

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



Tesi di Laurea Magistrale

Realizzazione e Verifica Sperimentale di
Prototipo di Ortesi Piede – Caviglia
Rispettosa della Cinematica Articolare
Naturale

Relatori:

Prof. Carlo Ferraresi

Prof. Walter Franco

Prof.ssa Daniela Maffiodo

Ing. Carlo De Benedictis

Candidato:

Laura Ferrara

A.A 2018/2019

A mio nonno e a mia nonna

"Just be sure to notice the Collateral Beauty.

It's the profound connection to everything "

Collateral Beauty

Sommario

Il presente lavoro di tesi ha come scopo la progettazione di un'ortesi articolata di caviglia con asse di rotazione flottante. In commercio sono disponibili HAFO con cerniera dotata di un'asse di rotazione fisso che permette soltanto i movimenti di flesso – estensione del piede comportando una deambulazione poco naturale del paziente. L'ortesi ideata permette di restituire al soggetto più libertà di movimento sul piano frontale e trasversale grazie al giunto flottante a sei gradi di libertà, permettendo una camminata più simile a quella fisiologica.

Il lavoro svolto si può dividere in diversi step:

- La costruzione di gusci rigidi per l'analisi cinematica, per gamba e piede, sulla base di scansioni acquisite su un soggetto donna sano di 23 anni;
- L'identificazione della cinematica articolare del paziente sfruttando i gusci precedentemente progettati per ridurre l'artefatto da tessuto molle (ATM);
- La progettazione dell'ortesi, in particolare del giunto, sulla base dell'asse elicoidale medio calcolato dai dati cinematici estratti nel punto precedente con successiva caratterizzazione meccanica della stessa per stimarne i ROM (Range of Motion);
- La valutazione delle prestazioni dell'ortesi tramite analisi del movimento, sfruttando le diverse configurazioni possibili del giunto flottante e confrontando i risultati con i dati ottenuti dalla caratterizzazione cinematica del soggetto privo di ortesi.
- Le prove di gait analysis si sono svolte presso il Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna.
- Dalle analisi effettuate si è giunti a diverse conclusioni:
- La metodologia adoperata per attenuare l'ATM è risultata efficace in quanto lo scorrimento dei marker risulta essere minore rispetto a quando quest'ultimi vengono applicati direttamente sulla pelle;
- la progettazione del giunto si è basata sui dati cinematici raccolti durante le prove del cammino a velocità normale, in quanto queste ultime sono state valutate come le più rappresentative per la caratterizzazione cinematica del soggetto, date le tipiche condizioni di utilizzo delle ortesi piede-caviglia articolate;

- I ROM del dispositivo non indossato a configurazione di giunto libera, nel piano frontale, sono risultati pari a 8°, quindi minori dei valori fisiologici ma ovviamente maggiori di un HAFO ad asse fisso;
- La posizione dell'asse di rotazione dell'ortesi risulta essere ottimale nel piano trasversale, invece deve subire ulteriori analisi sul piano frontale;
- I ROM valutati con il dispositivo indossato risultano essere ovviamente minori rispetto al caso di articolazione libera. Le prove di circonduzione del piede sono state le più rilevanti per tale studio e da queste si è valutata una diminuzione dei giochi legata comunque alla configurazione di giunto analizzata. I movimenti minori sono concessi per tutti i tipi di giunto studiati a differenza di un AFO a cerniera dove essi sono praticamente nulli.

Indice

Capitolo 1: Anatomia e biomeccanica della caviglia	1
1.1 Anatomia della caviglia	1
1.1.1 Ossa	2
1.1.2 Articolazioni della caviglia	5
1.1.3 Legamenti e tendini	5
1.1.4 Muscoli	6
1.2 Biomeccanica della caviglia	6
1.2.1 Piani e assi di simmetria del corpo	7
1.2.2 Flesso – estensione	8
1.2.3 Abduzione, adduzione, inversione ed eversione	9
1.2.4 Prono – supinazione	9
1.2.5 Studi precedenti sull’asse di rotazione della caviglia	10
Capitolo 2: Analisi del cammino	12
2.1 Cinematica e dinamica del passo	13
2.1.1 Cinematica del passo	13
2.1.2 Dinamica del passo	14
2.2 Patologie invalidanti	16
2.3 Ankle – Foot Orthosis (AFO)	19
2.3.1 Solid AFO	20
2.3.2 Hinged AFO	21
2.3.3 Posterior leaf spring AFO	22
2.3.4 Dynamic AFO	22
Capitolo 3: Metodi di analisi del cammino	24
3.1 Sistemi per l’analisi cinematica	25
3.1.1 Sistemi non ottici	25
3.1.2 Sistemi ottici	28
3.2 Sistemi per l’analisi dinamica	38
3.3 Sistemi per analisi aggiuntive	39
Capitolo 4: Progettazione dei gusci per l’analisi cinematica	41
4.1 Reverse Engineering	41
4.2 Costruzione dei gusci cinematici	43
4.3 Strumenti e materiali usati per la stampa	48

4.3.1 Stampante 3D Stratasys uPrint SEplus	48
4.3.2 ABS	50
Capitolo 5: Progettazione del giunto flottante dell'ortesi di caviglia	52
5.1 Teoria IHA	52
5.2 Correzione dei dati cinematici di studi precedenti	53
5.3 Progettazione dell'ortesi	60
5.3.1 Guscio della gamba	60
5.3.2 Guscio del piede	61
Capitolo 6: Prove di analisi cinematica	64
6.1 Setting del laboratorio e marker set	64
6.2 Prove svolte	66
6.3 Sistemi di riferimento	68
Capitolo 7: Risultati ottenuti dall'analisi cinematica	69
7.1 Valutazione della rigidità dei cluster di marker	69
7.1.1 Calcolo e discussione del coefficiente di rigidità	69
7.1.2 Spostamento del cluster tecnico della gamba rispetto al sistema di riferimento anatomico della gamba	80
7.1.3 Spostamento del cluster anatomico del piede rispetto al sistema di riferimento tecnico del piede	86
7.2 Valutazione del comportamento degli IHA/MHA durante le prove di movimento effettuate	91
7.2.1 Calcolo degli IHA/MHA e confronto tramite i parametri di dispersione con le analisi effettuate sul soggetto 1 (usando il sistema di riferimento anatomico della gamba)	92
7.2.2 Calcolo degli IHA/MHA e confronto tramite i parametri di dispersione con le analisi effettuate sul soggetto 1 (usando il sistema di riferimento tecnico della gamba)	97
7.2.3 Passaggio dal sistema di riferimento tecnico al sistema di riferimento anatomico	113
Capitolo 8: Caratterizzazione meccanica dell'ortesi	129
8.1 Sistema di misura	129
8.2 Dummy leg e dummy foot	131
8.3 Prove di flessione	132
Capitolo 9: Progettazione del nuovo giunto flottante	

dell'ortesi di caviglia	146
9.1 Identificazione della posizione ottima per il collocamento del giunto	146
9.2 Progettazione della nuova ortesi	147
9.2.1 Guscio della gamba	148
9.2.2 Guscio del piede	149
9.3 Strumenti e materiali usati per la stampa	152
9.3.1 Stampante Original Prusa I3 MK3S	153
9.3.2 Stampante Ultimaker S3 3DiTALY	154
9.3.3 PLA	155
9.3.4 PVA	156
9.4 Prodotto stampato e rivestimenti per migliorare la vestibilità	156
Capitolo 10: Caratterizzazione meccanica della nuova ortesi	159
Capitolo 11: Prove di analisi cinematica con il prototipo	176
Capitolo 12: Risultati ottenuti dall'analisi cinematica con il prototipo	180
12.1 Confronto tra i dati cinematici ottenuti dal soggetto con i gusci indossati nelle nuove e vecchi prove	180
12.2 Confronto tra gli MHA con i gusci rigidi e con l'ortesi nelle tre configurazioni	183
12.2.1 Analisi cinematica dell'ortesi non indossata	190
12.3 Confronto tra gli angoli articolari della caviglia con i gusci rigidi e con l'ortesi nelle tre configurazioni	197
Capitolo 13: Conclusione e sviluppi futuri	207
Bibliografia	213
Sitografia	216
Ringraziamenti	218

Capitolo 1

Anatomia e biomeccanica della caviglia

1.1 Anatomia della caviglia

Il piede presenta una struttura altamente complessa alla quale è richiesto di adempiere a diversi compiti. Infatti deve sia sostenere il corpo fornendo una base stabile di appoggio, sia permettere svariati movimenti.

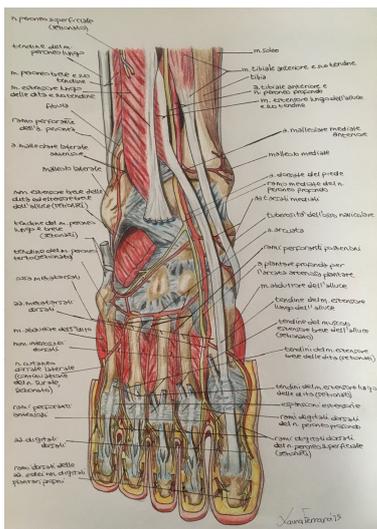


Figura 1.1: Disegno del piede destro (vista frontale) [1]

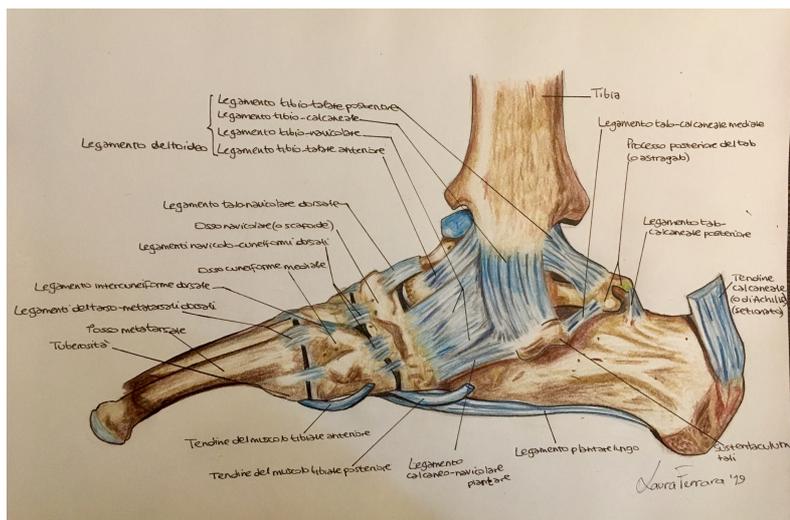


Figura 1.2: Disegno del piede destro (vista mediale) [1]

Per svolgere al meglio ciò, questa struttura necessita dell'integrità e del pieno funzionamento di tutte le componenti che vi sono al suo interno tra cui tendini, muscoli, legamenti e ossa.

La caviglia è un'articolazione del corpo umano che mette in comunicazione gamba e piede. È bene specificare che con il termine caviglia, nel linguaggio puramente medico si identificano l'insieme di tre articolazioni:

l'articolazione tibio-tarsica, l'articolazione tibio – peroniera distale e l'articolazione astragalo – calcaneare. Solo la prima corrisponde alla caviglia identificata dal linguaggio comune.

1.1.1 Ossa

L'articolazione della caviglia è costituita dall'insieme di tre ossa.

Entrando nel dettaglio, le ossa in questione sono:

- tibia;
- perone;
- astragalo o talo.

La tibia e il perone sono ossa lunghe della gamba, invece il talo appartiene al tarso. Analizziamo un po' più nel dettaglio le tre ossa sopra citate.

Tibia e perone

La tibia è situata nella parte antero – mediale della gamba e presenta due concavità, una superiore concava lateralmente e una inferiore concava medialmente che le conferiscono una particolare forma ad S; in più presenta una torsione intorno al proprio asse.

Essa inoltre si articola con il femore e la rotula nell'articolazione del ginocchio superiormente, supero – medialmente e infero – medialmente con il perone e con l'astragalo inferiormente.

Possiamo considerarla costituita da un corpo e due estremità. Il corpo risulta triangolare, invece le due estremità sono identificate dall'epifisi prossimale e distale.

La prima, molto più sviluppata della seconda, è costituita dai condili tibiali, da un'eminanza intercondiloidea, dal tubercolo del Gerdy, dalla tuberosità tibiale e da due aree intercondiloidee.

L'epifisi distale invece è costituita dalla faccia anteriore liscia e concava antero – posteriormente e latero – lateralmente, ma ritorna ad essere convessa presso i margini laterali e mediali.

Al contrario la faccia posteriore è ruvida e presenta uno spazio per i tendini.

La superficie inferiore è occupata dall'accoppiamento con l'astragalo e con il malleolo mediale. Infine la faccia laterale si articola con il malleolo laterale del perone.

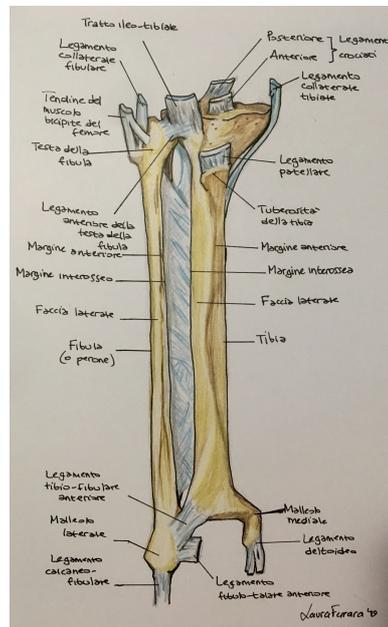


Figura 1.3: Disegno di tibia e perone [1]

Il perone o fibula nella gamba è posizionato lateralmente e risulta meno voluminoso della tibia. Anche in questo caso possiamo considerare l'osso costituito da un corpo e da due parti periferiche. Del corpo o diafisi vale la pena ricordare il bordino antero – laterale poiché è il punto di ancoraggio della membrana interossea tibio – peroneale.

L'epifisi prossimale è costituita da una superficie appiattita medialmente, dal processo stiloideo ovvero una prominenza che funge da attacco al capo terminale per il muscolo quadricipite femorale e al capo terminale del legamento collaterale laterale del ginocchio e da una serie di tubercoli ossei distribuiti sulla superficie anteriore e posteriore.

Per quanto riguarda l'epifisi distale, quella che poi costituisce l'articolazione della caviglia, essa è costituita dal malleolo peroneale che concorre insieme al malleolo tibiale a rendere stabile l'astragalo e dalla faccetta articolare che interfaccia distalmente il perone alla tibia.

Astragalo

L'astragalo è una delle ossa che costituisce il gruppo tarsale del piede.

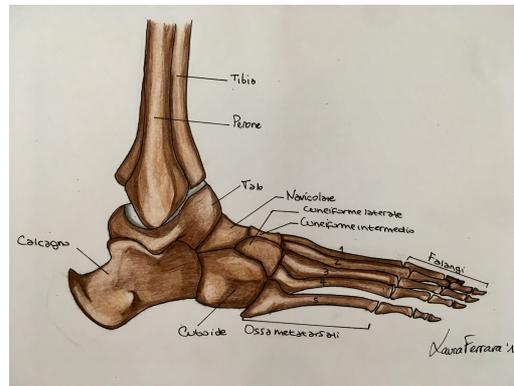


Figura 1.4: Disegno del piede con particolare del talo (vista laterale) [1]

È un osso di forma irregolare dove non troviamo muscoli ma per lo più tessuto cartilagineo. Tale osso è suddiviso in tre parti: testa, collo e corpo. La testa dell'astragalo risulta, tra le tre, la parte più distale.

Questa presenta tre aree ovvero una superficie articolare anteriormente, e due faccette sulla superficie inferiore.

La faccetta mediale ospita il legamento plantare – calcaneo – navicolare che serve a stabilizzare il talo. Infine la faccetta laterale ha lo scopo di accoppiare anteriormente il talo con il calcagno.

Il collo si trova tra la testa e il corpo dell'astragalo. Si trovano varie superfici ruvide che servono da ancoraggio per i vari legamenti del piede.

Di particolare importanza è il solco dell'astragalo che partecipa alla formazione del seno del tarso ovvero una cavità dove si trovano nervi, vasi sanguigni e legamenti. Per quanto concerne il corpo dell'astragalo questo costituisce sicuramente la parte più voluminosa dell'osso. Tra le cinque superfici che caratterizzano il talo quella che si articola con il perone e la tibia viene indicata con il nome di superficie trocleare.

1.1.2 Articolazioni della caviglia

Possiamo a questo punto introdurre le articolazioni della caviglia:

- articolazione tibio – peroniera distale: essa si inserisce tra la superficie articolare tibiale del perone e l'incisione fibulare della tibia;
- articolazione talocrurale o tibio – tarsica: essa consiste in una trocleo – artrosi tra la troclea del talo ed il mortaio tibio – fibulare;
- articolazione astragalo – calcaneare: la superficie inferiore del talo si articola con quella superiore del calcagno.

1.1.3 Legamenti e tendini

I legamenti hanno il compito di mettere in comunicazione le varie ossa tra di loro, stabilizzando l'articolazione.

In particolare i legamenti della caviglia sono delle fasce di tessuto connettivo fibroso che collegano i malleoli della tibia e della fibula con le ossa dell'astragalo e conferiscono stabilità nei movimenti di dorsiflessione, plantar flessione, eversione e inversione del piede.

Tali legamenti possono essere classificati in due gruppi:

- legamenti mediali (o deltoidei): sono quattro e hanno origine a livello del malleolo mediale e poi si dividono raggiungendo il talo (legamenti talo – tibiale anteriore e talo – tibiale posteriore), l'osso navicolare (legamento tibio – navicolare) e il calcagno (legamento tibio – calcaneale);
- legamenti laterali: sono invece tre e hanno origine a livello del malleolo laterale e raggiungendo poi il talo (legamenti talo – fibulare anteriore e talo – fibulare posteriore) e il calcagno (legamento calcaneo – fibulare).

Per quanto riguarda i tendini questi sono molto simili strutturalmente ai legamenti solo che collegano l'osso al muscolo.

Ricordiamo tra i tendini più importanti che entrano in gioco nell'articolazione della caviglia, il tendine d'Achille che mette in comunicazione i muscoli del polpaccio all'osso calcaneale. Esso risulta fondamentale durante la camminata, la corsa e il salto.

1.1.4 Muscoli

I muscoli coinvolti sono diversi a seconda del movimento compiuto dalla caviglia.

- flessione plantare: muscolo tricipite della sura, muscolo plantare, muscolo tibiale posteriore, muscolo flessore dell'alluce e muscolo flessore lungo delle dita;
- flessione dorsale: muscolo tibiale anteriore, muscolo estensore lungo delle dita e muscolo estensore lungo dell'alluce;
- eversione o pronazione: muscolo peroniero lungo e muscolo peroniero breve;
- inversione o supinazione: muscolo tibiale posteriore.

1.2 Biomeccanica della caviglia

L'articolazione della caviglia, essendo una trocleo – artrosi, nell'ambito della biomeccanica viene associata ad una cerniera piana, in corrispondenza della quale si ha l'incontro delle tre ossa citate sopra.

Essa infatti consente soltanto il movimento di flesso – estensione e quindi un movimento relativo di rotazione intorno ad un asse (corrispondente quindi ad un grado di libertà).

In realtà, grazie alla presenza di altre articolazioni nel retropiede nel complesso l'articolazione della caviglia risulta a tre grandi di libertà permettendo, seppur con un grado minore rispetto al movimento di flesso – estensione, anche i movimenti di adduzione e abduzione e di pronò – supinazione.

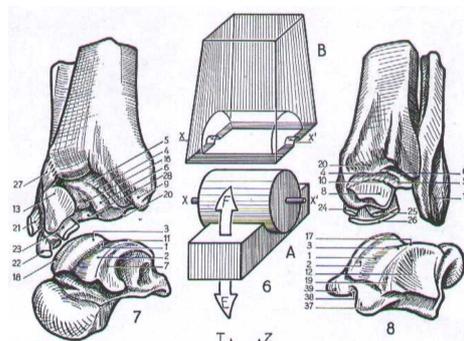


Figura 1.5: Articolazione della caviglia con equivalente meccanico

1.2.1 Piani e assi di simmetria del corpo

Prima di studiare i singoli movimenti a cui è soggetta la caviglia, bisogna definire un insieme di assi e piani che permettono di descrivere in maniera più chiara tali movimenti.

