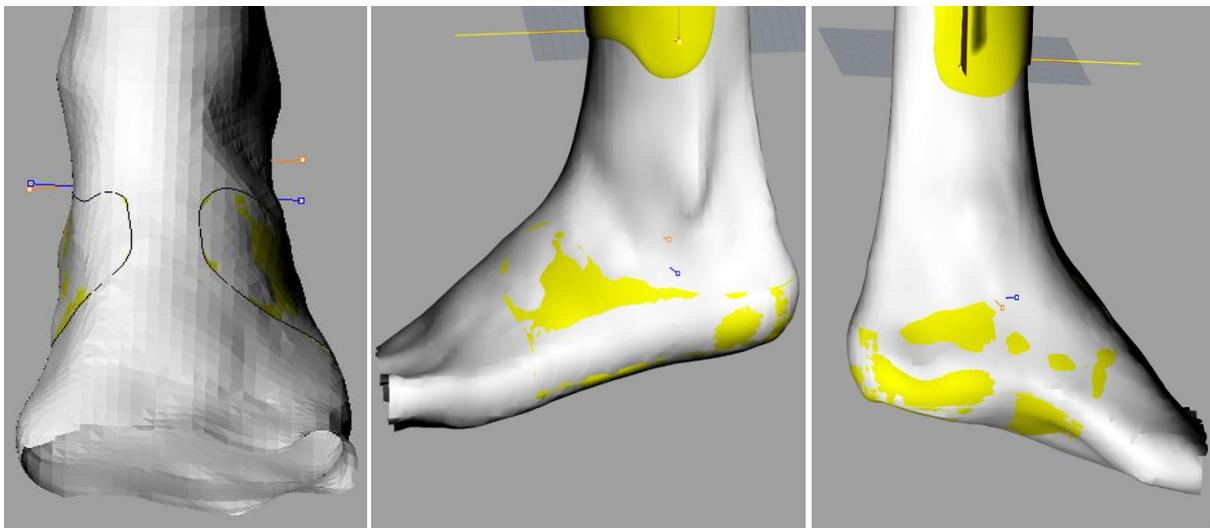


Figura 6.7 Rappresentazione degli assi MHA medi del cammino (blu) e della dorsiplantarflexione (arancione) nel sistema di riferimento tecnico sul CAD: a partire da sinistra vista frontale, laterale e mediale

Tuttavia, per la costruzione del giunto, si è scelto l'asse MHA medio del cammino basandosi sul fatto che in questo set di prove gli assi MHA presentano rispetto all'asse medio una dispersione angolare χ_{eff} e una dispersione di posizione d_{eff} minori.

	χ_{eff} (deg)	d_{eff} (mm)
Cammino	2.5529	2.6158
Flesso-Estensione	7.8387	3.3952

Tabella 6.1 Parametri di dispersione degli assi MHA del cammino e della flesso-estensione rispetto ai rispettivi assi medi

La maggiore dispersione degli assi della flesso-estensione rispetto a quelli del cammino è visibile anche nel CAD come mostrato in Figura 6.6 .

Correzione dei dati cinematici utilizzati

Come detto in precedenza, il trasferimento dei risultati dell'analisi in vivo in Rhinoceros è funzionale alla localizzazione sulla scansione dell'asse MHA medio rispetto ai malleoli. Tuttavia, a valle di questa operazione, è stato notato che l'asse MHA medio del cammino è posizionato ad una quota molto diversa rispetto a quella dei malleoli stessi: il punto A dista 33.4 mm dal malleolo laterale, mentre B dista 65.03 mm dal malleolo mediale. Sapendo che l'asse articolare della caviglia è situato nell'intorno del segmento intermalleolare, è stato dedotto che l'identificazione della cinematica articolare del soggetto è stata alterata da alcuni errori sperimentali.



Figura 6.8 Vista frontale e laterale del posizionamento dei marker nelle analisi cinematiche prese in considerazione [19]

In Figura 6.8 sono presenti la vista frontale e laterale del posizionamento dei marker sui gusci e sui punti di reperi anatomici attuato nel corso delle analisi in vivo. Il collocamento dei marker è stato scelto sulla base del protocollo definito dall'Istituto Ortopedico "Rizzoli" di Bologna.

A questo punto si è presa come posizione di riferimento del guscio tibiale quella stabilita in fase di progettazione sul CAD, ossia la quota a cui è posto il guscio

rispetto ai malleoli nella scansione della gamba. Attraverso un'ispezione visiva circa il posizionamento del guscio sulla tibia in fase sperimentale (Figura 6.8), si è notato che quest'ultimo è stato collocato ad una distanza maggiore dai malleoli. Questo errore di posizionamento si ripercuote sul rilevamento delle coordinate dei marker tecnici da parte del sistema stereofotogrammetrico e, conseguentemente, sul calcolo degli assi elicoidali istantanei nel sistema di riferimento tecnico della gamba. Infatti, plottando l'MHA medio del cammino nel sistema di riferimento tecnico della gamba costruito su Rhinoceros, si è constatato che esso è molto lontano dai malleoli: ciò è dovuto al fatto che sulla scansione il guscio è posto più in basso.

Per validare quanto dedotto si è deciso di quantificare la distanza dei malleoli dall'asse delle ascisse u del sistema di riferimento tecnico, e quindi dai marker tecnici distali che vengono utilizzati per la sua definizione su Rhinoceros, e confrontarla con quella calcolata sfruttando le routine Matlab con cui si sono elaborati i dati di stereofotogrammetria. Come si nota dalla Tabella 6.2, le distanze calcolate con i due metodi sono molto diverse: in particolare i valori ottenuti elaborando le coordinate dei marker con Matlab sono più alti e ciò dimostra che il guscio in fase sperimentale è stato collocato ad una maggiore altezza rispetto a quella pensata durante la sua stessa progettazione.

	Distanza Malleolo laterale – Origine del Sdr tecnico della gamba	Distanza Malleolo mediale – Origine del Sdr tecnico della gamba
CAD	30.4 mm	36.2 mm
Matlab	92.7 mm	78.6 mm

Tabella 6.2 Distanze Malleoli-Sistema di Riferimento Tecnico (Sdr) calcolate dal CAD e da Matlab

In definitiva, ai fini di una corretta progettazione del giunto, i dati cinematici utilizzati sono stati corretti: l'idea è trasformare le coordinate dei marker posti sul guscio tibiale dal sistema di riferimento tecnico al sistema di riferimento anatomico della gamba. Questa scelta è motivata dal fatto che quest'ultimo è, per costruzione, non influenzato dal cattivo posizionamento del guscio poiché definito a partire dalle posizioni dei malleoli e della testa della fibula.

Una volta trasformate le coordinate rilevate dal sistema stereofotogrammetrico dal sistema di riferimento globale del laboratorio al sistema di riferimento tecnico della gamba premoltiplicandole per un'apposita matrice di trasformazione, è stata eseguita un'analoga operazione per trasferire le coordinate nel sistema di riferimento anatomico. A tal fine è stata costruita una seconda matrice di trasformazione con cui si sono ricavate le coordinate dei punti A e B degli assi MHA per ciascuna prova del cammino nel sistema di riferimento anatomico: mediando le coordinate si è ottenuto il nuovo asse MHA medio.

A questo punto è stato costruito il sistema di riferimento anatomico della gamba su Rhinoceros: si sono individuati dei vertici sulla mesh della scansione della gamba in corrispondenza dei repere anatomici di interesse e, seguendo la definizione del sistema di riferimento precedentemente esplicitata, è stata ottenuta la terna di assi u, v e w. Successivamente, come si nota in Figura 6.8, è stato plottato l'asse MHA medio corretto.

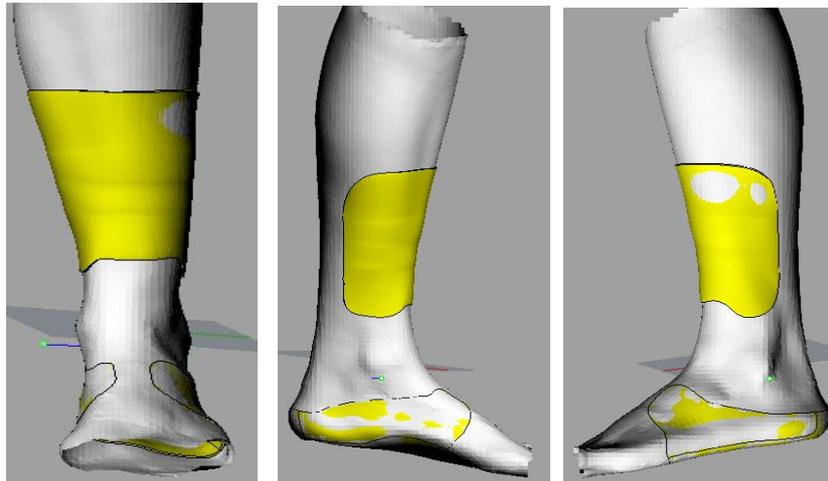


Figura 6.9 Rappresentazione dell'asse MHA medio del cammino nel sistema di riferimento anatomico (in blu); in verde sono evidenziati i punti A e B che definiscono l'asse. Da sinistra vista frontale, mediale e laterale.

E' evidente il risultato della correzione effettuata: l'asse MHA medio rappresentato è molto più vicino ai malleoli rispetto al caso precedente. Il punto A dista, infatti, 12.3 mm dal malleolo laterale; invece B dista 13.84 mm dal malleolo mediale.

L'ultimo step eseguito è stato adattare la cinematica articolare ricavata da queste analisi alla scansione utilizzata per il presente studio: ciò è stato fatto sfruttando le dimensioni caratteristiche del piede, cioè lunghezza (L) e altezza (G) intesa come media delle distanze dalla pianta dei malleoli mediale e laterale, del vecchio (1) e del nuovo soggetto (2) per il calcolo di due fattori di scala.

	L (mm)	G (mm)
Soggetto 1	188.262	71.508
Soggetto 2	176.82	56.585

Tabella 6.3 Dimensioni caratteristiche del piede dei soggetti 1 e 2

Per posizionare l'asse MHA medio del cammino sulla nuova scansione sono state calcolate, in direzione x e y, le distanze dei malleoli laterale e mediale del soggetto 2 dall'asse stesso, utilizzando quelle del soggetto 1 riportate in Tabella 6.4 . Essendo i malleoli non dei punti univocamente identificabili, ma delle aree, si è deciso di prendere come riferimento i centri delle superfici.

	Distanza in dir. x (mm)	Distanza in dir. y (mm)
Malleolo Mediale	5.903	15.825
Malleolo Laterale	6.075	13.670

Tabella 6.4 Distanze dei malleoli dall'asse MHA medio del soggetto 1

Per eseguire questo calcolo è stato necessario individuare dei fattori di scala, uno per ogni direzione.

Quanto alla direzione x, lungo cui si sono calcolate dal CAD le lunghezze dei due piedi, è stato calcolato il seguente fattore di scala:

$$\frac{L_2}{L_1} = 0.939$$

e poi sono state determinate le distanze dei due malleoli dal nuovo asse:

$$M_{\text{med},2}^x = 0.939 \cdot M_{\text{med},1}^x = 5.543 \text{ mm}$$

$$M_{\text{lat},2}^x = 0.939 \cdot M_{\text{lat},1}^x = 5.704 \text{ mm}$$

Un ragionamento analogo è stato fatto per la direzione y, lungo cui si sono considerate le due altezze. Il fattore di scala è pari a

$$\frac{G_2}{G_1} = 0.791$$

quindi:

$$M_{\text{med},2}^y = 0.791 \cdot M_{\text{med},1}^y = 12.517 \text{ mm}$$

$$M_{\text{lat},2}^y = 0.791 \cdot M_{\text{lat},1}^y = 10.813 \text{ mm}$$

In definitiva si può dire che è stata determinata la distanza del centro dell'area malleolare laterale e mediale, lungo x e y, rispettivamente dai punti A e B che definiscono univocamente l'asse MHA medio.

Fatto ciò, l'asse è stato plottato sulla nuova scansione.

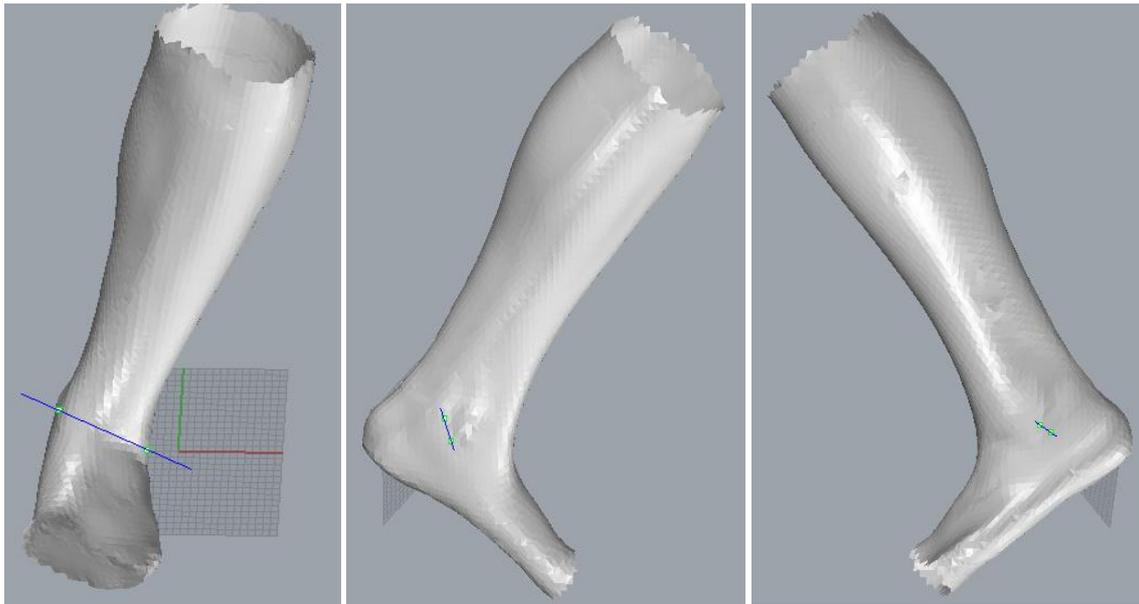


Figura 6.10 Vista frontale, mediale e laterale dell'asse MHA medio del cammino sulla nuova scansione; in verde sono evidenziati i punti A e B che definiscono l'asse

6.2 Prototipo del giunto di una HAFO

Per individuare le caratteristiche morfologiche e funzionali del giunto si è deciso di partire da un prototipo di giunto meccanico ideato in un lavoro [18] eseguito precedentemente presso il DIMEAS del Politecnico di Torino.

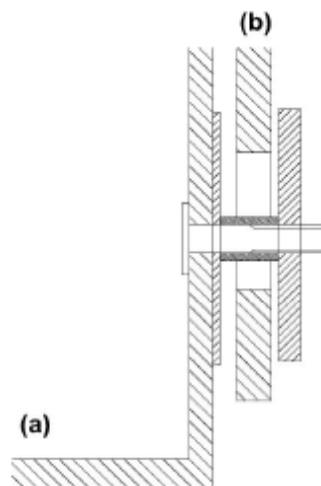


Figura 6.11 Vista frontale del giunto: (a) guscio del piede, (b) guscio della gamba [18]

L'implementazione di un asse di rotazione flottante viene realizzata mediante l'accoppiamento di un foro e di un perno. Concependo il perno di diametro minore, questo è in grado di muoversi all'interno del foro generando un gioco valutato in fase di progetto. Il moto relativo tra i due componenti avviene principalmente nel piano ortogonale all'asse di rotazione del giunto, mentre il movimento assiale è limitato dalla presenza di alcuni distanziali. Così il movimento fisiologico della

caviglia, sviluppato innanzitutto nel piano sagittale e solo marginalmente nel piano frontale e trasversale, è riprodotto in modo più naturale.

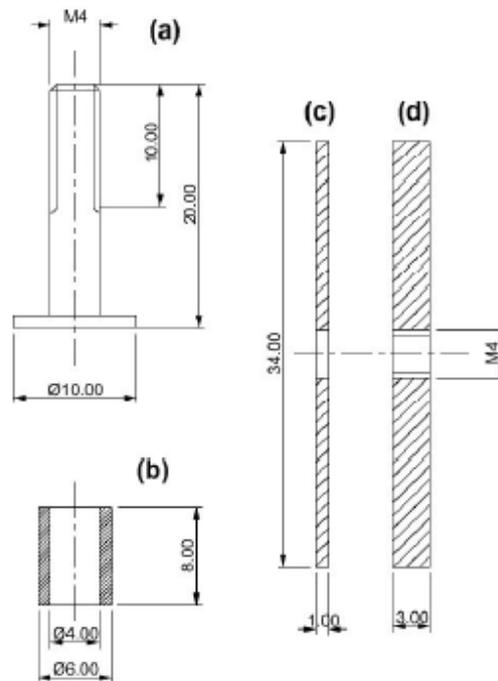


Figura 6.12 Disegno del giunto con misure in mm: (a) perno, (b) distanziale, (c) rondella piana, (d) ghiera filettata [18]

I giunti mediale e laterale contano quattro componenti ciascuno:

- 1) Un perno: viene inserito nel foro all'interno dello scafo del piede;
- 2) Una rondella piana: funge da distanziale impedendo il contatto dello scafo della gamba con quello del piede;
- 3) Una ghiera filettata: conferisce stabilità al perno, inibendone la rotazione rispetto al foro nel guscio del piede;
- 4) Un distanziale: limita il moto relativo tra i due scafi lungo l'asse del perno.

6.3 Realizzazione del giunto

Partendo dallo studio [18], è stato ideato il nuovo giunto di collegamento tra i gusci di gamba e piede discussi nel capitolo precedente. Il disegno del giunto è stato effettuato sul CAD Rhinoceros.

Dato che esso deve “simulare” quanto più possibile il comportamento del giunto anatomico di caviglia, sono stati stabiliti alcuni requisiti di progetto:

- l’asse di rotazione del giunto deve coincidere con l’asse MHA medio del cammino calcolato sulla base delle vecchie analisi cinematiche ed adattato al nuovo soggetto;
- l’asse di rotazione non deve essere fisso, bensì flottante;
- il movimento di flessione-estensione che ha luogo nel piano sagittale deve essere il movimento principale;
- i movimenti che hanno luogo nel piano frontale e trasversale devono essere limitati e non bloccati.

Accoppiamento perno-foro

Anche in questo studio è stato pensato di implementare un asse di rotazione flottante mediante l’accoppiamento perno-foro, con il secondo di diametro maggiore rispetto al primo.

Il foro è stato realizzato sul guscio della gamba, opportunamente modificato una volta integrato nell’ortesi, ed ha geometria circolare con diametro pari a 20 mm. Per stabilire la dimensione del foro si è tenuto conto della grandezza del perno e, di conseguenza, del gioco dato dalla differenza tra i due diametri. Quest’ultimo, infatti, deve essere almeno pari alla variabilità in posizione dell’asse (circa 3 mm): esso, durante il moto, traslando e ruotando deve coprire le posizioni dei punti A e B ottenuti dall’intersezione del fascio di MHA con i due piani sagittali posti a ± 40 mm dal punto medio del segmento intermalleolare. Inoltre è stata fatta l’ipotesi semplificativa di “isotropia” della dispersione, ossia non è stata considerata la reale forma delle nuvole di punti A e B che sono state approssimate, dunque, a circonferenze.

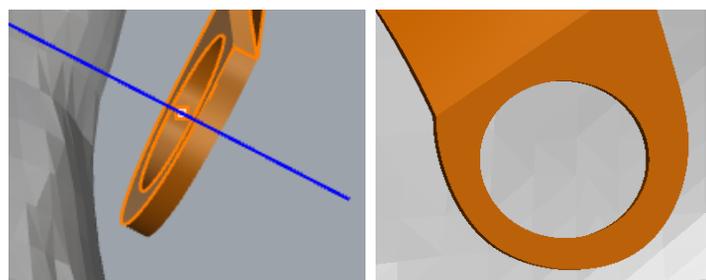


Figura 6.13 Vista laterale e frontale del foro, in blu l’asse MHA medio

La circonferenza che delimita il foro è stata disegnata attorno all'asse MHA medio del cammino, definendo su di esso un punto e dando in input al CAD il valore del diametro. In aggiunta le superfici del foro sono state costruite ortogonalmente all'asse di rotazione per sfruttare il gioco massimo.

Per quanto riguarda il perno, esso è integrato al guscio del piede ed ha geometria cilindrica con asse coincidente con l'MHA medio. La lunghezza del cilindro è 14 mm, mentre il diametro della sezione circolare è di 7 mm. Va specificato che la geometria cilindrica, nell'intorno della sezione di interfaccia con il guscio, è stata modificata creando un raccordo di 2 mm per evitare la presenza di spigoli vivi.

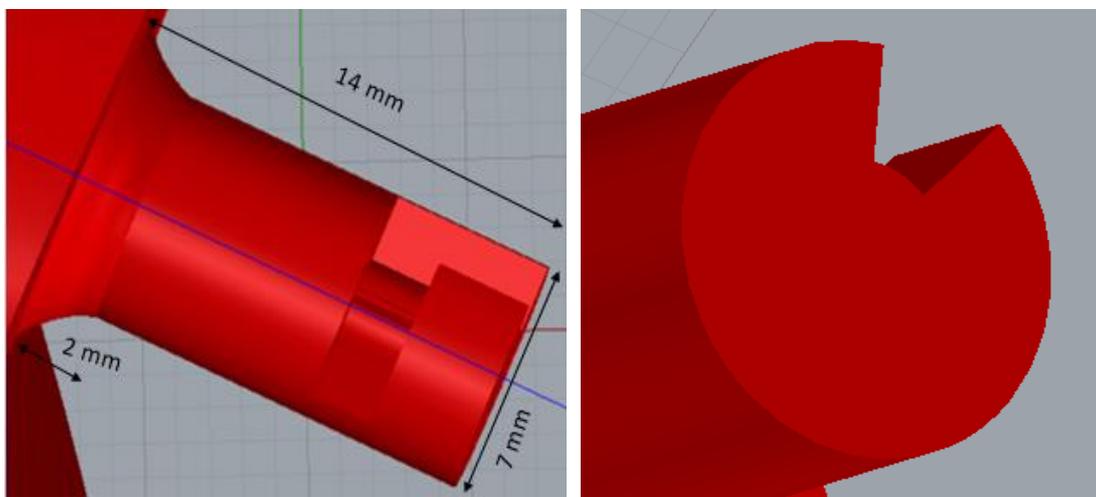


Figura 6.14 A sinistra vista frontale del perno, in blu l'MHA medio; a destra vista in sezione del perno

Come si nota dalla Figura 6.14, sulla parte più esterna del perno è stata creata una guida utile all'inserimento di un tappo che funge da sistema di bloccaggio.

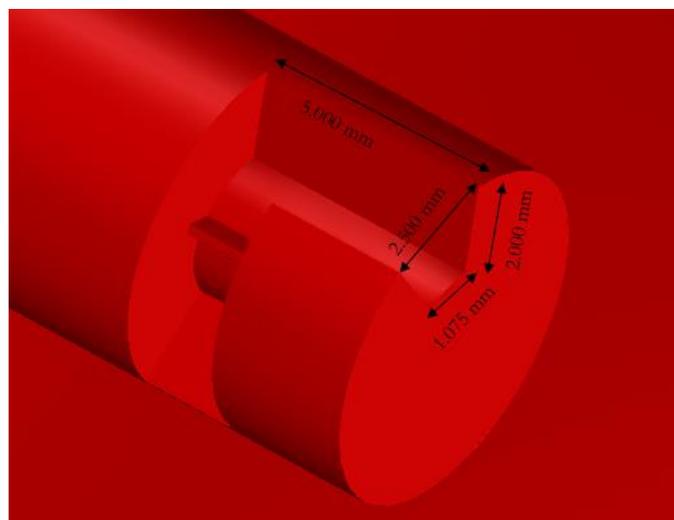
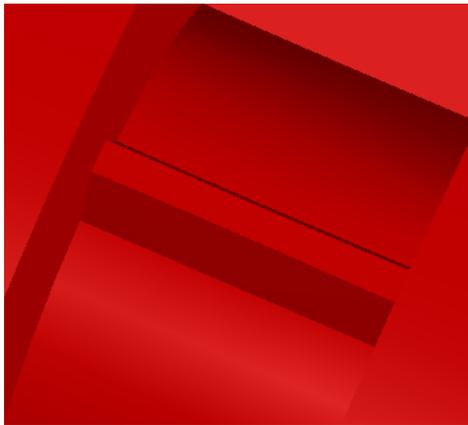


Figura 6.15 Rappresentazione della guida creata sul perno

Quest'ultimo ha una duplice funzione: in primo luogo si vuole evitare che il perno possa fuoriuscire dal foro creando un disaccoppiamento tra i due gusci, dopodiché si intende regolare il moto assiale facendo variare le dimensioni del sistema di bloccaggio. Maggiore sarà la lunghezza del tappo, minore sarà il gioco assiale in quanto sarà minore la lunghezza del perno utile al moto relativo tra i due gusci.

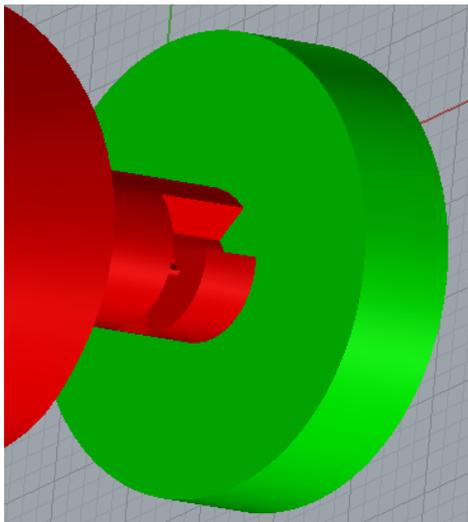


DIMENSIONI:

- **Altezza:** 0.5 mm
- **Lunghezza:** 2 mm
- **Base superiore:** 0.2 mm
- **Base inferiore:** 0.5 mm

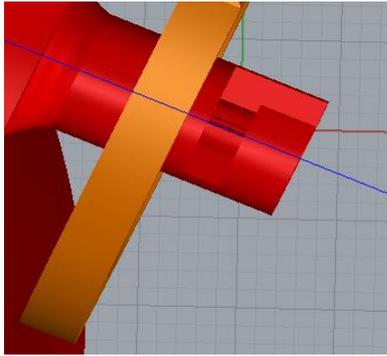
Figura 6.16 Tronco di piramide integrato nella guida posta nel perno

Infine all'interno della guida è stato costruito uno "scalino", con la forma di un tronco di piramide a base rettangolare, che serve da sistema di sicurezza per l'inserimento del tappo.



Quest'ultimo viene avvitato sul perno mediante una rotazione antioraria, ma a causa del movimento relativo tra i due scafi potrebbe effettuare una rotazione in senso contrario fino a svitarsi. Allora con questa soluzione si fa in modo che il tappo, una volta arrivato al fondo della guida, ruotando in senso antiorario si interfaccia con lo scalino: per completare l'avvitamento deve necessariamente oltrepassare quest'ultimo che, quindi, funzionerà da ostacolo per l'uscita del tappo dal perno.

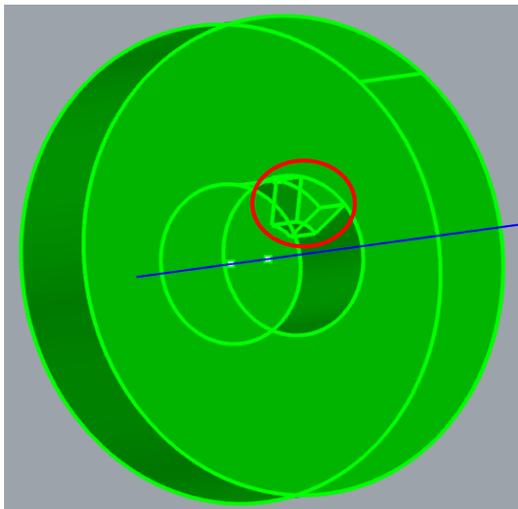
Figura 6.17 Rappresentazione del sistema tappo-perno



Valutando congiuntamente i diametri di perno e foro si è stimato un gioco massimo di 13 mm lungo gli assi antero-posteriore e longitudinale della gamba. Inoltre sapendo che la lunghezza del perno è 14 mm, una volta fissato il tappo alla distanza di 5 mm dall'estremità libera del perno, il guscio della gamba può spostarsi al massimo di 6 mm lungo l'asse medio-laterale, dato il suo spessore di 3 mm.

Figura 6.18 Accoppiamento perno-foro

Sistema di bloccaggio



DIMENSIONI:

- **Lunghezza:** 5 mm
- **Diametro interno:** 7 mm
- **Diametro esterno:** 21 mm

Figura 6.19 Sistema di bloccaggio

In Figura 6.19 è rappresentato il tappo costruito sulla base della guida realizzata nel perno. Si tratta di un cilindro caratterizzato dalla presenza di un “dente” (cerchio rosso) in corrispondenza della sezione cava che si interfaccia con il perno. Grazie alla complementarità tra la superficie esterna del perno e quella interna del tappo, quest'ultimo è inserito per interferenza nella guida; successivamente, completando la rotazione del tappo, il dente “scavalca” il tronco di piramide integrato nella guida così da completare l'avvitamento e realizzare il bloccaggio. Questo meccanismo implica necessariamente che la geometria e le dimensioni della sezione del dente siano analoghe a quelle della sezione di ingresso della guida e che il suo spessore sia uguale alla larghezza della guida (2 mm).

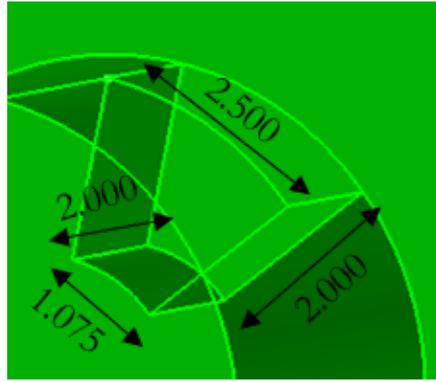


Figura 6.20 Dente integrato nel tappo con le relative dimensioni in mm

Infine il diametro esterno del tappo è stato pensato di 21 mm per impedirne il passaggio attraverso il foro del guscio della gamba, causando il disaccoppiamento di quest'ultimo dal resto dell'ortesi.

6.4 Integrazione dei gusci nell'ortesi

Il *design* dell'ortesi è stato definito a partire dai gusci progettati per l'analisi cinematica: essi sono stati modificati in modo da sovrapporsi in corrispondenza dell'asse MHA medio.

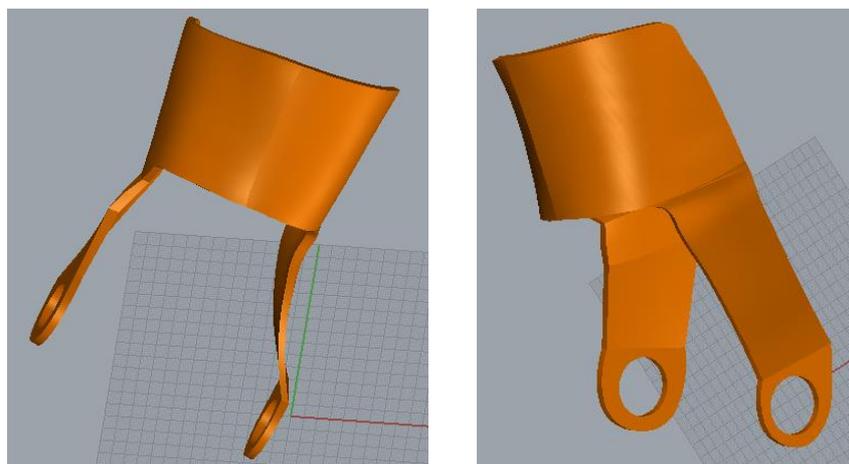


Figura 6.21 Vista frontale e laterale del guscio della gamba

Per quanto riguarda il guscio della gamba sono state effettuate le seguenti variazioni in termini di geometria:

- la parte superiore è stata alleggerita nelle zone laterali così da avere un minore ingombro, ma allo stesso tempo una presa stabile sulla tibia. Inoltre il bordo inferiore è stato spostato prossimalmente per evitare che, a causa del contatto con il guscio, il paziente provi dolore durante la deambulazione;

- sapendo che la dimensione massima dell'oggetto contenibile nella camera di stampa è 15 cm e tenendo conto dei prolungamenti laterali, la lunghezza è stata ridotta a 5.6 cm circa;
- sono stati creati dei prolungamenti laterali lunghi circa 9 cm e sufficientemente distanti dalla cute: il prolungamento laterale dista 1.6 cm dal malleolo, mentre quello mediale dista 0.64 cm. In questo modo non si creano interferenze del guscio con i malleoli e, di conseguenza, fastidi;
- le parti terminali dei prolungamenti sono state forate per permettere l'accoppiamento con il perno e sono state costruite ortogonalmente all'asse MHA medio per garantire il gioco massimo.

Infine lo spessore del guscio non è costante: nella parte superiore è pari a 3 mm, in corrispondenza dei prolungamenti laterali aumenta fino a 4 mm per conferire una maggiore rigidità ed evitare movimenti in direzione medio-laterale durante il cammino, invece in prossimità dei fori torna ad essere 3 mm.

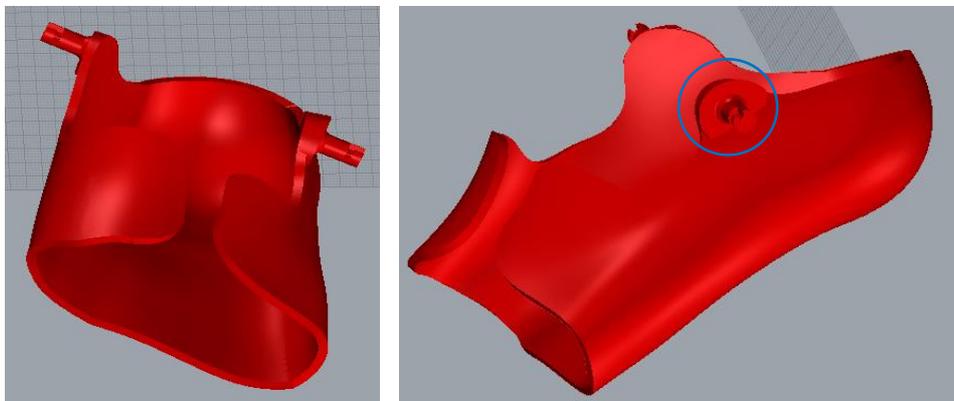


Figura 6.22 Vista frontale e laterale del guscio del piede; nel cerchio blu è evidenziato uno dei prolungamenti laterali

Anche il guscio del piede è stato modificato in quanto sono stati aggiunti dei prolungamenti laterali funzionali all'accoppiamento con il guscio della gamba. Su questi sono stati costruiti dei rilievi ortogonali all'MHA medio, così che il perno si integri nel guscio del piede mediante un piano ortogonale all'asse di interesse. In questo modo, dato che sia le superfici dei fori sia il piano di appoggio dei perni risultano ortogonali all'asse MHA medio, è preservato il massimo movimento relativo tra le superfici accoppiate. In conclusione lo spessore del guscio del piede è stato posto pari a 3 mm.

Di seguito si riporta l'ortesi completa di tutti i suoi costituenti.