Per convenzione viene definita una posizione anatomica di riferimento che consiste nel tenere i talloni uniti, le braccia distese con i palmi delle mani rivolti in avanti, tutto in posizione eretta. Per quanto riguarda il piede, si considera nella posizione di riferimento quando è perpendicolare all'asse longitudinale della gamba.

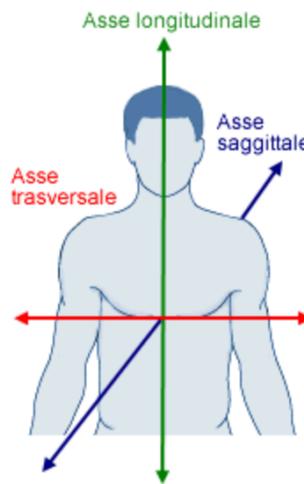


Figura 1.6: Assi di simmetria del corpo umano

Possiamo in questo modo individuare tre piani che dividono il corpo umano in due:

- piano sagittale: divide la metà destra e la metà sinistra;
- piano frontale: divide la metà anteriore e la metà posteriore;
- piano trasversale: divide la metà superiore e la metà inferiore.

Definendo i tre piani sopra citati, si possono introdurre anche tre assi ognuno dei quali perpendicolare ad un singolo piano:

- asse longitudinale: perpendicolare al piano trasversale;
- asse trasversale: perpendicolare al piano sagittale;
- asse antero – posteriore: perpendicolare al piano frontale.

1.2.2. Flesso-estensione

Partendo dalla posizione di riferimento del piede si definisce flessione di quest'ultimo il movimento che porta il dorso del piede verso la parte anteriore della gamba. Invece, si definisce estensione del piede il movimento che allontana il dorso lo stesso dalla faccia anteriore della gamba e lo porta a giacere sull'asse verticale passante dalla stessa.

Il movimento di flesso – estensione avviene sul piano sagittale definendo l'angolo di flesso – estensione che è l'angolo che vi è tra la pianta del piede e l'asse longitudinale della gamba.

Nel movimento di flessione del piede tale angolo può raggiungere valori fino ai 20° attivi invece fino ai 30° passivi (ovvero tramite l'aiuto di forze esterne), mentre in estensione si può arrivare fino ai 30° attivi e ai 50° passivi.

I movimenti di flesso – estensione sono limitati da alcuni fattori.

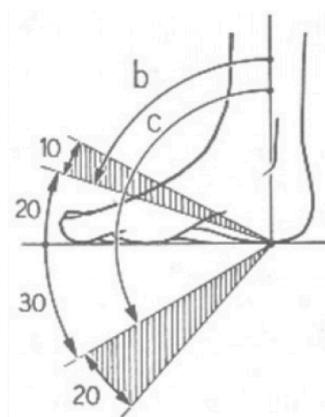


Figura 1.7: Flesso – estensione del piede con i relativi angoli

In particolare la flessione è limitata da:

- fattori ossei: dove la faccia superiore del talo va ad urtare la faccia anteriore della tibia;
- fattori muscolari: dovuta alla resistenza del muscolo tricipite;
- fattori capsulo – legamentosi: i fasci posteriori dei legamenti della tibio – tarsica si estendono.

Per quanto riguarda l'estensione i fattori che limitano il movimento sono:

- fattori ossei: la parte posteriore del talo va ad urtare la faccia posteriore della tibia;
- fattori muscolari: dovuta alla resistenza dei muscoli flessori;
- fattori capsulo – legamentosi: i fasci anteriori dei legamenti della tibio – tarsica si tendono.

1.2.3. Abduzione, adduzione, inversione ed eversione

Si verifica un movimento di abduzione quando la punta del piede si allontana dal piano di simmetria del corpo, invece il movimento di adduzione consiste in un avvicinamento della punta del piede a tale piano. I movimenti di abduzione e adduzione avvengono sul piano trasversale lungo l'asse longitudinale della gamba. Con il movimento di adduzione (o rotazione interna) si ha contemporaneamente l'inversione del piede che consiste nel sollevamento del suo margine mediale. Invece con il movimento di abduzione (o rotazione esterna) si ha contemporaneamente l'eversione del piede, dove vi è il sollevamento del suo margine laterale. I movimenti di eversione ed inversione si manifestano sul piano frontale lungo l'asse longitudinale del piede.

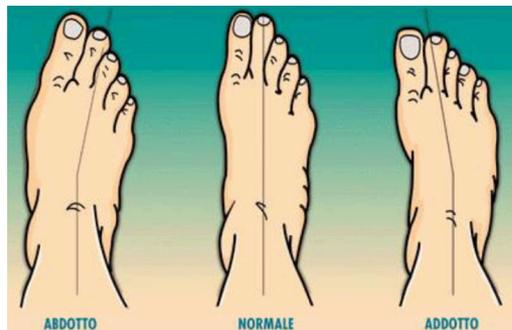


Figura 1.8: Abduzione e adduzione del piede

1.2.4 Prono – supinazione

I movimenti di prono – supinazione sono l'insieme di movimenti più semplici che avvengono su tutti e tre i piani.

In particolare per la supinazione i movimenti considerati sono:

- plantar flessione per il piano sagittale;

- inversione per il piano frontale;
- adduzione per il piano trasversale.

Per la pronazione invece:

- dorsiflessione per il piano sagittale;
- eversione per il piano frontale;
- abduzione per il piano trasversale.

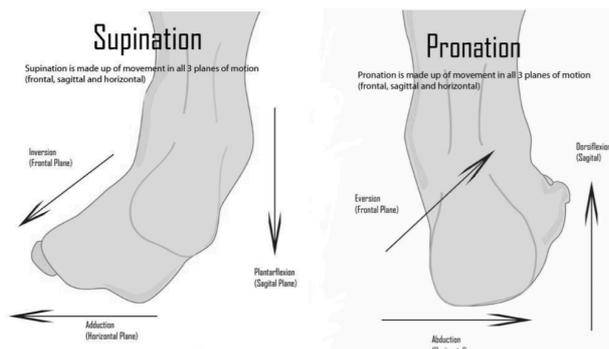


Figura 1.9: Prono – supinazione del piede

1.2.5. Studi precedenti sull'asse di rotazione della caviglia

Nel corso degli anni si è assunto erroneamente che la caviglia si muovesse intorno ad un'asse di rotazione sempre costante nel tempo. In realtà, invece, quest'asse varia istante per istante, in maniera più o meno importante a seconda del movimento compiuto dalla caviglia stessa e dall'eventuale presenza di status patologico.

Studi che hanno confermato questa tesi furono quelli condotti da Lundberg et al. [2] che analizzò l'asse elicoidale medio del moto (MHA), studiandone posizione e orientamento, su otto soggetti facendo compiere movimenti di flesso – estensione. Lundberg osservò, in soggetti differenti, che durante il movimento la rotazione seguiva un percorso continuo mentre in altri si potevano trovare assi di flessione e di estensione del piede ben distinti. Inoltre notò che tutti gli assi di dorsiflessione risultano meno orizzontali e meno inclinati medialmente verso il basso rispetto a quelli di plantar flessione. Tutto ciò conferma la complessità del moto della caviglia e perciò risulta più comodo l'uso degli assi elicoidali per descrivere in maniera chiara e completa il suo comportamento.

Altro dato importante è quello che l'asse di rotazione non coincide con l'asse passante per i malleoli come si poteva pensare inizialmente. Questo fu confermato anche da un altro studioso del caso, Inman [3], che usò un metodo empirico per trovare l'asse di rotazione, ipotizzando che questo rimanesse inalterato nel tempo durante i movimenti di dorsiflessione e plantarflexione. I suoi studi confermarono la posizione diversa tra l'asse di rotazione del piede e l'asse passante per i malleoli. Inoltre studi successivi hanno reso ancor più chiara la variabilità dell'asse di rotazione del piede.

Capitolo 2

Analisi del cammino

La deambulazione viene definita come una successione ritmica degli arti inferiori sostenuti da movimenti generati da altre parti del corpo in modo da produrre uno spostamento lineare del corpo.

La deambulazione, come tutti i movimenti, viene controllata da sette eventi [4]:

- il comando viene generato dal sistema nervoso centrale;
- il comando viene trasmesso al sistema nervoso periferico;
- i muscoli interessati si contraggono;
- vengono generate forze e momenti nelle articolazioni (forze intersegmentali);
- i segmenti dell'arto vengono azionati;
- i segmenti si muovono in maniera coordinata in modo da portare il soggetto ad avere una camminata funzionalmente efficiente; tale camminata viene valutata da un feedback fisiologico (propriocezione);
- l'arto interagisce con l'ambiente esterno.



Figura 2.1: Trasmissione del comando di movimento ai muscoli

La propriocezione è la capacità oltre che di riconoscere la posizione del proprio corpo rispetto all'ambiente circostante, di capire lo stato di contrazione dei propri muscoli senza il supporto visivo.

Le alterazioni di questa capacità fisiologica determinano i sintomi dell'atassia ovvero un disturbo che consiste nella perdita della coordinazione muscolare, rendendo difficile compiere movimenti semplici come la deambulazione.

La propriocezione è resa possibile grazie alla presenza di specifici recettori, sensibili alle variazioni posturali che inviano i loro segnali ad alcune aree encefaliche.

I recettori che vale la pena ricordare sono:

- recettori vestibolari: danno informazioni sull'orientamento;
- fusi neuromuscolari: danno informazioni sulla posizione;
- organi del Golgi: danno informazioni di forza.

2.1 Cinematica e dinamica del passo

2.1.1 Cinematica del passo

Come già scritto sopra, la deambulazione è un evento ciclico caratterizzato da due fasi:

- appoggio: corrisponde al 60% del ciclo. In questa fase il piede è sempre a contatto con il suolo e regge parte o tutto il peso corporeo;
- pendolamento: corrisponde al restante 40% del ciclo. Questa fase inizia con il distacco del piede dal terreno e termina quando lo stesso impatta nuovamente con il terreno.

Durante la locomozione il peso corporeo è supportato in alcuni momenti da entrambi gli arti (20% del tempo), in altri da solo un arto (80% del tempo).

Appoggio e pendolamento possono essere articolati in otto sotto fasi:

- impatto del tallone (heel strike): inizio del ciclo. Rappresenta l'istante in cui il baricentro del corpo risulta essere più in basso (0% del ciclo);
- piede piatto (flat – flat): completo contatto del piede con il terreno (da 0 a 8% del ciclo);
- appoggio pieno (midstance): l'arto in pendolamento supera il piede in appoggio. Rappresenta l'istante in cui il baricentro del corpo risulta essere più in alto (da 8 a 30% del ciclo);
- distacco del tallone (heel – off): il polpaccio inizia la fase di spinta portando il tallone a staccarsi dal terreno (da 30 a 40% del ciclo);

- distacco delle dita (toe – off): il piede si stacca completamente dal terreno (da 40 a 60% del ciclo);
- accelerazione (acceleration): il soggetto accelera la gamba in avanti attivando i flessori dell'anca (da 60 a 75% del ciclo);
- pendolamento centrale (midswing): il piede supera il corpo (da 75 a 85% del ciclo);
- decelerazione (deceleration): i muscoli stabilizzano il piede per l'appoggio successivo (da 85 a 100% del ciclo).

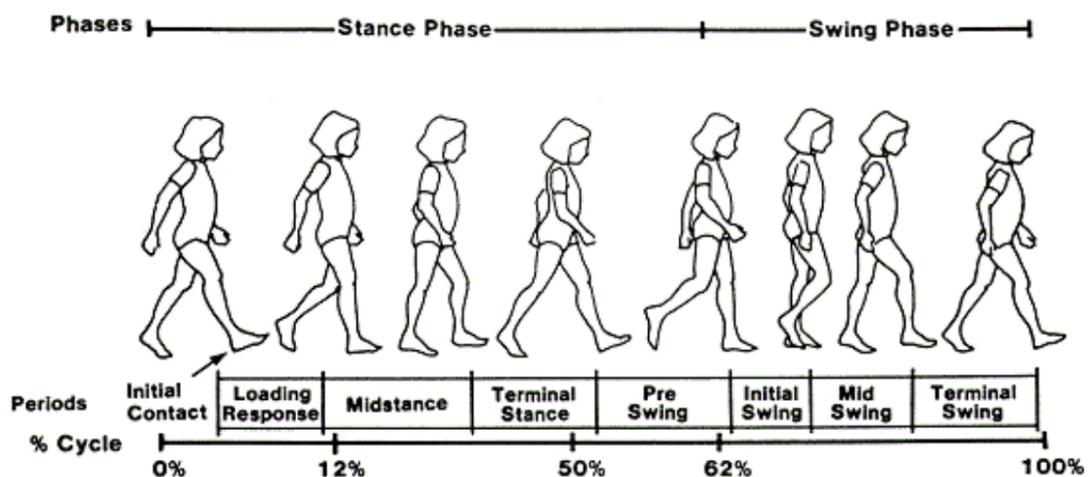


Figura 2.2: Ciclo del passo

2.1.2 Dinamica del passo

Per poter studiare la dinamica, cioè calcolare le forze che agiscono sulle articolazioni si deve ricorrere all'analisi della dinamica inversa.

Essa consiste nell'andare a determinare le forze e i momenti intersegmentali tramite una serie di informazioni di partenza, quali:

- dati antropometrici e inerziali;
- dati cinematici;
- dati dinamici (forze di interazione con l'ambiente esterno come per esempio la forza di contatto con il terreno).

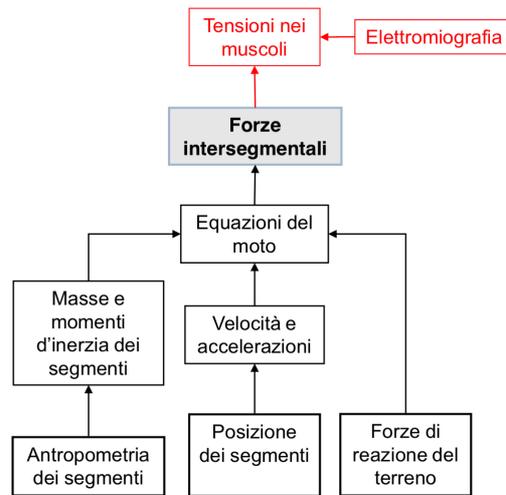


Figura 2.3: Processo di analisi dinamica inversa [5]

L'identificazione dei dati antropometrici può avvenire in diversi modi:

- rilievo di valori medi su cadavere;
- tecniche di "scanning" radiografico;
- tecniche antropometriche.

L'ultimo metodo consiste nel misurare alcune caratteristiche del soggetto in esame prendendo in considerazione come riferimento dei punti di repere anatomici facilmente individuabili. Sicuramente tale tecnica risulta essere più efficace rispetto alle altre elencate in quanto è più rapida da eseguire, più economica e sicura, sufficientemente accurata e soprattutto personalizzata sull'individuo. I dati dinamici sono ottenuti tramite determinati strumenti, come le pedane di forza, che verranno descritti successivamente. Infine, i dati cinematici d'interesse sono posizione, velocità e accelerazione dei singoli segmenti che vengono rilevati tramite apposite tecniche.

Nel caso in esame può essere utile valutare le sollecitazioni di plantarflessione e di dorsiflessione a cui è sottoposta la caviglia durante la deambulazione.

In figura 2.4 notiamo che la dorsiflessione viene rappresentata dall'asse positivo delle ordinate invece la plantarflessione con quello negativo.

La dorsiflessione comincia con il pieno appoggio del piede e termina con il distacco del tallone dal suolo, dove quindi comincia il movimento di plantarflessione. Successivamente alla plantarflessione vi è una leggera dorsiflessione che serve a preparare il piede alla nuova fase di appoggio.

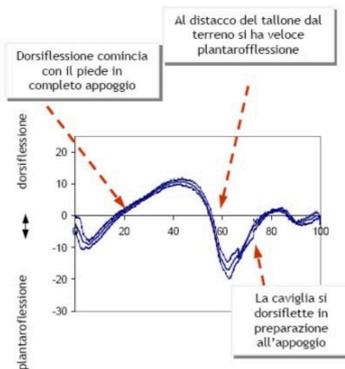


Figura 2.4: Angolo di flessione dorsale e plantare della caviglia

2.2 Patologie invalidanti

Le patologie che portano ad una alterazione importante del cammino sono molte e possono interessare sia il controllo nervoso della deambulazione sia l'apparato locomotore stesso.

Tra le numerosissime patologie ne ricordiamo soltanto alcune:

- piede piatto: è una patologia che comporta la parziale o completa assenza dell'arco plantare mediale che si traduce nell'aumento della superficie di appoggio del piede. Questo tipo di patologia porta ad un'iperpronazione causando a problemi durante i vari cicli del passo;
- piede cavo: ci troviamo nella condizione opposta alla precedente. Infatti tale patologia consiste in un arco plantare mediale molto più accentuato rispetto ad una condizione normale. Tale patologia comporta ad un'errata distribuzione del peso corporeo sui piedi;



Figura 2.5: Piede piatto e cavo confrontati con un piede normale

- piede equino: è una malformazione scheletrica dove la parte laterale della pianta del piede si porta verso la linea mediana del corpo. Si ha così una rotazione dell'arto verso l'interno mentre la punta tende ad essere rivolta verso il basso.

Ciò ovviamente induce a chi soffre di questa patologia a poggiare soltanto la punta del piede a terra;



Figura 2.6: Piede equino

- ginocchio valgo: è una deformità degli arti inferiori, in presenza della quale le ginocchia puntano medialmente. Si hanno così femore e tibia non allineati, formando così un angolo ottuso aperto lateralmente. Di solito è causato dalla scarsa capacità di dorsiflettere la caviglia;
- ginocchio varo: è analoga alla patologia precedente solo che l'angolo ottuso tra la tibia e il femore si forma aperto medialmente. L'asse longitudinale della gamba, quindi è deviato lateralmente. Risulta essere fisiologico con l'inizio della deambulazione, ma diventa patologico dopo i diciotto/ventiquattro mesi di vita;

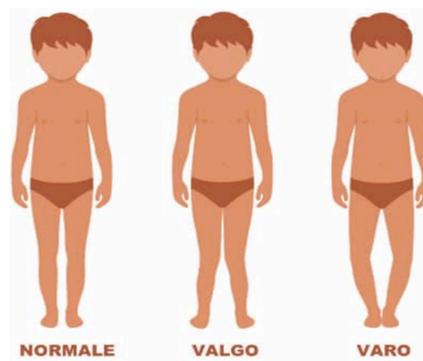


Figura 2.7: Ginocchio valgo e ginocchio varo confrontati con un ginocchio normale

- drop foot: indica la tendenza a trascinare le dita del piede durante la deambulazione. Ciò è causato dalla difficoltà o addirittura incapacità di piegare la parte anteriore del piede.

Per evitare questo fenomeno durante la camminata, i soggetti colpiti da tale patologia sollevano il ginocchio più del normale. Generalmente il drop foot, o “piede cadente”, è causato o da una debolezza muscolare o da disturbi cerebrali o spinali;



Figura 2.8: Drop foot

- ictus: può essere emorragico o ischemico. Nel primo caso, il mancato afflusso di sangue in alcune zone de cervello è causato dalla rottura di arterie.

Nel secondo caso, invece, si manifesta per colpa di un coagulo di sangue che quindi ostacola il normale flusso ematico. Questo comporta la morte delle cellule nervose nella zona dove manca l'afflusso di sangue e si perdono quindi le abilità controllate da quell'area del cervello. I soggetti colpiti da ictus possono soffrire di spasticità influenzando sulla capacità di muovere gli arti compromettendo quindi una corretta deambulazione;

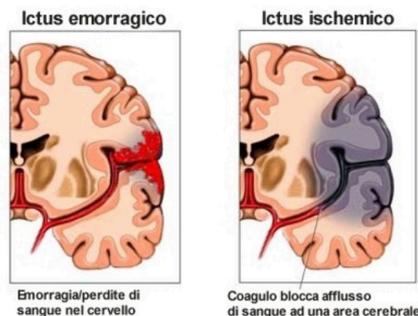


Figura 2.9: Ictus emorragico ed ischemico

- sclerosi laterale amiotrofica: è una malattia neurodegenerativa che porta alla paresi dei muscoli volontari fino a quelli respiratori;

- poliomielite: è una malattia di origine virale che colpisce i motoneuroni del midollo spinale. Il polio – virus ha effetti più devastanti sugli arti inferiori che su quelli superiori. Si ha perdita del tono muscolare portando a quella che viene detta paralisi flaccida;
- paralisi cerebrale infantile: è una delle malattie neuromotorie più frequenti dell'età pediatrica. Dovuta a cause differenti da soggetto a soggetto, consiste in un danno irreversibile del sistema nervoso centrale che inficia particolarmente il sistema muscolo scheletrico.

2.3 Ankle- Foot Orthosis (AFO)

Un'ortesi è uno strumento ortopedico applicato esternamente al corpo, quindi non va a sostituire completamente un arto, come invece fanno le protesi, ma serve per sopperire nel miglior modo possibile a un determinato handicap motorio.

In particolare serve per immobilizzare totalmente o parzialmente un'articolazione, a ridurre il carico che grava su un arto patologico e limitare il range di movimento in una o più direzioni a secondo della patologia.

Per adempiere al meglio ai suoi compiti, l'ortesi deve essere altamente personalizzata, oppure può essere prefabbricata con la necessità però di essere adattata o meno al paziente.

In base alla destinazione d'uso si possono distinguere in statiche o dinamiche. Le ortesi statiche consentono di tenere allineato un segmento corporeo in modo da limitare sforzi muscolari e tendinei. Le ortesi dinamiche consentono di mantenere la postura eretta e di effettuare la deambulazione, quando le forze muscolari non sarebbero in grado.

Le ortesi per arto inferiore inoltre possono essere classificate anche in base al segmento corporeo coinvolto, oppure secondo la natura clinica.

Se consideriamo quest'ultima classificazione, possiamo avere ortesi di:

- posizione o scarico: sono utilizzate prevalentemente nei casi di frattura. Evitano movimenti indesiderati in modo da consentire il recupero della funzionalità dell'arto nel minor tempo possibile;
- correzione: sono utilizzate per correggere movimenti non fisiologici dovuti per esempio a malformazioni;

- funzionali: sono utilizzate per contrastare malattie fortemente invalidanti come neuropatie periferiche, paraplegia ecc...

Nel caso particolare con il termine AFO si considerano le ortesi del piede fino all'articolazione tibio – tarsica. Esse fanno in modo di bloccare l'articolazione della caviglia, anche se sono consentiti dei piccoli movimenti grazie all'elasticità del materiale.

Attualmente infatti questo tipo di ortesi viene realizzato in materiale termoplastico in quanto essendo posizionata distalmente è necessario ridurre il più possibile il peso. Inoltre la rigidità risulta essere un'altra caratteristica importante da considerare nella progettazione corretta di un'ortesi. Viene infatti studiata la rigidità per capire la stabilità dell'ortesi sia durante la deambulazione, sia nel mantenimento della postura eretta. Essa viene determinata dalla forma del dispositivo, dai materiali usati e dallo spessore.

Principalmente esistono quattro tipi di AFO:

- solid AFO;
- hinged AFO;
- posterior leaf spring AFO;
- dynamic AFO.

2.3.1 Solid AFO

Questo tipo di ortesi è dotato di un design rigido in modo da evitare i movimenti dell'articolazione tibio – tarsica su ogni piano. Generalmente sono realizzate in polipropilene. Questi dispositivi lavorano come un elemento elastico: viene prodotto un momento di plantarflessione dall'ortesi in opposizione al momento di dorsiflessione sulla caviglia generato dalla forza di reazione al suolo in fase di appoggio.

In caso di plantarflessioni incapaci di fornire un'adeguata forza, il controllo sul piede risulta scarso portando il paziente a compiere una locomozione non naturale. Dorsiflessioni scarse invece, causano, nelle fasi di heel strike e di swing, un piede cadente.

Il blocco dell'articolazione consente di sostenere movimenti di plantar – dorsiflessione, di prono – supinazione e di inversione ed eversione

dell'articolazione della caviglia, facendo muovere i vari segmenti che la compongono come un unico segmento.

Il paziente inoltre, percependo l'articolazione bloccata, iperestende il ginocchio, sollevando il tallone prima rispetto a una deambulazione normale. Questo ha un effetto positivo, per esempio sui pazienti affetti da paralisi cerebrale, poiché in questo modo vengono limitate le varie irregolarità presenti nel cammino di tali soggetti.

Per le caratteristiche elencate sopra, questo tipo di dispositivi vengono usati per soggetti con debolezza dei flessori plantari e dorsali della caviglia, mancanza della sensazione propriocettiva, debolezza degli estensori del ginocchio e per gravi spasticità.



Figura 2.10: Solid AFO

2.3.2 Hinged AFO

Questo tipo di ortesi permette i movimenti di flessione – estensione della caviglia ma blocca tutti gli altri tipi di movimenti, quindi quelli sul piano trasversale e sul piano frontale.



Figura 2.11: Hinged AFO

In realtà il movimento di flesso – estensione non è completamente libero ma limitato da alcuni fermi. Rispetto all'ortesi precedente, questa è costituita da due scafi; uno del piede e uno della gamba collegati con una cerniera con asse di rotazione fisso che permette il movimento relativo tra questi. I materiali usati di solito sono il metallo per i giunti e materiali plastici per gli scafi. La possibilità di regolare il movimento di flesso – estensione della caviglia conferisce la caratteristica di versatilità al dispositivo; infatti può essere adoperato per diverse patologie quali il piede equino e l'emiplegia.

2.3.3 Posterior leaf spring AFO

Questo dispositivo ha l'obiettivo di supportare la dorsiflessione durante la fase di swing, dando contemporaneamente stabilità alla caviglia per i movimenti di inversione ed eversione.

La struttura dell'ortesi permette di migliorare il supporto per il push – off, agendo al livello della caviglia, ma non immagazzinando e cedendo energia come fanno le AFO dinamiche.

Anche questo tipo di AFO generalmente è costruito in materiale termoplastico con delle imbottiture nelle zone più soggette a sollecitazione. Sono consigliate agli atleti in quanto non hanno dimensioni molto ingombranti e hanno una maggiore flessibilità rispetto agli altri tipi di AFO.



Figura 2.12: Posterior leaf spring AFO

2.3.4 Dynamic AFO

Le AFO dinamiche sono una tipologia di ortesi che hanno la capacità di acquisire energia per poi rilasciarla, lavorando così come un elemento elastico. Generalmente sono costituite da fibre di carbonio, materiale noto per le sue proprietà elastiche, utilizzato infatti in diversi ambiti ingegneristici. Tale dispositivo ha il vantaggio di diminuire considerevolmente il consumo energetico durante la deambulazione, abbassando l'escursione dell'anca.

Inoltre dal punto di vista strutturale le AFO dinamiche hanno una struttura molto leggera e poco invasiva, lasciando anche libero il tallone.



Figura 2.13: Dynamic AFO

Capitolo 3

Metodi di analisi del cammino

L'analisi del movimento, in generale, può essere condotta tramite diverse metodologie. Tra quelle più comuni troviamo:

- analisi cinematica;
- analisi dinamica;
- analisi aggiuntive.

Tali analisi possono essere utili per:

- effettuare diagnosi;
- ottimizzare un particolare gesto atletico;
- progettare oggetti ergonomici;
- assegnare una terapia;
- progettare dispositivi di ausili;
- effettuare ricerche sulla patologia del movimento.

Il tipo di valutazione viene deciso in base allo scopo dell'analisi e alle risorse economiche di cui si dispone.

Sulla base di questo possiamo distinguere:

- analisi visiva: consiste nel valutare il movimento tramite l'osservazione diretta. Ovviamente tale analisi è influenzata dalle conoscenze dell'osservatore ma d'altro canto ha un costo praticamente nullo;
- ripresa video: consiste nel registrare il movimento d'interesse. Tale pratica è sempre influenzata dall'esperienza dell'osservatore però a differenza dell'analisi precedente permette il confronto di osservazioni differenti;
- scale di valutazione: si basano su un apprezzamento qualitativo o semi – quantitativo da parte dell'osservatore. Vi è sempre il problema della soggettività della tecnica ma l'analisi risulta economica e priva di disagi per il paziente;
- valutazione strumentale: vengono utilizzati strumenti di acquisizione di dati e particolari modelli biomeccanici. L'analisi in questo modo è svincolata

dall'osservatore, ma è economicamente impegnativa con tempi di elaborazione anche abbastanza lunghi.

Per quanto riguarda tale lavoro di tesi sono stati utilizzati degli approcci strumentali per valutare al meglio il movimento nei tre piani anatomici.

3.1 Sistemi per l'analisi cinematica

Considerando quindi un approccio strumentale, i sistemi per l'analisi cinematica si dividono in:

- sistemi non ottici;
- sistemi ottici.

3.1.1 Sistemi non ottici

I sistemi non ottici permettono di ottenere dati sulla cinematica del corpo ma a differenza dei sistemi ottici non si prestano all'analisi a tutto campo ovvero sono predisposti allo studio di una particolare articolazione.

Tra i sistemi non ottici, i più utilizzati sono gli elettrogoniometri, i sistemi elettromagnetici e i sistemi elettromeccanici inerziali.

Per quanto riguarda i primi, essi permettono di misurare gli angoli articolari tra segmenti adiacenti e conoscendo il modello biomeccanico e le misure antropometriche possiamo risalire alla loro posizione e al loro orientamento relativo. L'elettrogoniometro è costituito da un potenziometro che varia la resistenza in maniera proporzionale alla variazione dell'angolo articolare. Successivamente tramite un sistema di condizionamento si avrà in uscita un valore di tensione che risulta più facile da interpretare.



Figura 3.1: Esempio di elettrogoniometro

Questi sistemi risultano abbastanza accurati e possono essere monodimensionali o tridimensionali a seconda che misurano l'angolo in un piano o in tre piani. Risultano però essere abbastanza invasivi e quindi fastidiosi per il paziente, rischiando di interferire con l'esecuzione del gesto atletico, per la presenza di numerosi fili. Per ovviare a tale problema, esistono anche elettrogoniometri integrati nel tessuto: essi sono fatti di materiali polimerici e quindi risultano meno invasivi ma possono scivolare rispetto ai distretti corporei alterando la misura. Sono dei sistemi poco costosi, con un post – processing non pesante, le misure avvengono in real time e possono essere anche usati in un ambiente non strutturato. Sebbene abbiamo tutti questi vantaggi e sia possibile ricondursi a velocità ed accelerazione dei vari segmenti corporei, generalmente si cerca di evitare l'uso di questi dispositivi poiché si introducono ulteriori errori dovuti alla derivazione dello spostamento.

I sistemi elettromagnetici, invece, forniscono informazioni sia di posizione sia di orientamento di piccoli sensori che sono posti sui vari segmenti corporei. Il sistema sfrutta il principio secondo il quale con il passaggio di corrente si genera un campo magnetico. Il dispositivo quindi, nel suo complesso, è composto da un trasmettitore e una serie di sensori posizionati sul corpo del paziente. Ogni sensore è costituito da tre spire ortogonali, che appena si muovono in un campo elettromagnetico (generato dal trasmettitore), vedono la formazione di corrente proporzionale al campo magnetico che sentono e all'orientamento delle spire rispetto a tale campo. In questo modo possiamo risalire alla posizione relativa del sensore rispetto all'emettitore in funzione del campo magnetico. Tali sistemi hanno numerosi vantaggi tra i quali i costi limitati e il basso ingombro. Inoltre hanno buone performance vicino l'emettitore e un ritardo di qualche millisecondo. D'altro

canto hanno un range di misura molto basso e sono affetti da rumore in presenza di oggetti ferrosi.

I sistemi non ottici più usati sono sicuramente i sistemi elettromeccanici inerziali. Tali dispositivi hanno la caratteristica di avere il sistema di riferimento al loro interno e permettono di effettuare analisi anche in ambienti non strutturati. Ne esistono tre principali tipologie:

- accelerometri: sono sistemi del tipo massa – molla – smorzatore che forniscono informazioni sull'accelerazione lineare dei corpi su cui vengono posizionati;
- giroscopi: sono dei dispositivi rotanti e misurano la velocità angolare rispetto ad un'asse, sfruttando il principio della conservazione del momento angolare;
- magnetometri: permettono di misurare la forza e la direzione del campo magnetico in un punto nello spazio.



*Figura 3.2:
Esempio di
sensore inerziale*

Con questi dispositivi integrando le varie grandezze che si hanno in uscita permettono di ottenere informazioni su velocità e posizione. Uno dei grandi svantaggi di tali sistemi sta appunto in questo, infatti se la misura è affetta da errore, integrando anche questo ci saranno varie derivate notevoli che poi dovranno essere filtrare. Per contenere il più possibile questo problema si usano i tre dispositivi insieme in modo tale da compensare i vari errori a vicenda. Quindi i sistemi costituiti da accelerometro, giroscopio e magnetometro costituiscono appunto i sensori inerziali.

I vantaggi di questi sensori sono molteplici: sono economici, hanno un range di misura elevato e hanno ingombro ed interferenza minimi. Dall'altro lato hanno

come problema principale l'elevato drift legato al fatto che per ottenere la posizione lungo una linea temporale occorre effettuare doppie integrazioni con errori che si sommano nel tempo.

3.1.2 Sistemi ottici

I sistemi ottici sono quelli che sono stati usati nel presente lavoro di tesi. Sono sistemi che usano telecamere che lavorano nell'infrarosso (o nel visibile ma quest'ultime hanno prestazioni molto inferiori alle prime), una sorgente luminosa, marker, sistemi hardware e software per incamerare i dati [6].

Le telecamere devono avere una frequenza di acquisizione che va dai 100 alle 1000 immagini al secondo e devono essere sicuramente almeno due per garantire la ricostruzione 3D.



Figura 3.3: Esempio di telecamera



Figura 3.4: Esempio di marker

Si può arrivare ad avere all'interno di un laboratorio di analisi del movimento anche più di dieci telecamere ma ciò dipende dal tipo di gesto atletico che si vuole analizzare.

Sul paziente vengono posizionati dei marker in corrispondenza di alcuni reperi anatomici, rendendo il movimento completamente libero e riducendo l'ingombro al minimo. Il numero di marker per ogni segmento scheletrico deve essere almeno tre, in modo da costruire un sistema di riferimento locale del segmento stesso, in modo da riuscire a calcolarne l'orientamento nello spazio. In commercio esistono due tipi di marker, attivi e passivi, che vengono scelti in base al tipo di analisi che si vuole effettuare.

I marker passivi sono marker fatti con materiale riflettente mentre i marker attivi sono costituiti da led che emettono luce in modo controllato.

Lo svantaggio dei marker passivi è che riflettono luce in modo non del tutto uniforme ma la riflessione è influenzata da come il marker è posizionato rispetto

alla sorgente luminosa. Per limitare il problema si potrebbe integrare la telecamera sulla sorgente di luce stessa.

Se invece la scelta dovesse ricadere sull'uso dei marker attivi, il problema sopra citato per i marker passivi non è presente ma sorge il problema del capire a quale segmento corporeo corrisponde un determinato marker. Per risolvere questo problema si potrebbe rendere visibile alla telecamera un marker alla volta in modo da effettuare il labeling ovvero un'etichettatura dei marker.

In letteratura si trova che l'analisi del movimento dell'articolazione della caviglia viene spesso svolta utilizzando marker passivi [7].

Riassumendo un sistema ottico permette di:

- rilevare automaticamente ed elaborare in maniera rapida un gran numero di parametri motori;
- effettuare le misure con precisione con buona affidabilità;
- minimizzare i disturbi causati al paziente grazie al basso ingombro;
- ridurre l'affaticamento del paziente durante la prova.

Principi della stereofotogrammetria

La visione stereoscopica è la capacità di percepire la tridimensionalità dell'ambiente circostante ed è dovuta all'impiego dei due occhi. Il cervello infatti riceve un'immagine 2D da ciascun occhio e ha la capacità di unirle per ottenere un'immagine 3D. Questo grossomodo è lo stesso principio che viene usato nella stereofotogrammetria.

Dato un punto che si muove nello spazio, con le tecniche di stereofotogrammetria siamo in grado di ricostruire la posizione che tale punto ha assunto nei vari istanti di tempo rispetto ad un sistema di riferimento.

La lente di ogni telecamera possiede un piano principale, un asse ottico perpendicolare ad esso e passante per un punto nodale.

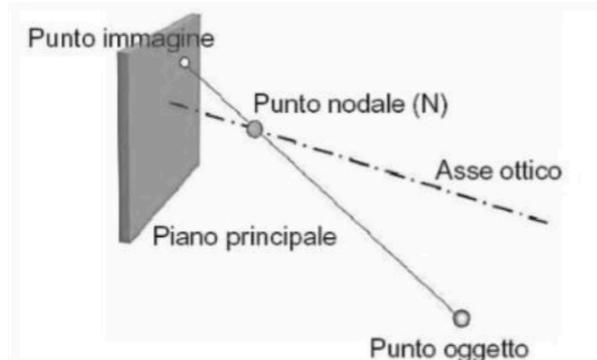


Figura 3.5: Caratteristiche di una lente

Ogni punto oggetto viene proiettato sul piano principale del sensore, tramite un asse che passa per il punto nodale, formando il punto immagine. Se consideriamo il punto reale ripreso da due telecamere, quindi due lenti, si otterranno due punti immagine, uno per ogni lente. Visto che la posizione e l'orientamento di ogni telecamera è noto, si può tracciare un'asse che unisce il punto nodale con il punto immagine di ogni lente. Le due linee, una per ogni camera, si intersecano nel punto che era il punto occupato dall'oggetto reale durante le riprese. Questo assumendo che i due assi ottici delle lenti non siano paralleli.

Un maggior numero di telecamere comporta ovviamente una maggiore precisione nella ricostruzione 3D. La chiave del problema sta quindi nel conoscere la relazione che vi è tra coordinate del punto date dalle lenti e le coordinate x , y e z reali del punto nello spazio. Questo è possibile tramite il processo di calibrazione.

Calibrazione

Supponiamo di avere due telecamere disposte in modo tale da riprendere tutto il campo di lavoro che ci interessa e successivamente posizionare un marker A di coordinate (x, y, z) note.

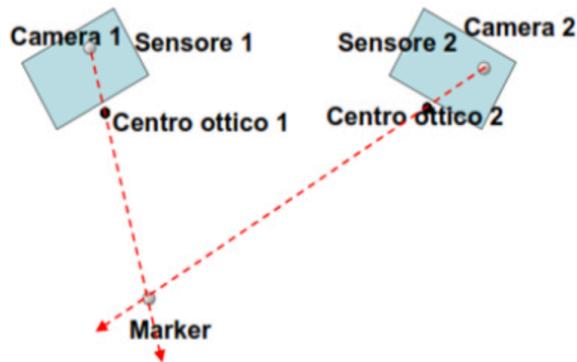


Figura 3.6: Sistema optoelettronico

Ogni telecamera proietta il punto oggetto nel proprio piano immagine con coordinate bidimensionali u e v . A questo punto bisogna capire come le coordinate reali di tale punto A si possano legare alle coordinate del piano immagine u_1 e v_1 per la prima telecamera e u_2 e v_2 per la seconda telecamera. Per fare ciò il metodo più usato è quello basato sulla Direct Linear Transformation (DLT) che ipotizza che il fuoco della telecamera, il punto reale A e le coordinate del piano immagine giacciono sulla stessa retta. Ogni marker con coordinate note nello spazio, dà due coordinate nel piano immagine della telecamera. Quindi man mano che si aggiungono altri marker il numero di informazioni aumenta. Analiticamente la relazione che lega le coordinate u e v del piano immagine e le coordinate x , y e z nello spazio è [8]:

$$u + \Delta u = \frac{L1X + L2Y + L3Z + L4}{L9X + L10Y + L11Z + 1}$$

$$v + \Delta v = \frac{L5X + L6Y + L7Z + L8}{L9X + L10Y + L11Z + 1}$$

Notiamo che le coordinate u e v sono collegate alle coordinate x , y e z tramite dei parametri L . In queste equazioni le variabili note sono le coordinate del marker nello spazio reale, e le coordinate u e v che sono date in uscita dalle telecamere. Le variabili non note sono i parametri L . Per risolvere il problema si devono posizionare almeno sei marker in posizione nota, visto che ogni marker restituisce un sistema di undici incognite e due equazioni. Usando quindi sei marker si otterrà un sistema di undici incognite e dodici equazioni.