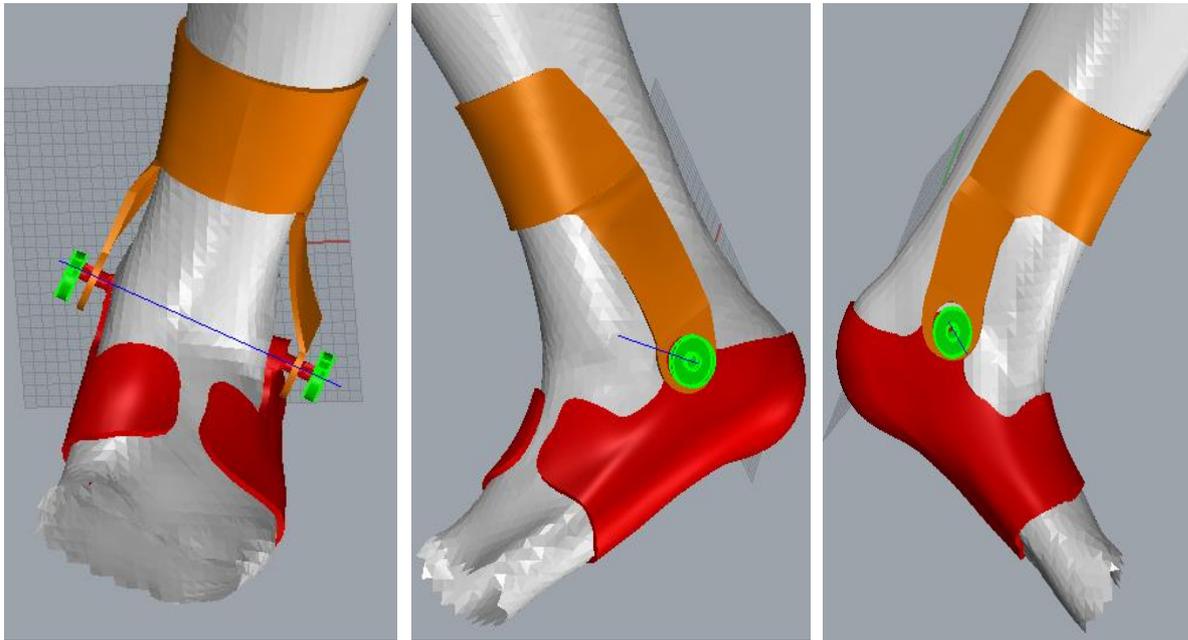


Figura 6.23 Vista frontale (a sx), laterale (al centro) e mediale (a dx) dell'ortesi completa

6.5 Stampa 3D dell'ortesi

Una volta completata la progettazione delle singole componenti, si è passati alla fase di stampa dell'ortesi. Essa è stata eseguita presso il DIMEAS del Politecnico di Torino usufruendo della stampante 3D “uPrint SE Plus”. Anche in questo caso la stampa è avvenuta secondo direzioni che minimizzano sia la durata del processo sia la quantità di materiale impiegato. Di seguito si riportano diverse viste e dettagli del prototipo completo.



Figura 6.24 Vista laterale (sx), frontale (al centro) e mediale (dx) dell'ortesi stampata



Figura 6.25 Nella figura di sinistra è rappresentato l'accoppiamento perno-foro con il sistema di bloccaggio, al centro è visibile il perno e a destra il tappo con il dente integrato

Dopo aver ottenuto l'ortesi, le superfici dei gusci sono state levigate mediante carta vetrata per favorire il contatto della cute con il materiale plastico, mentre per facilitare l'inserimento per interferenza del tappo sul perno è stata effettuata un'operazione di limatura.

Capitolo 7

Prove di analisi cinematica

La progettazione dei gusci rigidi di gamba e piede, discussa nel capitolo 5, è stata seguita dall'analisi cinematica condotta sul soggetto scelto per il presente lavoro di tesi. Essa ha una duplice finalità:

- 1) la validazione del metodo proposto nello studio [19] attraverso il confronto dei vecchi dati cinematici con quelli prodotti dalla nuova analisi.

In [19] la cinematica articolare del soggetto è determinata facendo uso di tecniche stereofotogrammetriche e proponendo la minimizzazione dell'artefatto da tessuto molle. A tal proposito sono stati applicati dei cluster di marker sui gusci posizionati sulla gamba e sul piede ed è stata effettuata l'analisi del movimento. Quest'ultima ha contato cinque prove di cammino, cinque prove di cammino veloce, tre pose, una prova di dorsiplantarflessione attiva e quattro prove di dorsiplantarflessione passiva eseguite da operatori diversi sia con il soggetto steso un lettino sia con il soggetto seduto. Le prime tre categorie di prove sono state svolte sia con i soli gusci sia con i gusci e le scarpe.

- 2) la caratterizzazione cinematica del nuovo soggetto e, quindi, l'identificazione dell'asse articolare di caviglia utile allo sviluppo di una nuova HAFO *custom-made*.

7.1 Setting del laboratorio e marker set

La *gait analysis* si è svolta all'interno del Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna.



Figura 7.1 Setting del laboratorio

La strumentazione utilizzata conta:

- 8 telecamere M2 con frequenza di campionamento pari a 100 Hz;
- Datastation Vicon 612 (Vicon Motion Capture, Oxford UK);
- pedana di forza Kistler con frequenza di campionamento pari a 2000 Hz;
- marker sferici passivi con diametro pari a 14 mm

L'ambiente in cui sono state eseguite le prove presentava una temperatura ed un'illuminazione controllata.

I marker sono stati posti sull'arto inferiore sinistro del soggetto secondo il protocollo definito dall'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna. I punti di repere scelti sono:

- RASIS : spina iliaca anterosuperiore destra;
- RPSIS : spina iliaca posterosuperiore destra;
- LASIS : spina iliaca anterosuperiore sinistra;
- LPSIS : spina iliaca posterosuperiore sinistra;
- LGT : grantrocantere sinistro;
- LLE : epicondilo laterale sinistro;
- LHF : testa della fibula sinistra;
- LTT : tuberosità tibiale sinistra;
- LLM : malleolo laterale sinistro;
- LCA : calcagno sinistro;
- LVM : testa del V metatarso sinistro;
- LFM : testa del I metatarso sinistro;
- LME : epicondilo mediale sinistro (marker calibrato);
- LMM : malleolo mediale sinistro (marker calibrato);
- LSM : testa del II metatarso sinistro (marker calibrato).

LHF, LTT, LLM e LMM definiscono il cluster di marker “anatomico” posizionato sulla gamba; al contrario LFM, LSM, LVM e LCA individuano il cluster di marker “anatomico” posizionato sul piede.

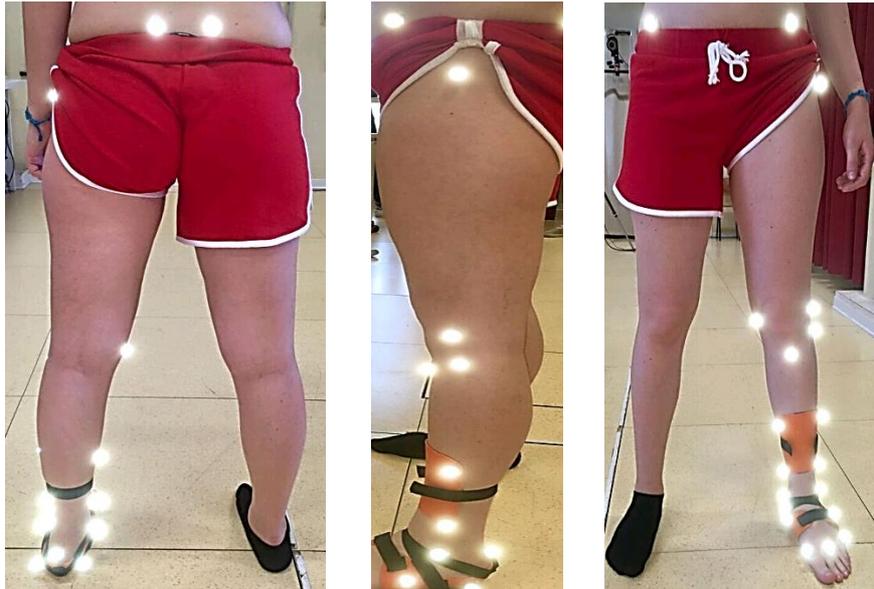


Figura 7.2 Vista posteriore (sx), laterale (centro) e frontale (dx) del posizionamento dei marker anatomici



Figura 7.3 A partire da sinistra vista frontale, laterale, posteriore e mediale del posizionamento dei marker tecnici sui gusci di gamba e piede

Successivamente sono stati posizionati ulteriori marker sui due gusci, per cui si afferma che il cluster di marker “tecnico” della gamba è costituito da:

- TMedProx : marker medio prossimale del guscio tibiale;
- TLatProx : marker latero prossimale del guscio tibiale;
- TMedDis : marker medio distale del guscio tibiale;
- TLatDis : marker latero distale del guscio tibiale;

invece il cluster di marker “tecnico” del piede conta:

- FMedProx : marker medio prossimale del guscio del piede;
- FLatProx : marker latero prossimale del guscio del piede;
- FMedDis : marker medio distale del guscio del piede;
- FLatDis : marker latero distale del guscio del piede.

I marker tecnici sono stati collocati in corrispondenza dei riferimenti posti in fase di progettazione sui gusci. Essi non solo hanno migliorato la ripetibilità delle prove nel momento in cui avveniva il distacco di uno o più marker dai gusci, ma hanno permesso anche di stabilire “a priori” il posizionamento dei marker. Infatti, in vista di un confronto tra le analisi cinematiche condotte sul soggetto 1 e sul soggetto 2, si è deciso di uniformare il posizionamento dei cluster di marker nei due set di prove.

7.2 Prove effettuate

Nel presente studio si è deciso di effettuare le prove con i soli gusci e, di conseguenza, di escludere quelle eseguite con le scarpe. In accordo con le vecchie analisi, sono state compiute varie ripetizioni di movimenti di tipo diverso. Nello specifico si contano:

- 5 ripetizioni di cammino;
- 5 ripetizioni di cammino veloce in cui il soggetto ha effettuato lo stesso tragitto ad una velocità maggiore;
- 5 ripetizioni di dorsiplantarflessione (pose): a partire da una condizione di massima plantarflessione per la caviglia sinistra (gamba destra all’indietro), il soggetto torna in posizione neutra e poi si porta in una condizione di massima dorsi-flessione per la caviglia sinistra (gamba destra in avanti);
- 1 ripetizione di dorsiplantarflessione attiva con soggetto in posizione eretta, piede sinistro sollevato e piede destro appoggiato a terra;
- 4 ripetizioni di dorsiplantarflessione passiva, ciascuna eseguita da un operatore diverso e con il soggetto seduto e gamba destra sospesa;
- 4 ripetizioni di dorsiplantarflessione passiva, ciascuna eseguita da un operatore diverso e con il soggetto steso su un lettino.



Figura 7.4 Rappresentazione delle due fasi di dorsiflessione (posa)



Figura 7.5 Fasi della dorsiflessione passiva eseguita da un operatore con il soggetto steso su un lettino



Figura 7.6 Fasi della dorsiflessione passiva eseguita da un operatore con il soggetto seduto



Figura 7.7 Fasi della dorsiplantarflessione attiva

I dati acquisiti dal sistema Vicon sono contenuti in file *.avi*, in cui sono disponibili le seguenti informazioni: coordinate (X,Y,Z) dei marker espresse in mm relative al sistema di riferimento globale del laboratorio e coordinate degli angoli articolari di anca (LHA), ginocchio (LKA) e caviglia (LAA). Inoltre negli stessi file, per le sole prove del cammino, sono disponibili i dati grezzi delle pedane dinamometriche, ossia le coordinate del centro di pressione (COP), le componenti della reazione vincolare del suolo (forza e momento) lungo gli assi del sistema di riferimento globale. Tuttavia, ai fini di questo studio, si sono processati i soli dati cinematici.

A questo punto, essendo le coordinate dei marker relative al sistema di riferimento globale del laboratorio, è stato necessario convertirle in opportuni sistemi di riferimento locali mediante alcune routine Matlab. Come in [19], si sono considerati tre sistemi di riferimento locali, cioè il sistema di riferimento anatomico della gamba, il sistema di riferimento tecnico della gamba ed il sistema di riferimento tecnico del piede. I primi due sono già stati introdotti e definiti nel capitolo 6, mentre il terzo viene esplicitato di seguito:

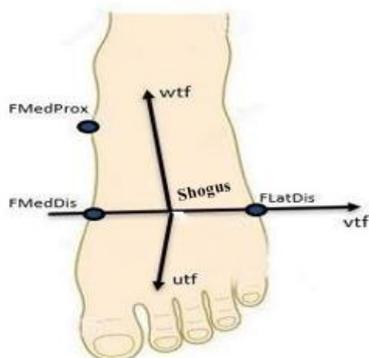


Figura 7.8 Sistema di riferimento tecnico del piede

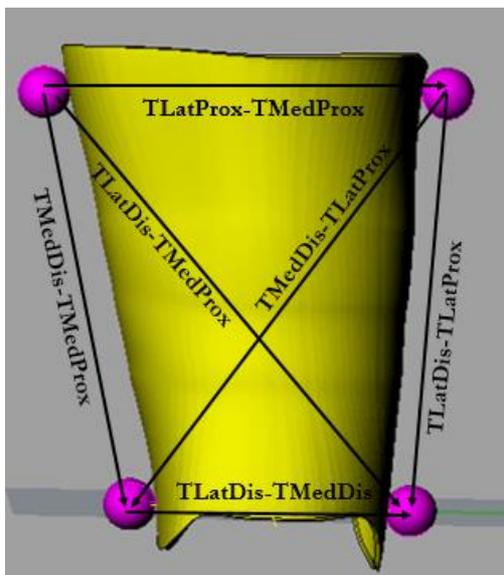
- **Shogus:** origine coincidente con il punto medio del segmento FMedDis-FLatDis;
- **Asse vtf:** segmento passante per i marker FMedDis-FLatDis con verso positivo dal mediale al laterale;
- **Asse utf:** perpendicolare al piano formato dai marker FMedDis, FLatDis e FMedProx;
- **Asse wtf:** ortogonale al piano uv.

Essendo un sistema di riferimento “tecnico” viene individuato a partire dai marker posti sul guscio del piede.

7.3 Calcolo del coefficiente di rigidità

Come detto in precedenza, nel lavoro [19] è stato proposto l’uso di gusci rigidi di gamba e piede finalizzato alla riduzione dell’artefatto da tessuto molle e dello scorrimento relativo tra marker dello stesso cluster durante l’analisi cinematica. Per dimostrare che i cluster di marker tecnici fossero realmente più rigidi di quelli anatomici si è calcolato un indice di dispersione percentuale, ossia il coefficiente di rigidità, di seguito definito:

$$CV\% = \frac{\sigma}{|\mu|} \cdot 100$$



Sapendo che ogni cluster conta 4 marker e considerando ogni possibile coppia di marker, è possibile ricavare la misura di 6 distanze relative: di esse vengono calcolate la media μ nel tempo e la deviazione standard σ .

In [19] si sono valutati per ogni cluster e per ogni singola prova il CV% medio, che restituisce un’informazione generale circa la rigidità del cluster, ed il CV% massimo che stabilisce quale coppia di marker è sottoposta allo scorrimento relativo più alto.

Figura 7.9 Calcolo delle sei distanze relative tra i marker del guscio della gamba

Ai fini della validazione del metodo, sono stati elaborati i nuovi dati cinematici e per ogni prova sono stati calcolati i CV% medio e massimo per ogni cluster di marker. Successivamente, per estrarre un’informazione globale circa la rigidità dei vari cluster durante uno specifico movimento, si sono mediati su tutte le ripetizioni i CV% medi ed i CV% massimi. Essi, infine, sono stati confrontati con quelli ottenuti in [19]: il metodo presentato si può ritenere sufficientemente accurato qualora i gusci irrigidiscano il sistema in un modo almeno confrontabile rispetto alle passate prove.

7.3.1 Prove del cammino

▪ Cluster tecnico della gamba

Soggetto 1	MaxCV%	MediaCV%
Cam00	0.984	0.568
Cam01	0.909	0.467
Cam02	1.122	0.864
Cam03	0.816	0.479
Cam04	0.930	0.532
Media	0.952	0.582
Dev Std	0.113	0.163

Soggetto 2	MaxCV%	MediaCV%
Cam00	0.615	0.402
Cam01	0.776	0.529
Cam02	1.028	0.593
Cam03	1.011	0.737
Cam04	0.699	0.488
Media	0.826	0.549
Dev Std	0.186	0.125

Tabelle 7.1 Prove del cammino: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster tecnico della gamba.

Come si nota dalla Tabella 7.1, nelle nuove prove si è riscontrata una riduzione sia del CV% massimo sia del CV% medio e, quindi, uno scorrimento relativo tra i marker minore. Ciò è attribuibile all'ispessimento del guscio della gamba rispetto allo studio precedente: ne risulta che, essendo lo scafo più rigido, esso è meno soggetto a deformazioni durante la deambulazione.

▪ Cluster anatomico della gamba

Soggetto 1	MaxCV%	MediaCV%
Cam00	1.598	0.763
Cam01	1.542	0.752
Cam02	1.433	0.77
Cam03	1.559	0.764
Cam04	1.377	0.733
Media	1.502	0.756
Dev Std	0.0928	0.0146

Soggetto 2	MaxCV%	MediaCV%
Cam00	1.246	0.867
Cam01	1.304	0.956
Cam02	1.285	0.891
Cam03	1.343	0.925
Cam04	1.25	0.906
Media	1.286	0.909
Dev Std	0.0402	0.0338

Tabelle 7.2 Prove del cammino: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster anatomico della gamba.

Confrontando i valori del CV% del cluster tecnico della gamba con quelli del cluster anatomico (Tabelle 7.2), si nota nel primo caso una riduzione di un fattore circa pari a 1.66 per il CV% medio mediato su tutte le prove. Ciò significa che i marker posti direttamente a contatto con la pelle scorrono maggiormente l'uno rispetto all'altro durante il moto, a differenza del cluster posto sul guscio che presenta una maggiore rigidità. Alla stessa considerazione si era arrivati nello studio [19], in cui si era riscontrato un abbassamento del CV% con il cluster tecnico di uno stesso fattore. Inoltre confrontando i CV% dei cluster anatomici della gamba dei due soggetti, nelle nuove prove si è ottenuto un miglioramento.

▪ **Cluster tecnico del piede**

Soggetto 1	MaxCV%	MediaCV%
Cam00	1.921	1.268
Cam01	1.648	1.199
Cam02	1.722	1.266
Cam03	1.529	1.128
Cam04	1.646	1.167
Media	1.693	1.206
Dev Std	0.145	0.0614

Soggetto 2	MaxCV%	MediaCV%
Cam00	1.293	1.004
Cam01	2.155	1.178
Cam02	1.7	1.202
Cam03	2.67	1.518
Cam04	1.474	1.073
Media	1.858	1.195
Dev Std	0.557	0.198

Tabelle 7.3 Prove del cammino: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster tecnico del piede.

Nelle Tabelle 7.3 sono stati inseriti i valori del coefficiente di rigidità per il cluster tecnico del piede di entrambi i soggetti. Non si notano particolari miglioramenti dato che i nuovi dati sono confrontabili con quelli delle vecchie prove: ciò può essere giustificato con il fatto che si stanno comparando analisi eseguite su soggetti diversi, che possono differire sia per la conformazione anatomica dell'articolazione di caviglia sia per l'ampiezza del movimento sia per il modo di eseguire quest'ultimo. Inoltre i dati dimostrano che anche il guscio utilizzato in [19], seppur meno rigido, consentiva una buona riduzione dell'artefatto rispetto al cluster anatomico.

Infine osservando le Tabelle 7.4, di seguito riportate, è possibile constatare che per il soggetto 2 il CV% massimo, mediato su tutte le prove, si riduce di un fattore circa pari a 6.5 introducendo il cluster tecnico del piede; invece per il soggetto 1 si riduce di un fattore pari a 8.9 .

▪ **Cluster anatomico del piede**

Soggetto 1	MaxCV%	MediaCV%
Cam00	16.27	5.843
Cam01	15.127	5.498
Cam02	15.913	5.804
Cam03	14.415	5.398
Cam04	13.764	5.314
Media	15.098	5.571
Dev Std	1.035	0.239

Soggetto 2	MaxCV%	MediaCV%
Cam00	11.636	4.466
Cam01	12.373	4.797
Cam02	12.515	4.905
Cam03	11.301	4.424
Cam04	12.247	4.669
Media	12.014	4.652
Dev Std	0.521	0.207

Tabelle 7.4 Prove del cammino: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster anatomico del piede.

Esaminando i valori di CV% per il cluster anatomico del piede, in primo luogo si osserva che assume valori di un ordine di grandezza maggiore rispetto agli altri cluster: ciò è dovuto al fatto che, durante la deambulazione, le teste metatarsali, su cui sono stati posti i marker, subiscono un'elevata deformazione. Perciò è possibile

contenere questo artefatto posizionando i marker tecnici sullo scafo del piede e lontani dalle teste metatarsali. Infine, mettendo a confronto i due soggetti, si osserva un miglioramento rispetto alle vecchie prove.

Di seguito, nelle Figure 7.10 e 7.11, sono sintetizzati i dati ottenuti dalle analisi svolte rispettivamente sul soggetto 2 e sul soggetto 1.

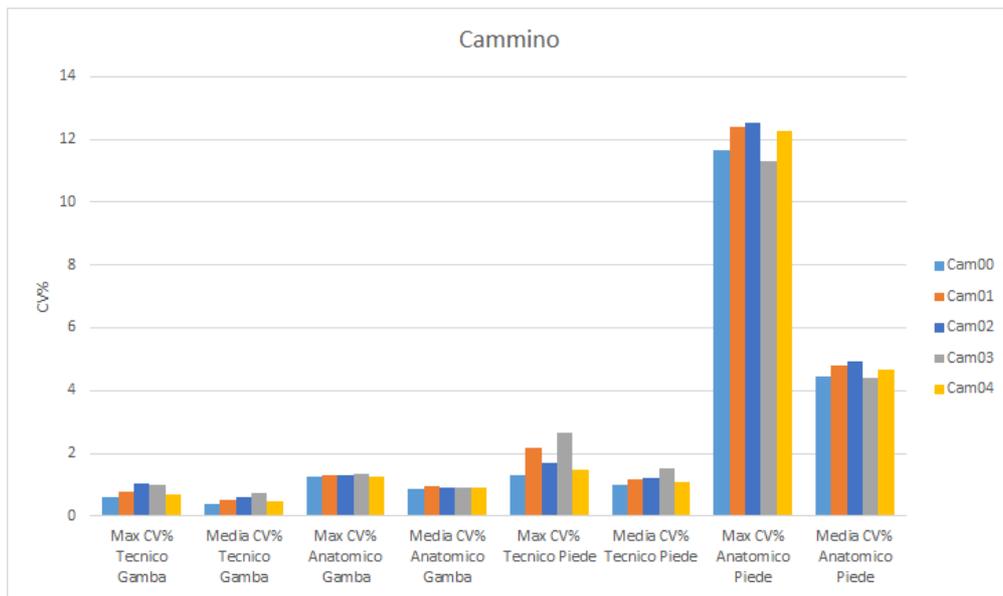


Figura 7.10 Rappresentazione grafica dei CV% massimi e medi ottenuti per le varie prove del cammino svolte dal soggetto 2

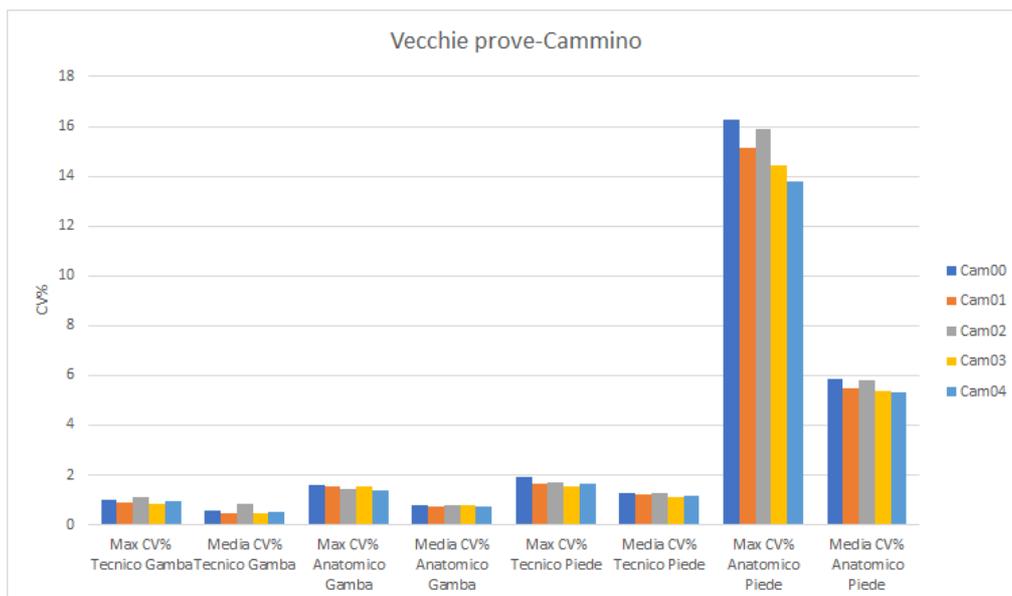


Figura 7.11 Rappresentazione grafica dei CV% massimi e medi ottenuti per le varie prove del cammino svolte dal soggetto 1

7.3.2 Prove del cammino veloce

Gli stessi calcoli sono stati effettuati per le prove del cammino veloce. In Figura 7.12 sono sintetizzati i dati ricavati da tutte le prove.

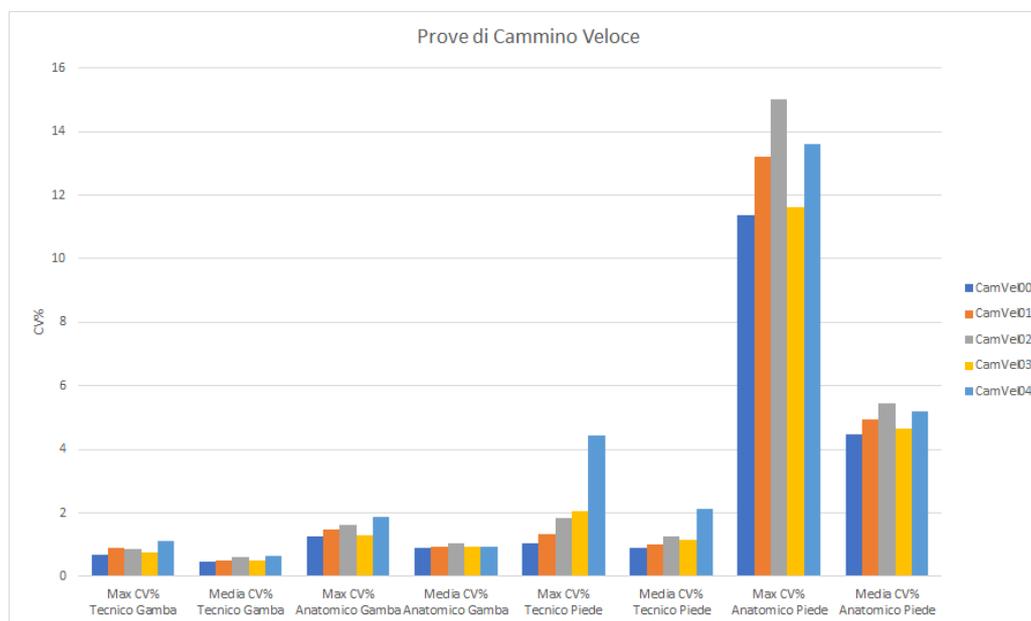


Figura 7.12 Rappresentazione grafica dei CV% massimi e medi ottenuti per le varie prove del cammino veloce svolte dal soggetto 2

Le Tabelle 7.5, 7.6, 7.7 e 7.8 includono i CV% medio e massimo, mediati sulle 5 prove, per ciascun cluster e le rispettive deviazioni standard.

Cluster tecnico della gamba

CamVel (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	0.914	0.556
Dev Std	0.0851	0.0415

CamVel (Sog.2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	0.865	0.547
Dev Std	0.167	0.067

Tabelle 7.5 Prove del cammino veloce: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster tecnico della gamba.

Cluster anatomico della gamba

CamVel (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	1.446	0.744
Dev Std	0.158	0.0211

CamVel (Sog.2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	1.502	0.948
Dev Std	0.253	0.0479

Tabelle 7.6 Prove del cammino veloce: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster anatomico della gamba.

Cluster tecnico del piede

CamVel (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	2.785	1.686

CamVel (Sog.2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	2.142	1.287

Dev Std	0.968	0.332	Dev Std	1.35	0.496
----------------	-------	-------	----------------	------	-------

Tabella 7.7 Prove del cammino veloce: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster tecnico del piede.

Cluster anatomico del piede

CamVel (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	15.263	5.833
Dev Std	1.493	0.474

CamVel (Sog.2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	12.961	4.947
Dev Std	1.501	0.391

Tabella 7.8 Prove del cammino veloce: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster anatomico del piede.

Dai risultati ottenuti si desume che, anche per le prove del cammino veloce, il cluster tecnico della gamba è meno soggetto ad artefatti rispetto a quello anatomico per entrambi i soggetti; inoltre il cluster applicato al soggetto 2 ha dei CV% minori grazie al maggiore spessore del guscio su cui è stato applicato. Infine un discorso analogo è valido per i corrispondenti cluster del piede.

7.3.3 Prova di dorsiplantarflessione attiva

Dopo aver analizzato le prove del cammino, si è passati alle prove di dorsiplantarflessione. Di seguito vengono riportati i risultati riguardanti la dorsiplantarflessione attiva.

Cluster tecnico della gamba

DPF_Activa (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	1.505	0.699

DPF_Activa (Sog. 2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	0.795	0.444

Tabella 7.9 Prova di dorsiplantarflessione attiva: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster tecnico della gamba.

Cluster anatomico della gamba

DPF_Activa (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	1.298	0.958

DPF_Activa (Sog. 2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	1.042	0.781

Tabella 7.10 Prova di dorsiplantarflessione attiva: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster anatomico della gamba.

Cluster tecnico del piede

DPF_Activa (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	0.971	0.709

DPF_Activa (Sog. 2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	1.21	0.859

Tabella 7.11 Prova di dorsiplantarflessione attiva: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster tecnico del piede.

▪ **Cluster anatomico del piede**

DPF_Activa (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%	DPF_Activa (Sog. 2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	17.967	5.519	Media	16.558	5.122

Tabelle 7.12 Prova di dorsiplantarflessione attiva: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster anatomico del piede.

Anche per la prova in esame le valutazioni fatte in precedenza sono valide. Inoltre, così come visto per le prove del cammino, i dati presenti nelle Tabelle 7.12 evidenziano che, rispetto allo studio [19], non ci sono miglioramenti nella rigidità del cluster tecnico del piede.

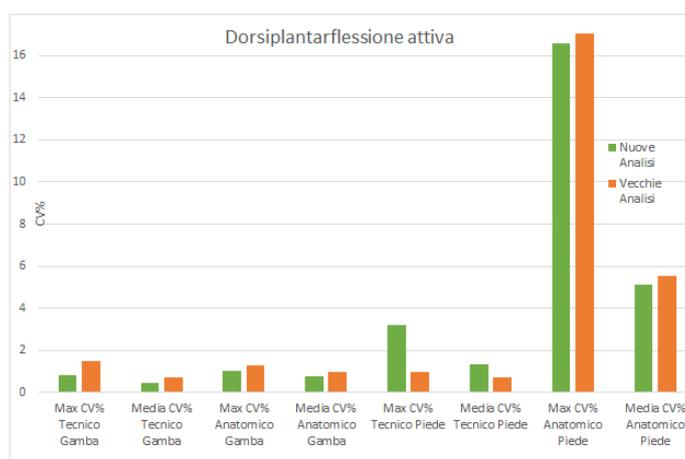


Figura 7.13 Confronto dei CV% massimi e medi ottenuti per la prova di dorsiplantarflessione attiva svolta dal soggetto 1 e dal soggetto 2

7.3.4 Prove di dorsiplantarflessione passiva

In Figura 7.14 sono rappresentati i CV% medi e massimi ottenuti per le quattro prove di dorsiplantarflessione passiva.

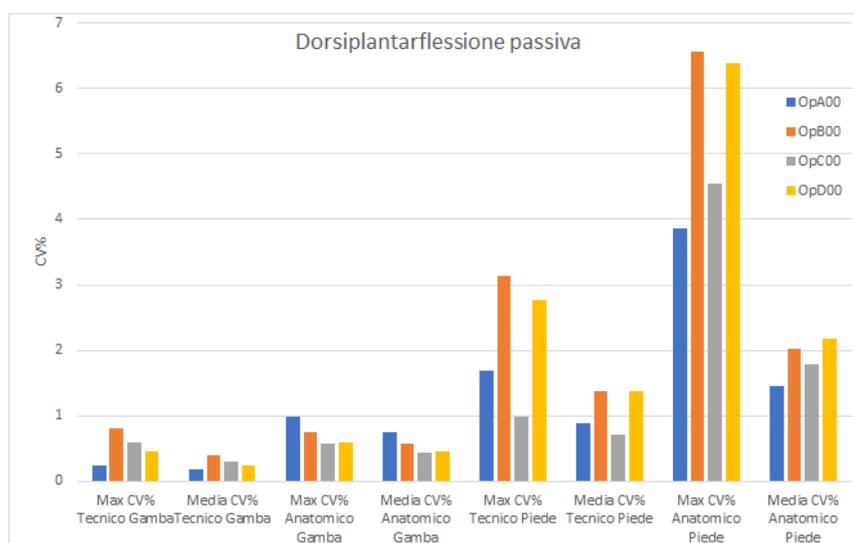


Figura 7.14 Rappresentazione dei CV% massimi e medi ottenuti per le prove di dorsiplantarflessione passiva svolte dal soggetto 2

Le tabelle sottostanti includono i coefficienti di rigidità stimati per le prove di dorsiplantarflessione passiva.

▪ **Cluster tecnico della gamba**

DPF_Pass (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	0.552	0.34
Dev Std	0.126	0.0491

DPF_Pass (Sog. 2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	0.516	0.277
Dev Std	0.239	0.0916

Tabelle 7.13 Prove di dorsiplantarflessione passiva: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster tecnico della gamba.

▪ **Cluster anatomico della gamba**

DPF_Pass (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	0.723	0.514
Dev Std	0.0901	0.0836

DPF_Pass (Sog. 2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	0.724	0.553
Dev Std	0.192	0.138

Tabelle 7.14 Prove di dorsiplantarflessione passiva: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster anatomico della gamba.

▪ **Cluster tecnico del piede**

DPF_Pass (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	3.137	1.565
Dev Std	0.708	0.282

DPF_Pass (Sog. 2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	2.143	1.0843
Dev Std	0.983	0.342

Tabelle 7.15 Prove di dorsiplantarflessione passiva: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster tecnico del piede.

▪ **Cluster anatomico del piede**

DPF_Pass (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	10.879	3.369
Dev Std	3.096	0.856

DPF_Pass (Sog. 2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	5.344	1.857
Dev Std	1.343	0.311

Tabelle 7.16 Prove di dorsiplantarflessione passiva: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster anatomico del piede.

E' possibile constatare nelle nuove prove un miglioramento della rigidità dei due cluster tecnici rispetto ai corrispondenti anatomici; inoltre confrontando i due soggetti si nota una riduzione dei CV% massimo e medio dei cluster tecnici del piede e della gamba attribuibile al loro maggiore spessore.

7.3.5 Prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino

In ultima battuta si riportano i risultati concernenti le prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino, per cui valgono le medesime considerazioni fatte in precedenza per la dorsiplantarflessione passiva.

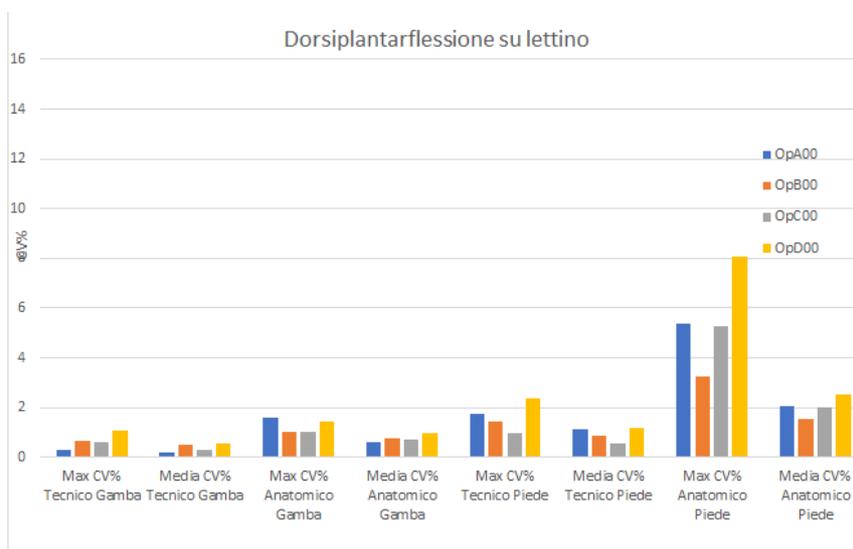


Figura 7.14 Rappresentazione dei CV% massimi e medi ottenuti per le prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino svolte dal soggetto 2

Cluster tecnico della gamba

DPF_PassLett (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	1.811	0.895
Dev Std	0.253	0.125

DPF_PassLett (Sog.2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	0.667	0.39
Dev Std	0.319	0.166

Tabelle 7.17 Prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster tecnico della gamba.