Generalmente per migliorare la stima dei parametri e diminuire il rumore di misura si usa un numero di marker maggiore di sei.

Esistono due procedure di calibrazione:

- statica;
- dinamica.

La calibrazione statica considera un sistema in quiete. Si utilizzano degli oggetti di dimensioni e geometrie note.

La calibrazione dinamica invece permette di calcolare tutti i parametri L delle telecamere e studia il sistema quando i marker sono in movimento.

Optical motion capture process

Ricapitolando i passi per la ricostruzione di un movimento sono:

- calibrazione del sistema: dove si parte dalle coordinate note dell'oggetto e si determinano i parametri che legano tali coordinate con le coordinate bidimensionali del punto immagine delle varie telecamere;
- acquisizione: i marker vengono posti sul soggetto in posizioni non note. Conoscendo i parametri e le coordinate immagine si risale alla posizione nello spazio di ogni marker;
- labeling (etichettatura del piano immagine): consiste nel dare un nome ai marker per identificarli.

Errori

Purtroppo il processo descritto prima non risulta essere privo di errori che possono alterare la misura finale.

Infatti vale la pena notare che i marker non sono rigidamente associati alle ossa e anche in condizione statica, le posizioni dei marker ricostruite non sono stazionarie a causa di errori intrinseci nel sistema di misura.

Possiamo, quindi, identificare tre tipi di errori:

- errori strumentali: legati alla ripresa dei marker;
- errori nella determinazione delle coordinate locali dei reperi anatomici: gli assi di rotazione individuati non sono corretti;

- errori dovuti all'artefatto da tessuto molle: dovuti allo scivolamento dei marker sulla pelle.

Gli errori strumentali possono essere di due tipi: sistematici o casuali. I primi sono associati al sistema di misura, in particolare ad imprecisioni nate inevitabilmente dalla calibrazione o eventuali non linearità creando un modello non adatto. Tali errori possono essere attenuati sfruttando un elevato numero di marker durante il processo di calibrazione. Per quanto riguarda gli errori strumentali casuali, questi sono dovuti alla presenza di rumore elettronico, al processo di digitalizzazione che genera le coordinate dei marker, all'occlusione di alcuni marker durante il movimento. Generalmente gli errori casuali non si possono eliminare del tutto ma tramite delle tecniche di post – processing e di filtraggio possono essere minimizzati.

Gli errori dovuti alla determinazione delle coordinate locali dei reperi anatomici sono dovuti alla difficoltà del posizionamento dei marker [9]. Esistono molti protocolli che cercano di ovviare a questo problema imponendo il posizionamento dei marker in punti facilmente riconoscibili corrispondenti generalmente con prominenze ossee. Purtroppo non sempre si riesce a posizionare in maniera corretta il marker e ciò comporta ad errori sull'analisi cinematica dei vari segmenti scheletrici.

L'ultima tipologia di errori elencata è quello riguardante l'artefatto da tessuto molle, errore molto critico quando si vogliono effettuare analisi precise. Con errore da tessuto molle si intende lo scorrimento della pelle rispetto alla posizione dei marker. Idealmente si fa l'ipotesi di rigidità del segmento anatomico. Tale ipotesi sarebbe corretta se il marker fosse posizionato direttamente sull'osso che può essere appunto considerato rigido. Purtroppo l'artefatto da tessuto molle ha lo stesso contenuto in banda di un normale EMG e per questo motivo risulta difficoltoso il post – processing con l'eventuale filtraggio [10]. In letteratura si trovano diversi approcci per tentare di minimizzare tale errore.

Sono stati utilizzati infatti perni intra – corticali, fissatori esterni, tracciatori scheletrici percutanei e fotogrammetria di Roentgen.

Da questi studi è emerso che gli errori dovuti da artefatto da tessuto molle risultano essere maggiori di quelli strumentali. Inoltre la soluzione con i fissatori esterni permetteva di ridurre considerevolmente tali errori ma ciò inficiava in maniera sostanziale la cinematica naturale del soggetto.

Come già accennato precedentemente, per identificare l'orientamento e la posizione del segmento si utilizza un cluster di marker che serve a identificare un sistema di riferimento locale su segmento stesso; anche in questo caso entra in gioco l'artefatto da movimento. Si possono usare dei gusci rigidi per ridurre queste deformazioni interne [11]. Di seguito sono elencati alcuni metodi:

- processo di "solidificazione"
- calibrazione multipla anatomica;
- pliant surface modeling;
- calibrazione dinamica;
- point cluster technique;
- ottimizzazione globale.

Protocolli per il posizionamento dei marker

Una volta definito l'obiettivo dell'analisi del movimento, bisogna scegliere un protocollo che indichi in maniera accurata il numero e il posizionamento dei marker nei vari segmenti corporei. I marker devono essere facilmente individuabili dalle telecamere ma a seconda del movimento studiato e dei segmenti anatomici analizzati non possono essere troppo grandi poiché aumenterebbero la possibilità di commettere errore, ovvero crosstalk.

Il protocollo storicamente più usato è il Davis – Gage, dove possiamo notare il posizionamento dei marker nell'immagine 3.7:

Un altro protocollo usato è il protocollo SAFLo [14] che prevede il posizionamento da nove a diciassette marker sul soggetto e l'uso di quattro telecamere poste posterolateralmente rispetto al paziente per migliorare la ripresa dei marcatori.

<i>Hip bone</i>		
(a)	ASIS	anterior superior iliac spine
(a)	PSIS	posterior superior iliac spine
(b)	AC	centre of the acetabulum
<i>Femur</i>		
(a)	FH	centre of the femoral head
(c)	GT	prominence of the greater trochanter external surface
(a)	ME	medial epicondyle
(a)	LE	lateral epicondyle
(b) (c)	LP	anterolateral apex of the patellar surface ridge
(b) (c)	MP	anteromedial apex of the patellar surface ridge
(b) (c)	LC	most distal point of the lateral condyle
(b) (c)	MC	most distal point of the medial condyle
<i>Tibia and fibula</i>		
(c)	IE	intercondylar eminence
(a)	TT	prominence of the tibial tuberosity
(a)	HF	apex of head of the fibula
(a)	MM	distal apex of the medial malleolus
(a)	LM	distal apex of the lateral malleolus
(b) (c)	MMP	most medial point of the ridge of the medial tibial plateau
(b) (c)	MLP	most lateral point of the ridge of the lateral tibial plateau
<i>Foot</i>		
(a)	CA	upper ridge of the calcaneus posterior surface
(a)	FM	dorsal aspect of first metatarsal head
(a)	SM	dorsal aspect of second metatarsal head
(a)	VM	dorsal aspect of fifth metatarsal head

Figura 3.9: Posizionamento dei marker secondo il protocollo SAFLo [Frigo et al., 1998]

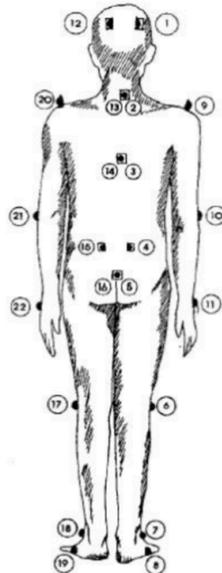


Figura 3.10: Punti di riferimento anatomici: (a) indica i punti per definire i sistemi anatomici, (b) indica i punti usati per migliorare la stima degli altri punti di repere e (c) indica i punti usati per la rappresentazione del modello [Capozzo et al.]

Il protocollo CAST è stato sviluppato nel 1995, grazie alla collaborazione tra l'Istituto di Fisiologia Umana dell'Università La Sapienza, Roma, e il Laboratorio di Analisi del Movimento degli Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna.

Tale protocollo introduce la definizione di sistemi di riferimento anatomici, sistemi di riferimento tecnici e il concetto di calibrazione anatomica [15]. Di seguito vengono elencati i punti anatomici degli arti inferiori.

La fase di calibrazione anatomica consiste nel determinare le coordinate dei punti anatomici tramite l'uso di un puntatore se i punti considerati sono interni; invece se i punti anatomici si trovano sulla cute si possono anche porre dei marker su di esso. Tali marker verranno successivamente tolti prima che si svolga l'atto motorio. Si avranno così a disposizione le coordinate dei punti di repere di interesse nel sistema di riferimento locale (tecnico) che poi potranno essere trasformate in coordinate nel sistema di riferimento globale.

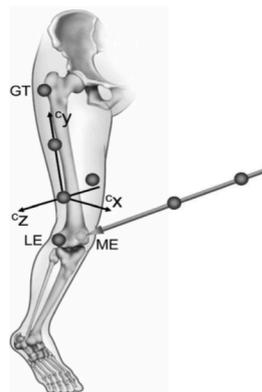


Figura 3.11: Calibrazione anatomica. I punti anatomici sono GT, LE e ME. È rappresentata la posa del sistema di riferimento tecnico dei cluster (cx, cy, cz)

Il protocollo IOR – gait, dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna, nasce come compromesso tra il protocollo di Davis, con l'utilizzo di pochi marker, e il protocollo CAST, con l'elevata accuratezza data dalla calibrazione anatomica. I sistemi di riferimento anatomici sono definiti secondo il protocollo CAST mentre i punti di calibrazione sono solo sei ovvero gli epicondili femorali mediali, i malleoli mediali e le seconde teste metatarsali.

Dovendo posizionare i marker solo su reperi anatomici, il protocollo si presta ad essere bene accetto dai clinici in quanto semplifica di molto la formazione dei tecnici che si occupano di gestire gli esami. Inoltre bastano laboratori di analisi del movimento forniti da cinque a otto telecamere, visto il numero di marker usati.

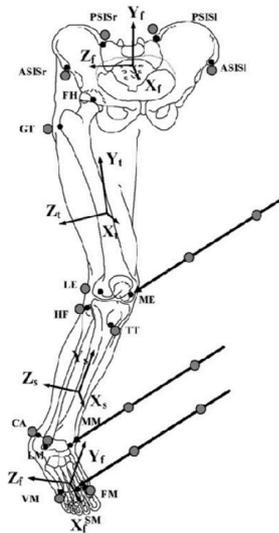


Figura 3.12: Protocollo IOR – gait. Le sfere nere rappresentano i punti di riferimento anatomico, invece le sfere grigie indicano i marker. Sono visibili anche i puntatori che effettuano tre calibrazioni per lato [Leardini et al., 2007]

3.2 Sistemi per l'analisi dinamica

L'analisi dinamica viene utilizzata per ricavare forze e momenti che si generano alle articolazioni. Tale analisi deve partire sempre dall'interazione soggetto – ambiente esterno e da questa risalire tutta la catena cinematica. Nel nostro caso tale interazione è quella che il soggetto ha con il terreno in quanto studiamo la deambulazione. Per misurare la reazione piede – terreno si possono usare delle pedane dinamometriche che non sono altro che due piatti accoppiati tra di loro tramite appositi sensori che misurano la forza. Le pedane possono essere a tre o a sei componenti: le prime restituiscono la forza in direzione verticale e i momenti intorno agli assi x e y e da queste informazioni si ricavano le altre tre componenti (due forze e un momento), invece le seconde restituiscono direttamente l'informazione completa (tre forze e tre momenti).

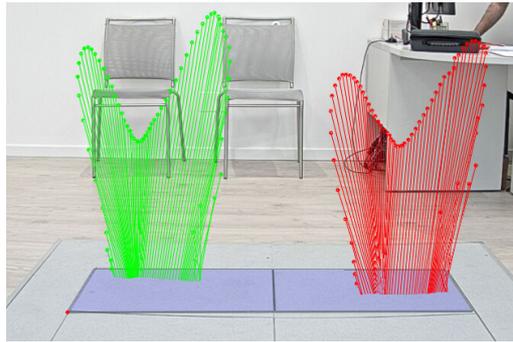


Figura 3.13: Pedane dinamometriche con relativo andamento della forza nel tempo durante la deambulazione

Le pedane di forza possono sfruttare due principi diversi di trasduzione:

- pedane di forza estensimetriche: dove si misura la variazione di resistenza elettrica del sensore causata dalla deformazione meccanica;
- pedane di forza piezoelettriche: dove si misura la polarizzazione elettrica dovuta ai fenomeni di compressione e trazione.

Per l'analisi del cammino di solito si usano dalle due alle tre piattaforme che devono essere ben integrate con il terreno per evitare modifiche della normale deambulazione del soggetto. Le dimensioni delle piattaforme sono molto variabili: in commercio infatti si possono trovare piattaforme abbastanza grandi da essere sicuri che il piede poggerà completamente, ma con il rischio che durante il cammino i due piedi poggino sulla stessa pedana. Bisogna quindi trovare un compromesso che dipende anche dal movimento che si deve esaminare. Tramite le pedane di forza si possono quindi ricostruire i grafici delle reazioni vincolari: in un soggetto sano, la forza rimane nulla durante la fase di pendolamento in quanto non ci sono interazioni tra il paziente e il terreno, nella fase di appoggio, invece, presenta un avvallamento dovuto al trasferimento del carico fino all'avampiede.

3.3 Sistemi per analisi aggiuntive

Altri dati che possono essere presi in considerazione per uno studio ancora più completo del movimento sono l'equilibrio e la pressione.

La posturografia misura il centro di massa e la sua proiezione sul terreno. Se nel tempo il centro di massa risulta grossomodo nello stesso punto vuol dire che l'equilibrio del paziente è buono.

La baropodometria da informazioni sull'andamento della pressione sotto il piede a contatto con il terreno tramite l'uso di materiali fotoelastomeccanici, trasduttori estensimetrici o piezoelettrici.

Un ulteriore dato che può essere usato è l'elettromiografia ovvero il prelievo del segnale EMG dai muscoli quando questi compiono l'atto motorio. Tale segnale non dà però informazioni sulla forza del muscolo ma indica soltanto se quest'ultimo è attivo o meno. Il prelievo può essere di superficie o ad ago. Il primo risulta essere meno invasivo dando al paziente la possibilità di compiere serenamente il gesto atletico. Il secondo invece risulta più doloroso per il soggetto ma si riesce ad abbattere gran parte del rumore dovuto al tessuto interposto tra il muscolo e l'elettrodo e in più si ha una misura più selettiva limitando il volume di prelievo e quindi il crosstalk.



Figura 3.14: Elettromiografia ad ago

Capitolo 4

Progettazione dei gusci per l'analisi cinematica

L'approccio che è stato usato, in tale lavoro di tesi, per minimizzare l'artefatto da movimento, è stato quello di progettare dei gusci rigidi per l'analisi cinematica, in modo tale da posizionare i marker non direttamente sulla pelle e portare quindi al minimo lo scorrimento tra questi e la cute.

Una volta prelevati i dati cinematici, il presente lavoro ha avuto come obiettivo la progettazione vera e propria del giunto flottante per la costruzione dell'ortesi di caviglia e la valutazione delle sue proprietà meccaniche.

4.1 Reverse Engineering

Per la progettazione dei gusci e successivamente del prototipo dell'ortesi, è stato sfruttato il concetto dell'Ingegneria inversa (Reverse Engineering), ovvero partendo da una nuvola di punti, prelevata con varie tecniche di digitalizzazione 3D, si arriva alla creazione di un modello CAD di un oggetto reale [16].

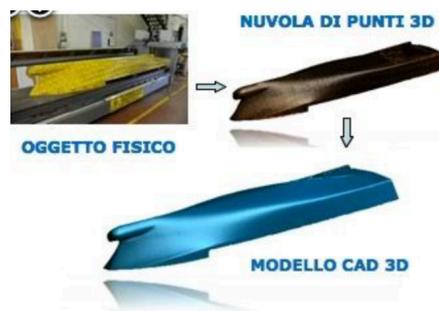


Figura 4.1: Processo di Reverse Engineering

I sistemi dell'Ingegneria inversa possono essere classificati in diversi modi:

- in base a come vengono prelevate le informazioni: metodi senza o con contatto;
- in base a come interagisce l'energia emessa con l'oggetto da scansionare: metodi di visione passiva o attiva;
- in base a come viene calcolata la nuvola di punti: metodo a triangolazione o a tempo di volo;
- in base al sensore utilizzato: tastatori, sensori ottici, magnetici o acustici.

Nel presente lavoro di tesi, è stato utilizzato uno scanner 3D per acquisire l'anatomia del soggetto in modo da avere i gusci cinematici personalizzati sul paziente. Si ottiene così una nuvola di punti in cui ogni punto ha il suo corrispettivo nella realtà. Lo scanner utilizzato preleva i dati tramite una tecnologia attiva senza contatto, ovvero, una volta che la luce emessa dallo strumento viene modificata dall'oggetto colpito, essa torna di nuovo alla sorgente e un sistema di rilevazione si occupa di registrare i segnali arrivati, costruendo così la nuvola di punti.

Lo scanner utilizzato, in tale lavoro di tesi, è stato lo EinScan – Pro.



Figura 4.2: EinScan – Pro

Tale scanner è provvisto dell'apposito manuale e del software adatto per prelevare le coordinate dei punti. Successivamente attraverso il software è possibile agire sulla scansione, modificando la nuvola di punti ed eliminando parti in più che sono state prelevate per errore.

Il dispositivo possiede quattro modalità di funzionamento:

- fixed scan: lo scanner è posizionato su un treppiedi;
- handheld HD scan;
- handheld rapid scan;
- automatic scan: l'oggetto da scansionare è posizionato su un piano rotante in dotazione che ruota mentre lo scanner preleva le informazioni.

La modalità utilizzata in questo lavoro è stata la terza, ovvero handheld rapid scan. Tale modalità consiste nel muovere manualmente lo scanner intorno all’oggetto mentre lo stesso rimane fermo.

In questo modo si ha un volume di scansione potenzialmente infinito e non si deve effettuare post – processing. Nella tabella 4.1 vengono riportate le specifiche dello scanner con tale modalità di funzionamento.

Scan Mode	Handheld rapid scan
Single Shot Accuracy	0,3 mm
Scan Speed	550.000 points/sec
Point Distance	0,5 - 2 mm
Texture Scan	Yes
Align Mode	Markers Alignment; Feature Alignment
Outdoor Operation	No
Special Objects for Scanning	For the transparent, highly reflective or some dark objects, please spray powder before scanning
Single Scan Range	210x150 mm
Light Source	White light LED
Printable Data Output	Able to export watertight 3D model directly to 3D printing
Data Forma	OBJ, STL, ASC, PLY
Turntable Loading Capacit	5 kg
Scanner Body Weight	0,8 kg
Supported OS	Windows 7, 8 or 10, 64 bit
Dispaly Card	NVIDIA GTX660

Tabella 4.1: Specifiche dello scanner EinScan – Pro

4.2 Costruzione dei gusci cinematici

Il processo di realizzazione dei gusci segue i seguenti passaggi:

- scansione della gamba sinistra e del dorso del piede su appoggio bipodale. Il piede sinistro poggia su una schiuma fenolica per prelevare l’impronta plantare;
- scansione della schiuma;
- elaborazione delle scansioni;

- realizzazione delle superfici dei gusci;
- realizzazione dei solidi;
- stampa 3D dei modelli.

Mediante lo scanner sopracitato, sono state effettuate le scansioni su un soggetto donna di 23 anni apparentemente in buona salute.

Inizialmente sono state scansionate la gamba sinistra e la parte superiore del piede sinistro in appoggio bipodale. Successivamente è stata scansionata la schiuma fenolica sulla quale era poggiato il piede in modo da avere le informazioni sulla pianta in condizioni di appoggio pieno.

Sulla schiuma fenolica sono stati posizionati quattro marker agli estremi per facilitare l'allineamento delle due scansioni durante la successiva elaborazione dei dati.



Figura 4.3: Scansione della gamba sinistra in appoggio bipodale



Figura 4.4: Impronta plantare

Una volta effettuate le scansioni si è passato alla manipolazione della nuvola di punti.

Il programma utilizzato in questa fase è stato Meshlab.

Gli step che sono stati seguiti in questa prima fase di elaborazione delle scansioni sono stati i seguenti:

- sono state rimosse le parti delle scansioni in eccesso;
- tramite i marker posizionati sugli estremi della schiuma fenolica e il comando *Align* di Meshlab sono state allineate le due scansioni;
- è stato applicato il filtro VCG che permette di fondere le due mesh in una.

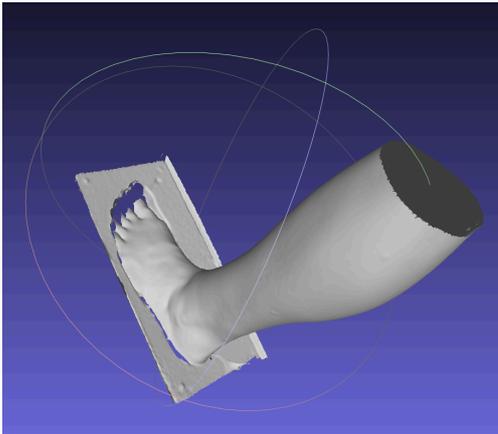


Figura 4.5: Importazione della scansione della gamba in Meshlab

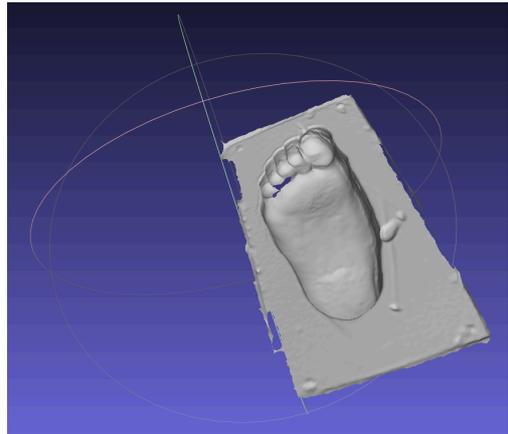


Figura 4.6: Importazione della scansione della schiuma in Meshlab

In realtà Meshlab dà la possibilità di utilizzare filtri diversi tra di loro. La nostra scelta è ricaduta sul filtro VCG in quanto rappresenta un'estensione del metodo volumetrico di cui si parla in [17].

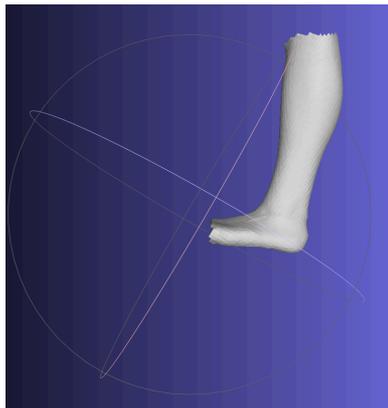


Figura 4.7: Modello della gamba e del piede dopo il filtraggio

Una volta ottenuto tale modello il file è stato salvato in formato *.stl* ed è stato importato su Rhinoceros per la realizzazione delle superfici dei gusci del piede e della gamba.

A questo punto gli step seguiti sono stati:

- costruzione delle polilinee grazie al comando *Polylines on mesh*;
- tramite i comandi *Patch*, *Sweep a due binari* e/o *Reti di curve* sono state create le superfici.

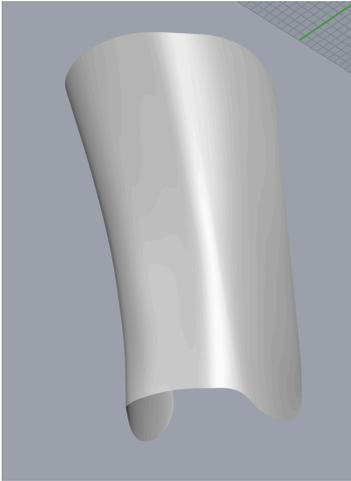


Figura 4.8: Superficie del guscio gamba

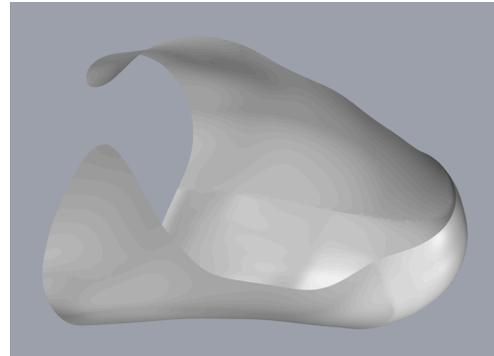


Figura 4.9: Superficie del guscio piede

Successivamente le superfici sono state importate su Blender per la costruzione dei modelli solidi tramite il comando *Solidify* impostando uno spessore di 2 mm. In seguito sono stati aggiunti dei rilievi circolari di diametro di 17 mm come riferimento per il posizionamento dei marker durante l'analisi cinematica. Una volta realizzato il modello CAD, si è proceduto alla stampa dei gusci cinemati. Si è utilizzata la stampante 3D Stratasys uPrint SE Plus del Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale del Politecnico di Torino. Il risultato finale è riportato nelle figure 4.10 e 4.11.

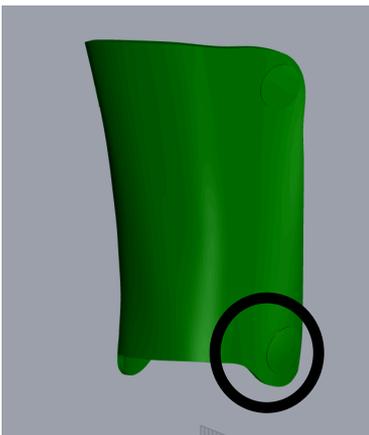


Figura 4.10: Solido del guscio gamba con evidenziato il rilievo per il posizionamento dei marker

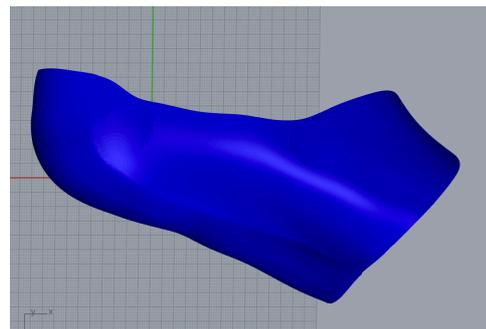


Figura 4.11: Solido del guscio piede

Dopo la stampa, è stato rimosso il materiale di supporto dai gusci e quest'ultimi sono stati indossati dal soggetto. Per aumentare il comfort durante la camminata sono state inserite delle imbottiture di spugna tramite una colla per plastiche. Queste sono state posizionate nelle zone laterali sia del guscio della gamba che del piede e inoltre su quest'ultimo sono state posizionate anche nella zona del calcagno e nella zona di contatto con il dorso del piede. Dopodiché, per evitare lo scivolamento del piede in avanti è stata aggiunta anteriormente una soletta nella zona a contatto con la pianta del piede. Dopo aver realizzato l'imbottitura sono state inserite delle strisce di velcro per tenere entrambi i gusci saldi al soggetto durante la deambulazione. In particolare, sul guscio del piede è stata inserita in corrispondenza del tallone una striscia di tessuto con del velcro cucito in modo da evitare lo scalcagnamento. Nelle figure 4.12, 4.13 e 4.14 possiamo notare il risultato finale dei gusci ottenuti dopo la stampa.



Figura 4.12: Gusci per la cinematica (a sinistra vista anteriore e a destra vista posteriore)



Figura 4.13: Gusci per la cinematica (vista laterale)



Figura 4.14: Gusci per la cinematica (vista mediale)

4.3 Strumenti e materiali usati per la stampa

4.3.1 Stampante 3D Stratasys uPrint SEplus

La stampante uPrint SE Plus dell'Energy Group sfrutta la tecnologia di modellazione a deposizione fusa (FDM) di ABSplus che permette di creare modelli realizzati prima su CAD. Essa consiste nel portare il materiale ad uno stato semiliquido ed attraverso una testina mobile di depositarlo su un'apposita piastra di sostegno. Una volta terminata la stampa è sufficiente rimuovere la base riciclabile e staccare il modello da essa e dal materiale di supporto.

Si può scegliere se stampare il prototipo in modalità veloce riducendo considerevolmente i tempi di stampa (del 30%) oppure alla massima risoluzione.

Viene inoltre dato in dotazione:

- fornitura iniziale del materiale e basi;
- software GrabCAD e CatalystEX per gestire il lavoro;
- sistema di rimozione dei supporti WaveWash.

Il software è utile per scegliere l'orientazione del modello in modo da trovare un compromesso tra il materiale di supporto usato durante la stampa e il tempo necessario per avere il lavoro finito.



Figura 4.15: Stampante 3D Stratasys uPrint SE Plus

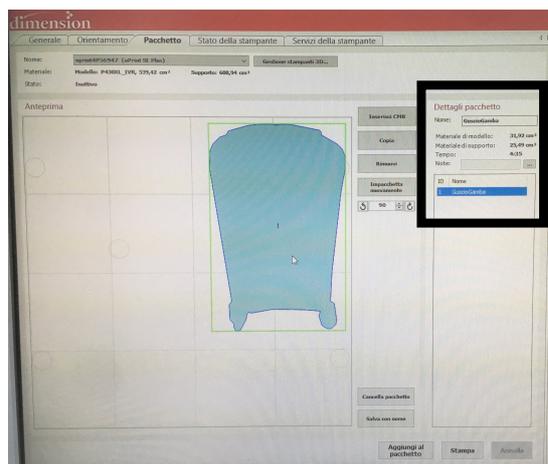


Figura 4.16: Esempio di schermata del software della stampante 3D

In figura 4.16 notiamo evidenziati i dettagli del pacchetto. Come possiamo vedere, per stampare il guscio della gamba abbiamo orientato il prototipo orizzontalmente; inoltre la quantità di materiale del modello e del supporto usata è stata rispettivamente di $31,92 \text{ cm}^3$ e $25,49 \text{ cm}^3$. Il software in più dà anche una stima del tempo di stampa che in questo caso è stato di 4 ore e 35 minuti.

Nella tabella 4.2 sono elencate le caratteristiche della stampante.

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

Tabella 4.2: Caratteristiche stampante 3D uPrint SE Plus

4.3.2 ABS

L'ABS (o acrilonitrile – butadiene – stirene) è un polimero termoplastico.

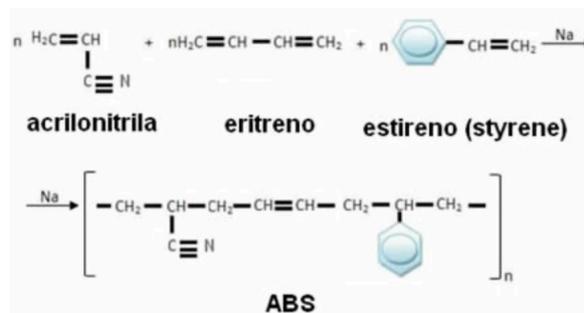


Figura 4.17: Formula di struttura dell'ABS

Cambiando le proporzioni relative tra i vari componenti si possono modificare le sue proprietà meccaniche ma in linea di massima risulta essere un materiale duro e resistente agli urti.

Anche a seconda delle temperature di stampaggio le caratteristiche dell'ABS mutano: uno stampaggio ad elevate temperature favorisce un buon risultato estetico e migliora la resistenza termica, invece uno stampaggio a temperature più basse rende il modello più solido e più resistente all'impatto.

Per queste sue caratteristiche l'ABS è un materiale che viene usato spesso per le stampe 3D di modelli CAD mediante la tecnologia FDM spiegata precedentemente.

Capitolo 5

Progettazione del giunto flottante dell'ortesi di caviglia

Per la realizzazione dell'ortesi è fondamentale capire dove posizionare il giunto. Quest'ultimo deve infatti trovarsi sulla retta passante per l'asse medio di rotazione della caviglia. Come già discusso nei capitoli precedenti, erroneamente si pensava che tale asse si trovasse in corrispondenza della retta che collega i due malleoli; invece, attraverso diversi studi, si è osservato che tale asse cambia continuamente durante il cammino. Lo scopo di tale lavoro di tesi consiste, quindi nel progettare un giunto che riesca a seguire più o meno la variabilità che l'asse di rotazione della caviglia ha durante il cammino favorendo quindi anche dei movimenti diversi rispetto a quello preponderante di flesso – estensione del piede e una deambulazione più naturale.

5.1 Teoria IHA

Per ovviare al problema esposto prima si è ricorsi alla teoria degli assi elicoidali istantanei introdotta da Woltring et al [18].

Il movimento relativo di due segmenti che si trovano ad interagire nel corso del tempo è determinato da una traslazione e da una rotazione lungo un'asse nello spazio. Nel nostro caso, considerando quindi l'articolazione della caviglia, quest'asse permette di descrivere come varia l'asse della cerniera (ovvero della caviglia) nel tempo.

Per descrivere in modo completo IHA (assi elicoidali istantanei) bisogna conoscere la posizione e la direzione. La prima viene indicata con il vettore $\underline{s}(t)$, la seconda con $\underline{n}(t)$. Invece per determinare la quantità di moto istantanea bisogna introdurre la velocità di traslazione $\underline{v}(t)$ e quella di rotazione $\underline{w}(t)$.

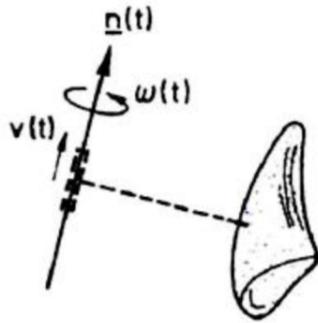


Figura 5.1: Asse istantaneo dell'elica [19]

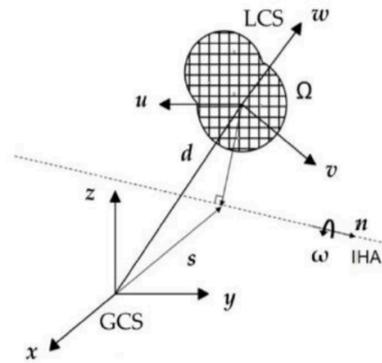


Figura 5.2: Rappresentazione dell'asse elicoidale con i suoi parametri

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

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

Una volta individuati, tramite l'analisi cinematica e opportune routine Matlab [20], tutti i parametri che descrivono gli assi elicoidali istantanei è stato calcolato l'asse elicoidale medio (MHA) per ottenere una visione globale dei dati. Tale asse è stato calcolato sfruttando la tecnica dei minimi quadrati. L'MHA è descritto dagli stessi parametri che descrivono l'asse elicoidale istantaneo, ovvero posizione (indicata con s_{opt}) e direzione (indicata con n_{opt}). Inoltre riducendo al minimo la distanza d_i tra l' i -esimo asse elicoidale istantaneo e il punto generico s , si può determinare la posizione dell'MHA più vicina a tutti gli IHA.

5.2 Correzione dei dati cinematici di studi precedenti

Inizialmente per la progettazione del giunto si sono tenuti in considerazione i dati cinematici provenienti da un lavoro di tesi precedente [21] che riguardavano la deambulazione di una donna sana di 24 anni (soggetto 1). Da questi sono stati quindi calcolati gli assi elicoidali istantanei e gli MHA delle varie prove del cammino e di dorsi – plantarflessione effettuate nel laboratorio di analisi del movimento dell'Istituto Rizzoli di Bologna. Di seguito viene riportato il posizionamento dei marker anatomici e tecnici utilizzati nello studio.

Marker tecnici:

- TMedProx: marker medio prossimale del guscio della gamba;
- TLatProx: marker latero prossimale del guscio della gamba;
- TMedDis: marker medio distale del guscio della gamba;
- TLatDis: marker latero distale del guscio della gamba;
- 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.

Marker anatomici:

- 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;
- LMM: malleolo mediale sinistro;
- LSM: testa del II metatarso sinistro.

Tramite i marker descritti prima è stato possibile calcolare gli IHA e i relativi MHA delle varie prove in quattro condizioni differenti:

- sistema di riferimento anatomico della gamba sinistra con modello rigido del piede costruito con i marker tecnici;
- sistema di riferimento anatomico della gamba sinistra con modello rigido del piede costruito con i marker anatomici;
- sistema di riferimento tecnico della gamba sinistra con modello rigido del piede costruito con i marker tecnici;
- sistema di riferimento tecnico della gamba sinistra con modello rigido del piede costruito con i marker anatomici.

Nel presente lavoro di tesi sono stati considerati solo i dati cinematici nel primo e nel terzo sistema di riferimento, in quanto si era già osservato in un lavoro di tesi precedente [21] che i dati ottenuti con gli altri due sistemi di riferimento risultavano molto dispersi. Passiamo quindi alla descrizione dei sistemi di riferimento utilizzati.

Il sistema di riferimento anatomico è solidale alla gamba sinistra ed è stato definito nel modo seguente:

- Sho: l'origine è collocata nel punto medio dell'asse che collega i due malleoli;
- asse v: è rappresentata dall'asse inter – malleolare ed ha verso positivo dal malleolo mediale al malleolo laterale;
- asse u: è ortogonale al piano definito dai malleoli e dalla testa della fibula HF. Ha verso positivo dalla parte posteriore alla parte anteriore del piede;
- asse w: è perpendicolare agli altri due assi ed è diretto verso l'alto.

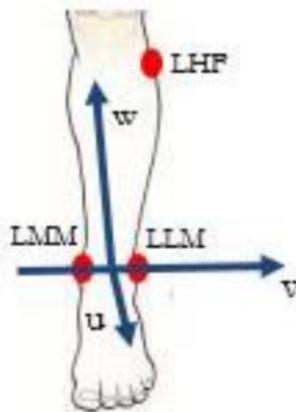


Figura 5.3: Sistema di riferimento anatomico della gamba

Il sistema di riferimento tecnico della gamba è costituito da:

- Shogus: l'origine è collocata nel punto medio del segmento che congiunge TMedDis e TLatDis;
- asse vtt: è l'asse passante per i marker TMedDis e TLatDis con direzione dal mediale al laterale;
- asse utt: è ortogonale al piano definito da TMedDis, TLatDis e TMedProx. Ha verso positivo dalla parte posteriore alla parte anteriore del piede;
- asse wtt: è ortogonale al piano vtt – utt ed è rivolto verso l'alto.

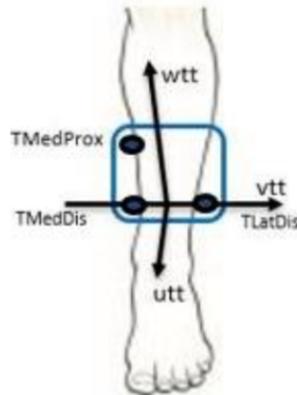


Figura 5.4: Sistema di riferimento tecnico della gamba

Dai vari MHA delle varie prove cinematiche si è ricavato, tramite una routine Matlab, un MHA medio che descrivesse nel globale tutte le prove. Si è quindi ragionevolmente scelto tale asse come riferimento per la costruzione del giunto. Prima di passare alla costruzione vera e propria del modello CAD si è scelto di rappresentare gli MHA delle varie prove e l'MHA medio sulle scansioni del soggetto 1. Si è quindi costruito sul CAD il sistema di riferimento anatomico e il sistema di riferimento tecnico che sono stati usati durante l'analisi cinematica.