Cluster anatomico della gamba

DPF_PassLett (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	1.068	0.655
Dev Std	0.367	0.182

DPF_PassLett (Sog.2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	1.253	0.755
Dev Std	0.296	0.144

Tabelle 7.18 Prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster anatomico della gamba.

Cluster tecnico del piede

DPF_PassLett (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	1.813	0.83
Dev Std	0.589	0.351

DPF_PassLett (Sog.2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	1.634	0.925
Dev Std	0.569	0.265

Tabelle 7.19 Prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster tecnico del piede.

▪ **Cluster anatomico del piede**

DPF_PassLett (Sog. 1)	MaxCV%	MediaCV%
Media	8.795	3.096
Dev Std	3.07	0.875

DPF_PassLett (Sog.2)	MaxCV%	MediaCV%
Media	5.477	2.026
Dev Std	1.977	0.398

Tabelle 7.20 Prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino: confronto tra i CV% medi e massimi del soggetto 1 [19] e del soggetto 2 (nuove prove) per il cluster anatomico del piede.

7.4 Valutazione dello spostamento dei marker tecnici della gamba rispetto ai malleoli

Dopo aver discusso il coefficiente di rigidità dei cluster tecnici della gamba e del piede, si è deciso di valutare lo scorrimento del guscio della gamba rispetto ai malleoli durante i vari movimenti effettuati nel corso dell'analisi cinematica. Per evitare alterazioni nelle misure è necessario che, durante il moto, lo scafo della gamba sia stabile nella sua posizione di riferimento e, di conseguenza, che non si sposti lungo la direzione longitudinale della gamba.

A tal proposito si è deciso di elaborare i dati nel sistema di riferimento anatomico della gamba, poichè costruito a partire dal segmento intermalleolare. Dunque, mediante apposite routine Matlab [19], si è passati dal sistema di riferimento globale del laboratorio al sistema di riferimento locale di interesse rispetto al quale si sono ottenute le nuove coordinate dei marker tecnici della gamba. A questo punto, per ogni singola prova, lo spostamento di ciascun marker rispetto ai malleoli è stato determinato con due diversi metodi, discussi nei paragrafi 7.4.1 e 7.4.2, che danno informazioni tra loro complementari: è calcolato sia lo spostamento dei marker nelle tre direzioni del sistema di riferimento sia lo spostamento complessivo rispetto alle loro posizioni medie.

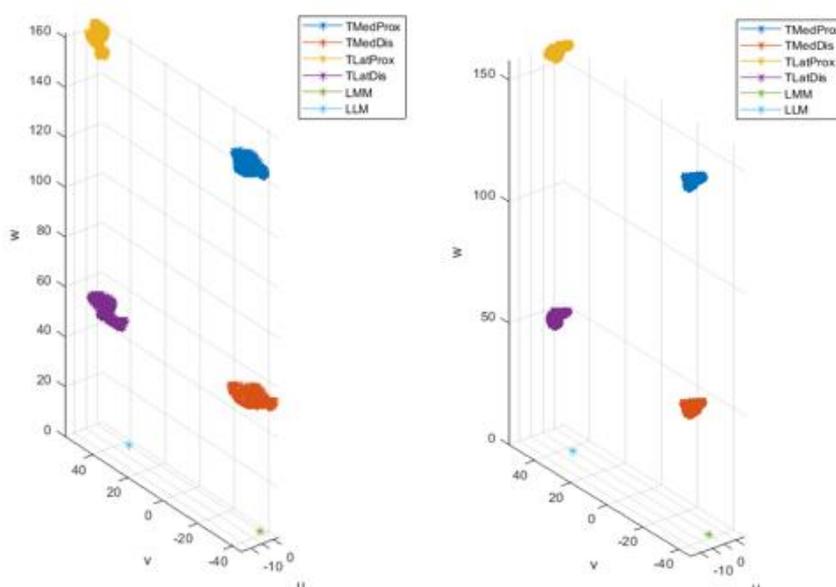


Figura 7.15

Spostamento dei marker tecnici della gamba rispetto ai malleoli nella prova di cammino00 (a sx) e nella prova di dorsiplantarflessione passiva eseguita dall'operatore C (a dx). Le coordinate sono espresse in mm.

7.4.1 Stima dello spostamento del guscio della gamba lungo le tre direzioni u,v,w

Il primo metodo stabilisce quanto si sposta il guscio della gamba lungo i tre assi del sistema di riferimento anatomico. Infatti vengono calcolate le deviazioni standard nelle tre direzioni che definiscono il volume di dispersione intorno alla posizione media di ciascun marker del cluster tecnico. Il calcolo ha contato vari step:

- 1) Calcolo del vettore posizione (p_u, p_v, p_w) di ciascun marker tecnico rispetto all'origine del sistema di riferimento anatomico della gamba (punto medio del segmento intermalleolare);
- 2) Calcolo della posizione media nel tempo del marker ($p_{m,u}, p_{m,v}, p_{m,w}$);
- 3) Calcolo delle deviazioni lungo le tre direzioni (u,v,w) dalla posizione media.

Infine, per ogni tipologia di movimento, si sono mediate sul set di prove le deviazioni lungo la stessa direzione.

Prove del cammino

DevStd Sog.1	u	v	w
TMedProx	3.177	1.53	2.104
TMedDis	2.747	1.06	1.751
TLatProx	1.693	1.307	1.64
TLatDis	1.458	0.639	1.059

DevStd Sog.2	u	v	w
TMedProx	2.932	1.054	3.198
TMedDis	3.824	1.009	3.169
TLatProx	1.423	0.763	3.461
TLatDis	2.354	1.379	3.508

Tabelle 7.21 Prove del cammino: deviazioni, intese in mm, lungo le tre direzioni u,v,w dei marker tecnici della gamba dalla loro posizione media rispetto al punto medio del segmento intermalleolare

Nelle Tabelle 7.21 sono presenti gli scostamenti, misurati in mm, dalla posizione media di ciascun marker. Confrontando i risultati ottenuti per i due soggetti, si evince rispetto alla precedente analisi un miglioramento lungo la direzione medio-laterale (v) e lungo la direzione antero-posteriore (u) per i marker posti prossimalmente; al contrario le deviazioni lungo la direzione longitudinale della gamba (w) mostrano valori più alti per il soggetto 2. Ciò può essere attribuito alla dinamicità del movimento in questione che porta lo scafo a scorrere maggiormente lungo w.

Prova di dorsiplantarflessione attiva

DevStd Sog.1	u	v	w
TMedProx	4.237	1.084	3.311
TMedDis	5.281	1.106	3.518
TLatProx	3.604	1.474	3.655
TLatDis	4.994	1.636	3.617

DevStd Sog.2	u	v	w
TMedProx	3.481	1.0049	2.548
TMedDis	4.177	1.388	2.464
TLatProx	2.707	1.329	2.703
TLatDis	2.509	1.304	2.67

Tabelle 7.22 Prova di dorsiplantarflessione attiva: deviazioni, intese in mm, lungo le tre direzioni u,v,w dei marker tecnici della gamba dalla loro posizione media rispetto al punto medio del segmento intermalleolare

Nella prova di dorsiplantarflessione attiva effettuata dal soggetto 2, tutti i marker tecnici tendono a spostarsi meno dalla loro posizione media rispetto alla condizione in cui il soggetto 1 eseguiva lo stesso movimento.

Prove di dorsiplantarflessione passiva

DevStd Sog.1	u	v	w	DevStd Sog.2	u	v	w
TMedProx	2.574	1.469	1.988	TMedProx	1.286	0.687	1.895
TMedDis	2.662	1.102	1.829	TMedDis	1.571	0.959	1.895
TLatProx	2.152	1.286	1.802	TLatProx	1.565	0.602	2.172
TLatDis	2.037	0.74	1.06	TLatDis	1.359	0.808	2.139

Tabelle 7.23 Prove di dorsiplantarflessione passiva: deviazioni, intese in mm, lungo le tre direzioni u,v,w dei marker tecnici della gamba dalla loro posizione media rispetto al punto medio del segmento intermalleolare

Dalle nuove prove di dorsiplantarflessione passiva si è ottenuto uno scorrimento minore del guscio in direzione u ed in direzione v; al contrario lungo la direzione longitudinale i marker posti nella zona laterale tendono a muoversi di più. Tuttavia le deviazioni assumono valori confrontabili, per cui si può affermare che non ci sono consistenti peggioramenti.

7.4.2 Stima dello scorrimento complessivo del guscio della gamba

Con questa seconda metodologia non vengono più quantificati gli spostamenti lungo le singole direzioni, ma attraverso un indice sintetico si determina l'entità dello spostamento complessivo dei marker rispetto a delle posizioni medie. Si procede in tal modo per ogni ripetizione:

- 1) Calcolo del modulo del vettore posizione $|p|$ del singolo marker rispetto all'origine del sistema di riferimento anatomico della gamba;
- 2) Calcolo della media nel tempo di $|p|$, ossia $|p|_{\text{MEDIO}}$;

Di seguito, nelle Tabelle 7.24, sono riportati per ciascun marker i valori dei $|p^*|_{\text{MEDIO}}$ ottenuti mediando i vari $|p|_{\text{MEDIO}}$ sul set di prove del cammino, di dorsiplantarflessione attiva e di dorsiplantarflessione passiva, e delle deviazioni da questi ultimi.

Cammino-Sog.1	$ p^* _{\text{MEDIO}}$	Dev Std
TMedProx	197.389	0.518
TMedDis	90.025	0.458
TLatProx	184.776	0.518
TLatDis	80.904	0.486

DPF attiva-Sog.1	 p* _{MEDIO}	Dev Std
TMedProx	194.334	3.069
TMedDis	87.176	3.889
TLatProx	182.267	2.941
TLatDis	79.0128	2.894

DPF pass-Sog.1	 p* _{MEDIO}	Dev Std
TMedProx	197.692	2.205
TMedDis	91.02	2.205
TLatProx	183.118	2.59
TLatDis	79.488	2.604

Tabella 7.24 Prove del cammino, di dorsiplantarflessione attiva e di dorsiplantarflessione passiva per il soggetto 1: deviazione, intesa in mm, dalla media del modulo della posizione dei marker tecnici della gamba rispetto al punto medio del segmento intermalleolare

Cammino-Sog.2	 p* _{MEDIO}	Dev Std
TMedProx	158.241	0.674
TMedDis	71.447	0.539
TLatProx	163.457	0.611
TLatDis	67.879	0.609

DPF attiva-Sog.2	 p* _{MEDIO}	Dev Std
TMedProx	156.693	0.728
TMedDis	70.524	0.514
TLatProx	161.294	0.753
TLatDis	65.478	0.931

DPF pass-Sog.2	 p* _{MEDIO}	Dev Std
TMedProx	159.126	1.518
TMedDis	73.136	0.965
TLatProx	164.056	1.782
TLatDis	67.891	2.067

Tabella 7.25 Prove del cammino, di dorsiplantarflessione attiva e di dorsiplantarflessione passiva per il soggetto 2: deviazione, intesa in mm, dalla media del modulo della posizione dei marker tecnici della gamba rispetto al punto medio del segmento intermalleolare

Confrontando le deviazioni ottenute nelle prove eseguite dai due soggetti, è possibile evidenziare che nelle prove del cammino i valori sono confrontabili per tutti i marker e che nelle prove di dorsiplantarflessione attiva e passiva si ha un lieve peggioramento. Tuttavia la differenza tra le corrispondenti deviazioni nelle vecchie e nelle nuove prove è nell'ordine della frazione del millimetro: perciò è possibile affermare che i cluster tecnici posseggono una rigidità sufficiente ai fini del nostro lavoro.

7.5 Valutazione dello spostamento dei marker anatomici del piede rispetto ai marker tecnici del piede

Analogamente a quanto fatto per il guscio della gamba, si è quantificato lo scorrimento dello scafo del piede rispetto ai marker anatomici di questo stesso durante le prove del cammino, della dorsiplantarflessione attiva e della dorsiplantarflessione passiva. Pertanto, attraverso un'opportuna matrice di trasformazione, le coordinate dei marker sono state trasformate dal sistema di riferimento globale al sistema di riferimento tecnico del piede; successivamente per ogni singola prova è stato calcolato lo spostamento di tutti i marker anatomici rispetto all'origine del sistema di riferimento tecnico seguendo lo stesso approccio esposto nel paragrafo 7.4 .

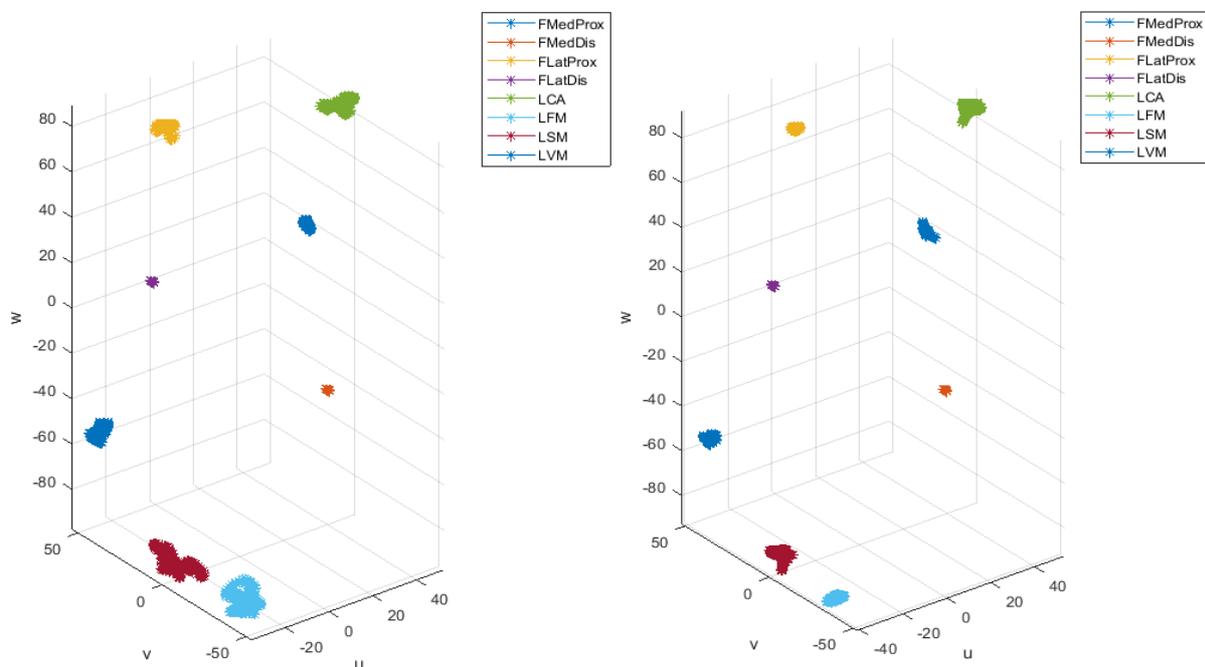


Figura 7.16 Spostamento dei marker anatomici del piede rispetto ai marker tecnici del piede nella prova di cammino00 (a sx) e nella prova di dorsiplantarflessione passiva eseguita dall'operatore A (a dx). Le coordinate sono espresse in mm

7.5.1 Stima dello spostamento del guscio del piede lungo le tre direzioni

$$\mathbf{u}_{tf}, \mathbf{v}_{tf}, \mathbf{w}_{tf}$$

Di seguito vengono riportate le tabelle con le deviazioni lungo i tre assi del sistema di riferimento tecnico del piede. Esse sono state ottenute in questo modo:

- 1) Calcolo del vettore posizione ($p_{utf}, p_{vtf}, p_{wtf}$) di ciascun marker anatomico rispetto all'origine del sistema di riferimento tecnico del piede;
- 2) Calcolo della posizione media nel tempo del marker ($p_{m,utf}, p_{m,vtf}, p_{m,wtf}$);
- 3) Calcolo delle deviazioni lungo le tre direzioni (u_{tf}, v_{tf}, w_{tf}) dalla posizione media.

Infine le deviazioni ottenute dalle varie ripetizioni sono state mediate su tutto il set di prove.

Dev Std (Sog.1)	utf	vtf	wtf	Dev Std (Sog.2)	utf	vtf	wtf
LCA	3.039	3.149	2.259	LCA	3.338	2.115	2.33
LFM	2.96	2.135	6.171	LFM	3.344	2.971	4.617
LSM	2.305	8.6	2.516	LSM	2.769	7.012	2.995
LVM	1.908	2.551	3.145	LVM	2.239	2.294	2.559

Tabelle 7.26 Prove del cammino: deviazioni, intese in mm, lungo le tre direzioni utf,vtf,wtf dei marker anatomici del piede dalla loro posizione media rispetto all'origine del sistema di riferimento tecnico del piede

Dev Std (Sog.1)	utf	vtf	wtf	Dev Std (Sog.2)	utf	vtf	wtf
LCA	4.573	1.436	3.525	LCA	5.74	1.53	3.587
LFM	5.905	2.726	4.089	LFM	7.526	1.331	5.116
LSM	3.218	7.962	2.278	LSM	5.579	7.176	2.91
LVM	2.71	1.824	1.893	LVM	4.317	1.721	1.424

Tabelle 7.27 Prova di dorsiplantarflessione attiva: deviazioni, intese in mm, lungo le tre direzioni utf,vtf,wtf dei marker anatomici del piede dalla loro posizione media rispetto all'origine del sistema di riferimento tecnico del piede

Dev Std (Sog.1)	utf	vtf	wtf	Dev Std (Sog.2)	utf	vtf	wtf
LCA	4.909	2.196	2.974	LCA	3.692	1.739	2.099
LFM	6.044	2.165	3.195	LFM	2.137	1.282	1.288
LSM	5.732	5.993	2.145	LSM	1.774	1.664	1.162
LVM	2.038	2.785	1.514	LVM	1.555	1.364	0.964

Tabelle 7.28 Prove di dorsiplantarflessione passiva: deviazioni, intese in mm, lungo le tre direzioni utf,vtf,wtf dei marker anatomici del piede dalla loro posizione media rispetto all'origine del sistema di riferimento tecnico del piede

Dal confronto in questione si è concluso che i marker anatomici del piede si scostano meno dalla loro posizione media in direzione v_{tf} nelle nuove prove; invece nelle restanti direzioni non si sono riscontrati evidenti miglioramenti. A tal proposito va ricordato che sul confronto tra le analisi influisce la variabilità inter-soggetto e la diversità tra i gusci utilizzati: ciò rende difficoltosa una comparazione oggettiva dei dati. Tuttavia i valori esaminati sono raffrontabili e, di conseguenza, confermano la validità del metodo.

7.5.2 Stima dello scorrimento complessivo del guscio del piede

Infine, dalle Tabelle sottostanti, è possibile analizzare i valori di deviazione determinati indipendentemente dalla direzione (metodo 2 discusso nel paragrafo 7.4). Si è seguito tale procedimento per ogni ripetizione di ogni movimento:

- 1) Calcolo del modulo del vettore posizione $|p|$ del singolo marker anatomico rispetto all'origine del sistema di riferimento tecnico del piede;
- 2) Calcolo della media nel tempo di $|p|$, ossia $|p|_{MEDIO}$;

Inoltre i $|p|_{\text{MEDIO}}$ derivanti dalle varie ripetizioni sono stati mediati su tutto il set di prove, ricavando la nuova posizione media $|p^*|_{\text{MEDIO}}$; infine è stata calcolata la deviazione da quest'ultima.

Cammino-Sog.1	$p^* _{\text{MEDIO}}$	Dev Std
LCA	107.644	0.142
LFM	82.664	0.264
LSM	86.692	0.116
LVM	75.718	0.224

DPF attiva-Sog.1	$p^* _{\text{MEDIO}}$	Dev Std
LCA	108.692	1.868
LFM	83.463	2.067
LSM	85.719	1.692
LVM	76.391	2.776

DPF pass-Sog.1	$p^* _{\text{MEDIO}}$	Dev Std
LCA	108.671	1.299
LFM	79.029	2.861
LSM	85.942	1.185
LVM	75.999	2.26

Tabelle 7.29 Prove del cammino, di dorsiplantarflessione attiva e di dorsiplantarflessione passiva per il soggetto 1: deviazione, intesa in mm, dalla media del modulo della posizione dei marker anatomici del piede rispetto all'origine del sistema di riferimento tecnico del piede

Cammino-Sog.2	$p^* _{\text{MEDIO}}$	Dev Std
LCA	98.572	0.254
LFM	101.104	0.289
LSM	95.33	0.259
LVM	79.127	0.257

DPF attiva-Sog.2	$p^* _{\text{MEDIO}}$	Dev Std
LCA	99.904	2.03
LFM	99.614	2.654
LSM	93.547	2.098
LVM	76.397	2.729

DPF pass-Sog.2	$p^* _{\text{MEDIO}}$	Dev Std
LCA	100.424	0.249
LFM	101.838	0.507
LSM	92.853	0.376
LVM	78.536	0.669

Tabelle 7.30 Prove del cammino, di dorsiplantarflessione attiva e di dorsiplantarflessione passiva per il soggetto 2: deviazione, intesa in mm, dalla media del modulo della posizione dei marker anatomici del piede rispetto all'origine del sistema di riferimento tecnico del piede

Da quest'ultimo calcolo si evince una riduzione della deviazione complessiva per le nuove prove di dorsiplantarflessione passiva; al contrario per il cammino e la dorsiplantarflessione attiva i marker anatomici si spostano maggiormente rispetto alla loro posizione di riferimento. Tuttavia lo scarto tra i corrispettivi valori dei due soggetti è nell'ordine del mm, motivo per cui è possibile dire che il guscio del piede utilizzato nelle nuove analisi cinematiche irrigidisce in modo accettabile il cluster di marker.

7.6 Calcolo di IHA e MHA

La seconda fase dell'analisi dei dati cinematici è consistita nel calcolo degli assi elicoidali istantanei (IHA) e, di conseguenza, dell'asse elicoidale medio (MHA) per ciascuna prova eseguita dal soggetto esaminato.

La determinazione degli IHA è funzionale allo studio del moto relativo che ha luogo nell'articolazione della caviglia: si stabilisce, istante per istante, la direzione lungo cui il piede trasla e attorno a cui ruota rispetto alla gamba. I vari IHA determinano un fascio di cui si definisce un asse medio (MHA) mediante una procedura di minimizzazione dello scarto quadratico medio. Dato che l'MHA deve essere sufficientemente rappresentativo del fascio di IHA e del moto relativo tra gamba e piede, si stimano due parametri di dispersione che, pur dipendendo in parte dalla variabilità naturale della caviglia, devono assumere valori ragionevolmente contenuti. Essi sono:

- d_{eff} : dispersione di posizione;
- χ_{eff} : dispersione angolare degli IHA rispetto all'MHA.

In [19] gli IHA sono stati calcolati nel sistema di riferimento anatomico della gamba proponendo l'uso di un modello rigido equivalente del piede costruito sulla base dei marker tecnici posti su questo stesso. A tal proposito è stato dimostrato che definendo il modello rigido del piede sulla base di marker anatomici, come era stato fatto nello studio [18], il fascio di IHA risulta molto meno concentrato e, dunque, più disperso a causa dell'alta deformabilità del cluster anatomico durante il movimento. Allora, sulla base di tali considerazioni, nel presente lavoro di tesi si è scelto di definire il modello rigido del piede sulla base del cluster tecnico.

Nel presente studio la valutazione degli IHA è stata finalizzata in primo luogo alla validazione del metodo utilizzato in [19] e poi alla determinazione dell'asse articolare di caviglia del soggetto esaminato. Quest'ultimo è necessario per stabilire il posizionamento del giunto di collegamento dei due scafi nella nuova HAFO. Infatti

si è deciso di sfruttare la cinematica derivante dal moto relativo degli stessi gusci e perciò di determinare gli assi nel sistema di riferimento tecnico della gamba con le routine Matlab usate in [19].

La procedura di calcolo è stata ripetuta per ogni prova registrata durante l'analisi cinematica, tenendo conto solo dei frame delimitanti un numero intero di cicli in modo da ridurre la presenza di artefatti e rumore. Quindi sono stati individuati il frame iniziale del primo ciclo e il frame finale del ciclo n-esimo, utilizzando i dati relativi all'angolo articolare di caviglia (LAA).

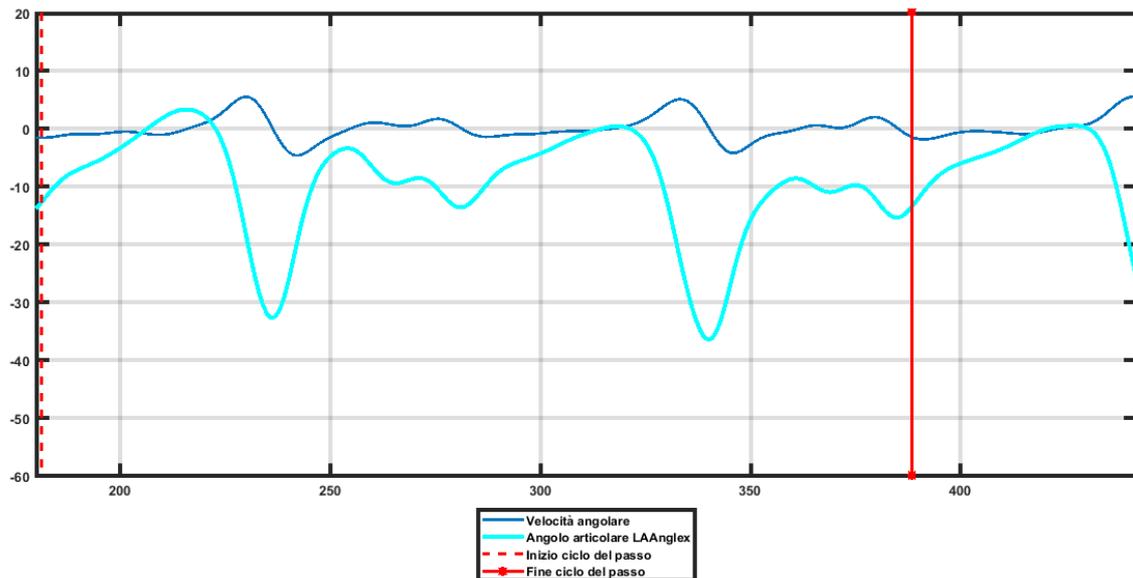


Figura 7.17 Rappresentazione dell'angolo articolare di caviglia (in gradi) e della velocità angolare (in gradi al secondo) per una prova del cammino. In rosso sono evidenziati i frame delimitanti due cicli completi.

In Figura 7.17 sono rappresentati, per una prova del cammino, gli andamenti dell'angolo articolare di caviglia e della velocità angolare. E' possibile individuare due cicli interi del passo: sapendo che la frequenza di campionamento delle telecamere è 100 Hz e che il numero di frame compresi nei due cicli è 206, si è stabilito che un singolo ciclo ha durata pari a 1.03 secondi.

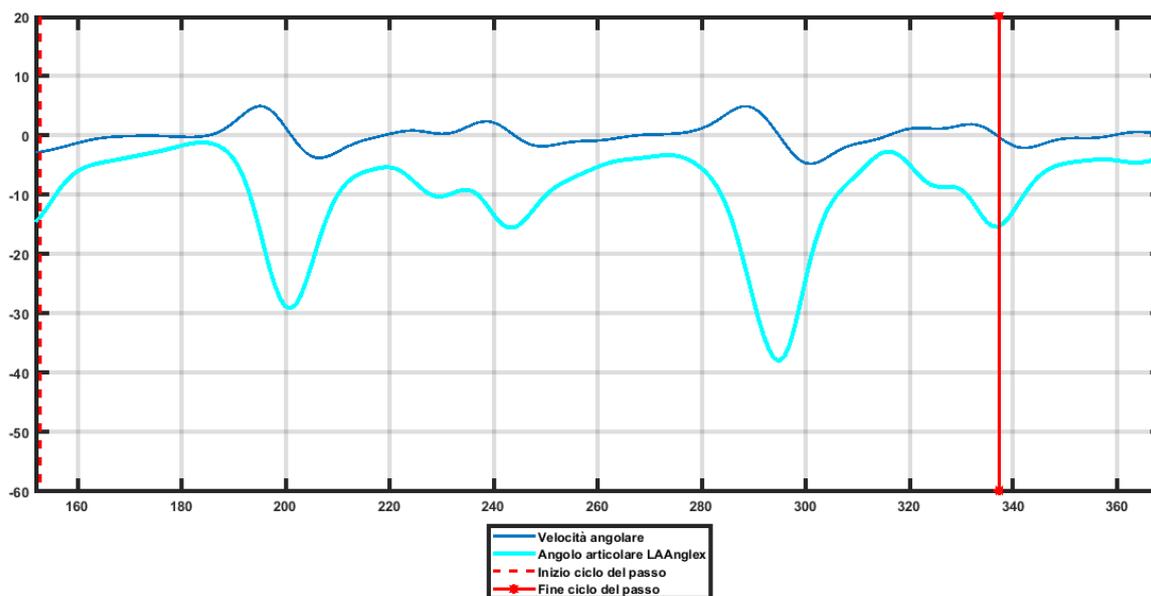


Figura 7.18 Rappresentazione dell'angolo articolare di caviglia (in gradi) e della velocità angolare (in gradi al secondo) per una prova del cammino veloce. In rosso sono evidenziati i frame delimitanti due cicli completi.

In Figura 7.18 sono rappresentati l'angolo LAA e la velocità angolare per una prova del cammino veloce. Anche in questo caso sono stati identificati due cicli completi: ragionando in modo analogo alla prova del cammino, si è concluso che un singolo ciclo ha durata pari a 0.93 s. Ciò è coerente con il fatto che il soggetto effettua lo stesso tragitto, ma con una velocità maggiore rispetto al cammino normale.

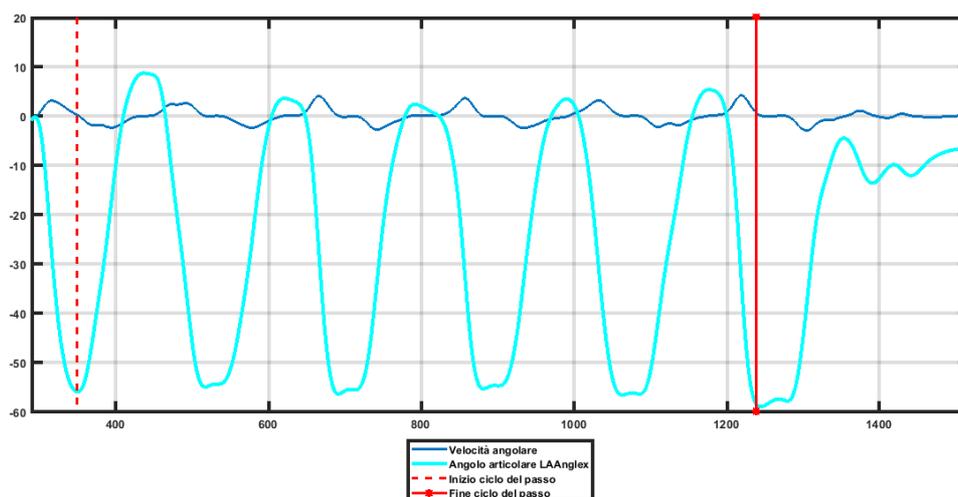


Figura 7.19 Rappresentazione dell'angolo articolare di caviglia (in gradi) e della velocità angolare (in gradi al secondo) per una prova di dorsiplantarflessione attiva. In rosso sono evidenziati i frame delimitanti cinque cicli completi.

Infine vengono riportati in Figura 7.19 gli stessi dati per una prova di dorsiplantarflessione attiva. Si nota la presenza di cinque cicli completi in accordo con il fatto che il soggetto ha eseguito cinque ripetizioni del movimento.

7.6.1 Calcolo degli IHA/MHA nel sistema di riferimento tecnico della gamba

Una volta trasformate le coordinate dei marker dal sistema di riferimento globale al sistema di riferimento locale di interesse, si è proseguito con il calcolo degli assi IHA e dell'asse MHA per ogni prova. I dati restituiti in output dalle routine Matlab sono:

- coordinate del punto A, ossia dell'intersezione dell'asse MHA con un piano sagittale posto lateralmente a 40 mm dal punto medio del segmento FLatDis-FMedDis;
- coordinate del punto B, ossia dell'intersezione dell'asse MHA con un piano sagittale posto medialmente a 40 mm dal punto medio del segmento FLatDis-FMedDis;
- d_{eff} ;
- χ_{eff} .

Prova di dorsiplantarflessione attiva

Nelle Figure 7.20 e 7.21 sono rappresentati rispettivamente il set di IHA e l'MHA per la prova di dorsiplantarflessione attiva. Nei grafici sono presenti anche delle nuvole di punti che individuano, istante per istante, la posizione dei malleoli nel piano trasversale. E' possibile notare che, conformemente a ciò che ci aspettava, gli IHA sono concentrati principalmente nell'intorno del segmento intermalleolare. Inoltre l'MHA è posizionato posteriormente rispetto sia ai malleoli sia ai marker posti nella zona distale del guscio della gamba.

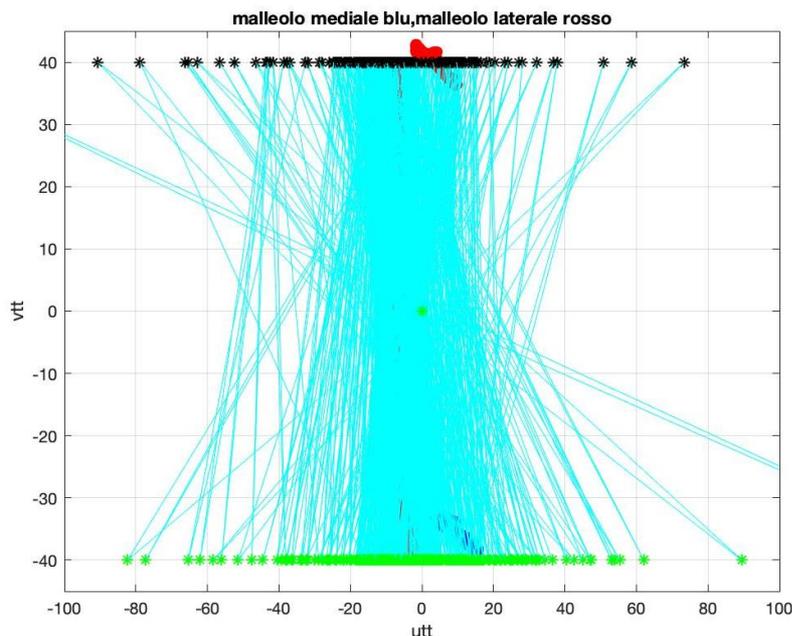


Figura 7.20 Visualizzazione nel piano trasversale del fascio di IHA calcolato nel sistema di riferimento tecnico della gamba per la prova di dorsiplantarflessione attiva. Le coordinate sono espresse in mm.