Figura 5.5: Sistema di riferimento anatomico della gamba

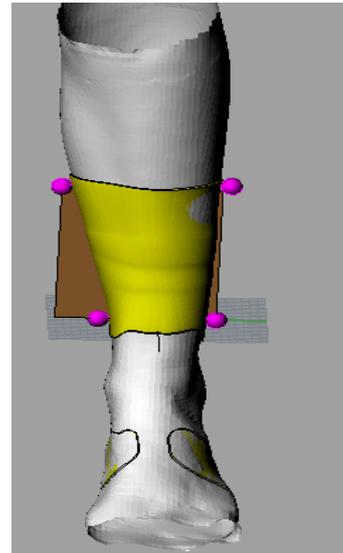


Figura 5.6: Sistema di riferimento tecnico della gamba

Una volta raffigurati i sistemi di riferimento sono state plottate le coordinate dei punti A e B che delimitano gli estremi degli MHA (A indica la zona laterale mentre B la zona mediale). In particolare questi due punti rappresentano le intersezioni degli assi con due piani sagittali posizionati idealmente a ± 40 mm dall'origine. Si ottengono così le rappresentazioni nelle figure 5.7 e 5.8:

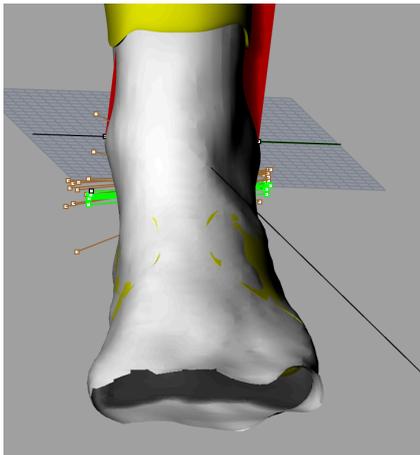


Figura 5.7: Assi MHA nel sistema di riferimento anatomico della gamba: MHA del cammino in verde, MHA di dorsi – plantarflexione in marrone

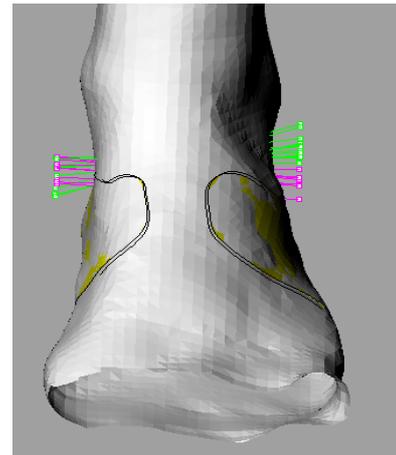


Figura 5.8: Assi MHA nel sistema di riferimento tecnico della gamba: MHA del cammino in magenta, MHA di dorsi – plantarflexione in verde

Successivamente si è rappresentato l'MHA medio sia delle prove del cammino sia delle prove di dorsi – plantarflexione nel sistema di riferimento tecnico della gamba:

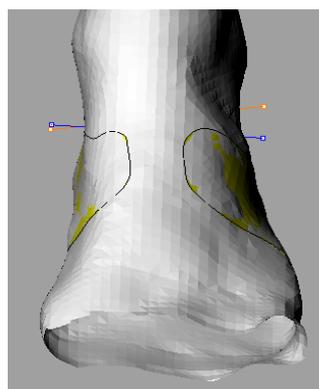


Figura 5.9: Assi MHA medi nel sistema di riferimento tecnico della gamba: MHA medio del cammino in blu, MHA medio di dorsi – plantarflexione in arancione

Per la costruzione del giunto si è scelto di lavorare solo con i dati relativi al cammino in quanto quelli di dorsiflessione – plantarflessione già visivamente risultavano molto dispersi.

Inoltre da questa rappresentazione si è notato che l'asse MHA medio del cammino plottato nel sistema di riferimento tecnico della gamba risulta discostato di molto dai malleoli. Da questo è stato dedotto che in sede di analisi il guscio della gamba non sia stato posizionato in modo corretto, collocandolo troppo in alto rispetto alla zona per la quale era stato progettato. Questo ha portato ad un'alterazione dei dati cinematici. La correzione di tali dati è stata effettuata partendo dalle coordinate dei punti A e B nel sistema di riferimento tecnico della gamba e tramite l'apposita matrice di trasformazione portarli indirettamente nel sistema di riferimento anatomico (che comunque non può essere in alcun modo alterato avendo preso come riferimento dei reperi anatomici). Il plottaggio dei nuovi assi viene riportato in figura 5.10:

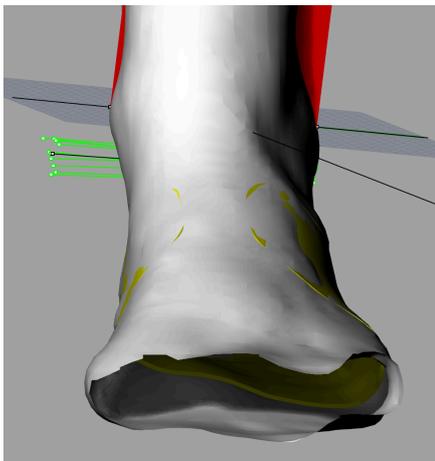


Figura 5.10: Assi MHA del cammino del sistema di riferimento tecnico della gamba riportati nel sistema di riferimento anatomico

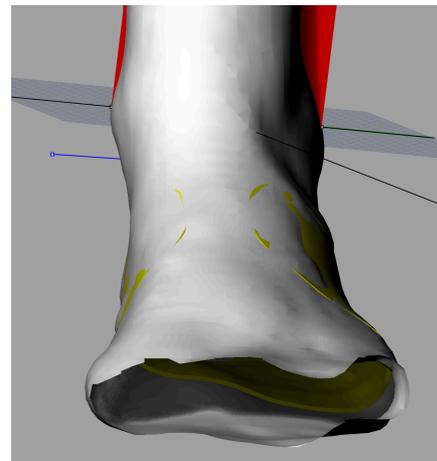


Figura 5.11 Asse MHA del cammino del sistema di riferimento tecnico della gamba riportato nel sistema di riferimento anatomico

Dalle immagini si può dedurre che in questo modo gli assi MHA sono più prossimi ai malleoli rispetto al caso dove non veniva utilizzata la matrice di trasformazione. Questo conferma quindi il mal posizionamento dei gusci durante le prove cinematiche.

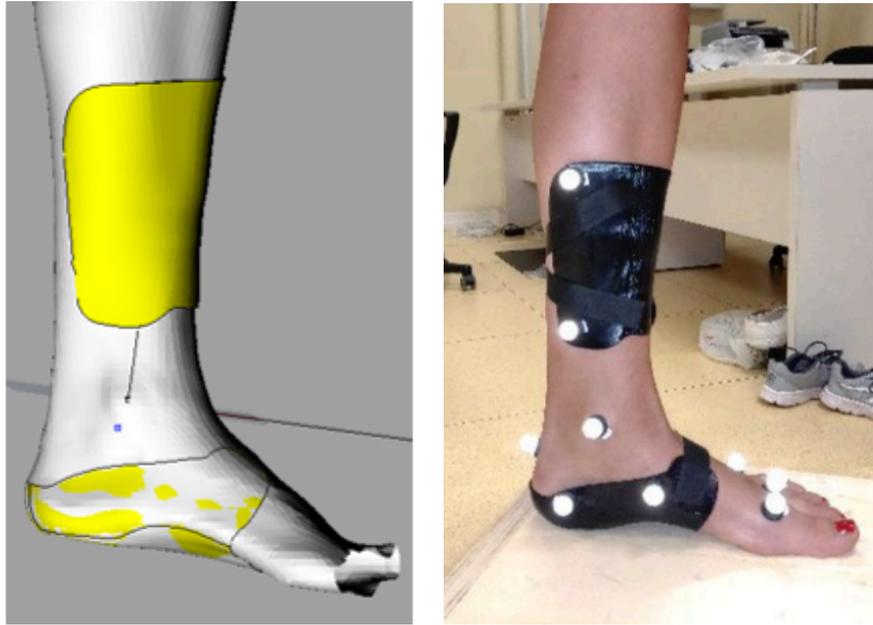


Figura 5.12: Confronto tra il posizionamento del guscio della gamba in laboratorio e il modello CAD

Successivamente l'MHA medio è stato riportato sulla nuova scansione (soggetto 2) sfruttando delle proporzioni basate sulle dimensioni caratteristiche del piede:

- lunghezza del piede (lungo l'asse orizzontale del piede);
- distanza malleolo – pianta del piede (lungo l'asse longitudinale).

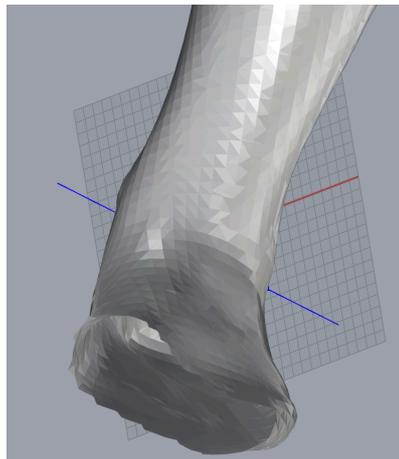


Figura 5.13: Asse MHA medio del cammino riportato sulla scansione del soggetto 2

5.3 Progettazione dell'ortesi

Dopo aver individuato la posizione del giunto, si è affrontato il problema della progettazione vera e propria dell'ortesi. Si è lavorato inizialmente sui disegni dei gusci cinematici già realizzati sul secondo soggetto. Di seguito analizzeremo le varie parti che compongono l'ortesi.

5.3.1 Guscio della gamba

Si è scelto di realizzare il guscio della gamba a spessore variabile partendo inizialmente con 3 mm, continuando con 4 mm in corrispondenza dei prolungamenti laterali e tornando a 3 mm in prossimità del foro su cui verrà poi costruito il giunto.

Si è deciso di aumentare in alcune zone lo spessore per renderle meno soggette a rottura durante la camminata.

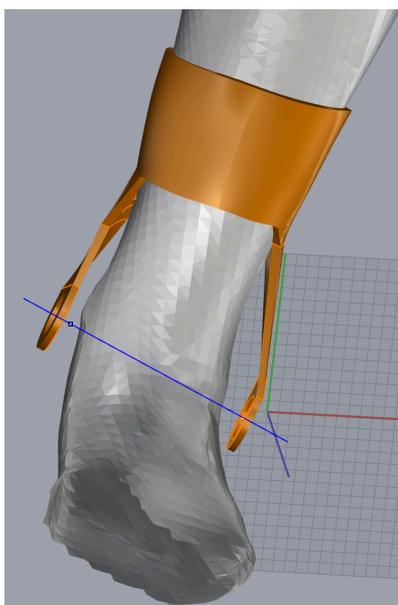


Figura 5.14: Orttesi della caviglia, particolare del guscio gamba

Inoltre vista la posizione dell'MHA medio si è scelto di progettare il guscio della gamba in modo tale che in corrispondenza dei malleoli si discosti dalla pelle così da evitare dolore al paziente durante la deambulazione.

In corrispondenza dell'MHA medio si è realizzato un foro di 20 mm di diametro con la superficie ortogonale all'asse in modo da sfruttare tutto il gioco possibile.

5.3.2 Guscio del piede

Contrariamente al guscio della gamba, il guscio del piede è stato costruito con uno spessore costante di 3 mm. Sono stati aggiunti dei prolungamenti laterali rispetto al guscio cinematico per lasciar spazio al perno che poi formerà il giunto. Inoltre sono stati inseriti dei rialzi perpendicolari all'asse MHA medio per avere il massimo movimento relativo del guscio gamba con il guscio piede.

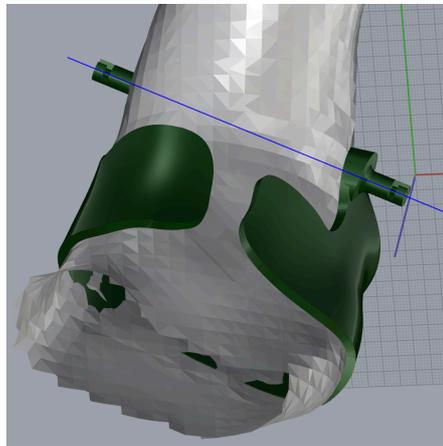


Figura 5.15: Ortesi della caviglia, particolare del guscio piede

Per quanto riguarda il perno, questo ha lunghezza di 14 mm e un diametro pari 7 mm. Ciò permette un gioco di 13 mm lungo l'asse longitudinale e antero – posteriore e un gioco di 6 mm lungo l'asse medio – laterale.

Sul perno è stato realizzato un sistema di bloccaggio in modo da evitare la fuoriuscita del guscio della gamba durante i movimenti. Esso è composto da una guida ad L di dimensioni 2.5x5x2 mm e da un tappo esterno. Il tappo ha spessore 5 mm, diametro interno 7 mm e diametro esterno 21 mm in modo da non rischiare che possa entrare nel foro del guscio della gamba.

Sul tappo è stato anche realizzato un dente di dimensioni 2x2.5 mm in modo che possa scorrere all'interno della guida. Infine all'interno della guida è stato inserito un piccolo scalino di altezza 0.5 mm che ha lo scopo di bloccare il dente del tappo una volta che è stato inserito.

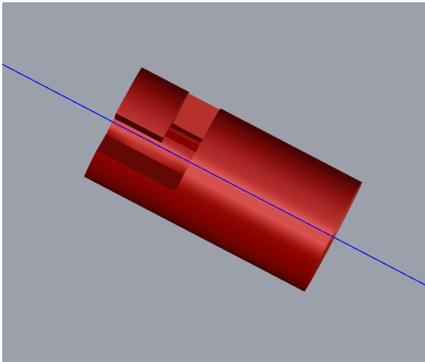


Figura 5.16: Ortesi della caviglia, particolare del perno

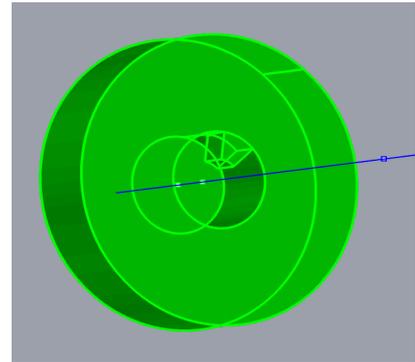


Figura 5.17: Ortesi della caviglia, particolare del tappo

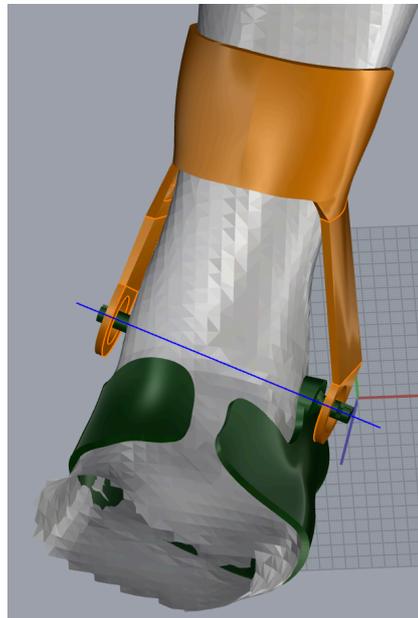


Figura 5.18: Ortesi completa

In figura 5.19, 5.20, 5.21 e 5.22 possiamo notare l'ortesi dopo la stampa.



Figura 5.19: Particolare del tappo (a sinistra), particolare del perno (a destra) e particolare del giunto nel complesso (al centro)



Figura 5.20: Ortesi (a sinistra vista anteriore e a destra vista posteriore)



Figura 5.21: Ortesi (vista mediale)



Figura 5.22: Ortesi (vista laterale)

Capitolo 6

Prove di analisi cinematica

Una volta realizzata l'ortesi e soprattutto i gusci descritti nei capitoli precedenti si è deciso di effettuare un'analisi cinematica per due ragioni:

- confermare il metodo sviluppato nel lavoro [21] e quindi la riduzione effettiva dell'artefatto da tessuto molle rispetto al posizionamento dei marker direttamente sulla pelle;
- prelevare i dati cinematici del soggetto 2 sui quali successivamente verrà progettata la nuova ortesi.

Le prove sono state svolte presso il Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna e sono state svolte in un'unica sessione, in condizioni esterne stabili.

6.1 Setting del laboratorio e marker set

La strumentazione utilizzata consta di:

- 8 telecamere M2;
- datastation Vicon 612 (Vicon Motion Capture, Oxford UK);
- marker sferici passivi di raggio 7 mm.

La frequenza di campionamento delle telecamere utilizzata per il prelievo dei dati è stata impostata a 100 Hz.

I marker sono stati posizionati sull'arto inferiore, in particolare quello sinistro, secondo il protocollo definito dalla IOR di Bologna.

I punti scelti sono dei reperi anatomici:

- 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 ricostruito);
- LMM: malleolo mediale sinistro (marker ricostruito);
- LSM: testa del II metatarso sinistro (marker ricostruito).

Oltre questi marker sono stati aggiunti anche dei marker lateralmente e medialmente sia sul guscio della gamba sia sul guscio del piede.

- TMedProx: marker medio prossimale del guscio della gamba;
- TLatProx: marker latero prossimale del guscio della gamba;
- TMedDis: marker medio distale del guscio della gamba;
- TLatDis: marker latero distale del guscio della gamba;
- 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.



Figura 6.1:
Posizionamento dei
marker (vista frontale)



Figura 6.2: Posizionamento dei marker (a sinistra vista
laterale e a destra vista mediale)

6.2 Prove svolte

I movimenti esaminati sono stati i seguenti:

- cinque ripetizioni di cammino a velocità normale;
- cinque ripetizioni di cammino a velocità elevata;
- cinque ripetizioni di dorsi – plantarflexione 3 pose: il movimento consiste nel partire con la gamba destra all'indietro, poi si passa alla posizione neutra e la prova si conclude portando la gamba destra in avanti. In questo modo si passa dalla massima plantarflexione alla massima dorsiflessione per la caviglia sinistra;



Figura 6.3: Dorsi – plantarflexione 3 pose

- una ripetizione da cinque cicli di dorsi – plantarflexione attiva eseguita in posizione eretta;



Figura 6.4: Dorsi – plantarflexione attiva

- quattro ripetizioni da cinque cicli di dorsì – plantarflexione passiva con il soggetto seduto, con gamba sospesa, eseguita da quattro operatori diversi;



Figura 6.5: Dorsì – plantarflexione passiva con soggetto seduto

- quattro ripetizioni da cinque cicli di dorsì – plantarflexione passiva con il soggetto disteso su un lettino eseguita da quattro operatori diversi.

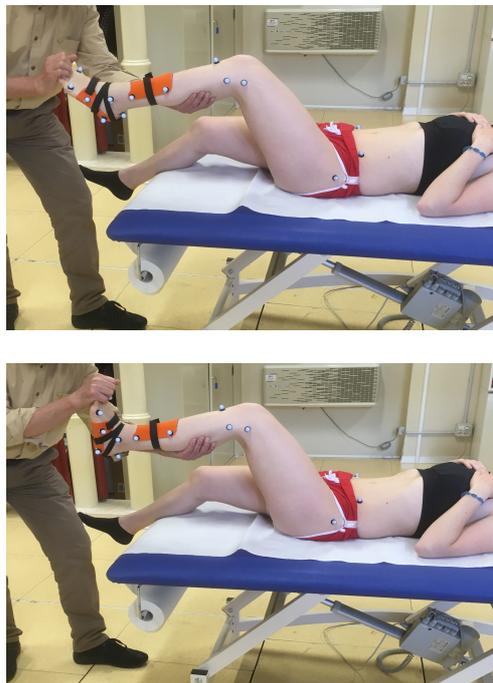


Figura 6.6: Dorsì – plantarflexione passiva con soggetto sdraiato sul lettino

Il sistema di acquisizione Vicon ha prodotto diversi file .cvs per ogni prova effettuata. I file contengono come informazione:

- le coordinate X, Y e Z in mm per ogni marker nel sistema di riferimento globale del laboratorio;
- le coordinate dell'angolo articolare tra la gamba e il piede.

Le coordinate del sistema di riferimento globale sono state convertite tramite apposite routine Matlab [20] nei sistemi di riferimento locali spiegati precedentemente.

6.3 Sistemi di riferimento

Oltre i sistemi di riferimento elencati nel capitolo 5, ovvero i sistemi di riferimento anatomico e tecnico della gamba, si è introdotto un ulteriore sistema di riferimento locale che tenesse in considerazione il piede. Tale sistema di riferimento è stato costruito partendo dai marker tecnici posizionati sul guscio cinemático del piede stesso.