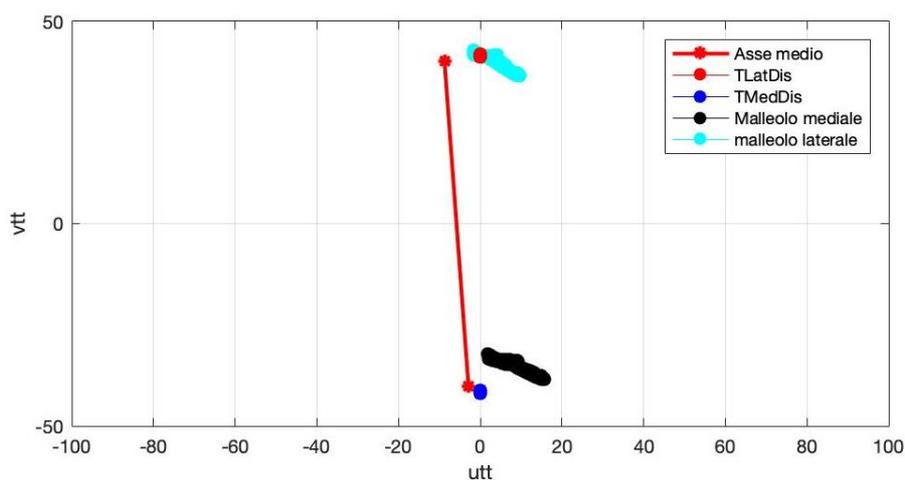


Figura 7.21 Asse MHA calcolato nel sistema di riferimento tecnico della gamba per la prova di dorsiplantarflessione attiva. Le coordinate sono espresse in mm.

In Tabella 7.31 sono riportate le coordinate dei punti A e B che definiscono univocamente l'MHA e i parametri di dispersione degli IHA rispetto all'asse medio.

Media	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	<i>deff</i>	χ_{eff}
DPFattiva	-8.739	40	-63.094	-2.873	-40	-51.554	11.439	17.659

Tabella 7.31 Prova di dorsiplantarflessione attiva per il soggetto 2: coordinate di A e B, in mm, dell'MHA e parametri di dispersione degli assi (*deff* è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi)

La dispersione di posizione è circa pari a 11.4 mm, invece quella angolare raggiunge quasi 17.7°: confrontando tali valori con quelli ottenuti nelle vecchie prove (Tabella 7.32) si riscontra che i fasci di IHA sono, per i due soggetti, dispersi in posizione in modo confrontabile.

	<i>deff</i>	χ_{eff}
Soggetto 1	11.709	14.342

Tabella 7.32 Prova di dorsiplantarflessione attiva per il soggetto 1: parametri di dispersione degli assi (*deff* è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi)

Invece, per quanto riguarda χ_{eff} , si osserva una differenza tra i corrispondenti valori di circa 3°. E' ragionevole pensare che, essendo stata effettuata l'analisi cinematica su due soggetti distinti, questi potrebbero avere un'ampiezza della dorsiplantarflessione diversa. In particolare è probabile che il soggetto 2 realizzi un movimento più ampio, perciò si riscontra una maggiore dispersione angolare degli IHA rispetto all'asse medio.

Per validare quanto detto, si è deciso di calcolare in entrambi i casi l'ampiezza dell'angolo di flesso-estensione della caviglia, ossia l'angolo nel piano sagittale. Per il soggetto 1 esso è uguale a circa 58.8°, al contrario per il soggetto 2 il suo valore raggiunge circa 65.29°. Inoltre per completezza si sono calcolati anche gli angoli nel

piano frontale e nel piano trasversale: per il soggetto 1 essi sono rispettivamente 14.65° e 25.14° , mentre per il soggetto 2 sono 28.94° e 26.94° . Allora si può concludere che, nelle nuove prove, l'ampiezza maggiore di LAA nei piani sagittale e frontale giustifica i dati ottenuti.

Prove di dorsiplantarflessione passiva

Le Figure 7.22, 7.23 e 7.24 mostrano rispettivamente la vista nei piani trasversale, sagittale e frontale degli MHA calcolati per le quattro prove di dorsiplantarflessione eseguite da operatori diversi.

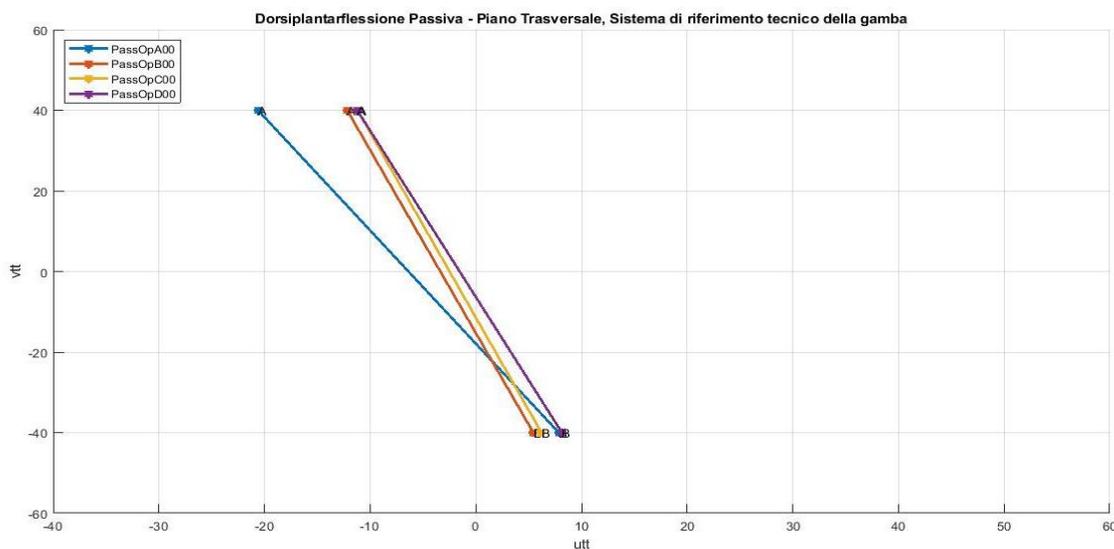


Figura 7.22 Visualizzazione nel piano trasversale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di dorsiplantarflessione passiva. Le coordinate sono espresse in mm.

Osservando gli MHA nel piano u_{tt} - v_{tt} , è possibile evidenziare la non ripetibilità delle prove a causa della variabilità inter-operatore. Ciascun operatore, infatti, può differenziarsi dai restanti per la forza applicata, per la velocità e la modalità di esecuzione del movimento. In questo caso la dorsiplantarflessione eseguita dall'operatore A restituisce un asse che si discosta molto, soprattutto in orientamento, dagli altri tre MHA.

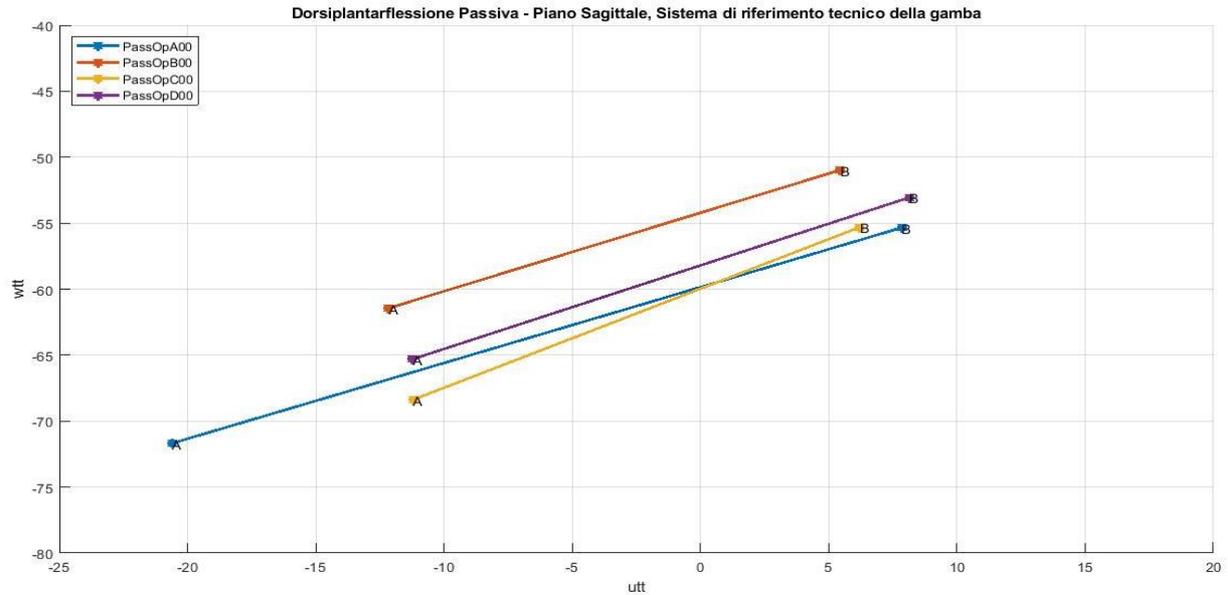


Figura 7.23 Visualizzazione nel piano sagittale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di dorsiplantarflessione passiva. Le coordinate sono espresse in mm.

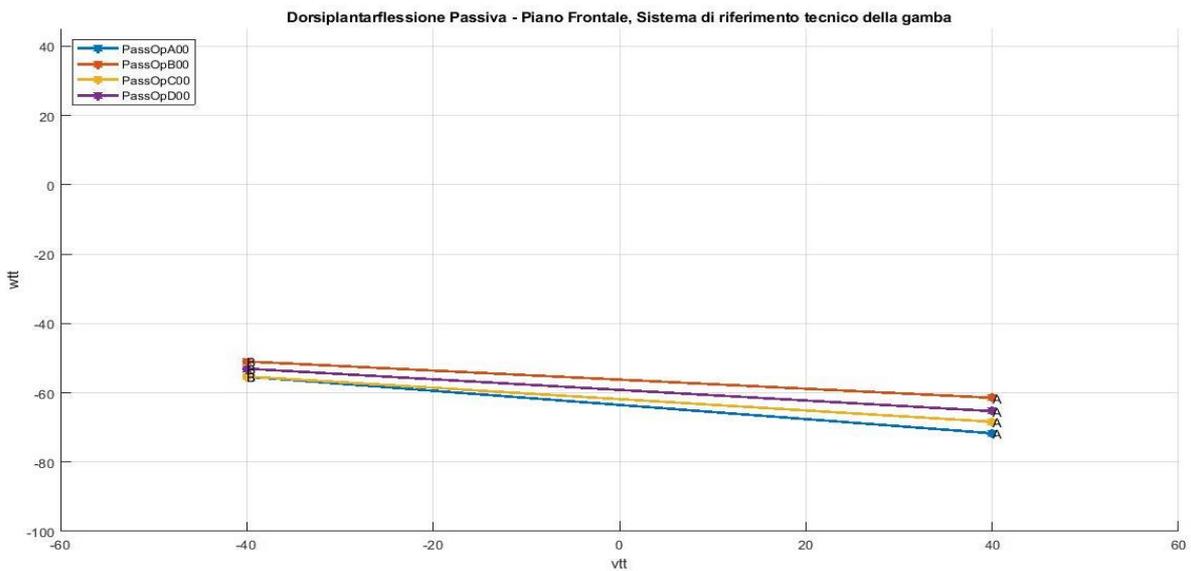


Figura 7.24 Visualizzazione nel piano frontale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di dorsiplantarflessione passiva. Le coordinate sono espresse in mm.

In Tabella 7.33 vi sono le coordinate dei punti A e B degli MHA di tutte le prove di dorsiplantarflessione passiva con i relativi parametri di dispersione. Per ricavare un'informazione generale circa la dispersione di posizione e la dispersione angolare degli IHA calcolati in questo set di prove, si è deciso di determinare media e deviazione standard dei vari d_{eff} e χ_{eff} . In Tabella 7.34 sono presenti tali dati sia per il soggetto 1 che per il soggetto 2.

	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	deff	χ_{eff}
DPF PassOpA00	-20.612	40	-71.687	7.855	-40	-55.339	6.854	13.604
DPF PassOpB00	-12.175	40	-61.454	5.444	-40	-50.978	10.946	15.73
DPF PassOpC00	-11.201	40	-68.374	6.219	-40	-55.301	7.035	12.883
DPF PassOpD00	-11.221	40	-65.301	8.151	-40	-53.05	6.483	14.46

Tabella 7.33 Prove di dorsiplantarflessione passiva per il soggetto 2: coordinate di A e B, in mm, dell'MHA e parametri di dispersione degli assi (deff è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi)

	deff_medio	dev_deff	χ_{eff_medio}	dev_ χ_{eff}
Soggetto 2	7.83	2.09	14.169	1.224
Soggetto 1	6.517	0.833	11.59	3.235

Tabella 7.34 Prove di dorsiplantarflessione passiva, confronto tra il soggetto 1 ed il soggetto 2: media sulle prove dei parametri di dispersione e deviazione standard (deff è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi)

Da un confronto dei rispettivi valori, si può affermare che le nuove prove restituiscono un fascio di IHA più disperso in orientamento e approssimativamente disperso in posizione come il set di assi calcolato in [19].

Prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino

Le Figure 7.25, 7.26 e 7.27 mostrano gli MHA calcolati per le quattro prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino nei piani trasversale, sagittale e frontale. Anche in questa categoria di prove entra in gioco la variabilità inter-operatore che diversifica gli assi medi sia in posizione sia in orientamento.

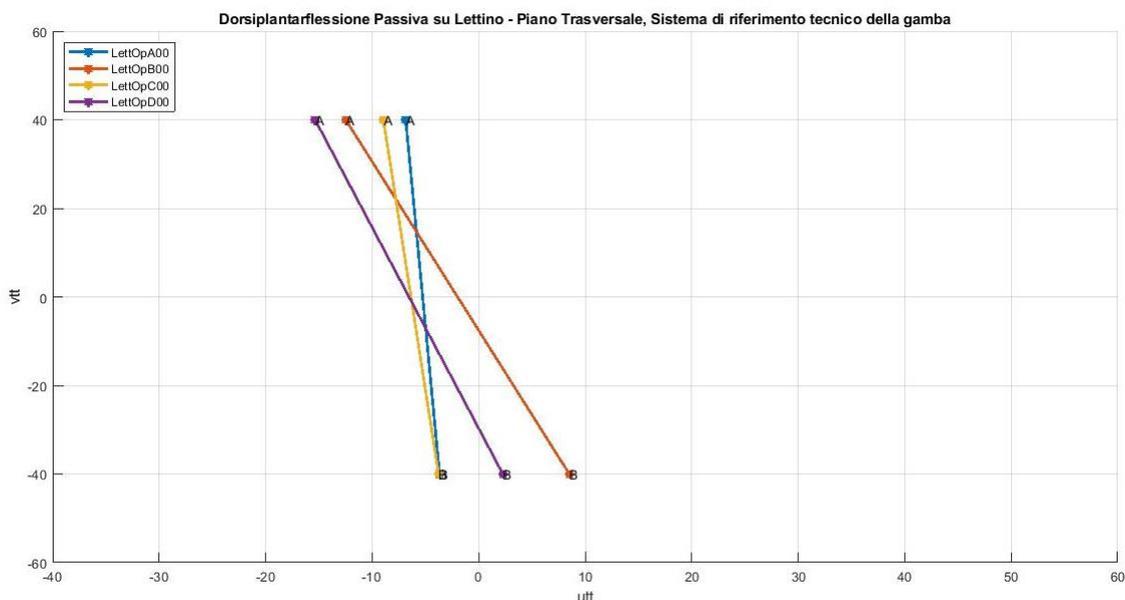


Figura 7.25 Visualizzazione nel piano trasversale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino. Le coordinate sono espresse in mm.

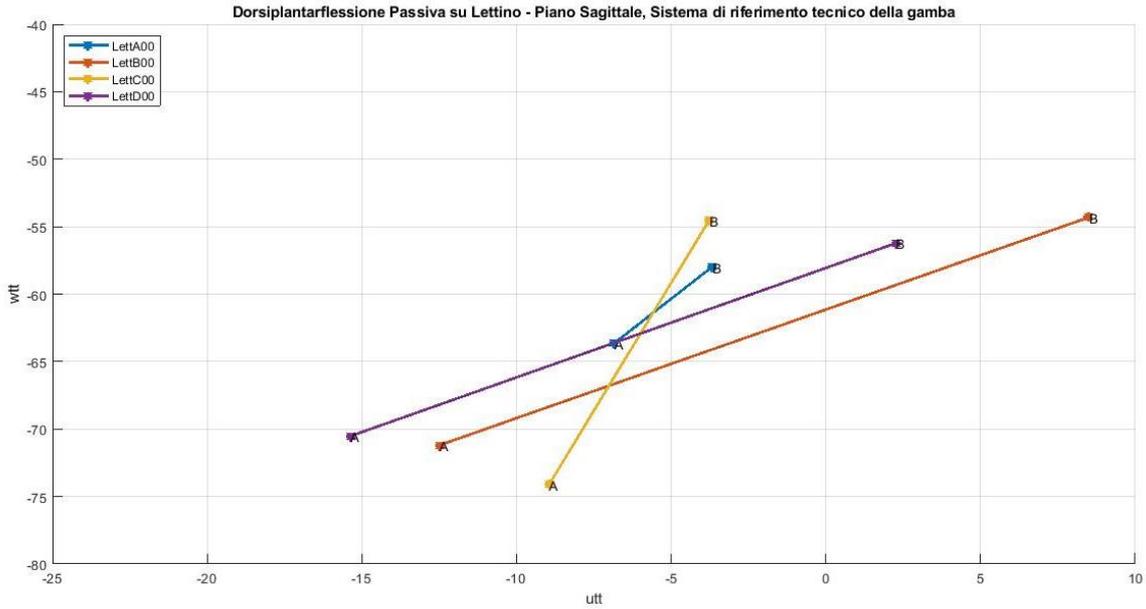


Figura 7.26 Visualizzazione nel piano sagittale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino. Le coordinate sono espresse in mm.

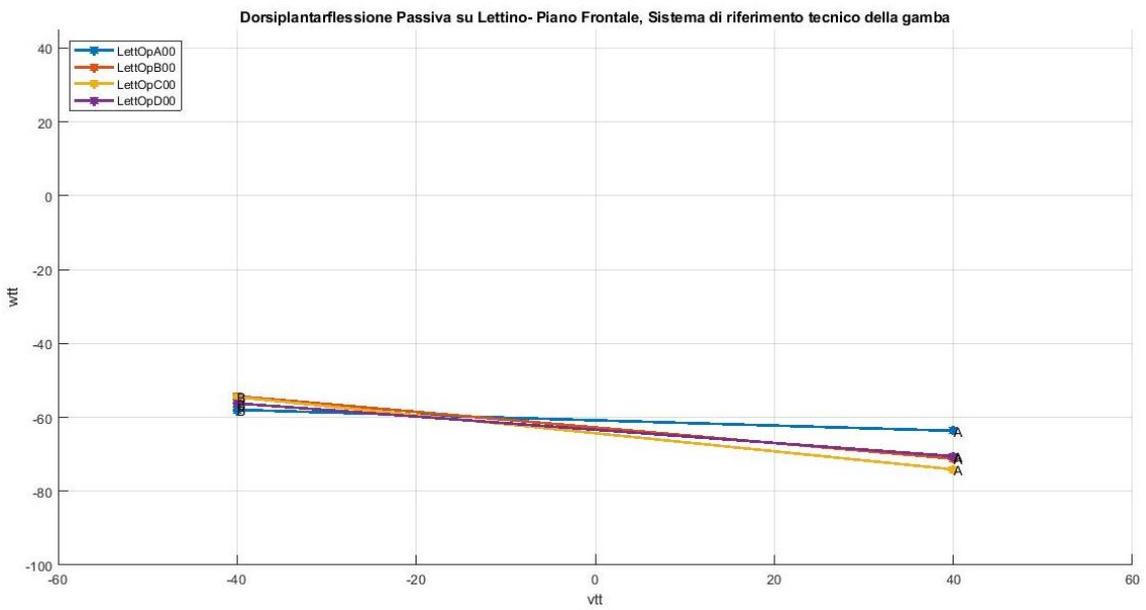


Figura 7.27 Visualizzazione nel piano frontale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino. Le coordinate sono espresse in mm.

	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	<i>deff</i>	χ_{eff}
DPFPass_LettA00	-6.85	40	-63.652	-3.673	-40	-57.972	10.265	10.37
DPFPass_LettB00	-12.482	40	-71.189	8.508	-40	-54.3	15.176	14.706
DPFPass_LettC00	-8.942	40	-74.098	-3.774	-40	-54.523	16.336	14.429
DPFPass_LettD00	-15.359	40	-70.518	2.268	-40	-56.221	11.291	15.182

Tabella 7.35 Prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino per il soggetto 2: coordinate di A e B, in mm, dell'MHA e parametri di dispersione degli assi (*deff* è inteso in mm, χ_{eff} in gradi)

	<i>deff_medio</i>	<i>dev_deff</i>	<i>χeff_medio</i>	<i>dev_χeff</i>
Soggetto 2	13.267	2.943	13.672	2.223
Soggetto 1	11.533	2.141	16.915	4.79

Tabella 7.36 Prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino, confronto tra il soggetto 1 ed il soggetto 2: media sulle prove dei parametri di dispersione e deviazione standard (*deff* è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi)

Paragonando i parametri di dispersione mediati sul set di prove per entrambi i soggetti (Tabella 7.36), si deduce che i corrispettivi d_{eff} e χ_{eff} si discostano di poche unità per cui, come nelle precedenti prove, hanno lo ordine di grandezza. Stesso discorso può essere fatto sulle deviazioni standard.

Prove del cammino

Nelle Figure 7.28, 7.29 e 7.30 si considerano gli MHA determinati per le cinque prove del cammino e visualizzati rispettivamente nel piano trasversale, sagittale e frontale.

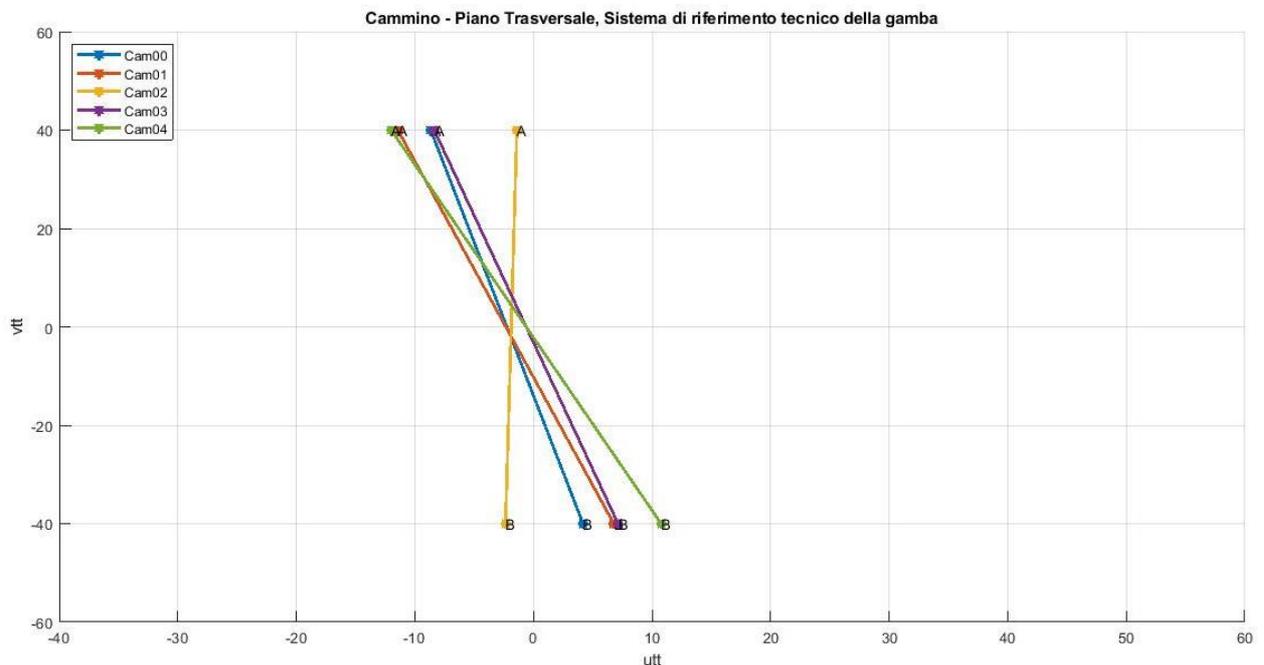


Figura 7.28 Visualizzazione nel piano trasversale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di cammino. Le coordinate sono espresse in mm.

Anche per il cammino è evidente la non ripetibilità della prove: ad esempio l'MHA calcolato per la prova di “cammino02” si scosta in modo rilevante, in termini di orientamento, dai restanti. Ciò può essere motivato dal fatto che il soggetto, tra le varie ripetizioni, può aver eseguito il movimento con velocità o andatura differente.

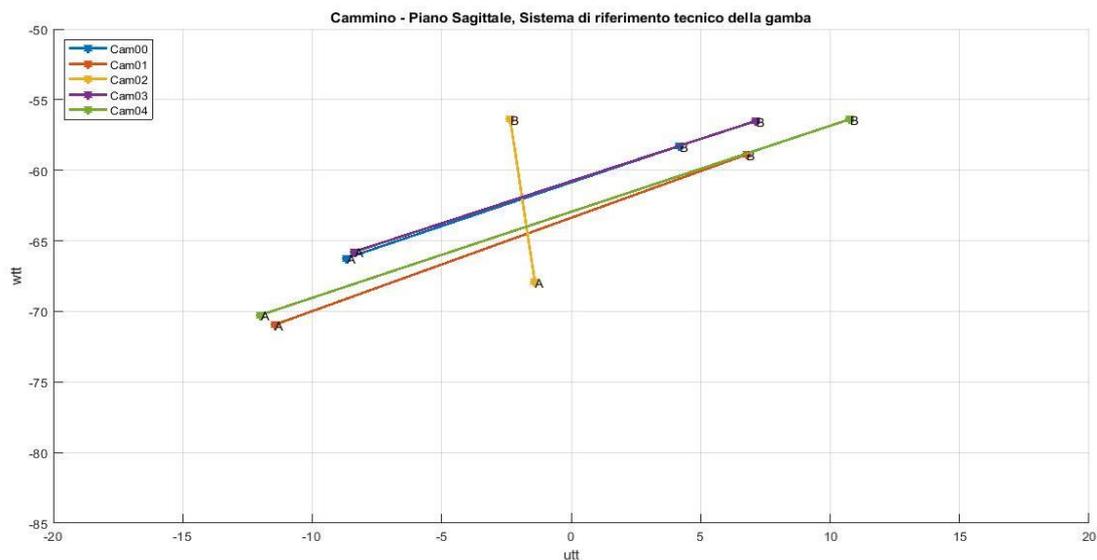


Figura 7.29 Visualizzazione nel piano sagittale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di cammino. Le coordinate sono espresse in mm.

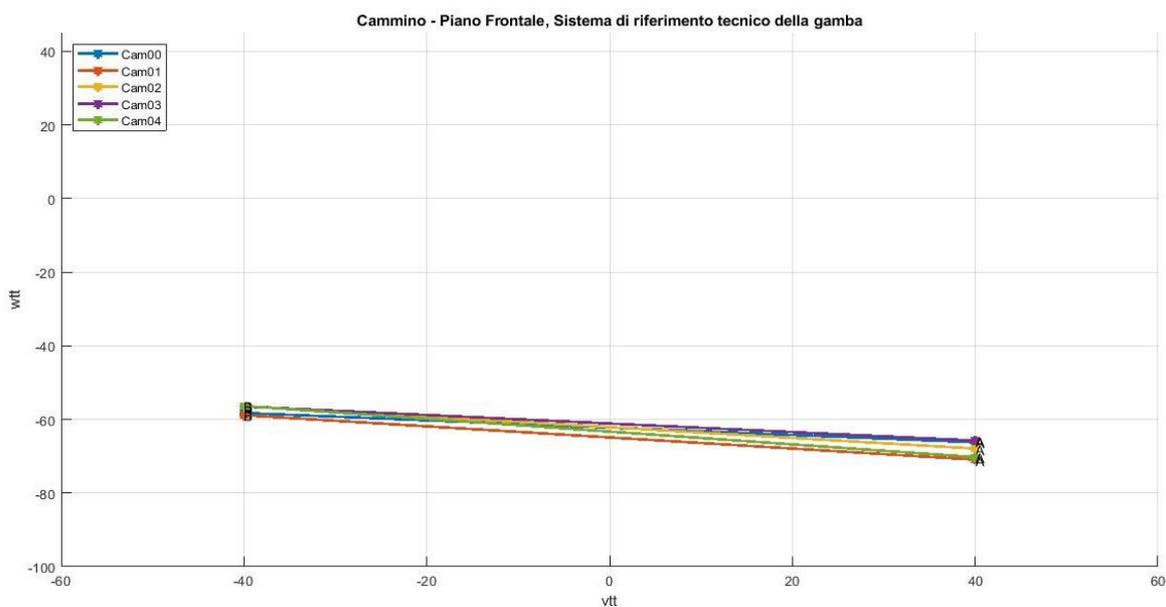


Figura 7.30 Visualizzazione nel piano frontale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di cammino. Le coordinate sono espresse in mm.

	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	deff	χ_{eff}
Cam00	-8.663	40	-66.215	4.182	-40	-58.273	25.032	36.501
Cam01	-11.44	40	-70.932	6.776	-40	-58.887	20.478	36.112
Cam02	-1.401	40	-67.925	-2.354	-40	-56.376	25.498	34.514
Cam03	-8.366	40	-65.768	7.139	-40	-56.504	31.503	39.282
Cam04	-12	40	-70.256	10.77	-40	-56.382	20.746	35.96

Tabella 7.37 Prove del cammino per il soggetto 2: coordinate di A e B, in mm, dell'MHA e parametri di dispersione degli assi ($deff$ è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi)

	<i>deff_medio</i>	<i>dev_deff</i>	<i>χ_{eff_medio}</i>	<i>dev_χ_{eff}</i>
Soggetto 2	24.651	4.485	36.474	1.741
Soggetto 1	24.691	5.687	29.553	0.278

Tabella 7.38 Prove del cammino, confronto tra il soggetto 1 ed il soggetto 2: media sulle prove dei parametri di dispersione e deviazione standard (*deff* è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi)

Rapportando i parametri di dispersione dei due soggetti, si è constatato che i due fasci di IHA sono dispersi in posizione in egual modo; al contrario nelle nuove prove si è ottenuto un fascio più disperso in termini di orientamento. Va sottolineato che i due soggetti hanno eseguito la camminata con andatura diversa ed in particolare, usufruendo dei dati dell'angolo articolare di caviglia, si è concluso che il soggetto 1 ha eseguito il movimento ad una velocità minore completando un singolo ciclo in 1.25 secondi. Ciò comporta che i gusci indossati dal soggetto 2 sono stati sottoposti a deformazioni maggiori e, di conseguenza, che il fascio di IHA è risultato più disperso. Infine va sottolineato che la maggiore dinamicità del cammino rende i valori di d_{eff} e χ_{eff} più alti rispetto alla dorsiplantarflessione.

Prove del cammino veloce

Infine nelle Figure 7.31, 7.32 e 7.33 sono rappresentati gli MHA calcolati nelle cinque prove del cammino veloce e plottati rispettivamente nel piano trasversale, sagittale e frontale.

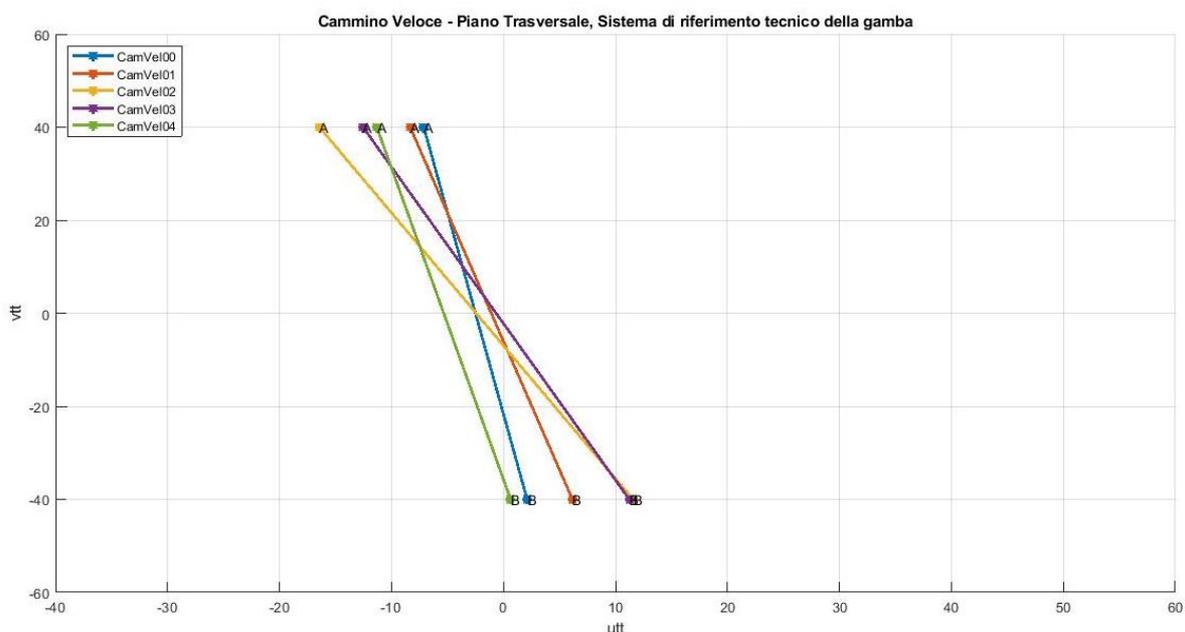


Figura 7.31 Visualizzazione nel piano trasversale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di cammino veloce. Le coordinate sono espresse in mm.

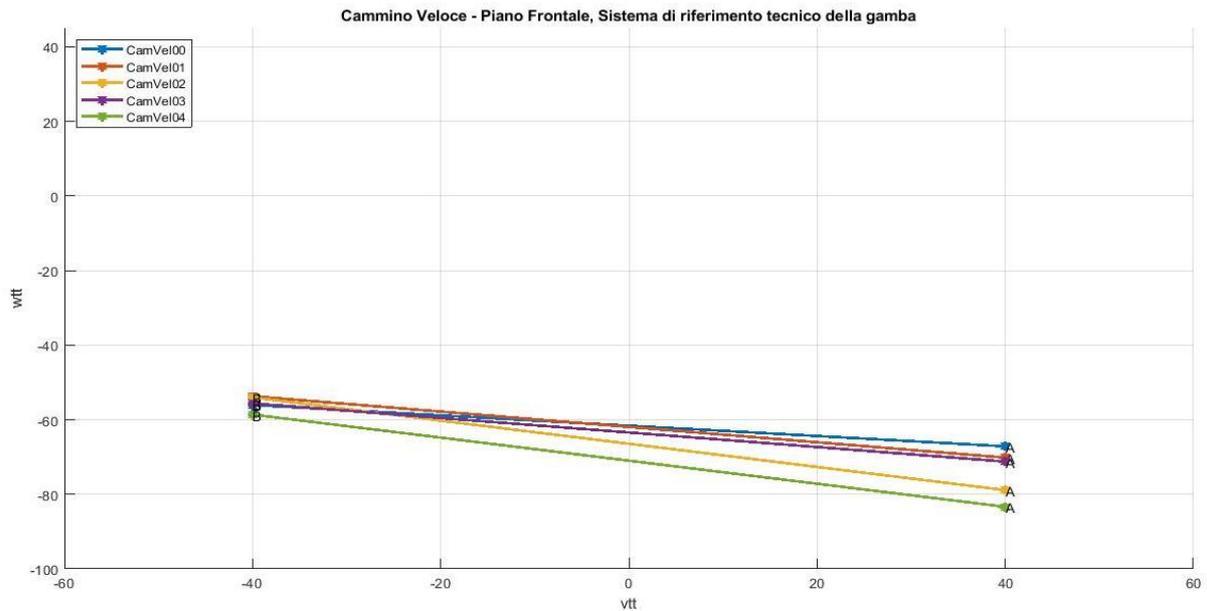


Figura 7.32 Visualizzazione nel piano frontale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di cammino veloce. Le coordinate sono espresse in mm.

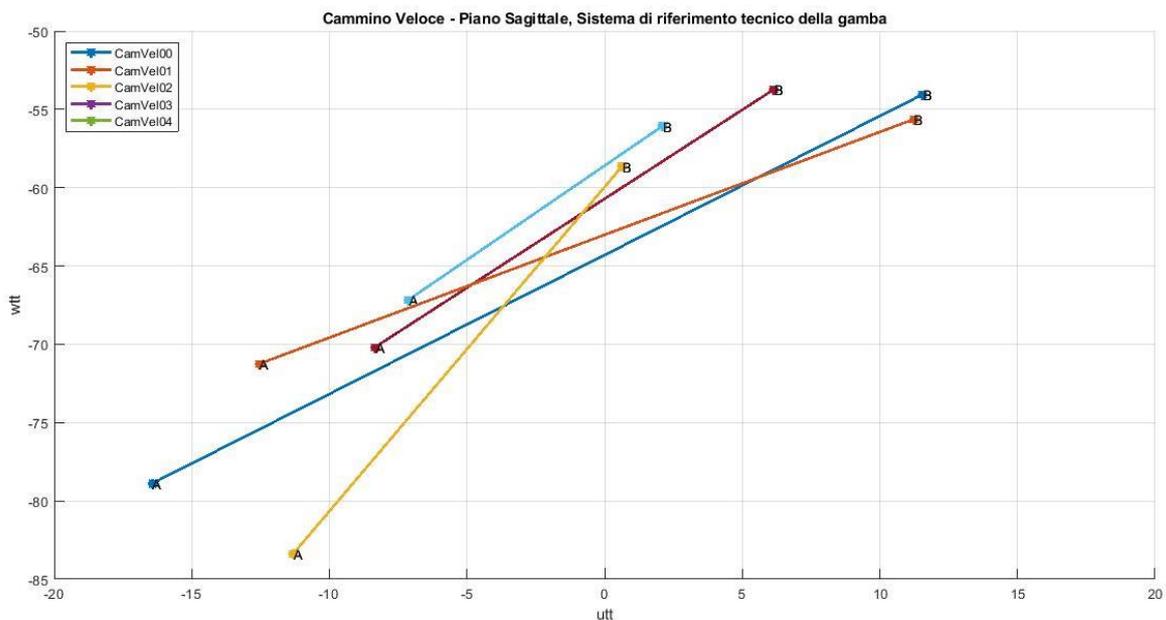


Figura 7.33 Visualizzazione nel piano sagittale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba per le prove di cammino veloce. Le coordinate sono espresse in mm.

	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	deff	χ_{eff}
CamVel00	-7.119	40	-67.153	2.112	-40	-56.055	31.12	45.48
CamVel01	-8.334	40	-70.174	6.156	-40	-53.718	26.079	43.606
CamVel02	-16.443	40	-78.888	11.56	-40	-54.04	30.007	41.244
CamVel03	-12.544	40	-71.245	11.229	-40	-55.634	25.744	39.37
CamVel04	-11.309	40	-83.365	0.639	-40	-58.63	28.43	39.973

Tabella 7.39 Prove del cammino veloce per il soggetto 2: coordinate di A e B, in mm, dell'MHA e parametri di dispersione degli assi (deff è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi)

	<i>deff_medio</i>	<i>dev_deff</i>	<i>χeff_medio</i>	<i>dev_χeff</i>
Soggetto2	28.276	2.364	41.935	2.562
Soggetto1	31.978	5.81	29.73	1.233

Tabella 7.40 Prove del cammino veloce, confronto tra il soggetto 2 ed il soggetto 1: media sulle prove dei parametri di dispersione e deviazione standard (d_{eff} è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi)

Dalla Tabella 7.40 è possibile risalire alla media e alla deviazione standard dei parametri di dispersione calcolati per le prove di cammino veloce. Il d_{eff} assume, per entrambi gli individui, valori simili; al contrario la dispersione angolare per il soggetto 2 supera di circa 12° quella del soggetto 1.

Di seguito si riporta una rappresentazione grafica sintetica riguardante il confronto tra i parametri di dispersione ottenuti per le due analisi.

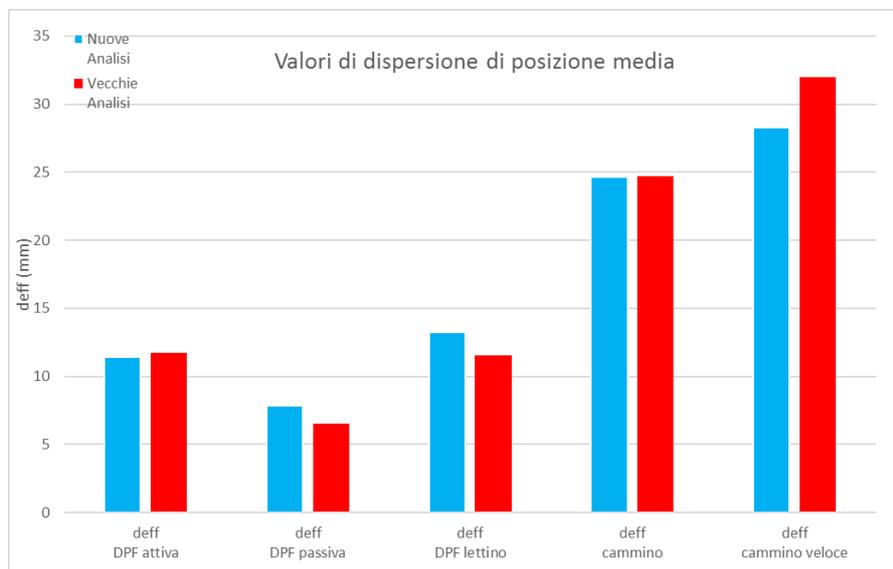


Figura 7.34 Valori di d_{eff} medio ottenuti per tutte le prove delle vecchie analisi e delle nuove analisi

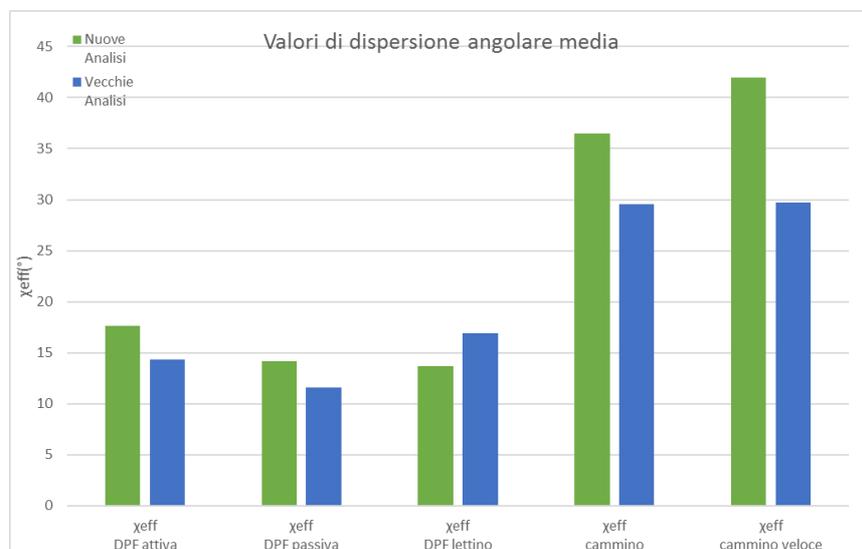


Figura 7.35 Valori di χ_{eff} medio ottenuti per tutte le prove delle vecchie analisi e delle nuove analisi

In conclusione, dopo aver confrontato le varie prove per entrambi i soggetti, si può affermare che i parametri di dispersione assumono valori accettabili e confrontabili tra loro e quindi l'identificazione dell'asse articolare di caviglia, mediante la ricostruzione del moto relativo tra gli scafi di gamba e piede, proposta in [19] è un metodo sufficientemente accurato ai fini della progettazione della nuova ortesi. Inoltre il metodo adottato si è mostrato in grado di discriminare le differenze tra soggetti diversi dovute a variabilità individuali sia anatomiche che cinematiche.

7.6.2 Calcolo degli IHA/MHA nel sistema di riferimento anatomico della gamba

Il calcolo degli IHA/MHA e dei relativi parametri di dispersione è stato ripetuto nel sistema di riferimento anatomico della gamba, con lo scopo di stimare eventuali differenze con quanto determinato nel corrispondente sistema di riferimento tecnico. Inoltre, per validare la procedura di calcolo in questo secondo sistema di riferimento, si è deciso di confrontare nuovamente i d_{eff} e χ_{eff} dei due soggetti: ci si aspetta, infatti, che tali parametri assumano valori quantomeno confrontabili e, soprattutto, accettabili.

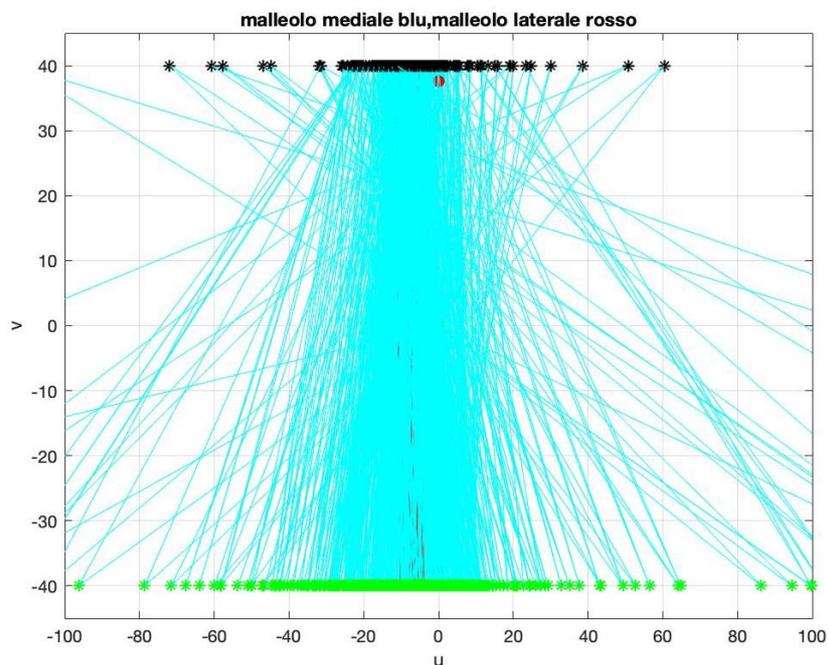


Figura 7.36 Visualizzazione nel piano trasversale del fascio di IHA calcolato nel sistema di riferimento anatomico della gamba per la prova di dorsiplantarflessione attiva. Le coordinate sono espresse in mm.

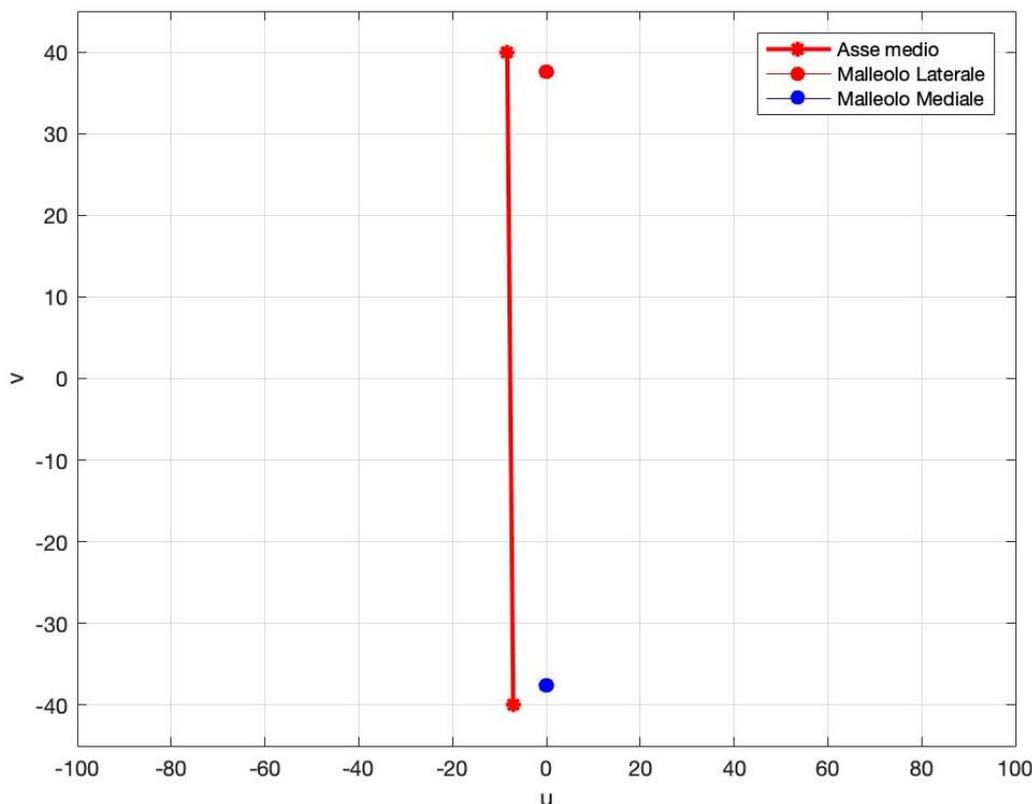


Figura 7.37 Asse MHA calcolato nel sistema di riferimento anatomico della gamba per la prova di dorsiplantarflessione attiva. Le coordinate sono espresse in mm.

Le Figure 7.36 e 7.37 mostrano un esempio di calcolo del fascio di IHA e di asse MHA per la prova di dorsiplantarflessione attiva nel sistema di riferimento anatomico della gamba. Confrontando la Figura 7.36 con la Figura 7.20, dove sono plottati gli assi nel sistema di riferimento tecnico, si nota che in quest'ultimo caso il fascio è meno disperso grazie alla maggiore rigidità del cluster tecnico della gamba.

A questo punto, sfruttando le stesse informazioni ricavate dalle analisi condotte sul soggetto 1, si sono quantificate e confrontate la media sul set di prove e la deviazione standard dei parametri di dispersione: è bene ricordare che essi sono stati calcolati in due sistemi di riferimento distinti. Infatti la definizione del sistema di riferimento anatomico della gamba è effettuata sulla base di caratteristiche anatomiche che sono soggetto-specifiche (i.e. il punto medio del segmento intermalleolare).

In Tabella 7.41 si riportano i dati ottenuti:

	<i>deff_medio</i>	<i>χeff_medio</i>
Soggetto 2	9.37	19.409
Soggetto 1	8.161	15.243

Tabella 7.41 Prove di dorsiplantarflessione attiva, confronto tra il soggetto 1 ed il soggetto 2: calcolo dei parametri di dispersione nel sistema di riferimento anatomico della gamba (*deff* è inteso in mm, *χeff* è inteso in gradi).

In primo luogo si osserva che, per i due soggetti, i valori di d_{eff} sono simili e confrontabili. Inoltre, in accordo con l'analisi condotta nel sistema di riferimento tecnico della gamba, χ_{eff} per il soggetto 2 è maggiore: ciò è stato attribuito all'esecuzione di un movimento più ampio rispetto al soggetto 1. Infine, facendo riferimento alla Tabella 7.31, si nota che il fascio di IHA calcolato nel sistema di riferimento tecnico è, rispetto a quello determinato nel corrispondente sistema di riferimento anatomico, più disperso in posizione e meno in orientamento. Tuttavia i valori rimangono dello stesso ordine di grandezza.

	<i>deff_medio</i>	<i>dev_deff</i>	<i>χeff_medio</i>	<i>dev_χeff</i>
Soggetto 2	6.48	0.528	14.947	1.994
Soggetto 1	7.164	0.833	12.174	3.633

Tabella 7.42 Prove di dorsiplantarflessione passiva, confronto tra il soggetto 1 ed il soggetto 2: calcolo dei parametri di dispersione nel sistema di riferimento anatomico della gamba (d_{eff} è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi).

	<i>deff_medio</i>	<i>dev_deff</i>	<i>χeff_medio</i>	<i>dev_χeff</i>
Soggetto 2	12.564	2.442	14.124	3.837
Soggetto 1	6.982	3.398	15.765	3.859

Tabella 7.43 Prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino, confronto tra il soggetto 1 ed il soggetto 2: calcolo dei parametri di dispersione nel sistema di riferimento anatomico della gamba (d_{eff} è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi).

Quanto alle prove di dorsiplantarflessione passiva e dorsiplantarflessione passiva su lettino presenti nelle Tabelle 7.42 e 7.43, fatta eccezione del d_{eff} medio calcolato nel secondo caso, i parametri di dispersione dei due soggetti assumono valori simili. Facendo riferimento alle Tabelle 7.34 e 7.36, infine, si nota che lo stesso calcolo svolto sia nel sistema di riferimento tecnico sia in quello anatomico restituisce un fascio disperso in modo paragonabile.

In ultima battuta si sono fatte le stesse considerazioni per le prove del cammino e del cammino veloce:

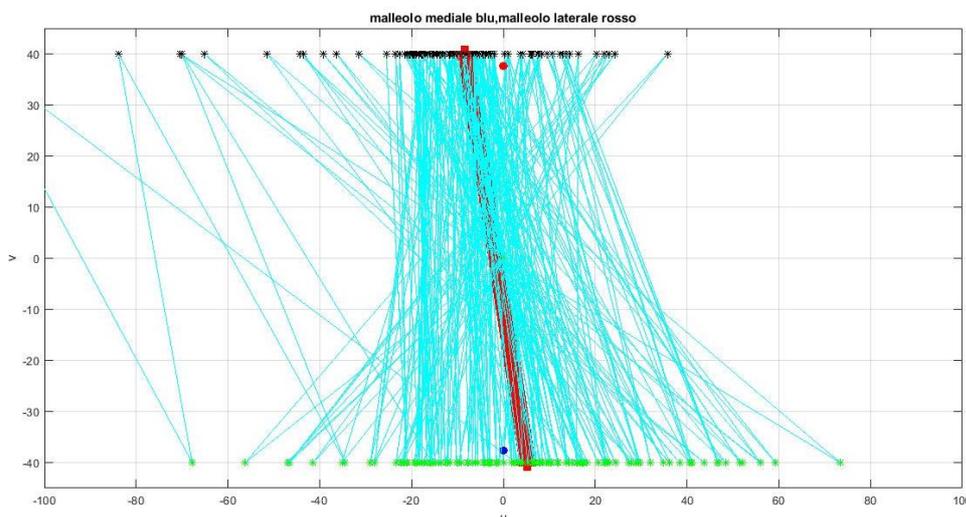


Figura 7.38 Visualizzazione nel piano trasversale del fascio di IHA calcolato nel sistema di riferimento anatomico della gamba per una prova del cammino. Le coordinate sono espresse in mm.

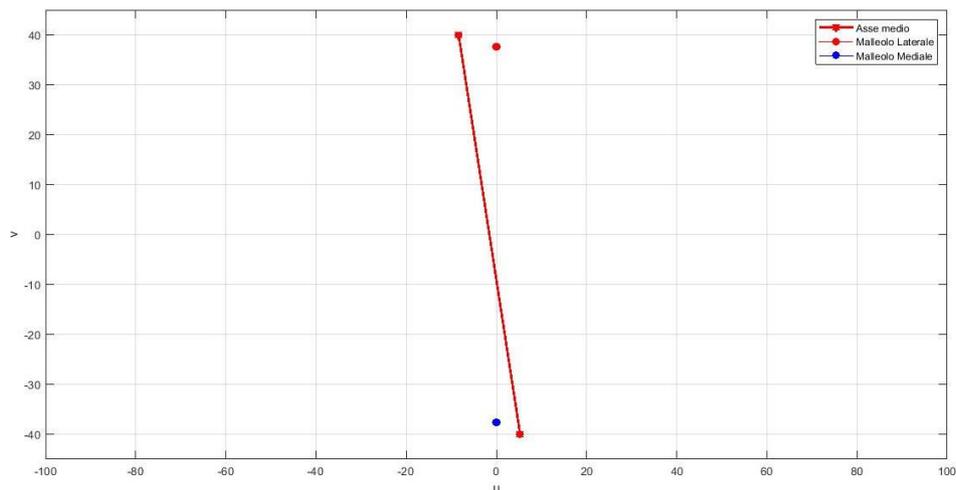


Figura 7.39 Asse MHA calcolato nel sistema di riferimento anatomico della gamba per una prova del cammino. Le coordinate sono espresse in mm.

	<i>deff_medio</i>	<i>dev_deff</i>	<i>χeff_medio</i>	<i>dev_χeff</i>
Soggetto 2	21.949	6.417	38.183	0.836
Soggetto 1	18.999	5.583	31.637	1.867

Tabella 7.44 Prove del cammino, confronto tra il soggetto 1 ed il soggetto 2: calcolo dei parametri di dispersione nel sistema di riferimento anatomico della gamba (*deff* è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi).

	<i>deff_medio</i>	<i>dev_deff</i>	<i>χeff_medio</i>	<i>dev_χeff</i>
Soggetto 2	24.618	5.48	43.336	2.317
Soggetto 1	21.031	4.873	31.849	1.641

Tabella 7.45 Prove del cammino veloce, confronto tra il soggetto 1 ed il soggetto 2: calcolo dei parametri di dispersione nel sistema di riferimento anatomico della gamba (*deff* è inteso in mm, χ_{eff} è inteso in gradi).

In entrambi i gruppi di prove, i fasci di IHA identificati per i due soggetti, sono dispersi in modo comparabile in posizione, ma non in orientamento: così come si era riscontrato nel sistema di riferimento tecnico della gamba, per il soggetto 2 la dispersione angolare è maggiore.

Per concludere si sono confrontati tali valori con i corrispondenti d_{eff} e χ_{eff} valutati nel sistema di riferimento tecnico (Tabelle 7.38 e 7.40). Coerentemente con il fatto che il guscio inibisce gli spostamenti del cluster e, dunque, ci si aspetta un fascio di assi più concentrato, si riscontra una dispersione angolare maggiore nel caso in cui viene utilizzato un sistema di marker anatomici.

Di seguito si riporta graficamente il confronto tra le vecchie e le nuove analisi sui parametri di dispersione calcolati nelle varie prove:

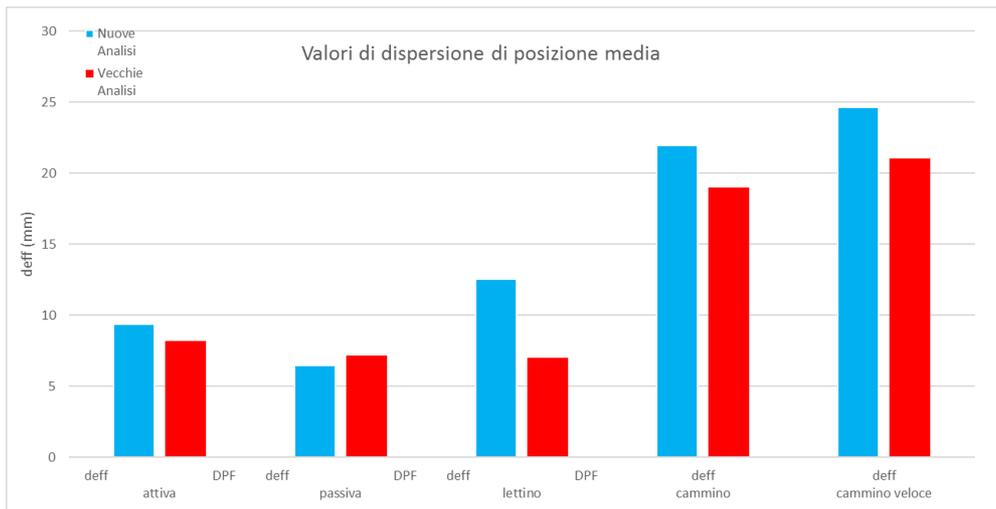


Figura 7.40 Valori di d_{eff} medio ottenuti per tutte le prove delle vecchie analisi e delle nuove analisi

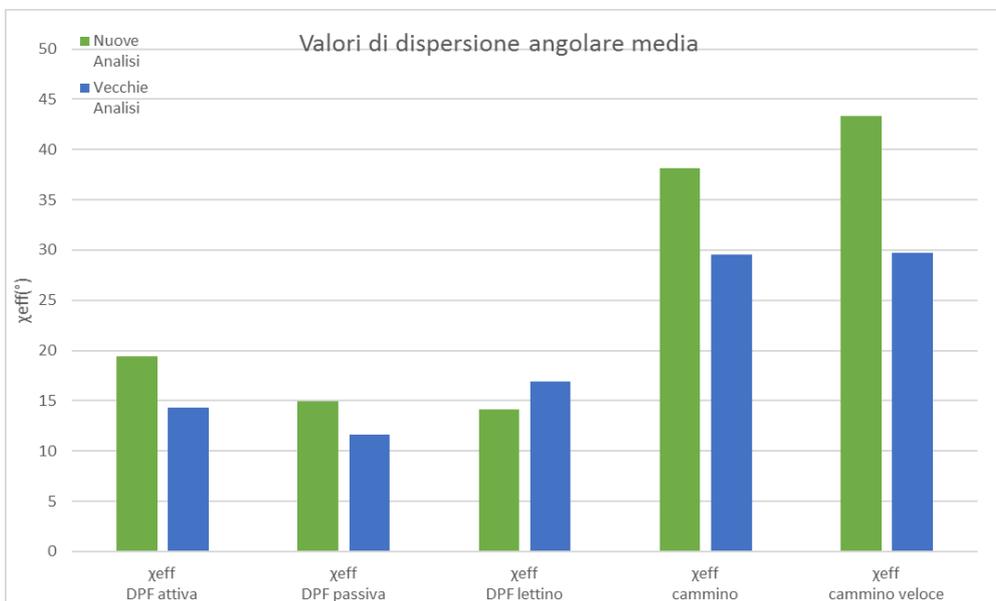


Figura 7.41 Valori di χ_{eff} medio ottenuti per tutte le prove delle vecchie analisi e delle nuove analisi

Sulla base di quanto discusso, si può affermare che dal calcolo degli IHA/MHA nel sistema di riferimento anatomico si ottengono valori di d_{eff} e χ_{eff} comparabili, ma non uguali, per i due soggetti: ciò conferma che il metodo proposto non solo restituisce valori accettabili dal punto di vista della cinematica articolare della caviglia e perciò risulta attendibile, ma riesce anche a discriminare le variabilità inter-soggetto.

7.6.3 Passaggio dal sistema di riferimento tecnico della gamba al sistema di riferimento anatomico della gamba

L'identificazione degli IHA/MHA, a partire dai nuovi dati cinematici, si è conclusa con un'ultima analisi. Si è deciso di far convergere informazioni derivanti da due

sistemi di riferimento distinti, ossia l'anatomico della gamba ed il tecnico della gamba, attraverso la seguente procedura ripetuta per ogni prova:

1. calcolo degli IHA e dell'MHA nel sistema di riferimento tecnico della gamba, usando il modello rigido del piede costruito con il cluster tecnico del piede;
2. passaggio dal sistema di riferimento tecnico della gamba al sistema di riferimento anatomico della gamba, premoltiplicando le coordinate dei punti A e B, che definiscono univocamente l'MHA determinato al passo 1), per un'apposita matrice di trasformazione.

Trasferendo le informazioni riguardanti il moto relativo tra i due scafi, a cui si è interessati ai fini della progettazione dell'ortesi, nel sistema di riferimento anatomico della gamba, è possibile localizzare l'MHA rispetto ai malleoli e, di conseguenza, si stabilisce il posizionamento del giunto di collegamento dei due gusci nell'AFO.

Come detto in precedenza, ogni MHA è identificato dai punti A e B corrispondenti alle intersezioni dell'asse con due piani sagittali posti a ± 40 mm dal punto medio del segmento intermalleolare (uno laterale ed uno distale). Quando le coordinate di A e B vengono "trasportate" dal sistema di riferimento tecnico al sistema di riferimento anatomico della gamba, l'informazione sulla localizzazione dell'asse rispetto a tali piani viene persa. Allora, sfruttando l'equazione della retta che descrive il generico MHA e sapendo che la coordinata A_v è 40 mm e la coordinata B_v è -40 mm, si sono calcolate le coordinate u e w delle intersezioni con i due piani di interesse che, quindi, vengono utilizzate come nuove coordinate degli estremi dell'asse medio.

Per ciascuna prova, utilizzando i grafici dell'angolo articolare di caviglia, si è effettuata una divisione in cicli per il calcolo dell'asse medio. In questo modo si è potuto osservare come varia, tra un ciclo ed il successivo, nel corso di una stessa prova l'MHA in posizione ed in orientamento.

In secondo luogo sono stati confrontati, prova per prova, gli MHA del soggetto 2 con quelli del soggetto 1, anch'essi calcolati nel sistema di riferimento tecnico e, poi, plottati nel sistema di riferimento anatomico: così è stato possibile valutare le differenze e le similarità tra i due soggetti messe in evidenza dal metodo adottato.

7.6.3.1 Visualizzazione degli MHA nei piani frontale e trasversale

- Prova di dorsiplantarflessione attiva

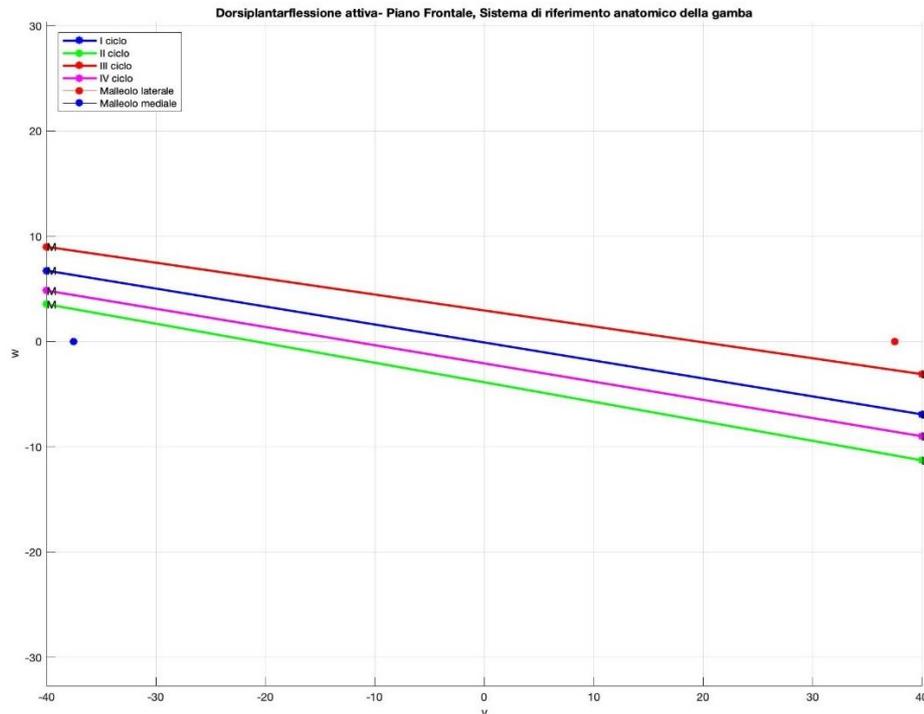


Figura 7.42 Visualizzazione nel piano frontale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico e trasferiti nel sistema di riferimento anatomico della gamba per ogni ciclo della prova di dorsiplantarflessione attiva (soggetto 2). Le coordinate sono espresse in mm.

In Figura 7.42 sono stati plottati gli assi MHA calcolati per ognuno dei quattro cicli individuati nella dorsiplantarflessione attiva. Essi hanno approssimativamente il medesimo orientamento in ogni ciclo, mentre la posizione rispetto ai malleoli varia. E' evidente che l'estremità laterale A, etichettata con la lettera L, di ogni asse è posizionata più in basso rispetto al segmento intermalleolare: ad esempio nel secondo ciclo (asse verde), il punto A dista circa 10 mm dal malleolo laterale in direzione longitudinale w . Al contrario l'estremità mediale B, etichettata con la lettera M, di ogni asse è situata più in alto rispetto al malleolo corrispondente: si osserva per il terzo ciclo una distanza di 10 mm lungo w dal segmento intermalleolare.

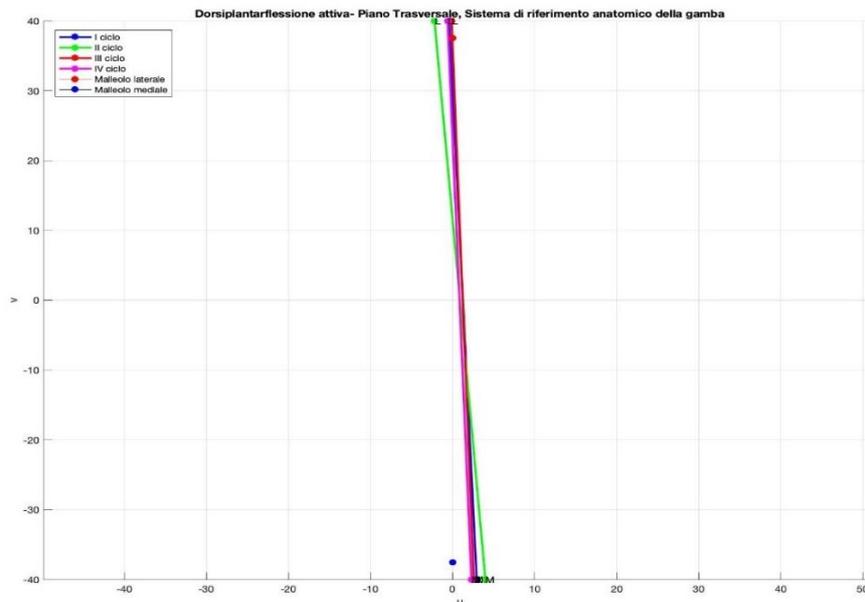


Figura 7.43 Visualizzazione nel piano trasversale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico e trasferiti nel sistema di riferimento anatomico della gamba per ogni ciclo della prova di dorsiplantarflessione attiva (soggetto 2). Le coordinate sono espresse in mm.

Dalla Figura 7.43 si evince che il set di MHA è posizionato, in corrispondenza delle estremità laterali, posteriormente rispetto al malleolo laterale: infatti i punti A giacciono nel semiasse negativo dell'asse u . Per quanto riguarda i punti B, essi appartengono al IV quadrante, o meglio hanno coordinata u positiva, per cui sono posizionati anteriormente rispetto al malleolo mediale.

In Figura 7.44 sono presenti le viste frontali e trasversali dell'asse MHA calcolato per il soggetto 1 per la prova di dorsiplantarflessione attiva. L'estremità laterale dell'asse è situata al di sopra del malleolo e davanti ad esso, mentre l'estremità mediale è posta sotto e indietro rispetto al malleolo. Dato che per i due individui, sia in direzione longitudinale che in direzione antero-posteriore, i punti A e B hanno localizzazione diversa ne deriva che gli assi medi hanno orientamento opposto.

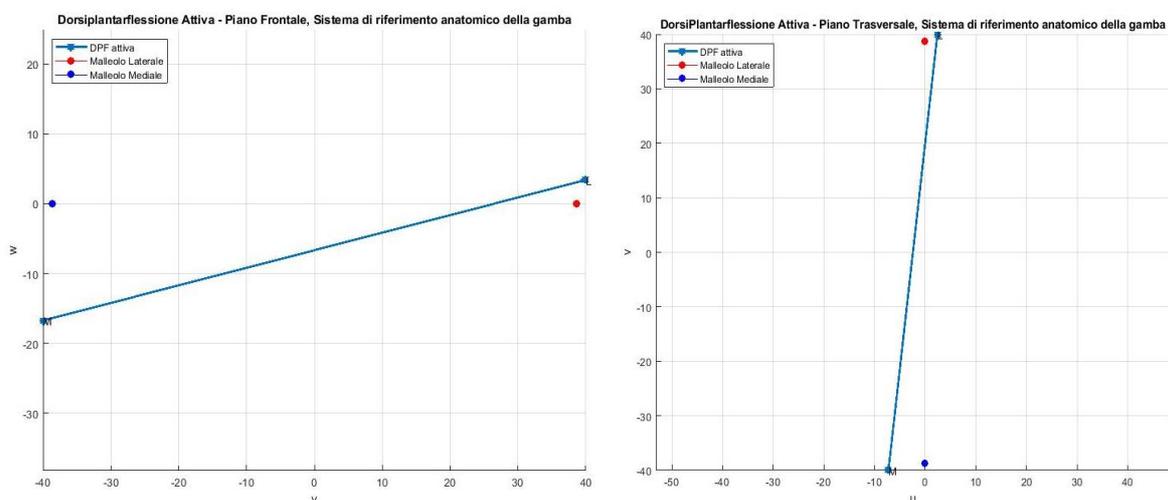


Figura 7.44 Visualizzazione nei piani frontale (sx) e trasversale (dx) dell'MHA per la prova di dorsiplantarflessione attiva (soggetto 1). Le coordinate sono espresse in mm.