Esso è stato definito nel modo seguente:

- Shogus: l'origine è collocata nel punto medio del segmento che congiunge FMedDis e FLatDis;
- asse v: è l'asse passante per i marker FMedDis e FLatDis con direzione dal mediale al laterale;
- asse u: è ortogonale al piano definito da FMedDis, FLatDis e FMedProx;
- asse w: è perpendicolare al piano formato dagli assi precedenti.

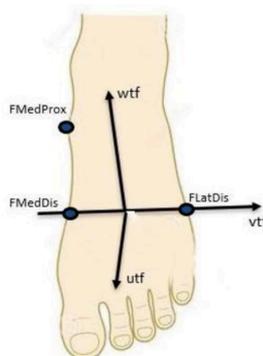


Figura 6.7: Sistema di riferimento tecnico del piede

Capitolo 7

Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

Nel presente capitolo si sono voluti riportare i risultati sperimentali ottenuti dall'analisi cinematica introdotta nel capitolo 6. In particolare tale studio si è prefissato due obiettivi principali:

- validare il metodo svolto in un lavoro di tesi precedente [21];
- individuare gli assi elicoidali sul nuovo soggetto in modo da proseguire con la progettazione del giunto con asse di rotazione flottante.

Per quanto riguarda il primo punto, i dati sono stati confrontati con quelli ottenuti sul soggetto 1, tenendo conto dell'individualità dei due soggetti, dell'uso di gusci diversi e del contributo di operatori differenti per quanto riguarda le prove di dorsi – plantarflexione passiva.

Si è quindi effettuato tale confronto per valutare:

- la rigidità dei cluster di marker tecnici e anatomici;
- il comportamento degli IHA durante la dorsi – plantarflexione del piede.

7.1 Valutazione della rigidità dei cluster di marker

7.1.1 Calcolo e discussione del coefficiente di rigidità

È bene ricordare che l'introduzione dei gusci cinematici è nata per ridurre il più possibile l'artefatto da tessuto molle prodotto dallo scorrimento tra la cute e i marker. Per questo è stato ritenuto giusto analizzare la rigidità dei cluster di marker in modo da verificare se effettivamente il markerset tecnico avesse una rigidità maggiore rispetto al markerset anatomico e che quindi fornisse dei risultati più attendibili.

Entrambi i tipi di cluster, sia quello tecnico che quello anatomico, sono costituiti da quattro marker, quindi per ognuno è stato possibile calcolare sei distanze.

Successivamente tramite il calcolo della loro media e deviazione standard è stato possibile calcolare il coefficiente di rigidità in percentuale (CV%) ottenendone sei valori tramite la definizione seguente:

$$\sigma^* = \frac{\sigma}{|\mu|} \cdot 100$$

Esso quindi è stato calcolato tramite il rapporto tra la deviazione standard e il valore assoluto della media.

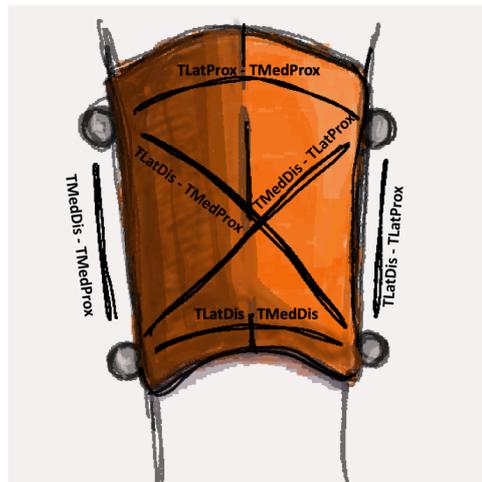


Figura 7.1: Schema delle distanze relative tra i marker del guscio della gamba [22]

In un secondo momento i sei valori ottenuti per ogni cluster sono stati mediati per avere un'informazione globale sulla loro rigidità. È stato anche calcolato il valore massimo di CV% in modo da avere un feedback sul caso peggiore. Quest'operazione è stata ripetuta per ogni cluster (tecnico gamba, tecnico piede, anatomico gamba e anatomico piede) per ogni prova. In seguito sono stati calcolati il CV% medio e il CV% massimo raggruppando le varie prove per tipo (dorsi – plantarflessione attiva, dorsi – plantarflessione passiva, dorsi – plantarflessione passiva con il soggetto sdraiato sul lettino, cammino e cammino veloce). Di seguito vengono riportati i dati ottenuti (soggetto 2) paragonati a quelli ottenuti precedentemente (soggetto 1).

Prova di dorsi – plantarflessione attiva

Il confronto è stato svolto per ogni singolo cluster di marker. In questo caso è stata svolta soltanto una prova.

cluster tecnico della gamba

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
Dpf attiva	1.505	0.699

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
Dpf attiva	0.795	0.444

Tabella 7.1: Cv% calcolato per il cluster tecnico della gamba per entrambi i soggetti

cluster anatomico della gamba

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
Dpf attiva	1.298	0.958

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
Dpf attiva	1.323	0.781

Tabella 7.2: Cv% calcolato per il cluster anatomico della gamba per entrambi i soggetti

cluster tecnico del piede

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
Dpf attiva	0.971	0.709

Soggetto 2	CV% Max	CV% medio
Dpf attiva	1.21	0.859

Tabella 7.3: Cv% calcolato per il cluster tecnico del piede per entrambi i soggetti

cluster anatomico del piede

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
Dpf attiva	17.967	5.519

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
Dpf attiva	16.558	5.122

Tabella 7.4: Cv% calcolato per il cluster anatomico del piede per entrambi i soggetti

Prove di dorsi – plantarflessione passiva su lettino

Il confronto è stato svolto per ogni singolo cluster di marker. In questo caso sono state svolte quattro prove diverse con operatori differenti (A, B, C e D).

cluster tecnico della gamba

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
OpA	1.448	0.748
OpB	1.917	0.843
OpC	1.848	0.953
OpD	2.03	1.035
Media e dev	1.811±	0.895±
std	0.253	0.125

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
OpA	0.309	0.197
OpB	0.679	0.489
OpC	0.598	0.312
OpD	1.083	0.563
Media e dev	0.667±	0.390±
std	0.319	0.166

Tabella 7.5: Cv% calcolato per il cluster tecnico della gamba per entrambi i soggetti

cluster anatomico della gamba

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
OpA	1.279	0.648
OpB	1.465	0.901
OpC	0.860	0.606
OpD	0.670	0.465
Media e dev	1.068±	0.655±
std	0.367	0.182

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
OpA	1.590	0.612
OpB	1.017	0.741
OpC	0.993	0.712
OpD	1.412	0.955
Media e dev	1.253±	0.755±
std	0.296	0.144

Tabella 7.6: Cv% calcolato per il cluster anatomico della gamba per entrambi i soggetti

cluster tecnico del piede

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
OpA	1.376	0.567
OpB	2.664	1.347
OpC	1.460	0.674
OpD	1.753	0.733
Media e dev	1.813±	0.830±
std	0.590	0.351

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
OpA	1.742	1.100
OpB	1.451	0.880
OpC	0.991	0.568
OpD	2.350	1.151
Media e dev	1.633±	0.925±
std	0.569	0.265

Tabella 7.7: Cv% calcolato per il cluster tecnico del piede per entrambi i soggetti

cluster anatomico del piede

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
OpA	7.600	2.662
OpB	11.121	3.815
OpC	11.454	3.835
OpD	5.004	2.072
Media e dev	8.795±	3.096±
std	3.070	0.875

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
OpA	5.351	2.079
OpB	3.235	1.526
OpC	5.269	2.002
OpD	8.053	2.498
Media e dev	5.477±	2.027±
dev std	1.977	0.398

Tabella 7.8: Cv% calcolato per il cluster anatomico del piede per entrambi i soggetti

Prove di dorsi – plantarflessione passiva

Il confronto è stato svolto per ogni singolo cluster di marker. In questo caso sono state svolte quattro prove diverse con operatori differenti (A, B, C e D).

cluster tecnico della gamba

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
OpA	0.492	0.326
OpB	0.407	0.278
OpC	0.623	0.368
OpD	0.687	0.389
Media e dev	0.552±	0.340±
std	0.126	0.049

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
OpA	0.229	0.179
OpB	0.799	0.395
OpC	0.588	0.293
OpD	0.449	0.240
Media e dev	0.516±	0.277±
std	0.239	0.091

Tabella 7.9: Cv% calcolato per il cluster tecnico della gamba per entrambi i soggetti

cluster anatomico della gamba

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
OpA	0.833	0.605
OpB	0.628	0.466
OpC	0.755	0.560
OpD	0.676	0.423
Media e dev	0.723±	0.513±
std	0.090	0.084

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
OpA	0.988	0.738
OpB	0.744	0.575
OpC	0.581	0.436
OpD	0.583	0.461
Media e dev	0.724±	0.552±
dev std	0.192	0.128

Tabella 7.10: Cv% calcolato per il cluster anatomico della gamba per entrambi i soggetti

cluster tecnico del piede

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
OpA	2.981	1.202
OpB	2.974	1.553
OpC	2.458	1.618
OpD	4.134	1.887
Media e dev	3.137±	1.565±
std	0.708	0.282

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
OpA	1.693	0.887
OpB	3.136	1.371
OpC	0.988	0.704
OpD	2.756	1.375
Media e dev	2.143±	1.084±
std	0.983	0.342

Tabella 7.11: Cv% calcolato per il cluster tecnico del piede per entrambi i soggetti

cluster anatomico del piede

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
OpA	14.571	4.394
OpB	11.971	3.513
OpC	7.368	2.312
OpD	9.609	3.259
Media e dev	10.880±	3.369±
std	3.096	0.856

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
OpA	3.868	1.458
OpB	6.568	2.015
OpC	4.547	1.782
OpD	6.392	2.174
Media e dev	5.344±	1.857±
std	1.343	0.311

Tabella 7.12: Cv% calcolato per il cluster anatomico del piede per entrambi i soggetti

Prove del cammino

Il confronto è stato svolto per ogni singolo cluster di marker. In questo caso sono state svolte cinque prove diverse.

cluster tecnico della gamba

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
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 e dev	0.952±	0.582±
std	0.113	0.163

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
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 e dev	0.826±	0.549±
std	0.186	0.125

Tabella 7.13: Cv% calcolato per il cluster tecnico della gamba per entrambi i soggetti

cluster anatomico della gamba

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
Cam00	1.598	0.763
Cam01	1.542	0.752
Cam02	1.433	0.770
Cam03	1.559	0.764
Cam04	1.377	0.733
Media e dev	1.502±	0.756±
std	0.093	0.014

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
Cam00	1.246	0.867
Cam01	1.304	0.956
Cam02	1.285	0.891
Cam03	1.343	0.925
Cam04	1.250	0.906
Media e dev	1.287±	0.909±
std	0.040	0.034

Tabella 7.14: Cv% calcolato per il cluster anatomico della gamba per entrambi i soggetti

cluster tecnico del piede

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
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 e dev	1.693±	1.206±
std	0.145	0.061

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
Cam00	1.293	1.004
Cam01	2.155	1.178
Cam02	1.700	1.202
Cam03	2.670	1.518
Cam04	1.474	1.073
Media e dev	1.858±	1.195±
std	0.556	0.197

Tabella 7.15: Cv% calcolato per il cluster tecnico del piede per entrambi i soggetti

cluster anatomico del piede

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
Cam00	16.270	5.843
Cam01	15.127	5.498
Cam02	15.913	5.804
Cam03	14.415	5.398
Cam04	13.764	5.314
Media e dev	15.098±	5.571±
std	1.035	0.239

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
Cam00	11.639	5.843
Cam01	12.373	5.498
Cam02	12.515	5.804
Cam03	11.301	5.398
Cam04	12.247	5.314
Media e dev	12.014±	5.571±
std	0.521	0.239

Tabella 7.16: Cv% calcolato per il cluster anatomico del piede per entrambi i soggetti

Prove del cammino veloce

Il confronto è stato svolto per ogni singolo cluster di marker. In questo caso sono state svolte cinque prove diverse.

cluster tecnico della gamba

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
Cam00	1.001	0.566
Cam01	0.938	0.585
Cam02	0.830	0.491
Cam03	0.819	0.542
Cam04	0.983	0.595
Media e dev	0.914±	0.556±
std	0.085	0.041

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
Cam00	0.677	0.482
Cam01	0.907	0.511
Cam02	0.847	0.605
Cam03	0.774	0.504
Cam04	1.121	0.632
Media e dev	0.865±	0.547±
std	0.167	0.067

Tabella 7.17: Cv% calcolato per il cluster tecnico della gamba per entrambi i soggetti

cluster anatomico della gamba

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
Cam00	1.651	0.778
Cam01	1.459	0.752
Cam02	1.216	0.729
Cam03	1.502	0.730
Cam04	1.403	0.732
Media e dev	1.446±	0.744±
std	0.158	0.021

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
Cam00	1.245	0.912
Cam01	1.484	0.931
Cam02	1.629	1.032
Cam03	1.290	0.928
Cam04	1.861	0.936
Media e dev	1.502±	0.948±
std	0.253	0.048

Tabella 7.18: Cv% calcolato per il cluster anatomico della gamba per entrambi i soggetti

cluster tecnico del piede

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
Cam00	2.087	1.489
Cam01	2.325	1.460
Cam02	2.099	1.392
Cam03	3.045	1.984
Cam04	4.371	2.107
Media e dev	2.785±	1.686±
std	0.968	0.332

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
Cam00	1.034	0.885
Cam01	1.334	1.021
Cam02	1.837	1.244
Cam03	2.056	1.146
Cam04	4.447	2.141
Media e dev	2.141±	1.287±
std	1.350	0.496

Tabella 7.19: Cv% calcolato per il cluster tecnico del piede per entrambi i soggetti

cluster anatomico del piede

Soggetto 1	CV% max	CV% medio
Cam00	13.609	5.257
Cam01	14.160	5.535
Cam02	17.314	6.479
Cam03	15.112	5.816
Cam04	16.120	6.079
Media e dev	15.263±	5.833±
std	1.492	0.474

Soggetto 2	CV% max	CV% medio
Cam00	11.378	4.491
Cam01	13.196	4.929
Cam02	15.005	5.446
Cam03	11.605	4.656
Cam04	13.622	5.213
Media e dev	12.961±	4.947±
dev std	1.501	0.391

Tabella 7.20: Cv% calcolato per il cluster anatomico del piede per entrambi i soggetti

Analizzando i dati riportati nelle tabelle possiamo notare che sia il cluster tecnico del piede che il cluster tecnico della gamba hanno un coefficiente di rigidità migliore (quindi minore) rispetto ai corrispettivi cluster anatomici. Questo conferma l'ipotesi di partenza, ovvero l'utilità dei gusci cinematici nel minimizzare l'artefatto da tessuto molle.

Confrontando i risultati dei coefficienti di rigidità medi dei cluster tecnici tra i due soggetti possiamo notare che l'ordine di grandezza viene conservato, confermando quindi la ripetibilità del metodo. In particolare in tutte le prove

effettuate il cluster tecnico della gamba risulta sempre migliore nel soggetto 2 rispetto al soggetto 1. Questo è probabilmente dovuto al fatto che gli ultimi gusci cinematici realizzati hanno uno spessore maggiore rispetto ai precedenti, aumentando quindi la loro rigidità. Invece il cluster tecnico del piede presenta dei valori leggermente peggiori nel caso della dorsiflessione attiva e nelle prove del cammino. Tali valori possono essere comunque associati anche all'individualità del movimento poiché in tale studio sono stati utilizzati due soggetti differenti che quindi hanno un loro movimento proprio e una differente conformazione anatomica.

7.1.2 Spostamento del cluster tecnico della gamba rispetto al sistema di riferimento anatomico della gamba

La rigidità dei cluster è stata valutata, inoltre, anche calcolando di quanto ogni marker, appartenente al cluster relativo al guscio della gamba, si è spostato lungo i tre assi, durante il movimento, rispetto all'origine del sistema di riferimento anatomico, ovvero il punto medio dell'asse inter – malleolare.

Si è valutato quindi per ogni marker tecnico della gamba (TMedProx, TMedDis, TLatProx e TLatDis) e per ogni prova la deviazione standard lungo i tre assi (u, v e w) dalla posizione media.

In particolare gli step seguiti sono stati:

- calcolare il vettore posizione (p_u , p_v e p_w) di ogni marker tecnico rispetto all'origine del sistema di riferimento citato prima;
- calcolare la posizione media dei marker nel tempo ($p_{m,u}$, $p_{m,v}$ e $p_{m,w}$);
- calcolare la deviazione standard lungo le tre direzioni dalla posizione media.

In seguito le prove sono state accorpate per tipologia facendo una media delle deviazioni standard ottenute per le prove singole.

Prova di dorsi – plantarflessione attiva

Soggetto 1	Dev std u	Dev std v	Dev std w
TMedProx	4.238	1.084	3.311
TMedDis	5.280	1.106	3.518
TLatProx	3.604	1.473	3.655
TLatDis	4.994	1.636	3.617

Soggetto 2	Dev std u	Dev std v	Dev std w
TMedProx	3.481	1.005	2.548
TMedDis	4.176	1.388	2.464
TLatProx	2.707	1.329	2.703
TLatDis	2.509	1.303	2.670

Tabella 7.21: Deviazione standard [mm] lungo le tre direzioni dalla posizione media dei marker tecnici della gamba

Prove di dorsi – plantarflessione passiva su lettino

Soggetto 1	Dev std u	Dev std v	Dev std w
TMedProx	2.574	1.469	1.988
TMedDis	2.662	1.101	1.829
TLatProx	2.152	1.286	1.802
TLatDis	2.037	0.740	1.059

Soggetto 2	Dev std u	Dev std v	Dev std w
TMedProx	3.074	0.892	2.624
TMedDis	2.601	0.919	2.714
TLatProx	1.865	0.950	3.029
TLatDis	1.604	0.996	3.115

Tabella 7.22: Deviazione standard [mm] lungo le tre direzioni dalla posizione media dei marker tecnici della gamba

Prove di dorsi – plantarflessione passiva

Soggetto 1	Dev std u	Dev std v	Dev std w
TMedProx	2.574	1.469	1.988
TMedDis	2.662	1.101	1.829
TLatProx	2.152	1.286	1.802
TLatDis	2.037	0.740	1.059

Soggetto 2	Dev std u	Dev std v	Dev std w
TMedProx	1.286	0.687	1.895
TMedDis	1.571	0.960	1.895
TLatProx	1.565	0.602	2.172
TLatDis	1.360	0.808	2.139

Tabella 7.23: Deviazione standard [mm] lungo le tre direzioni dalla posizione media dei marker tecnici della gamba

Prove del cammino

Soggetto 1	Dev std u	Dev std v	Dev std w
TMedProx	3.177	1.530	2.104
TMedDis	2.747	1.060	1.751
TLatProx	1.693	1.307	1.640
TLatDis	1.458	0.639	1.059

Soggetto 2	Dev std u	Dev std v	Dev std w
TMedProx	2.932	1.054	3.199
TMedDis	3.824	1.009	3.169
TLatProx	1.423	0.763	3.461
TLatDis	2.354	1.379	3.508

Tabella 7.24: Deviazione standard [mm] lungo le tre direzioni dalla posizione media dei marker tecnici della gamba

Prove del cammino veloce

Soggetto 1	Dev std u	Dev std v	Dev std w
TMedProx	2.574	1.469	1.988
TMedDis	2.662	1.101	1.829
TLatProx	2.152	1.286	1.802
TLatDis	2.037	0.740	1.059

Soggetto 2	Dev std u	Dev std v	Dev std w
TMedProx	2.844	1.105	3.202
TMedDis	3.756	1.093	3.213
TLatProx	1.663	0.888	3.431
TLatDis	2.681	1.329	3.588

Tabella 7.25: Deviazione standard [mm] lungo le tre direzioni dalla posizione media dei marker tecnici della gamba

Dalle tabelle riportate si può notare che i movimenti maggiori sono stati riscontrati nelle prove di cammino rispetto alle prove di dorsi – plantarflessione in quando il movimento risulta essere più dinamico. Inoltre i valori di deviazione standard lungo l'asse antero – posteriore e l'asse medio – laterale sono più bassi rispetto a quelli calcolati lungo l'asse longitudinale della gamba poiché il movimento principale a cui è soggetto il guscio è appunto lungo quest'asse.