- Prove di dorsiplantarflessione passiva

Per le prove di dorsiplantarflessione passiva sono valide le medesime considerazioni effettuate per la prova di dorsiplantarflessione attiva. Ciò dimostra che, per cicli diversi di uno stesso movimento, gli assi MHA assumono approssimativamente la stessa posizione rispetto ai malleoli.

Le Figure 7.45 e 7.46 mostrano rispettivamente la vista frontale e trasversale dei vari MHA calcolati per ogni ciclo delle prove di dorsiplantarflessione passiva.

Si riscontra che, rispetto alla dorsiplantarflessione attiva, gli assi hanno una maggiore dispersione lungo la direzione u : in altre parole le estremità A e B si allontanano maggiormente dai rispettivi malleoli in direzione antero-posteriore.

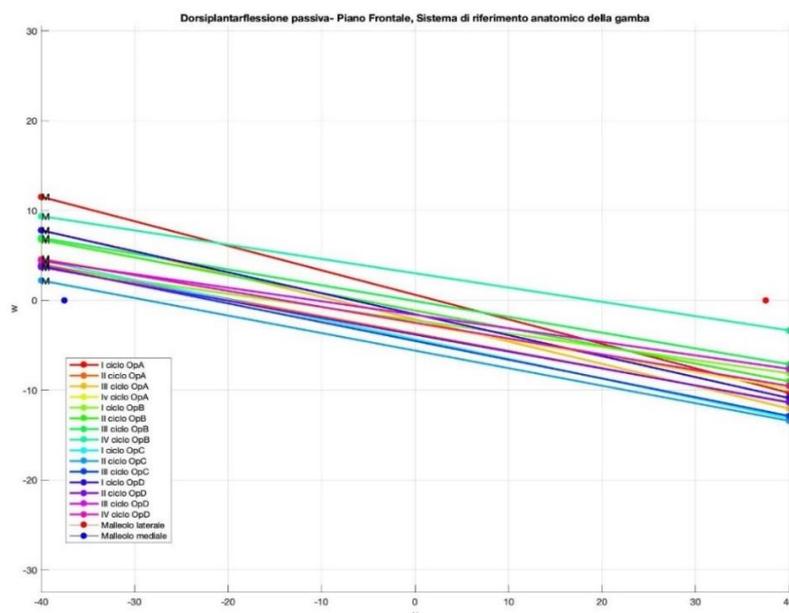


Figura 7.45 Visualizzazione nel piano frontale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico e trasferiti nel sistema di riferimento anatomico della gamba per ogni ciclo delle prove di dorsiplantarflessione passiva (soggetto 2). Le coordinate sono espresse in mm.

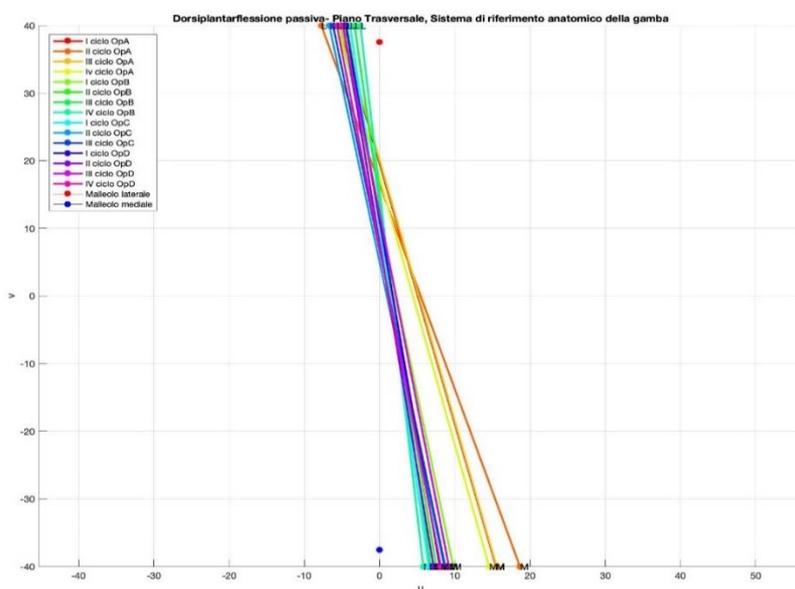


Figura 7.46 Visualizzazione nel piano trasversale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico e trasferiti nel sistema di riferimento anatomico della gamba per ogni ciclo delle prove di dorsiplantarflessione passiva (soggetto 2). Le coordinate sono espresse in mm.

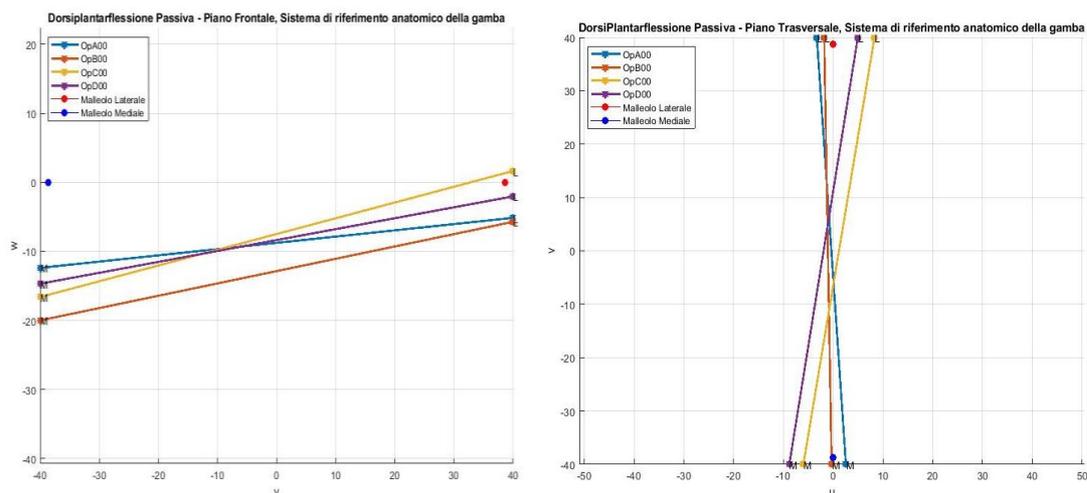


Figura 7.47 Visualizzazione nei piani frontale (sx) e trasversale (dx) dell'MHA per le prove di dorsiplantarflexione passiva (soggetto 1). Le coordinate sono espresse in mm.

In Figura 7.47 sono rappresentati gli assi MHA, per le prove di dorsiplantarflexione passiva, del soggetto 1. Come nel test di dorsiplantarflexione attiva, gli assi MHA assumono un orientamento invertito rispetto a quelli del soggetto 2. Fanno eccezione l'MHA nella prova svolta dall'operatore C, il cui punto A è al di sopra del malleolo, e gli MHA nelle prove svolte dagli operatori A e B che hanno un orientamento simile a quello riscontrato nel soggetto 2.

- Prove di dorsiplantarflexione passiva su lettino

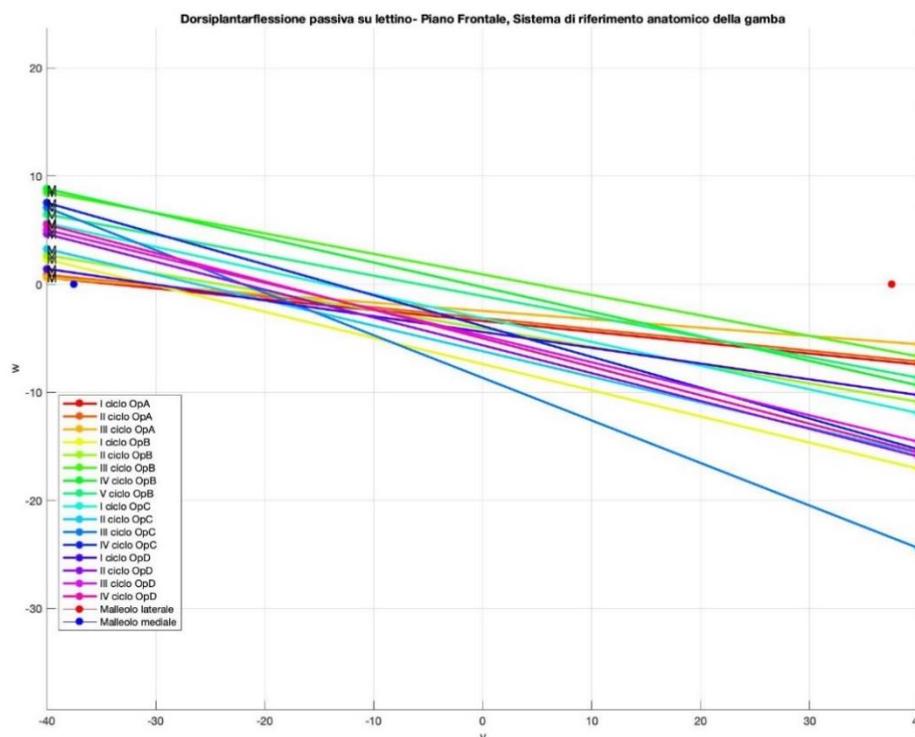


Figura 7.48 Visualizzazione nel piano frontale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico e trasferiti nel sistema di riferimento anatomico della gamba per ogni ciclo delle prove di dorsiplantarflexione passiva su lettino (soggetto 2). Le coordinate sono espresse in mm.

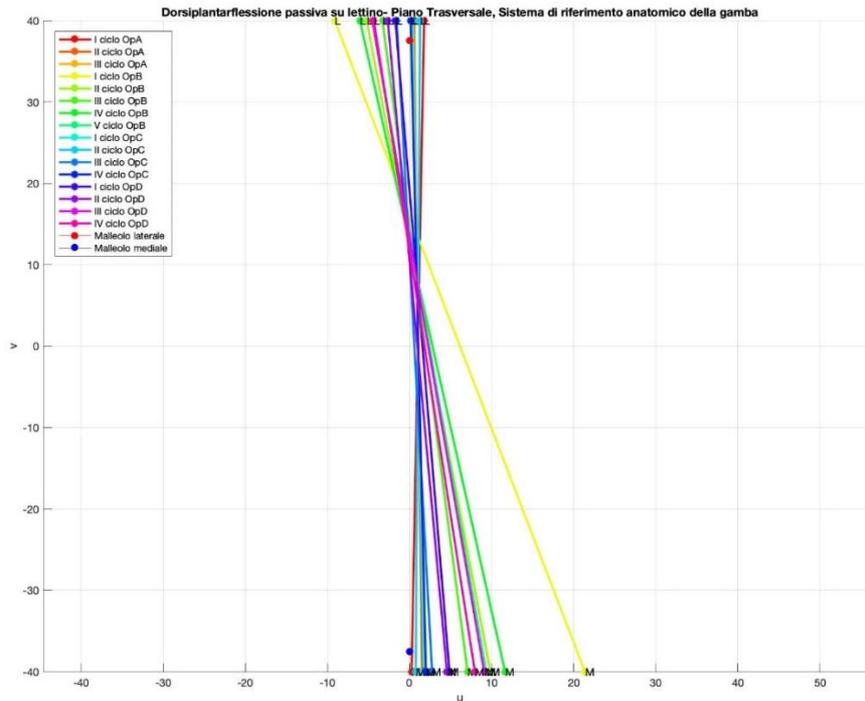


Figura 7.49 Visualizzazione nel piano trasversale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico e trasferiti nel sistema di riferimento anatomico della gamba per ogni ciclo delle prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino (soggetto 2). Le coordinate sono espresse in mm.

Quanto alla dorsiplantarflessione passiva su lettino, per la direzione w sono valide le stesse osservazioni fatte nei due casi precedenti, mentre per la direzione u gli assi mostrano un comportamento diverso. In corrispondenza dell'estremità laterale, il fascio di MHA è posto a cavallo tra il secondo ed il primo quadrante: ciò significa che un sottoinsieme di assi è posto avanti al malleolo, mentre i restanti sono posizionati dietro ad esso.

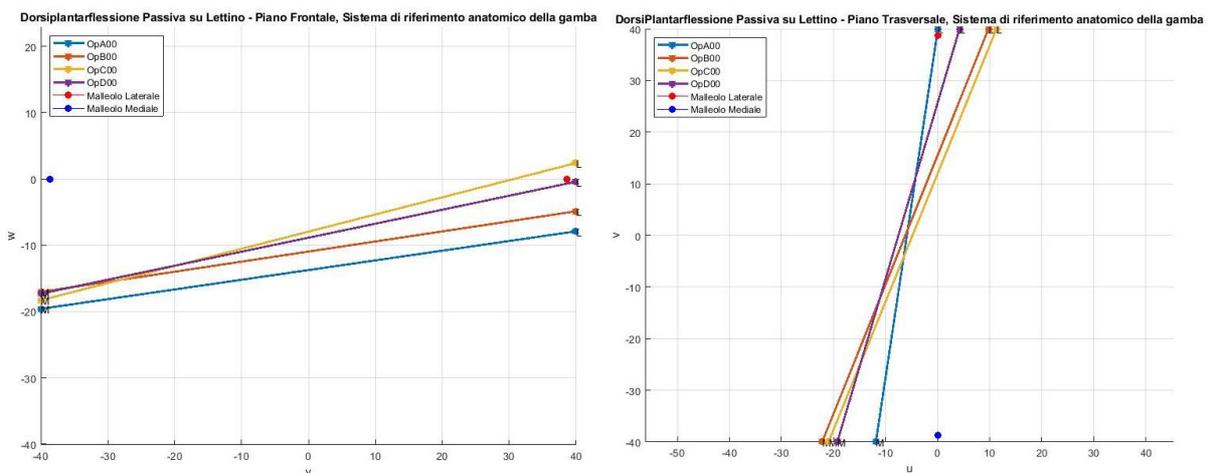


Figura 7.50 Visualizzazione nei piani frontale (sx) e trasversale (dx) dell'MHA per le prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino (soggetto 1). Le coordinate sono espresse in mm.

In Figura 7.50 vengono visualizzati gli MHA per il soggetto 1. L'unica differenza rispetto alle prove discusse in precedenza viene riscontrata nel piano frontale, dove

sia punti A sia i punti B sono situati al di sotto della linea intermalleolare (ad eccezione della prova svolta dall'operatore C).

- Prove del cammino

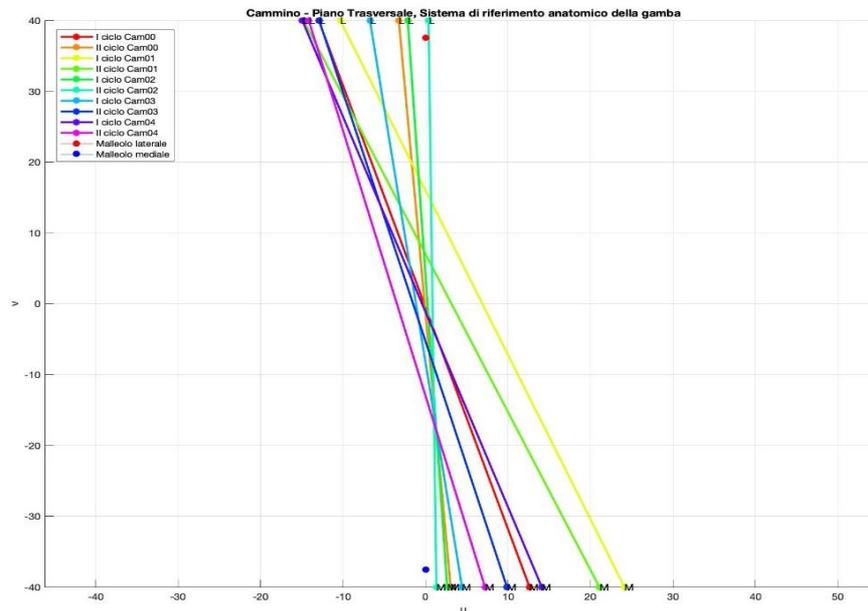


Figura 7.51 Visualizzazione nel piano trasversale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico e trasferiti nel sistema di riferimento anatomico della gamba per ogni ciclo delle prove del cammino (soggetto 2). Le coordinate sono espresse in mm.

Gli assi MHA valutati per i vari cicli costituenti le cinque prove del cammino, mostrano una certa variabilità in termini di orientamento e di posizione: si noti, ad esempio, il diverso orientamento tra il secondo ciclo del “cammino02” (in ciano) ed il primo ciclo del “cammino01” (in giallo). Quanto al posizionamento rispetto alla linea intermalleolare, tutti i punti B sono posti anteriormente rispetto al malleolo e tutti i punti A, ad eccezione del secondo ciclo del “cammino02”, sono posizionati posteriormente rispetto a questo stesso.

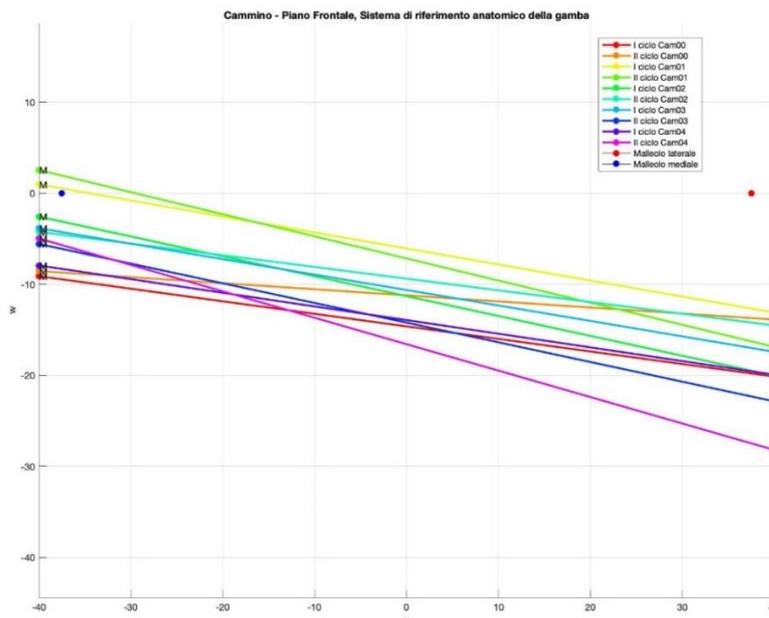


Figura 7.52 Visualizzazione nel piano frontale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico e trasferiti nel sistema di riferimento anatomico della gamba per ogni ciclo delle prove del cammino (soggetto 2). Le coordinate sono espresse in mm.

Infine in direzione longitudinale, si nota che tutti gli MHA (eccetto il primo ed il secondo ciclo del “cammino01”) hanno la coordinata w dei punti A e B negativa: ciò vuol dire che l’asse è posto più in basso rispetto al segmento congiungente i due malleoli.

Quanto al soggetto 1 (Figura 7.53), confrontando le prove del cammino con quelle di dorsiplantarflessione, si nota una riduzione in pendenza degli MHA delle prime: infatti i punti B, così come gli A, si posizionano al di sotto del malleolo raggiungendo una distanza di circa 20 mm. Viceversa, nel soggetto 2, la pendenza viene preservata, ma anche in questo caso la quota degli MHA si riduce rispetto alle prove di dorsiplantarflessione.

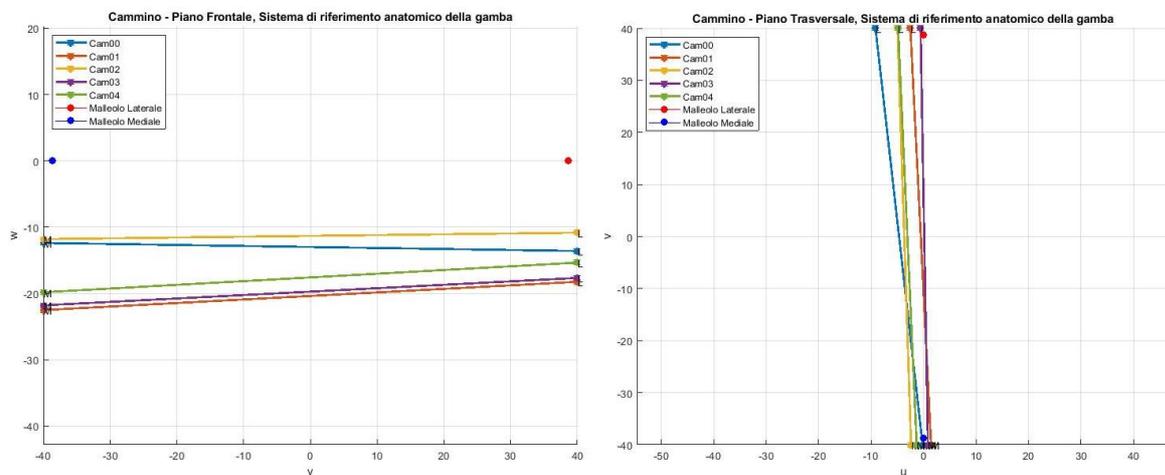


Figura 7.53 Visualizzazione nei piani frontale (sx) e trasversale (dx) dell’MHA per le prove di cammino (soggetto 1). Le coordinate sono espresse in mm.

- Prove del cammino veloce

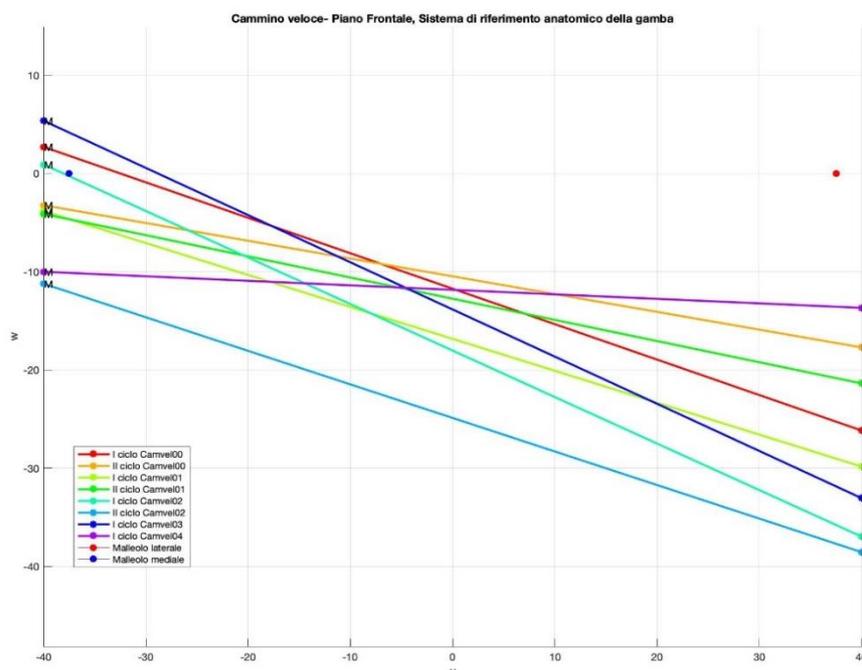


Figura 7.54

Visualizzazione nel piano frontale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico e trasferiti nel sistema di riferimento anatomico della gamba per ogni ciclo delle prove del cammino veloce (soggetto 2). Le coordinate sono espresse in mm.

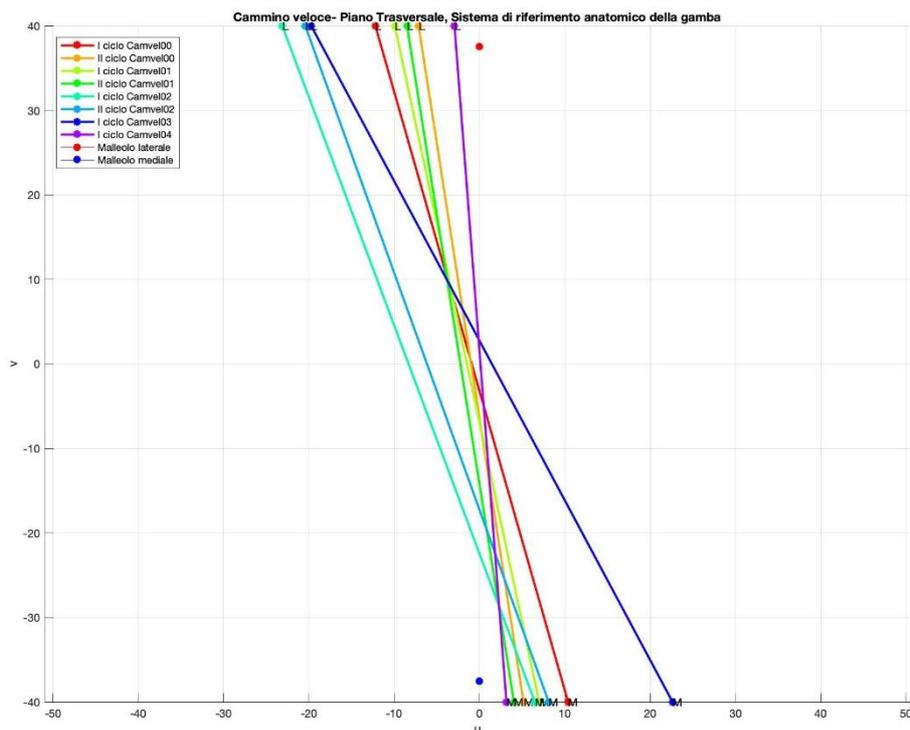


Figura 7.55 Visualizzazione nel piano frontale degli assi MHA calcolati nel sistema di riferimento tecnico e trasferiti nel sistema di riferimento anatomico della gamba per ogni ciclo delle prove del cammino veloce (soggetto 2). Le coordinate sono espresse in mm.

Infine, esaminando i risultati ottenuti dalle prove del cammino veloce, si deduce che le estremità mediali B del set di assi si posizionano a u positive e a w negative (fatta eccezione per il primo ciclo del “cammino veloce00” e del “cammino veloce03” in cui la coordinata w è positiva) e quindi più in basso e in direzione anteriore rispetto al malleolo. Invece le estremità laterali A giacciono nel semiasse negativo sia delle u sia delle w , vale a dire indietro e più in basso rispetto al malleolo laterale.

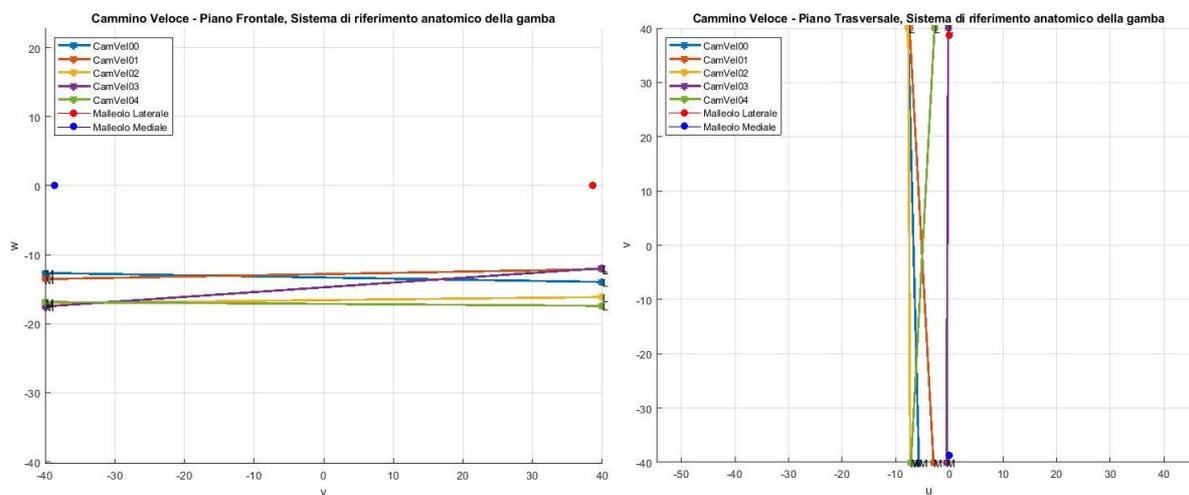


Figura 7.56 Visualizzazione nei piani frontale (sx) e trasversale (dx) dell’MHA per le prove di cammino veloce (soggetto 1). Le coordinate sono espresse in mm.

A differenza del soggetto 2, tutti gli MHA del cammino veloce si pongono al di sotto e posteriormente rispetto al segmento intermalleolare; inoltre presentano una pendenza molto bassa già riscontrata nelle prove del cammino.

7.6.3.2 Visualizzazione degli MHA nei piani sagittali mediale e laterale

La progettazione del giunto è basata sullo sviluppo di un asse di rotazione flottante: in altre parole si vuole che, ruotando e traslando durante il movimento, l'asse copra tutte le posizioni dei punti A e B dell'asse elicoidale medio. Allora, riferendosi al giunto posizionato lateralmente nell'ortesi, si vuole che esso, grazie alla sua morfologia e alle sue dimensioni, includa la nuvola dei punti A. Un ragionamento analogo è valido per il giunto posizionato medialmente dell'ortesi che, di conseguenza, deve comprendere la nuvola dei punti B.

A questo proposito si è deciso di rappresentare nei due piani sagittali, posti a ± 40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico della gamba, gli A e i B che identificano gli assi MHA per ogni set di prove.

- Prova di dorsiplantarflessione attiva

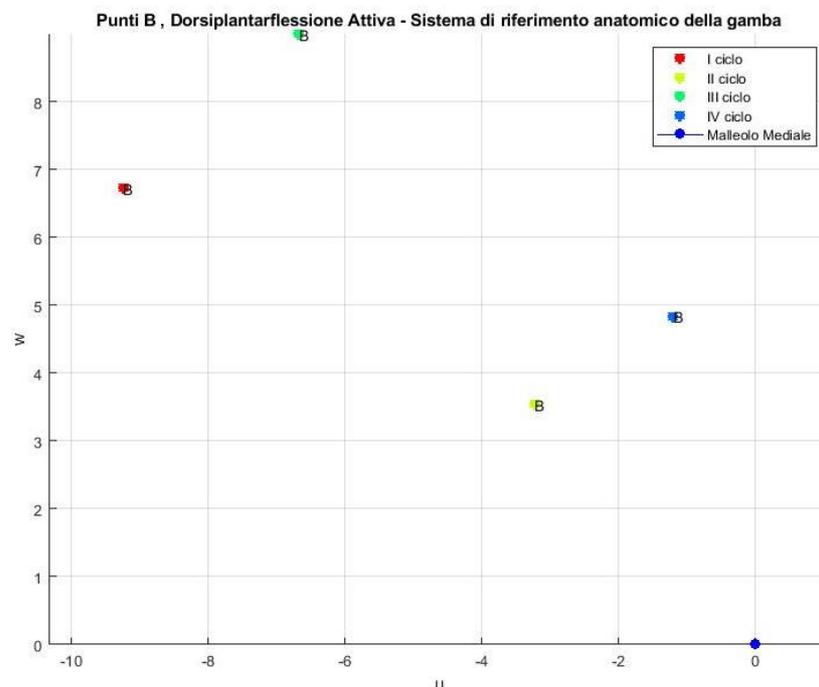


Figura 7.57 Rappresentazione nel piano sagittale, posto a -40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico, dei punti B dell'asse MHA della prova di dorsiplantarflessione attiva. Le coordinate sono espresse in mm.

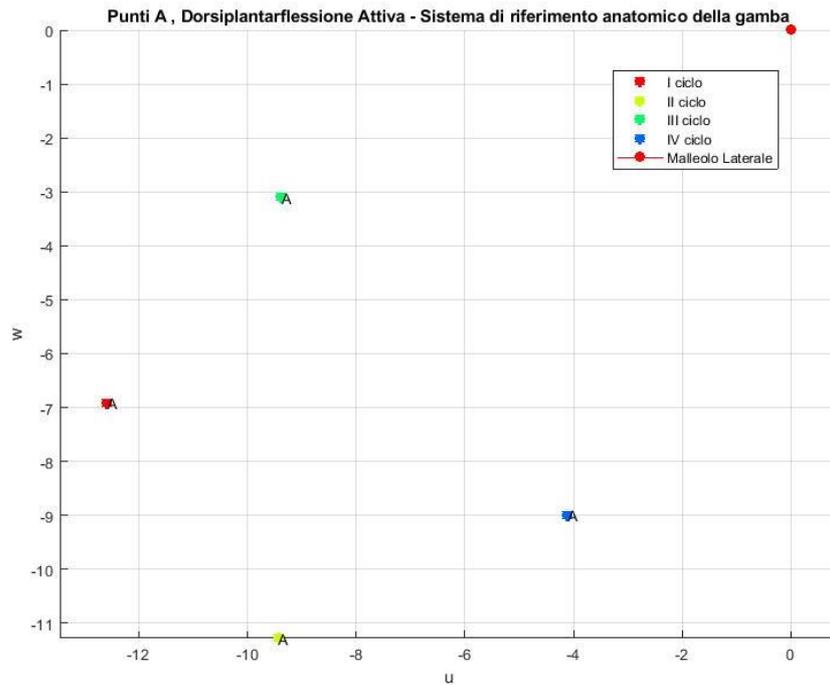


Figura 7.58 Rappresentazione nel piano sagittale, posto a 40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico, dei punti A dell'asse MHA della prova di dorsiplantarflessione attiva. Le coordinate sono espresse in mm.

- Prove di dorsiplantarflessione passiva

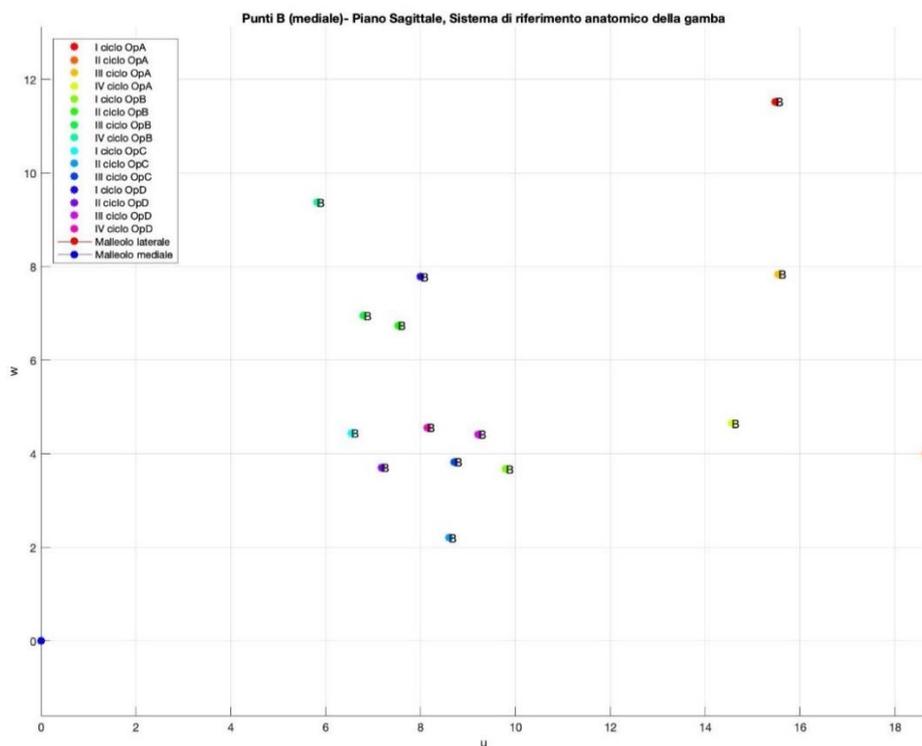


Figura 7.59 Rappresentazione nel piano sagittale, posto a -40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico, dei punti B degli asse MHA delle prove di dorsiplantarflessione passiva. Le coordinate sono espresse in mm.

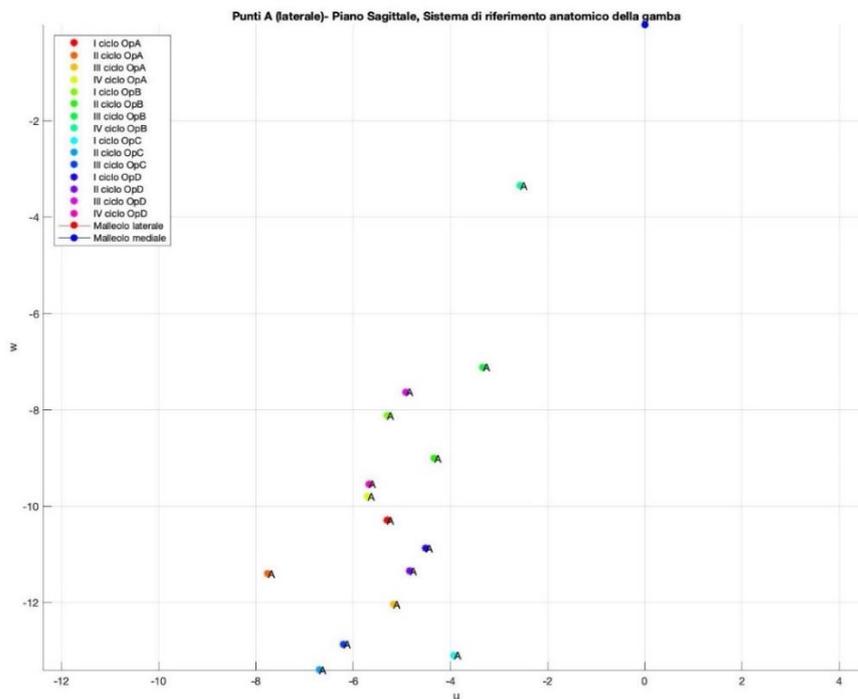


Figura 7.60 Rappresentazione nel piano sagittale, posto a 40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico, dei punti A degli assi MHA delle prove di dorsiplantarflessione passiva. Le coordinate sono espresse in mm.

- Prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino

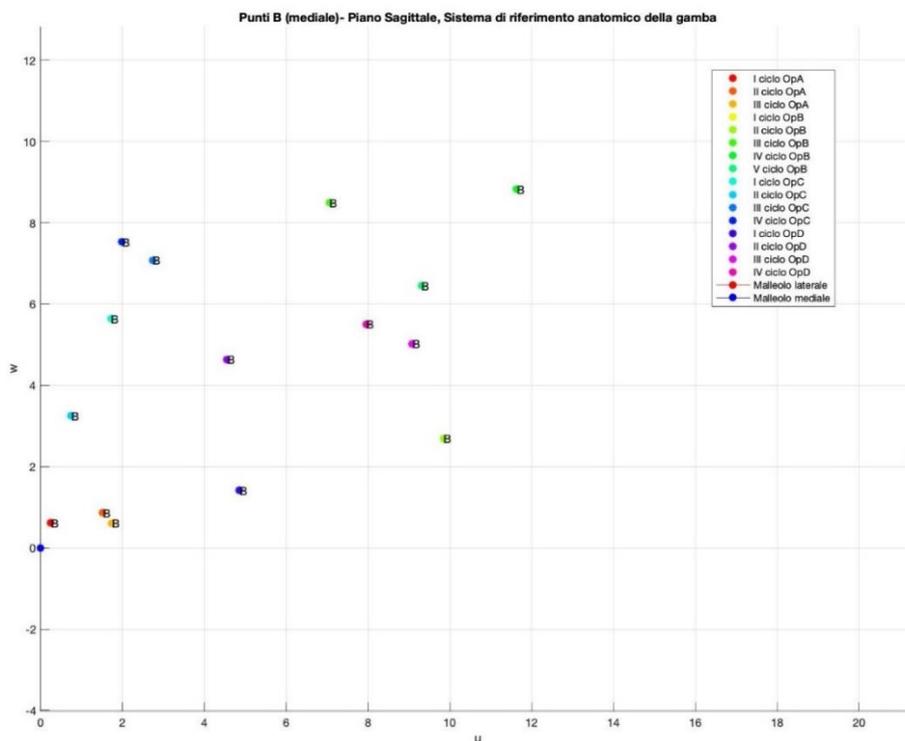


Figura 7.61 Rappresentazione nel piano sagittale, posto a -40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico, dei punti B degli assi MHA delle prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino. Le coordinate sono espresse in mm.

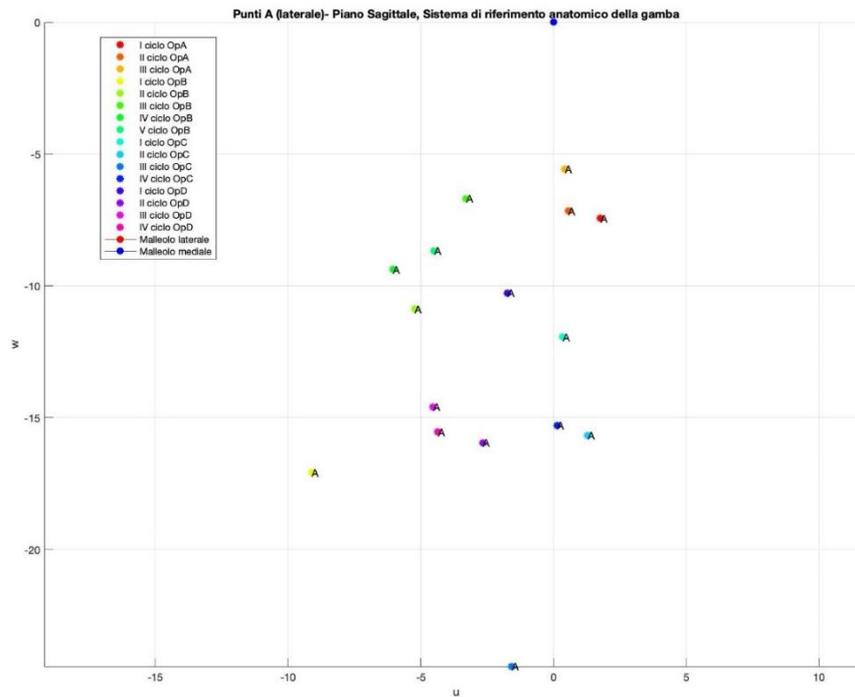


Figura 7.62 Rappresentazione nel piano sagittale, posto a 40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico, dei punti A degli assi MHA delle prove di dorsiplantarflessione passiva su lettino. Le coordinate sono espresse in mm.

- Prove di cammino

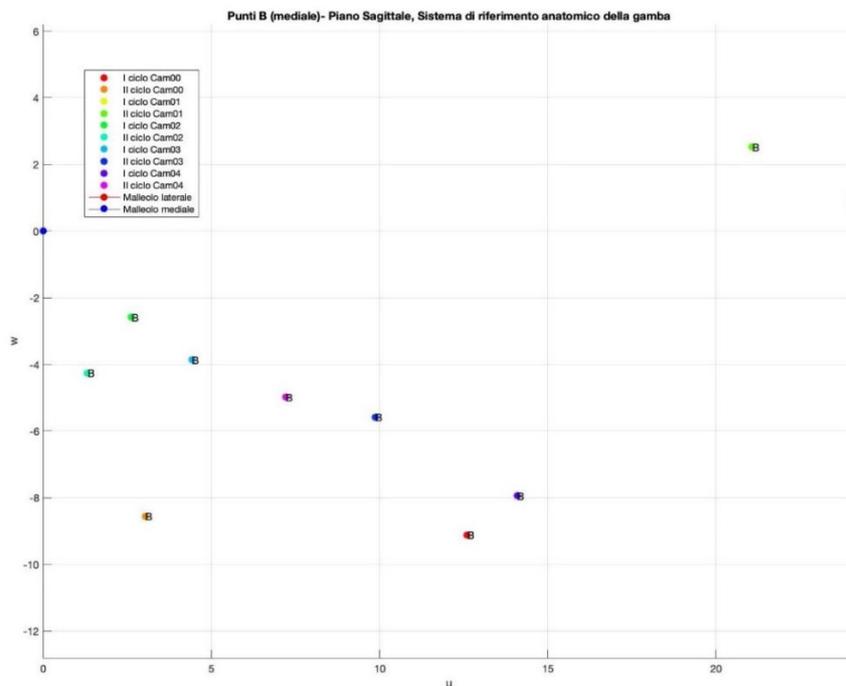


Figura 7.63 Rappresentazione nel piano sagittale, posto a -40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico, dei punti B degli assi MHA delle prove di cammino. Le coordinate sono espresse in mm.

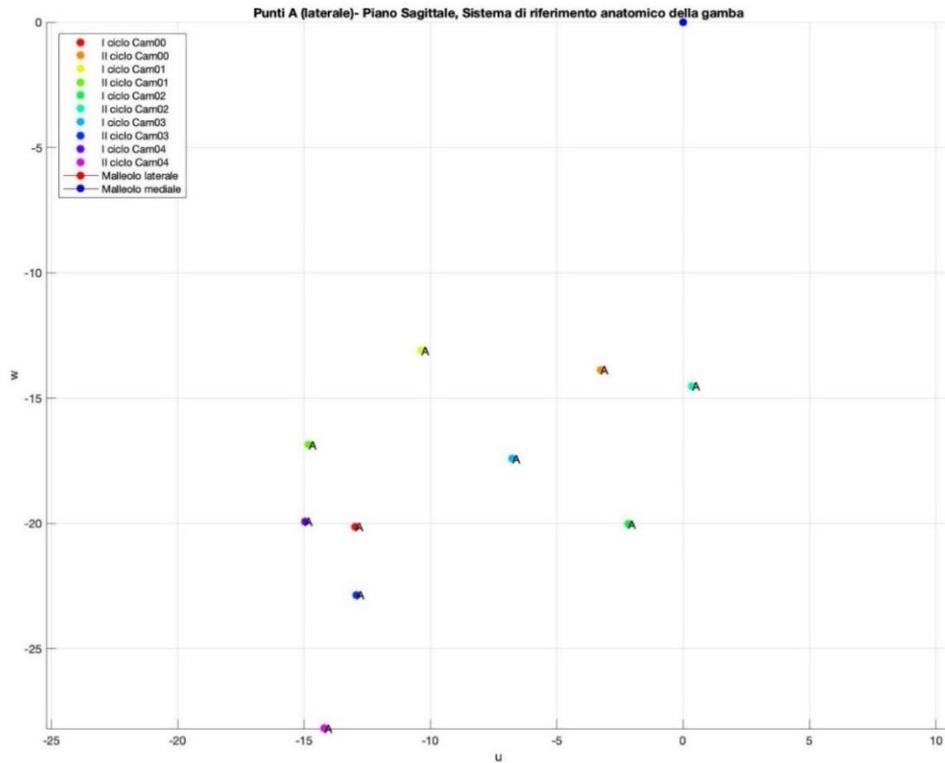


Figura 7.64 Rappresentazione nel piano sagittale, posto a 40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico, dei punti A degli assi MHA delle prove di cammino. Le coordinate sono espresse in mm.

- Prove di cammino veloce

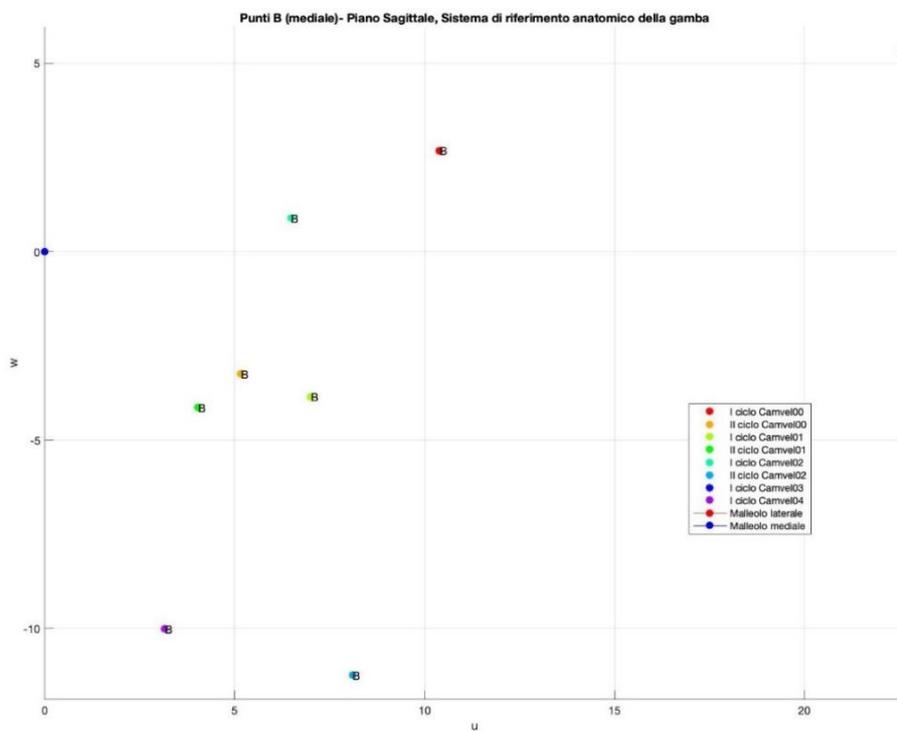


Figura 7.65 Rappresentazione nel piano sagittale, posto a -40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico, dei punti B degli assi MHA delle prove di cammino veloce. Le coordinate sono espresse in mm.

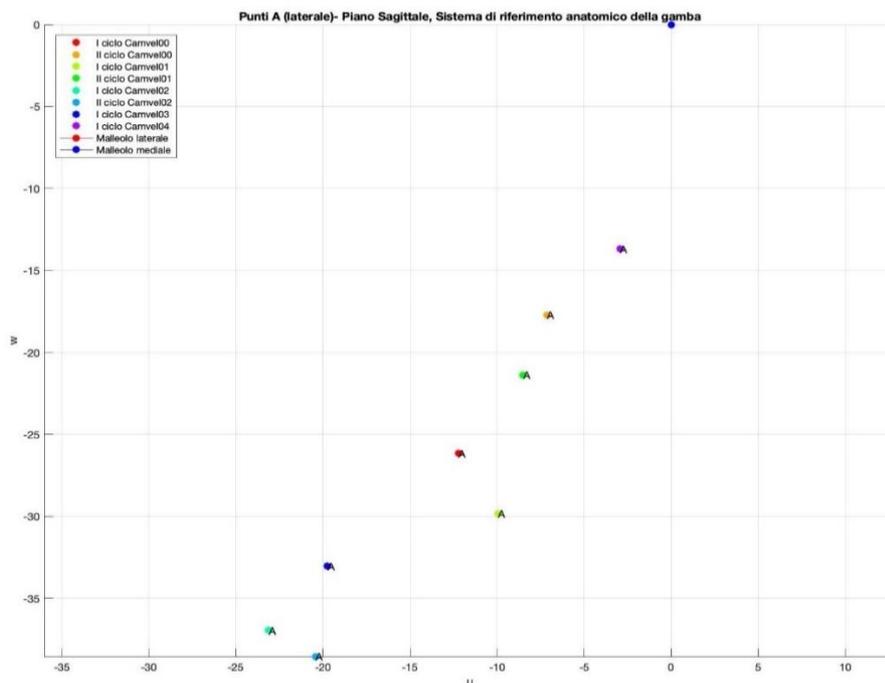


Figura 7.66 Rappresentazione nel piano sagittale, posto a 40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico, dei punti A degli assi MHA delle prove di cammino veloce. Le coordinate sono espresse in mm.

Osservando le Figure 7.57-7.66, si è constatata la non-ripetibilità, tra tutte le prove discusse, del posizionamento dei punti A e B degli MHA rispetto ai malleoli.

Più nello specifico si è appurato che esiste un'analogia tra i tre set di prove di dorsiplantarflessione (attiva, passiva e passiva su lettino), dove i punti A si localizzano mediamente tra i 5 e i 15 mm al di sotto del malleolo laterale ed i punti B si trovano ad un massimo di 12 mm al di sopra del malleolo mediale. Vi sono, invece, delle variazioni nelle prove di cammino e di cammino veloce che si traducono in un abbassamento degli assi rispetto al caso di dorsiplantarflessione: precisamente le estremità laterali si abbassano fino a 10 mm, mentre quelle mediali si pongono ad una distanza di quasi 12 mm di sotto del malleolo.

In conclusione è possibile affermare che i test di cammino e di dorsiplantarflessione restituiscono risultati assai differenti sia in termini di parametri di dispersione, come visto nell'analisi condotta nei sistemi di riferimento tecnico e anatomico della gamba, sia in termini di localizzazione degli assi medi rispetto ai malleoli. Da ciò deriva la necessità di prediligere, per lo sviluppo del giunto, una singola tipologia di prova che sia sufficientemente rappresentativa del movimento articolare fisiologico e allo stesso tempo funzionale alla costruzione di un'ortesi che sia da supporto a pazienti patologici nel moto.

Capitolo 8

Caratterizzazione meccanica dell'ortesi

Una volta realizzata l'ortesi, la cui progettazione è stata discussa nel capitolo 6, ne è stata effettuata la caratterizzazione meccanica mediante alcune prove di flessione. Esse hanno consentito di determinare la rigidità ed il ROM (*Range of Motion*) nel piano frontale del prototipo.

La definizione di rigidità è:

$$K = \frac{M}{\theta}$$

dove M è il momento in N·m, mentre con θ si intende l'angolo di rotazione in gradi.

La misura della rigidità è avvenuta con un procedimento sperimentale consistito nell'applicazione di un momento nel piano frontale allo scafo della gamba, che ha avuto come risultato la rotazione del guscio stesso rispetto allo scafo del piede. Applicando un momento noto e misurando l'angolo, è stato possibile risalire al valore di K .

Allo stesso modo è stato valutato il ROM, ossia il numero di gradi percorsi dallo scafo della gamba, a partire da una posizione di riferimento, lungo il suo completo arco di movimento.

Le prove di flessione sono state svolte ponendo l'ortesi in diverse condizioni: nello specifico sono state apportate, per ciascuna prova, alcune modifiche al giunto di collegamento dei due scafi.

Si ricorda, a questo proposito, che il giunto è stato sviluppato attraverso un accoppiamento perno-foro avente le seguenti dimensioni:

- Diametro del perno: 7 mm;
- Lunghezza del perno: 14 mm;
- Diametro del foro: 20 mm;
- Spessore del foro: 3 mm.

Valutando congiuntamente i diametri di perno e foro si è stimato un gioco massimo di 13 mm lungo gli assi antero-posteriore e longitudinale; invece lungo l'asse medio-laterale esso è pari a 6 mm.

In definitiva sono state eseguite sei prove di flessione, ciascuna con una configurazione diversa del giunto, riportate nella tabella sottostante:

	<i>Gioco in direzione antero-post. e longitudinale (mm)</i>	<i>Gioco in direzione medio-laterale (mm)</i>
<i>Prova 1</i>	13	6
<i>Prova 2</i>	13	3
<i>Prova 3</i>	13	0
<i>Prova 4</i>	9	6
<i>Prova 5</i>	6	6
<i>Prova 6</i>	6	3

Tabella 8.1 Riassunto delle prove di flessione svolte con diverse configurazioni del giunto del prototipo

La prima prova è stata condotta senza modificare il giunto, perciò sono stati preservati i giochi definiti in fase di progettazione. Invece nelle restanti prove sono state testate sei configurazioni diverse del giunto, inserendo uno o più distanziali spessi 3 mm, per limitare il gioco in direzione medio-laterale, ed uno o più ispessimenti del perno per ridurre i giochi in direzione antero-posteriore e in direzione longitudinale.

8.1 Realizzazione del banco di misura

Per eseguire le misure di interesse è stato realizzato un banco di misura così costituito:

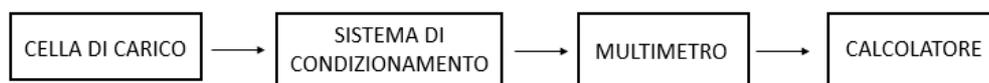


Figura 8.1 Schema a blocchi del banco di misura



La cella di carico utilizzata è un modello UMM, prodotta dalla Dacell, in grado di misurare forze fino ad un'intensità di 50 Kgf sia in trazione che in compressione. Essa ha forma cilindrica ed è dotata di due alberi filettati utili per il fissaggio e per l'applicazione della forza.

Figura 8.2 Cella di carico utilizzata nel sistema di misura [18]

Specifications	UMM
Rated capacity(R.C.)	1kgf, 2kgf, 5kgf, 10kgf, 20kgf, 50kgf, 100kgf, 200kgf
Rated output(R.O.)	0.7~1.2mV/V
Nonlinearity	0.1% of R.O.
Hysteresis	0.1% of R.O.
Repeatability	0.1% of R.O.
Zero balance	±2% of R.O.
Temperature effect, on rated output	0.1% of LOAD / 10°C
Temperature effect, on zero balance	0.05% of R.O. / 10°C
Temperature range, compensated	-10~60°C
Temperature range, safe	-10~80°C
Terminal resistance input	350±30Ω
Terminal resistance output	350±20
Insulation resistance bridge/case	2000MΩ
Excitation recommended	5V
Safe overload	120% R.C.
Cable length	Ø3.4core shield cable, 3m

Figura 8.2 Caratteristiche di accuratezza della cella di carico

Inoltre, attraverso un cavo, il sensore è collegato sia all'alimentazione sia ad un sistema di condizionamento DEWE-RACK. Quest'ultimo è alimentato a 15 V DC ed è fornito di un canale adatto alla gestione dei sistemi a ponte di Wheatstone tipici dei sensori di forza: il segnale grezzo, prodotto dalla cella di carico, entra nel sistema di condizionamento che restituisce in output un segnale amplificato e condizionato.



Figura 8.3 Blocco di condizionamento (sx) e multimetro digitale (dx) utilizzati nel sistema di misura

Infine il segnale in output dal blocco di condizionamento è stato posto in ingresso ad un multimetro digitale tramite un connettore BNC a cui sono stati collegati i puntali positivo e negativo del multimetro con un adattatore. Il modello utilizzato è il NIMEX Ni-4000, provvisto di display a 3.5 DIGIT ed utilizzato, per le prove di interesse, con una portata di 2 V.

8.2 Dummy-leg e dummy-foot

Per l'esecuzione delle prove di flessione, si è ritenuto necessario riprodurre la condizione di ortesi indossata da un soggetto reale, inserendo nel prototipo due elementi che simulassero la presenza della gamba e del piede.



Figura 8.4 Rappresentazione del dummy-leg (sx) e del dummy foot (dx)

La scelta del dummy-leg è ricaduta su un cilindro in materiale espanso noodle con diametro pari a 6.5 cm e lunghezza pari a 17 cm.

Per quanto riguarda il dummy-foot, si è provveduto alla sua costruzione sul CAD Rhinoceros e alla sua successiva stampa 3D. Alla base di questa scelta c'è stata l'esigenza di costruire un elemento la cui superficie inferiore sia accoppiata in modo corretto con il guscio del piede e che, quindi, ne rispetti la curvatura in corrispondenza della pianta del piede.

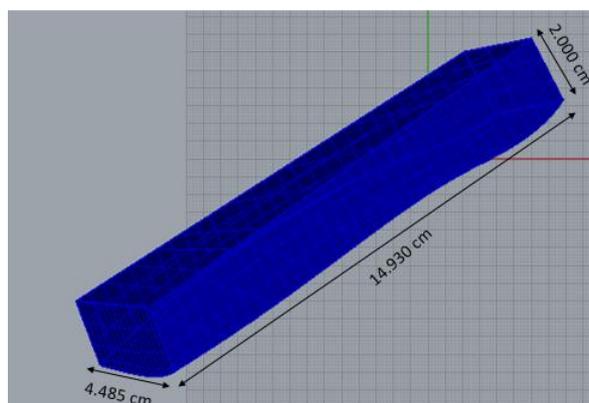


Figura 8.5 Modello 3D del dummy-foot su Rhinoceros

Per riprodurre la geometria di interesse è stata estratta la superficie superiore del solido del guscio del piede (comando *estrai superficie*) che, poi, è stata tagliata in modo da ottenere la superficie inferiore del dummy-foot con le dimensioni riportate in Figura 8.5. Successivamente sono state costruite con i comandi *patch* e *sweep 2 binari*

la superficie superiore e le superfici laterali a partire da un set di polilinee generate con il comando *polilinea*.

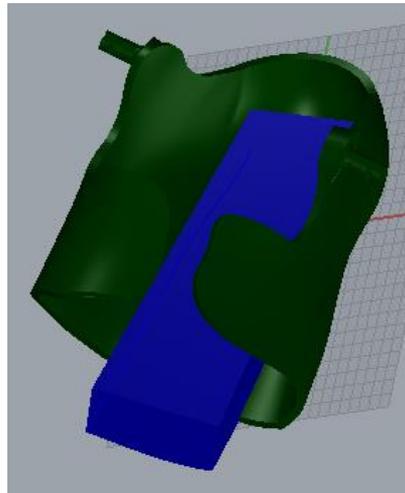


Figura 8.6 Rappresentazione sul CAD del dummy-foot inserito nel guscio del piede

La stampa è avvenuta presso il DIMEAS del Politecnico di Torino usufruendo della stampante 3D “uPrint SE Plus”, secondo un’orientazione in direzione verticale per ridurre sia la durata del processo (2 ore e 28 minuti) sia la quantità di materiale impiegato (48.81 cm³ di materiale di modello e 0.87 cm³ di materiale di supporto). Come materiale di modello è stato scelto l’ABS, mentre come materiale di supporto si è utilizzato il polimero termoplastico “SR-30 Soluble Support”. Il risultato della stampa è visibile in Figura 8.4.

8.3 Prove di flessione

Come detto in precedenza, le prove di flessione sono state eseguite su sei configurazioni diverse di giunto, con lo scopo di stimare le variazioni di rigidità e del ROM con il progressivo ispessimento del perno e con l’inserimento di uno o più distanziali.

Per ogni configurazione è stata applicata la sollecitazione sia lateralmente sia medialmente per produrre rispettivamente l’inversione e l’eversione del piede: per ogni direzione sono state effettuate dalle due alle tre prove in modo tale da mediare i dati sul set di ripetizioni.

Il prototipo è stato sollecitato, in corrispondenza dello scafo della gamba, mediante un set-up sperimentale formato da una slitta micrometrica, una piastrina ad L ed una cella di carico.

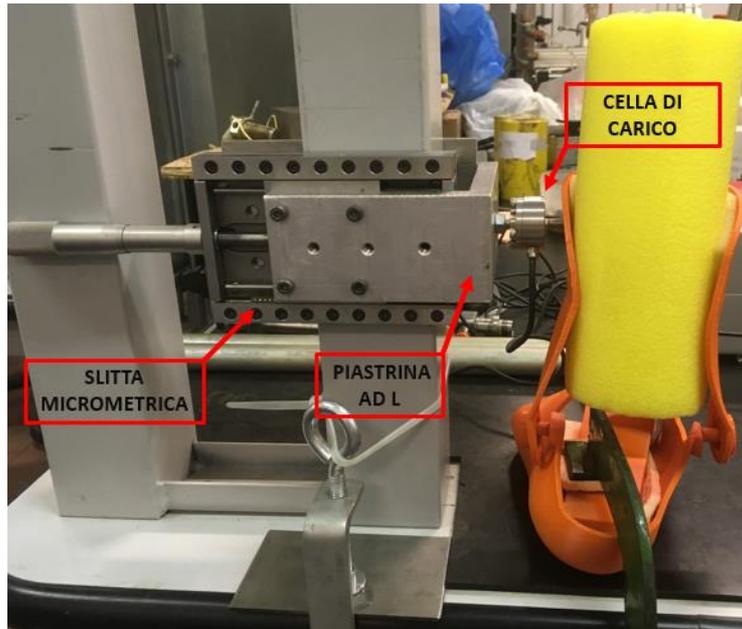


Figura 8.7 Set-up sperimentale utilizzato per la sollecitazione del prototipo

La slitta micrometrica è stata saldata ad un pilastro mediante una piastra in alluminio e delle viti filettate e bullonate, ad un'altezza scelta sulla base del punto di applicazione della forza. Successivamente, sulla parte mobile della slitta, è stata fissata con delle viti la piastrina ad L che funge da base per la cella di carico.

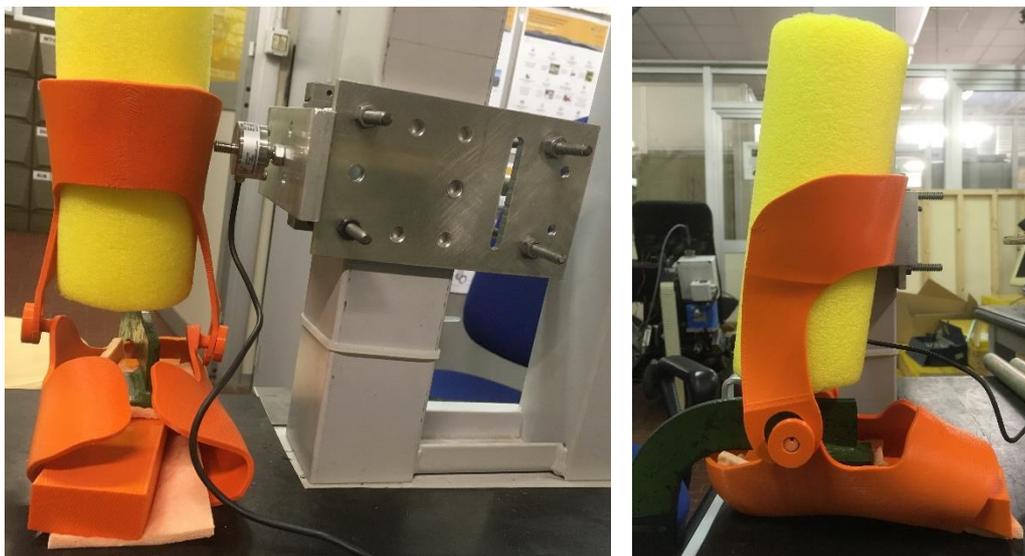


Figura 8.8 Viste anteriore (sx) e laterale (dx) del sistema di sollecitazione del dispositivo

In questo modo, forzando uno spostamento noto mediante la slitta micrometrica, la

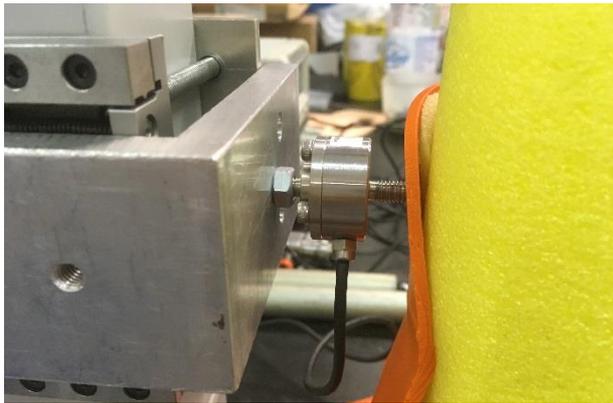


Figura 8.9 Cella di carico montata alla piastrina ad L e applicata al prototipo

cella di carico attua la forza in corrispondenza dell'estremità del suo alberino filettato e allo stesso tempo misura lo stato di sollecitazione indotto. In altre parole essa funge sia da attuatore, perché collegata alla slitta micrometrica, sia da sensore perché trasferisce al blocco di condizionamento il segnale dello stato di sollecitazione.

Inoltre, in corrispondenza della zona centrale del dummy-foot, è stata applicata una morsa (visibile nelle Figure 8.8) per vincolare lo scafo del piede al piano di appoggio. Infine, all'interfaccia tra il dummy-foot e lo scafo del piede e all'interfaccia tra il dummy-foot e la morsa, sono stati inseriti dei pezzi di tessuto spugnoso per inibire lo scivolamento relativo tra i componenti.

Per ogni prova si è partiti da una condizione di scarico, ossia di spostamento nullo, ed è stato registrato un valore di tensione diverso da zero a causa dell'errore di offset. Dunque, essendo V_0 pari a 0.011V, tale valore è stato sottratto a ciascuna tensione ricavata durante la condizione di carico. In quest'ultima si sono indotti degli spostamenti, muovendo la slitta micrometrica con passo di 1 mm, fino al completamento dell'arco di movimento del prototipo.

Va specificato che vi era la possibilità di avanzare la cella di carico con passo pari a 0.5 mm, ma essa non è stata presa in considerazione per garantire variazioni significative del segnale di tensione trasmesso dal sistema di acquisizione.

Infine, dopo il completamento del ciclo di carico, si è effettuato un ciclo di scarico dove gli spostamenti compiuti sono stati recuperati a step di 1 mm. In questo modo si sono valutati gli effetti dell'isteresi della cella di carico e del materiale di realizzazione dell'ortesi.

8.3.1 Prova di flessione 1

Nella prova discussa si è testato il prototipo senza apportare alcuna modifica al giunto di collegamento dei due scafi, perciò i giochi definiti in fase di progettazione non sono stati variati.

La prima fase della prova è consistita nella sollecitazione della parte laterale dello scafo della gamba. Per il primo ciclo di carico la slitta è stata avanzata, a passi di 1 mm, fino ad arrivare ad uno spostamento complessivo di 21 mm. La cella di carico, a questo punto, ha registrato lo stato di sollecitazione in termini di tensione: conoscendo la sensibilità della cella, pari a 98.8 V/N, si è ricavato il valore di forza corrispondente a ciascuna tensione letta dal multimetro. I valori di tensione rilevati hanno segno negativo in quanto sono state applicate forze di compressione. Successivamente è stato ricavato il valore del momento, misurato in N·m, moltiplicando il modulo della forza per la distanza tra il punto di applicazione della forza stessa ed il punto medio del segmento congiungente i centri dei giunti mediale e laterale (11.1 cm). Infine, noti sia il valore dello spostamento imposto sia il valore del braccio della forza, mediante alcune considerazioni trigonometriche è stato calcolato lo spostamento angolare, misurato in gradi, compiuto dallo scafo della gamba rispetto allo scafo del piede. Stesso procedimento è stato svolto per il ciclo di scarico.

Nella seconda fase della prova è stata sollecitata la parte mediale dello scafo della gamba. Ragionando in modo analogo al caso di sollecitazione in direzione laterale e sapendo che il braccio della forza è pari a 10.6 cm, si sono ottenuti i valori di momento e angolo sia per il ciclo di carico che per il ciclo di scarico.

I cicli di carico e scarico sono stati ripetuti tre volte, in modo tale da mediare i valori di momento ed angolo, ottenuti in corrispondenza del medesimo spostamento.

Per effettuare una valutazione globale del test di flessione eseguito, si è deciso di plottare su uno stesso grafico i cicli di isteresi ottenuti per le due direzioni di sollecitazione. Nel primo quadrante del piano momento-angolo sono stati rappresentati i dati ottenuti per la sollecitazione in direzione laterale; nel terzo quadrante vi sono i valori di momento ed angolo ottenuti per la sollecitazione in direzione mediale che, quindi, sono stati opportunamente cambiati di segno.

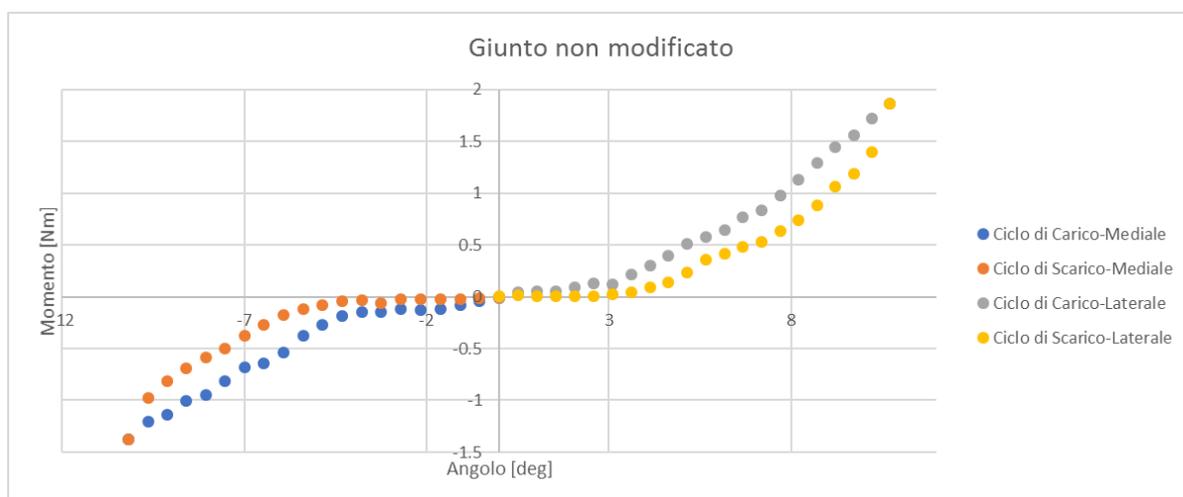


Figura 8.10 Grafico momento-angolo ottenuto per la prova di flessione 1

Come si nota dal grafico in Figura 8.10, la rigidità, individuata dalla pendenza della curva, aumenta all'aumentare dello spostamento angolare sia per la sollecitazione mediale che per quella laterale. Ciò avviene perché, per indurre uno spostamento più alto, deve essere applicata al prototipo una forza di intensità maggiore.

Nel caso di sollecitazione laterale, il massimo momento è pari a 1.861 N·m circa e corrisponde ad una rotazione di 10.718°. Quanto alla sollecitazione mediale, l'angolo massimo è uguale a 10.167° ed è raggiunto con un momento di intensità pari a 1.372 N·m.

Infine si vuole definire il ROM del prototipo a partire dagli spostamenti “liberi” dell'ortesi: in altre parole sono presi in considerazione gli spostamenti angolari ottenuti per bassi valori di forza applicata e, di conseguenza, per valori di rigidità pressoché nulla. Difatti, aumentando il valore del momento applicato, il dispositivo risponde con un aumento di rigidità e quindi, si oppone, allo spostamento indotto. A questo proposito ci si focalizza sulla zona di plateaux del grafico: a destra dell'origine del piano momento-angolo (sollecitazione laterale) l'angolo in corrispondenza di cui il valore di momento inizia ad incrementare è 3.610°; a sinistra dell'origine (sollecitazione mediale) esso è pari a 4.318°. In definitiva il ROM è 7.928°.

8.3.2 Prova di flessione 2



La seconda prova di flessione ha previsto l'inserimento di un distanziale sul perno di ogni giunto. Esso è stato realizzato in gomma rigida, ha uno spessore pari a 3 mm, un diametro interno di 8 mm ed un diametro esterno di 30 mm. La scelta dei diametri è stata fatta sulla base del perno e del foro: in particolare è stato scelto un diametro esterno di 30 mm per evitare il passaggio del distanziale all'interno del foro.

Figura 8.11 Rappresentazione del distanziale inserito sul perno

Seguendo la medesima metodologia esposta per la prova 1 e ripetendo per tre volte i cicli di carico e scarico, si sono ricavati i seguenti andamenti:

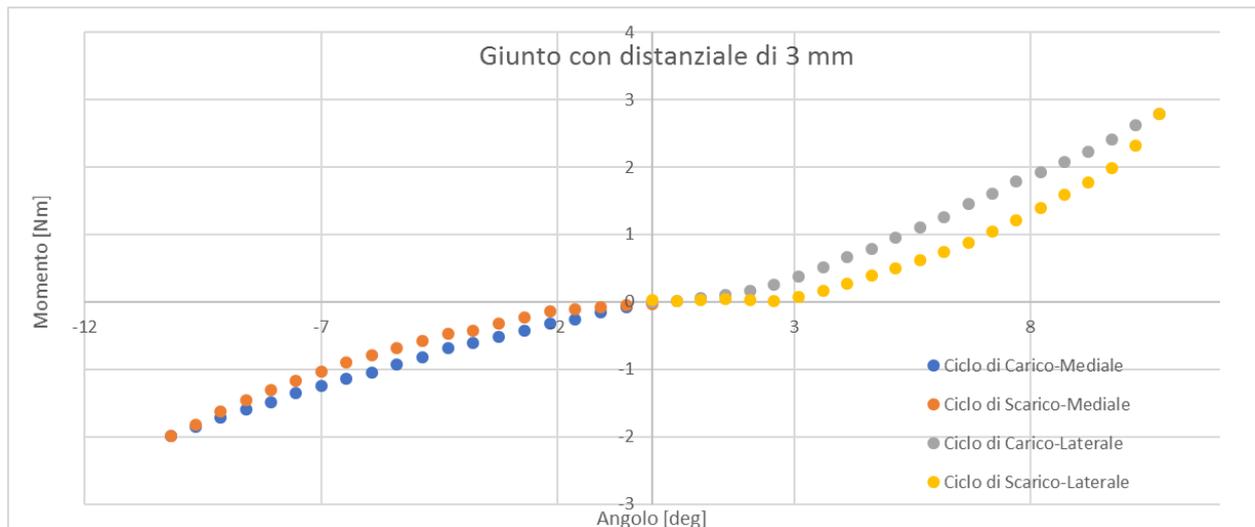


Figura 8.12 Grafico momento-angolo ottenuto per la prova di flessione 2

In direzione mediale il valore massimo del momento è pari a $2.785 \text{ N}\cdot\text{m}$ con un angolo di 10.718° , invece in direzione laterale il massimo momento è pari a $1.985 \text{ N}\cdot\text{m}$ con un angolo di 10.167° . Pertanto, facendo un confronto con la prova 1, a parità di angolo massimo, con la configurazione di giunto in esame, si ottiene un momento più alto e quindi una rigidità maggiore. Ciò può essere motivato dal fatto che, nel corso del ciclo di carico, lo scafo della gamba si interfaccia con il distanziale in corrispondenza dei fori e, dunque, impone una maggiore resistenza allo spostamento.

Quanto al ROM, effettuando il ragionamento discusso in precedenza, la zona di plateau del grafico è delimitata da valori di angolo pari a 3.096° e 2.162° rispettivamente per la direzione laterale e mediale: sommando i singoli angoli, si ricava un ROM pari a 5.258° . Coerentemente con quanto atteso, esso è minore rispetto al ROM calcolato nella prova 1: infatti il distanziale riduce il gioco in direzione medio-laterale di una quantità pari al suo spessore.

8.3.3 Prova di flessione 3



Figura 8.13 Rappresentazione dei due distanziali inseriti sul perno

La prova di flessione 3 è stata svolta inserendo due distanziali su ciascun perno presente nel prototipo. In questo modo il gioco in direzione medio-laterale è stato annullato, mentre viene preservato quello nelle direzioni antero-posteriore e longitudinale.

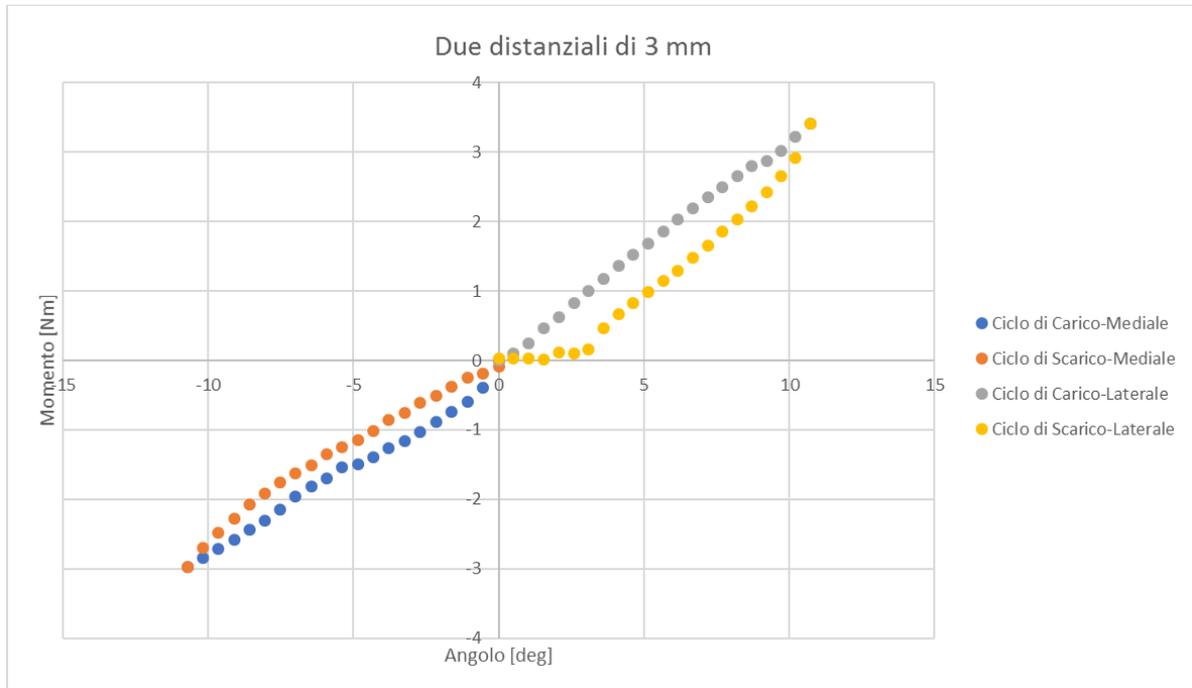


Figura 8.14 Grafico momento-angolo ottenuto per la prova di flessione 3

Rispettivamente per le direzioni mediale e laterale, i valori di momento massimo sono pari a 2.974 N·m e 3.407 N·m, mentre i valori di angolo massimo sono 10.690° e 10.718°. Facendo un confronto con la prova precedente, i valori di momento risultano più alti e, perciò, ne consegue che anche la rigidità del prototipo con questa configurazione di giunto aumenta.

Quanto al ROM, la zona di plateau è delimitata dagli angoli 3.096° in direzione laterale e 0.541° in direzione mediale: si ottiene nel complesso un angolo di 5.186°. Come ci si aspetta, esso è inferiore rispetto alla prova precedente in cui era stato utilizzato un singolo distanziale.

8.3.4 Prova di flessione 4

La quarta prova di flessione è stata condotta ispessendo il perno, vale a dire che il diametro è stato incrementato di 4 mm. Tale variazione è stata effettuata inserendo un tubo flessibile in PVC di lunghezza 9 mm, di diametro interno 6 mm e diametro

esterno 10 mm. In questo modo il gioco nelle direzioni antero-posteriore e longitudinale è stato ridotto di 4 mm, mentre quello in direzione medio-laterale non ha subito alterazioni.

Sono stati effettuati due cicli di carico e scarico da cui sono derivati i seguenti andamenti:

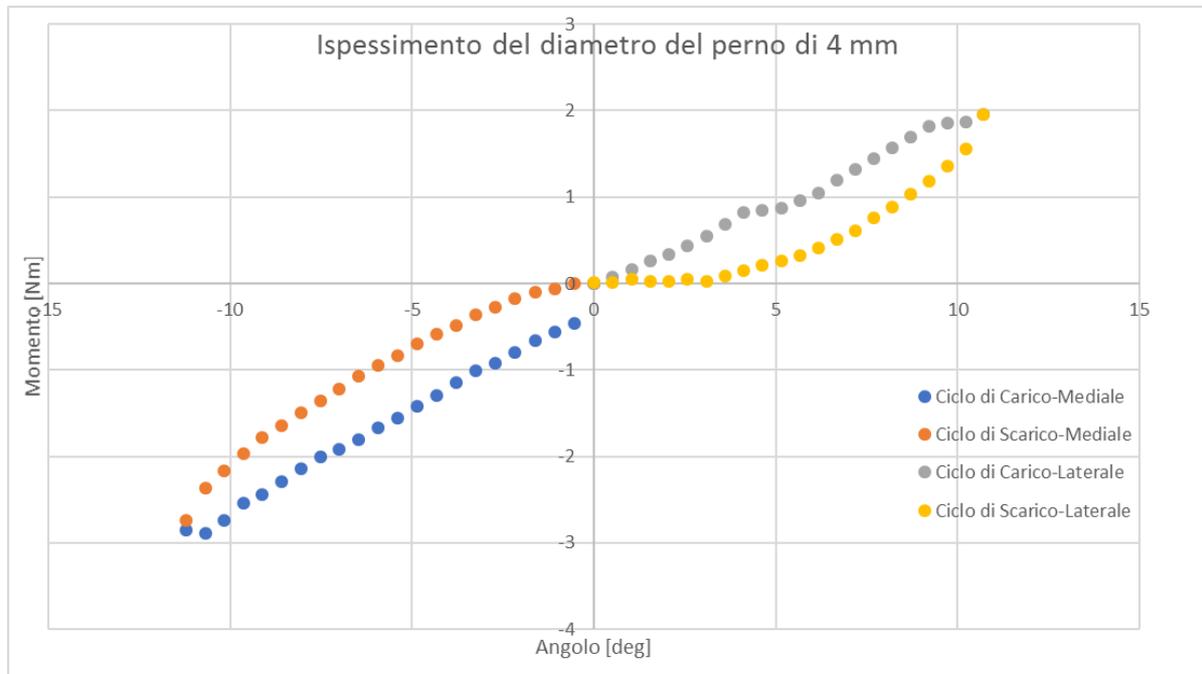


Figura 8.15 Grafico momento-angolo ottenuto per la prova di flessione 4

Per la sollecitazione in direzione mediale, il massimo spostamento angolare è uguale a 11.212° e si ottiene imponendo un momento di $2.849 \text{ N}\cdot\text{m}$. Al contrario sollecitando lateralmente il prototipo con un momento di $1.956 \text{ N}\cdot\text{m}$, si raggiunge uno spostamento angolare di 10.718° .

Paragonando la prova in questione con la prima effettuata (giunto non modificato), si può constatare che, a parità di spostamento massimo (21 mm), il prototipo deve essere sollecitato con un momento maggiore se viene inserito l'ispessimento sul perno. Ciò significa che, con la configurazione di giunto esaminata, il prototipo è caratterizzato da una maggiore rigidezza. Inoltre gli spostamenti angolari raggiunti sono analoghi nel caso di sollecitazione laterale, invece per la sollecitazione mediale l'angolo ottenuto nel test 4 è più alto di 1.045° .

Infine, analizzando il grafico riportato in Figura 8.15, si deduce che il ROM è pari a 4.718° (in direzione laterale l'angolo è pari a 3.096° , invece in direzione mediale è 1.622°). Esso è inferiore al ROM ottenuto nella prova 1: si deduce, quindi, che

l'ispessimento del perno altera lo spostamento angolare del guscio della gamba, in direzione medio-laterale, rispetto a quello del piede.

8.3.5 Prova di flessione 5

Il quinto test è stato eseguito ispessendo il perno rispetto alla prova precedente. E' stato inserito un secondo tubo in PVC di lunghezza 9 mm, di diametro interno 11 mm e diametro esterno 14 mm: il gioco in direzione longitudinale e antero-posteriore si è ridotto ulteriormente di 3 mm. Sono stati effettuati due cicli di carico e scarico da cui si è ottenuto il grafico riportato in Figura 8.16.

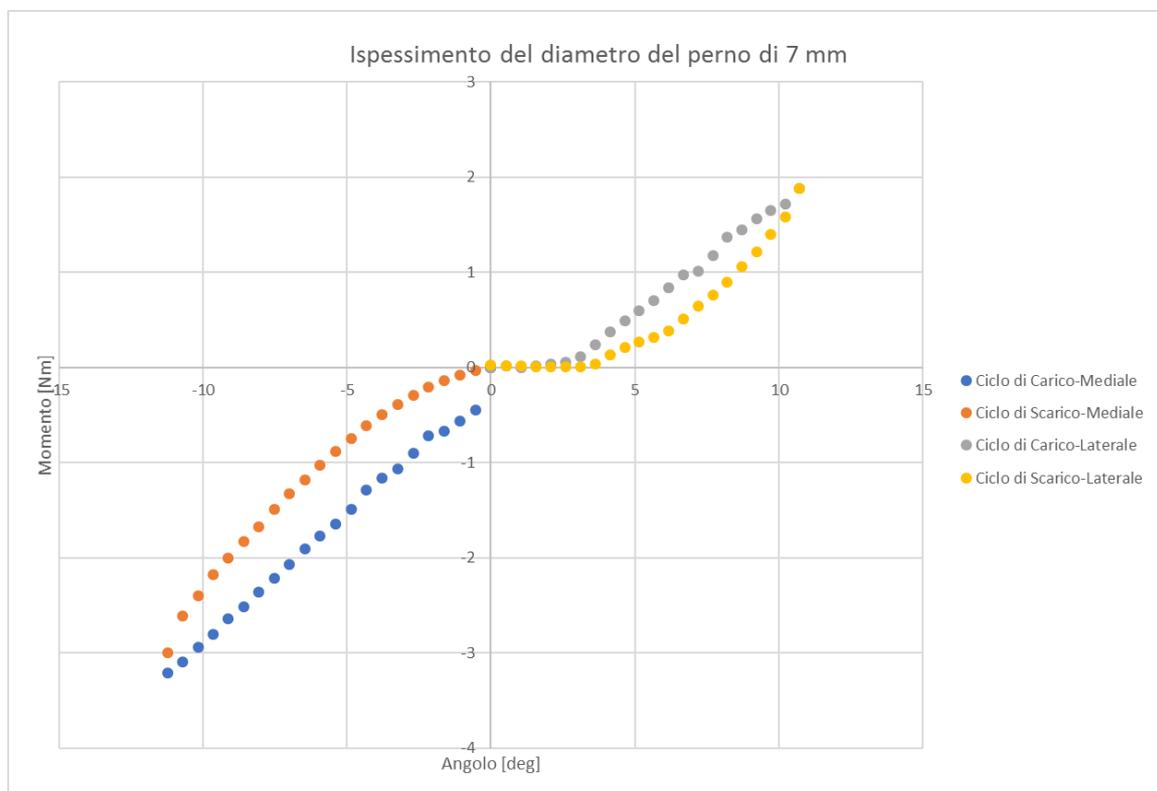


Figura 8.16 Grafico momento-angolo ottenuto per la prova di flessione 5

Dai dati registrati, si è valutato uno spostamento angolare complessivo di 11.212° (momento pari a $3.21 \text{ N}\cdot\text{m}$) e 10.718° (momento pari a $1.879 \text{ N}\cdot\text{m}$) rispettivamente per la direzione mediale e laterale. Confrontando i risultati ottenuti con i dati della prova 4, si è stimato che in direzione mediale è stata necessaria una sollecitazione maggiore per ottenere il medesimo spostamento angolare: ciò comporta che, ispessendo il diametro del perno di 7 mm, la rigidezza del prototipo aumenta. Al contrario in direzione laterale i valori di momento risultano confrontabili, dunque la rigidezza non subisce particolari variazioni.

Infine è stato valutato il ROM che è risultato pari a 4.691° (lo spostamento angolare libero in direzione mediale è pari a 1.081° , in direzione laterale è uguale a 3.61°). Tale valore è inferiore al ROM determinato nella prova 4: ciò conferma che incrementi del diametro del perno alterano il movimento discusso.

8.3.6 Prova di flessione 6



L'ultima configurazione studiata ha previsto l'inclusione di un singolo distanziale sul perno ispessito di 7 mm in diametro: così i giochi in direzione medio-laterale e nelle direzioni antero-posteriore e longitudinale sono stati decrementati rispettivamente di 3 mm e di 10 mm.

Figura 8.17 Configurazione di giunto studiata nella prova 6

Sono stati eseguiti tre cicli di carico e scarico e, mediando i valori ottenuti sulle ripetizioni, si è ottenuto il seguente andamento:

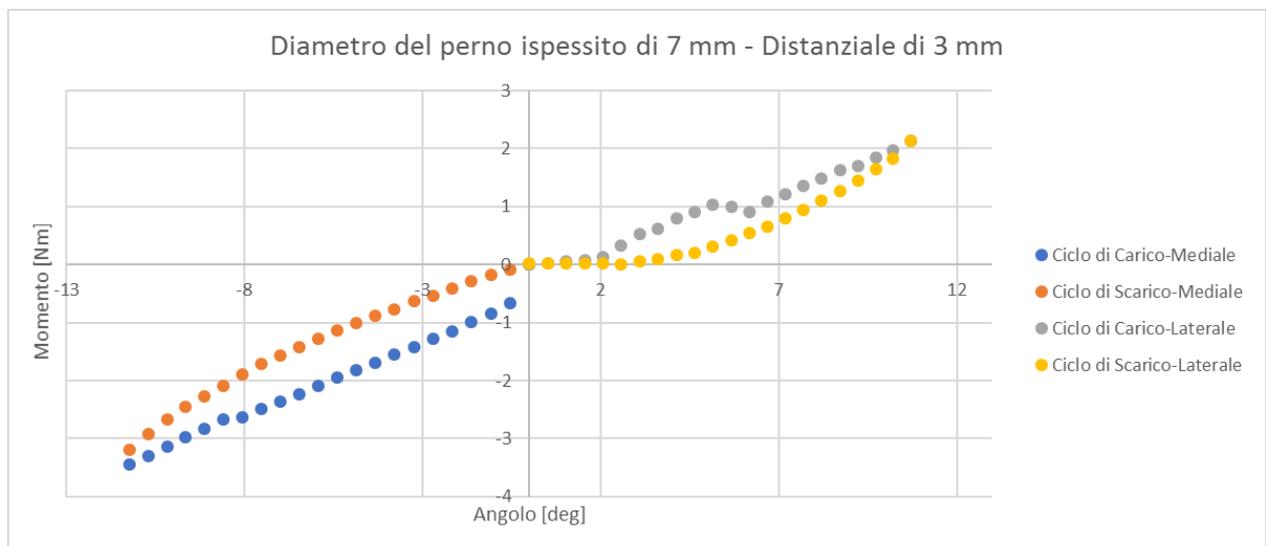


Figura 8.18 Grafico momento-angolo ottenuto per la prova di flessione 6

Con la configurazione di giunto descritta, si sono ottenuti gli stessi spostamenti angolari massimi discussi nella prova 5. Tuttavia si è riscontrato un aumento nei rispettivi valori di sollecitazione: infatti in direzione mediale il massimo momento è pari a $3.44 \text{ N}\cdot\text{m}$, invece in direzione laterale è pari a $2.127 \text{ N}\cdot\text{m}$. Ciò significa che l'ortesi oppone una resistenza più alta allo spostamento medio-laterale e, dunque, che la sua rigidità è maggiore.

Esaminando la zona di plateaux del grafico si determina il ROM. Dato che lo spostamento angolare libero mediale è pari a 0.541° e quello laterale è 3.61° , ne si deduce che il ROM è 4.151° . Esso decrementa rispetto al caso di uguale ispessimento e assenza di distanziale, poiché la presenza di quest'ultimo riduce gli spostamenti in direzione medio-laterale del guscio della gamba.

8.4 Discussione dei risultati

A valle delle prove svolte, si è potuto verificare che configurazioni diverse di giunto modificano il comportamento meccanico del prototipo. In particolare si è stimato che il giunto definito in fase di progettazione è caratterizzato dalla minore rigidità e dal maggiore ROM di eversione/inversione. L'introduzione nell'ortesi di distanziali e/o ispessimenti del perno ha decrementato gli spostamenti liberi dello scafo della gamba rispetto allo scafo del piede e, di conseguenza, ha incrementato la rigidità. Inoltre i test di flessione effettuati hanno messo in risalto la diversa risposta meccanica del dispositivo in direzione laterale ed in direzione mediale, in termini di spostamento angolare, stato di sollecitazione e rigidità .

Infine, sapendo che un soggetto sano raggiunge i 35° in inversione e $20-25^\circ$ in eversione, l'ortesi progettata garantisce una restrizione del movimento. Essendo il ROM in eversione pari a 4.318° ed in inversione pari a 3.610° , si stima rispettivamente una riduzione del 17.27% e 10.3%. Ciò è coerente con lo scopo di uso di un dispositivo ortesico che deve limitare i movimenti in caso di patologie e/o traumi.

Capitolo 9

Conclusioni e sviluppi futuri

Il presente lavoro di tesi propone lo sviluppo di un giunto ad asse di rotazione flottante, per un'ortesi articolata piede-caviglia, che consenta l'esecuzione dei movimenti naturali e fisiologici dell'articolazione.

L'idea di implementare un giunto ad asse di rotazione flottante era già stata introdotta in uno studio precedente [18], tuttavia l'analisi cinematica volta all'identificazione dell'asse articolare della caviglia aveva restituito parametri di dispersione molto elevati. Le fonti di errore sono state ritrovate sia nella definizione del modello rigido del piede sulla base di marker posti direttamente sulla pelle sia nell'artefatto da tessuto molle (ATM). In uno studio successivo [19] è stata, allora, introdotta una tecnica finalizzata alla riduzione dell'ATM attraverso il posizionamento di cluster di marker su gusci rigidi per la gamba e il piede. In questo modo è stato anche possibile definire il modello rigido del piede con i marker posti sul guscio del piede.

In definitiva, per il presente studio, si è deciso di realizzare dei gusci rigidi a partire dalla scansione della gamba e del piede di un nuovo soggetto. Rispetto ai gusci utilizzati in [19], questi sono stati ideati con uno spessore maggiore e pari a 2 mm. Essi hanno avuto una duplice funzionalità: l'identificazione della cinematica articolare del soggetto e la costruzione di un'AFO *custom-made*.

Innanzitutto è stata progettata l'ortesi sulla base degli scafi di gamba e piede, opportunamente modificati per consentire il loro collegamento tramite un giunto. Quest'ultimo è stato collocato nell'ortesi individuando come asse di rotazione l'asse elicoidale medio calcolato a partire da dati cinematici già disponibili e prodotti in [19] e, poi, adattati al nuovo soggetto: in questo modo si è localizzato l'MHA e, di conseguenza, il giunto rispetto ai malleoli. Successivamente sono state pensate le caratteristiche morfologiche e funzionali del giunto: come in [18], l'implementazione di un asse di rotazione flottante è stata realizzata con un accoppiamento perno-foro, dove il diametro del secondo è maggiore del primo. Le dimensioni di perno e foro sono state definite in virtù dei giochi permessi in direzione medio-laterale (6 mm) e nelle direzioni longitudinale ed antero-posteriore (13 mm). Infine è stato ideato un sistema di bloccaggio che, una volta inserito sul perno, non solo inibisce il disaccoppiamento tra i due gusci, ma consente anche una regolazione del moto assiale variando le sue stesse dimensioni.

In un secondo momento il prototipo è stato caratterizzato meccanicamente mediante alcuni test di flessione. Ogni prova ha contato una prima sollecitazione in

direzione laterale ed una seconda in direzione mediale in modo da riprodurre l'inversione e l'eversione del piede rispettivamente. Si sono determinate le variazioni di rigidità e di *Range of Motion* (ROM) ottenute modificando, per ogni prova, la configurazione del giunto. Da questa analisi è emerso che l'inserimento nell'ortesi di distanziali e/o ispessimenti del perno ha decrementato gli spostamenti liberi dello scafo della gamba rispetto allo scafo del piede e, di conseguenza, ha incrementato la rigidità. Oltre a ciò, è stata verificata la funzionalità del dispositivo poiché è in grado di limitare i movimenti di eversione/inversione rispetto ai valori normalmente stimati per un soggetto sano: si è, infatti, ottenuta una riduzione in eversione pari al 17.27% ed una riduzione in inversione del 10.3%. Qualora si volesse variare il ROM, in base alle esigenze di un paziente, le dimensioni del giunto potrebbero essere modificate: ad esempio, se si volessero realizzare movimenti più ampi si potrebbe allungare il perno oppure incrementare la differenza dei diametri di perno e foro. Tuttavia va considerato il problema dell'ingombro e dell'indossabilità dell'ortesi all'interno di una scarpa, dunque non è possibile eccedere nelle dimensioni del giunto. Viceversa se si volessero limitare ulteriormente i movimenti, è necessario ridurre la lunghezza del perno oppure, a parità di diametro del foro, aumentarne il diametro.

L'ultima fase del lavoro ha riguardato l'analisi cinematica eseguita sul nuovo soggetto, finalizzata alla validazione del metodo proposto in [19] e alla definizione dell'asse articolare di caviglia del soggetto stesso, utile alla riprogettazione dell'ortesi. Lo studio dei nuovi dati cinematici ha contato due step: l'analisi della rigidità dei cluster di marker e l'analisi degli assi elicoidali istantanei/medi. Mediante il calcolo del coefficiente di rigidità per ciascun cluster di marker ed il confronto con i dati ottenuti in [19], si è appurato che anche nelle nuove analisi i cluster di marker posti sui gusci si deformano meno rispetto a quelli posti direttamente a contatto con la pelle. Inoltre, grazie all'ispessimento dei gusci rispetto a quelli ideati in [19], si sono ottenuti miglioramenti in termini di contenimento dell'ATM. Per quanto riguarda l'analisi degli IHA/MHA, essi sono stati calcolati sia nel sistema di riferimento tecnico della gamba sia in quello anatomico. Sono stati stimati i parametri di dispersione per le prove del cammino e di dorsiplantarflessione e, poi, sono stati confrontati con i dati ottenuti in [19]. Si sono ottenuti valori di d_{eff} e χ_{eff} dello stesso ordine di grandezza e, dunque, confrontabili tra i due soggetti. Ciò ha accertato che, partendo da due data set diversi, il metodo restituisce parametri di dispersione accettabili dal punto di vista cinematico. In aggiunta è stato dimostrato che, mediante questa procedura, è possibile cogliere differenze tra soggetti diversi, in termini di posizione ed orientamento degli assi, dovute a variabilità individuali sia anatomiche che cinematiche.

In ultima battuta sono stati plottati gli assi MHA, calcolati per ciascun set di prove nel sistema di riferimento tecnico della gamba, nei piani sagittali posti a ± 40 mm dall'origine del sistema di riferimento anatomico della gamba. La rappresentazione delle nuvole di punti A e B è stata finalizzata alla caratterizzazione del giunto della nuova ortesi *custom-made*. Contrariamente a quanto ci si aspettava, non si è osservato un trend simile nelle traiettorie percorse dai punti A e B nelle varie prove. In particolare si sono notate differenze tra le prove di dorsiplantarflessione e le prove del cammino per quanto concerne la localizzazione dei punti A rispetto al malleolo laterale e quella dei punti B rispetto al malleolo mediale. Nelle prime i punti A si posizionano al sotto del malleolo laterale e posteriormente ad esso, invece i punti B sono situati al di sopra del malleolo mediale e avanti ad esso. Nel cammino, invece, si osserva un abbassamento degli assi medi che si traduce nel posizionamento degli A e dei B al di sotto della linea intermalleolare; al contrario la localizzazione in direzione antero-posteriore osservata nelle prove di dorsiplantarflessione è preservata.

Dunque, non essendoci coerenza tra risultati derivanti da task motori differenti, per la riprogettazione del giunto è necessario selezionare una singola prova che sia sufficientemente rappresentativa del movimento articolare fisiologico e allo stesso tempo funzionale alla costruzione di un'ortesi che sia da supporto a pazienti patologici nel moto. Tale scelta potrebbe ricadere sulle prove del cammino, in primis perché le HAFO vengono concepite per supportare pazienti nella deambulazione, e poi perché esse sono svincolate dalla variabilità inter-operatore che influenza le prove di dorsiplantarflessione passiva.

La disomogeneità tra i vari test ha comportato anche l'impossibilità di identificare la forma del giunto sulla base delle traiettorie descritte dai punti A e B. Si può pensare allora, come fatto nella progettazione del prototipo, di definire a priori un giunto circolare assumendo l'isotropia della dispersione. Infine, basando la costruzione del giunto sull'MHA del cammino, si potrebbe associare l'ampiezza della nuvola di dispersione dei punti A e B (circa 15 mm) alla differenza tra i diametri di perno e foro: in questo modo si è sicuri che, traslando e ruotando, l'asse di rotazione del giunto copra tutte le posizioni occupate dagli A e dai B.

Bibliografia

- [1]. Jeffrey E. Johnson “Axis of Rotation of the Ankle”. In: James B. Stiehl. Inman’s joints of the ankle. Williams Wilkins, 1991. Cap.4, pp. 21-23
- [2]. Lundberg A., (1989) “The axis of rotation of the ankle joint.” Journal of Bone and Joint Surgery, 71-B, 94-99.
- [3]. Sandra A. Radtka et al. “A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy”. In Gait and Posture 21 (2005) , pp. 303-310
- [4]. Sinclair J, Taylor PJ, Hobbs SJ “Digital filtering of three-dimensional lower extremity kinematics: an assessment.” Journal of Human Kinetics, 2013, Vol. 39, P. 25-36.
- [5]. Fassini Chiara, “Applicazione della tecnica di calibrazione multipla nella stima della cinematica intersegmentale 3D del piede”, A.A. 2009/2010, http://tesi.cab.unipd.it/23549/1/TESI_FASSINA_CHIARA.pdf
- [6]. Cappozzo A. , Della Croce U., Leardini A., Chiari L., “Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3.” Gait and Posture 21, 2005, P. 186–196
- [7]. Holden et al., 1997. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinematics during gait. Gait & Posture, 5(3), 217-227.
- [8]. LaFortune, M.A., Lake, M.J., 1991. Errors in 3-D analysis of human movement. In Proceedings of the 1st Int. Symp. On 3-D Anal Hum Mov (Montreal). Pp. 55-56.
- [9]. Angeloni, C., Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., 1992. Quantification of relative displacement between bones and skin-and plate-mounted markers. In: Proceedings of the VIII Meeting on European Society of Biomechanics, Rome, Italy (Vol. 20, p. 279).
- [10]. Chèze L, Fregly BJ, Dimnet J. “A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data.” J Biomech 1995; 28:879-84.
- [11]. Cappello A., Cappozzo A., La Palombara PF, Lucchetti L., Leardini A. “Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation.” Hum Mov Sci 1997; 16(2-3):259-74

- [12]. Andriacchi TP, Alexander EJ, Toney MK, Dyrby C, Sum J. "A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics." ASME J Biomech Eng 1998; 120: 743-9.
- [13]. Grimppampi E., Camomilla V., Cereatti A., de Leva P., Capozzo A. "Metrics for Describing Soft-Tissue Artefact and Its Effect on Pose, Size, and Shape of Marker Clusters.", IEEE Trans Biomed Eng. 2014 Feb;61(2):362-7
- [14]. I. L. Dryden and K. V. Mardia, "Statistical shape analysis," New York: John Wiley & Sons, 2002.
- [15]. Woltring H.J., Huiskes R, de Lange A, Veldpaus FE. (1985). Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. Journal of Biomechanics; 18(5), 379-89
- [16]. Woltring H. J., A. de Lange, J. M. G. Kauer, R. Huiskes. (1987) Instantaneous Helical Axis Estimation Via Natural, Cross-Validated Splines. Developments in Biomechanics, Volume 3, 121-128.
- [17]. Giulia Paderi. «Studio progettuale di un'ortesi piede-caviglia articolata con asse di rotazione flottante». Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica. Politecnico di Torino, 2015.
- [18]. De Benedictis C., "Sviluppo di un'ortesi articolata piede-caviglia ad asse di rotazione flottante basato sulla cinematica articolare fisiologica."
- [19]. Masiello F., "Identificazione in-vivo della cinematica articolare per lo sviluppo mediante fabbricazione additiva di ortesi articolate piede-caviglia."

Sitografia

- <https://trainingforwimps.wordpress.com/>
- <https://www.my-personaltrainer.it/>
- <https://it.wikipedia.org/>
- <https://segretidelfitness.it/>
- <https://fisio-riab.blogspot.com/>
- <https://www.isectraining.org/>
- <http://www.orthesys.com/>
- <http://www.lolato.it/>
- <https://www.rehabmart.com/>
- <https://www.humanitas.it/>
- <https://www.epicentro.iss.it/>
- <https://orthopedia.fandom.com/>
- <http://www.kisshealth.it/>
- <http://www.irtal.com/biomeccanica/>
- <http://www.dnbm.univr.it/>
- <http://www.treccani.it/>
- <http://www.federica.unina.it/>
- <https://www.einscan.com/>
- <https://www.stratasys.com/>