Confrontando i due individui si può notare che le deviazioni standard risultano in entrambi i casi molto basse e dello stesso ordine di grandezza, in particolare si è notato un miglioramento riguardante gli spostamenti lungo l'asse u e l'asse v che presentano dei valori più bassi nel soggetto 2 piuttosto che nel soggetto 1.

Per sintetizzare l'informazione si è deciso di calcolare il modulo della posizione, sempre dai marker tecnici della gamba al punto medio dell'asse inter – malleolare. In questo modo si perde l'informazione sulla direzione ma si ottengono dei dati più facilmente interpretabili. Si è quindi calcolata la posizione media nel tempo e la deviazione standard per ogni marker per ogni prova. Successivamente si sono accorpate le prove in base al tipo di movimento e si è calcolata la posizione media di ogni marker per quella tipologia di prova.

Prova di dorsi – plantarflessione attiva

Soggetto 1	Posizione media	Dev std
TMedProx	196.511	3.465
TMedDis	89.569	3.723
TLatProx	182.642	3.753
TLatDis	79.119	3.662

Soggetto 2	Posizione media	Dev std
TMedProx	158.113	1.878
TMedDis	71.445	1.433
TLatProx	162.641	1.973
TLatDis	67.152	1.975

Tabella 7.26: Posizione media [mm] e deviazione standard [mm] dei marker tecnici della gamba

Prove di dorsi – plantarflessione passiva su lettino

Soggetto 1	Posizione media	Dev std
TMedProx	196.658	0.849
TMedDis	89.710	1.015
TLatProx	184.303	0.387
TLatDis	81.445	0.635

Soggetto 2	Posizione media	Dev std
TMedProx	159.850	2.494
TMedDis	73.165	1.500
TLatProx	164.317	2.334
TLatDis	69.439	2.298

Tabella 7.27: Posizione media [mm] e deviazione standard [mm] dei marker tecnici della gamba

Prove di dorsi – plantarflessione passiva

Soggetto 1	Posizione media	Dev std
TMedProx	197.692	1.538
TMedDis	91.020	1.456
TLatProx	183.118	1.761
TLatDis	79.488	1.831

Soggetto 2	Posizione media	Dev std
TMedProx	159.126	1.518
TMedDis	73.137	0.966
TLatProx	164.056	1.782
TLatDis	67.891	2.067

Tabella 7.28: Posizione media [mm] e deviazione standard [mm] dei marker tecnici della gamba

Prove del cammino

Soggetto 1	Posizione media	Dev std
TMedProx	197.340	0.518
TMedDis	90.025	0.458
TLatProx	184.776	0.518
TLatDis	80.903	0.486

Soggetto 2	Posizione media	Dev std
TMedProx	158.241	0.674
TMedDis	71.447	0.539
TLatProx	163.457	0.611
TLatDis	67.880	0.610

Tabella 7.29: Posizione media [mm] e deviazione standard [mm] dei marker tecnici della gamba

Prove del cammino veloce

Soggetto 1	Posizione media	Dev std
TMedProx	197.872	0.128
TMedDis	90.466	0.135
TLatProx	185.129	0.092
TLatDis	81.271	0.095

Soggetto 2	Posizione media	Dev std
TMedProx	157.721	0.368
TMedDis	70.985	0.273
TLatProx	162.877	0.370
TLatDis	67.247	0.391

Tabella 7.30: Posizione media [mm] e deviazione standard [mm] dei marker tecnici della gamba

Dai dati riportati si nota che le posizioni medie dei marker del guscio della gamba calcolate per il primo soggetto sono maggiori rispetto a quelle calcolate sul secondo soggetto, questo in conferma del fatto, come già discusso nel capitolo 5, che il guscio della gamba usato durante la prima analisi cinematica è stato posizionato erroneamente più in alto rispetto alla parte anatomica per la quale era stato progettato. Per quanto riguarda le deviazioni standard, i dati riportati sono confrontabili tra i vari soggetti e presentano dei valori molto bassi, anche dei decimi di millimetro, quindi grandezze comunque trascurabili rispetto alla lunghezza complessiva della gamba.

7.1.3 Spostamento del cluster anatomico del piede rispetto al sistema di riferimento tecnico del piede

Successivamente si sono volute estrarre le stesse informazioni ottenute per il guscio della gamba, anche per il guscio del piede.

In questo caso, essendo il piede maggiormente soggetto a deformazione si è scelto di prendere come riferimento il sistema di riferimento tecnico dello stesso, valutando quindi lo spostamento relativo dei marker anatomici del piede rispetto al punto medio dell'asse passante per i marker FMedDis e FLatDis. Si è calcolata, per ogni prova eseguita, la deviazione lungo i tre assi utf, vtf e wtf dalla posizione media per tutti e quattro i marker appartenenti al cluster anatomico (LCA, LFM, LVM e LSM).

In particolare gli step seguiti sono stati:

- calcolare il vettore posizione (p_{utf} , p_{vtf} e p_{wtf}) di ogni marker tecnico rispetto all'origine del sistema di riferimento citato prima;
- calcolare la posizione media dei marker nel tempo ($p_{m,utf}$, $p_{m,vtf}$ e $p_{m,wtf}$);
- calcolare la deviazione standard lungo le tre direzioni dalla posizione media.

In seguito, come fatto per il cluster tecnico della gamba, si sono raggruppate le varie prove per le varie tipologie di movimento e si sono determinate le medie delle deviazioni standard.

Prova di dorsi – plantarflessione attiva

Soggetto 1	Dev std utf	Dev std vtf	Dev std wtf
LCA	4.573	1.436	3.528
LFM	5.905	2.726	4.089
LSM	3.218	7.962	2.278
LVM	2.710	1.824	1.893

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

Soggetto 2	Dev std utf	Dev std vtf	Dev std wtf
LCA	5.740	1.530	3.587
LFM	7.526	1.330	5.116
LSM	5.579	7.176	2.917
LVM	4.317	1.721	1.424

Tabella 7.31: Deviazione standard [mm] lungo le tre direzioni dalla posizione media dei marker anatomici del piede

Prove di dorsi – plantarflessione passiva su lettino

Soggetto 1	Dev std utf	Dev std vtf	Dev std wtf
LCA	4.379	1.968	2.757
LFM	4.932	1.462	2.472
LSM	3.340	5.331	2.308
LVM	2.727	0.932	1.059

Soggetto 2	Dev std utf	Dev std vtf	Dev std wtf
LCA	4.902	1.153	2.703
LFM	4.250	1.370	1.328
LSM	3.183	2.789	1.774
LVM	3.507	1.054	1.052

Tabella 7.32: Deviazione standard [mm] lungo le tre direzioni dalla posizione media dei marker anatomici del piede

Prove di dorsi – plantarflessione passiva

Soggetto 1	Dev std utf	Dev std vtf	Dev std wtf
LCA	4.909	2.196	2.974
LFM	6.044	2.165	3.195
LSM	5.732	5.993	2.145
LVM	2.038	2.785	1.514

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

Soggetto 2	Dev std utf	Dev std vtf	Dev std wtf
LCA	3.692	1.739	2.099
LFM	2.137	1.282	1.287
LSM	1.774	1.664	1.162
LVM	1.555	1.363	0.964

Tabella 7.33: Deviazione standard [mm] lungo le tre direzioni dalla posizione media dei marker anatomici del piede

Prove del cammino

Soggetto 1	Dev std utf	Dev std vtf	Dev std wtf
LCA	3.039	3.149	2.260
LFM	2.960	2.135	6.171
LSM	2.305	8.600	2.516
LVM	1.908	2.551	3.145

Soggetto 2	Dev std utf	Dev std vtf	Dev std wtf
LCA	3.338	2.115	2.330
LFM	3.344	2.970	4.617
LSM	2.769	7.012	2.994
LVM	2.240	2.294	2.559

Tabella 7.34: Deviazione standard [mm] lungo le tre direzioni dalla posizione media dei marker anatomici del piede

Prove del cammino veloce

Soggetto 1	Dev std utf	Dev std vtf	Dev std wtf
LCA	3.003	3.064	2.349
LFM	3.728	2.306	6.329
LSM	3.093	8.947	2.758
LVM	2.343	2.544	3.352

Soggetto 2	Dev std utf	Dev std vtf	Dev std wtf
LCA	3.647	2.045	2.540
LFM	3.512	3.097	4.944
LSM	2.937	7.354	3.366
LVM	2.418	2.365	2.501

Tabella 7.35: Deviazione standard [mm] lungo le tre direzioni dalla posizione media dei marker anatomici del piede

Come si evince dalle tabelle i valori delle deviazioni standard sono maggiori rispetto al caso analizzato per la gamba in quanto il piede è soggetto a dei movimenti più rilevanti, che quindi comportano degli spostamenti maggiori nei marker rispetto ad una posizione media. Inoltre le deviazioni standard calcolate per l'asse vtf risultano essere minori nel soggetto 2 mentre per i restanti due assi non si vedono evidenti miglioramenti.

In maniera analoga al caso della gamba, si è calcolata la posizione media di ogni marker anatomico del piede rispetto all'origine del sistema di riferimento tecnico dello stesso e la deviazione standard in modo da estrarre un'informazione globale sullo scorrimento del guscio rispetto al piede, perdendo però l'informazione sulla direzione dello spostamento.

Successivamente le prove sono state raggruppate per tipologia e per ogni gruppo si è estratta la posizione media e la deviazione standard.

Prova di dorsì – plantarflessione attiva

Soggetto 1	Posizione media	Dev std	Soggetto 2	Posizione media	Dev std
LCA	107.853	0.650	LCA	98.121	0.404
LFM	85.578	1.498	LFM	103.559	0.513
LSM	86.558	0.635	LSM	95.509	0.352
LVM	78.549	1.445	LVM	80.425	0.455

Tabella 7.36: Posizione media [mm] e deviazione standard [mm] dei marker anatomici del piede

Prove di dorsi – plantarflessione passiva su lettino

Soggetto 1	Posizione media	Dev std	Soggetto 2	Posizione media	Dev std
LCA	107.833	0.441	LCA	100.058	0.144
LFM	73.864	3.329	LFM	98.236	1.253
LSM	88.088	1.973	LSM	93.199	0.200
LVM	69.654	0.353	LVM	76.166	0.677

Tabella 7.37: Posizione media [mm] e deviazione standard [mm] dei marker anatomici del piede

Prove di dorsi – plantarflessione passiva

Soggetto 1	Posizione media	Dev std	Soggetto 2	Posizione media	Dev std
LCA	108.671	1.312	LCA	100.424	0.249
LFM	79.030	3.781	LFM	101.838	0.507
LSM	85.942	1.085	LSM	92.853	0.375
LVM	76.000	3.051	LVM	78.536	0.669

Tabella 7.38: Posizione media [mm] e deviazione standard [mm] dei marker anatomici del piede

Prove del cammino

Soggetto 1	Posizione media	Dev std	Soggetto 2	Posizione media	Dev std
LCA	107.643	0.142	LCA	98.572	0.254
LFM	82.664	0.264	LFM	101.104	0.289
LSM	86.692	0.116	LSM	95.330	0.259
LVM	75.718	0.224	LVM	79.127	0.257

Tabella 7.39: Posizione media [mm] e deviazione standard [mm] dei marker anatomici del piede

Prove del cammino veloce

Soggetto 1	Posizione media	Dev std	Soggetto 2	Posizione media	Dev std
LCA	107.734	0.281	LCA	98.704	0.105
LFM	81.854	0.239	LFM	100.723	0.167
LSM	86.597	0.275	LSM	95.233	0.114
LVM	75.487	0.165	LVM	79.155	0.281

Tabella 7.40: Posizione media [mm] e deviazione standard [mm] dei marker anatomici del piede

Osservando le tabelle riportate possiamo notare che per quanto riguarda le prove di dorsali – plantarflessione attiva, passiva su lettino e passiva le deviazioni standard ottenute sul soggetto 2 risultano più basse rispetto a quelle del soggetto 1, invece, per quanto riguarda le prove del cammino e del cammino veloce i dati risultano essere confrontabili. Da questo si può dedurre che gli accorgimenti usati per la progettazione del nuovo guscio cinematico sono stati utili per migliorare il prelievo dei dati.

7.2 Valutazione del comportamento degli IHA/MHA durante le prove di movimento effettuate

Per la progettazione del giunto dell'ortesi, in particolare per l'individuazione della sua posizione ottimale, si è deciso di calcolare gli assi elicoidali istantanei e successivamente, per avere un'informazione più sintetica, l'asse medio tra quest'ultimi. Si è valutato quindi, istante per istante, il movimento relativo del guscio del piede rispetto alla gamba tramite l'utilizzo di apposite routine Matlab [20]. Inoltre per estrarre informazioni significative dalla quantità di dati ottenuta, si è deciso di studiare due parametri:

- d_{eff} ovvero lo scarto quadratico medio effettivo tra gli assi elicoidali istantanei e l'MHA;
- X_{eff} ovvero la dispersione angolare degli IHA.

7.2.1 Calcolo degli IHA/MHA e confronto tramite i parametri di dispersione con le analisi effettuate sul soggetto 1 (usando il sistema di riferimento anatomico della gamba)

Si è deciso di effettuare un'analisi degli IHA e dei relativi MHA utilizzando il sistema di riferimento anatomico della gamba e il modello rigido del piede costruito con i marker tecnici posizionato sullo stesso. La scelta di costruire il modello rigido del piede in questo modo è basata su studi precedenti [21] dove si è potuto osservare una dispersione inferiore dei dati utilizzando tale modello rispetto a quello costruito con i marker anatomici del piede.

Sono stati quindi calcolati gli IHA e di conseguenza gli MHA per ogni prova ottenendo i relativi parametri di dispersione. Tali assi sono stati calcolati prendendo un numero intero di ripetizioni della prova in modo da attenuare al massimo il rumore, questo è stato possibile andando a osservare l'angolo articolare alla caviglia che delimita il movimento di dorsiflessione – plantarflexione del piede. In seguito le prove sono state raggruppate in base al movimento ottenendo i parametri di dispersione medi con le relative deviazioni standard.

Prove del cammino a velocità normale e a velocità maggiore

Soggetto 1	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Cammino	18.999±5.583	31.637±1.867
Soggetto 2	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Cammino	21.949±6.417	38.187±0.836
Soggetto 1	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Camvel	21.031±4.873	31.849±1.641
Soggetto 2	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Camvel	24.618±5.480	43.336±2.317

Tabella 7.41: Parametri di dispersione con media e deviazione standard per entrambi i soggetti

Analizzando i parametri di dispersione riportati in tabella 7.41 si evince che i valori tra i due soggetti sono tutti confrontabili. Ovviamente si ha un aumento di tali parametri nel cammino veloce poiché il movimento risulta essere più dinamico e quindi il cluster di marker è sottoposto a delle sollecitazioni maggiori. Durante l'analisi sperimentale inoltre si è osservato che il soggetto 2 riusciva a compiere un ciclo del passo completo in minor tempo rispetto al soggetto 1; quindi anche la velocità maggiore del passo potrebbe giustificare i valori leggermente più alti dei parametri di dispersione del soggetto 2 rispetto al soggetto 1. Di seguito vengono riportati gli MHA per una generica prova del cammino e del cammino veloce per entrambi i soggetti, plottati nel piano trasversale nel sistema di riferimento anatomico della gamba, per effettuare anche un confronto visivo degli assi.

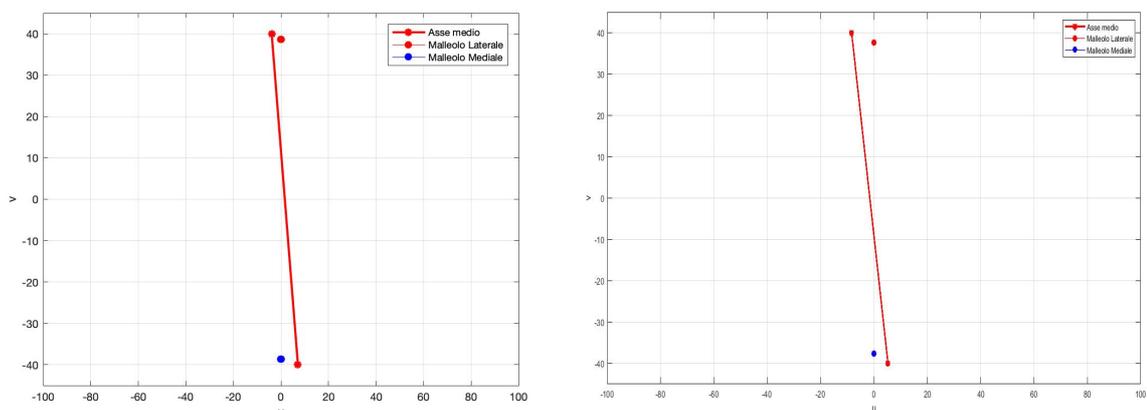


Figura 7.2: MHA di una generica prova del cammino rappresentato nel sistema di riferimento anatomico della gamba, per il soggetto 1 (a sinistra) e per il soggetto 2 (a destra)

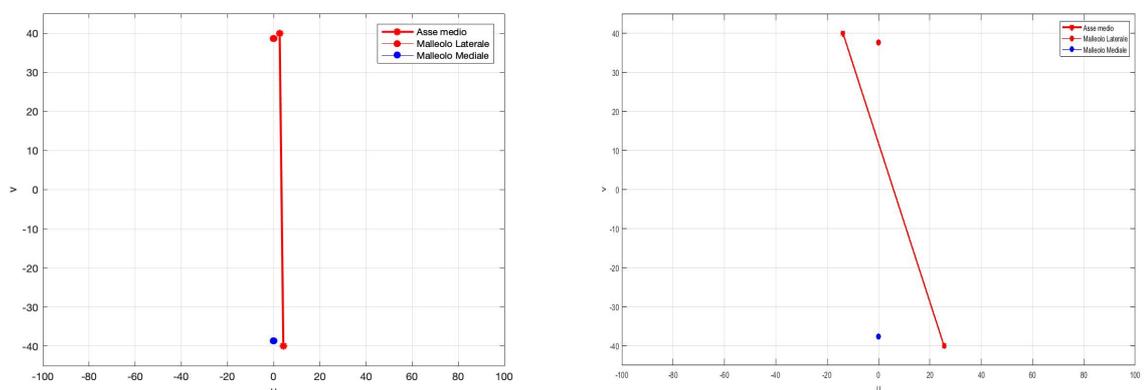


Figura 7.3: MHA di una generica prova del cammino veloce rappresentato nel sistema di riferimento anatomico della gamba, per il soggetto 1 (a sinistra) e per il soggetto 2 (a destra)

Dalla figura 7.2 si può osservare che per entrambi i soggetti l'MHA ha lo stesso orientamento; in particolare lateralmente l'asse passa dietro il malleolo invece medialmente viceversa. Per quanto riguarda la prova di cammino veloce il soggetto 2 conserva lo stesso comportamento solo con un'inclinazione maggiore dell'asse dovuta alla maggiore sollecitazione del sistema durante la deambulazione. Invece nel soggetto 1 l'asse risulta spostato in avanti posizionandosi in entrambi i lati anteriormente ai malleoli. Già da queste prove si può dedurre che il metodo riesce a differenziare il comportamento di due soggetti diversi.

Prova di dorsi – plantarflessione attiva

Soggetto 1	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Attiva	8.161	15.243
Soggetto 2	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Attiva	9.370	19.409

Tabella 7.42: Parametri di dispersione medi per entrambi i soggetti

Dai dati sopra riportati si può constatare che i valori del soggetto 1 risultano essere leggermente inferiori a quelli del soggetto 2 ma comunque confrontabili. Inoltre in fase sperimentale si è osservata una maggior movimento di inversione del piede, durante la dorsi – plantarflessione, per quanto riguarda il soggetto 2. Si è attribuito quindi a questo, il valore più elevato della dispersione angolare del soggetto 2 rispetto al soggetto 1. Di seguito vengono riportati gli MHA per la prova di dorsi – plantarflessione attiva per entrambi i soggetti, plottati nel piano trasversale nel sistema di riferimento anatomico della gamba, per effettuare anche un confronto visivo degli assi.

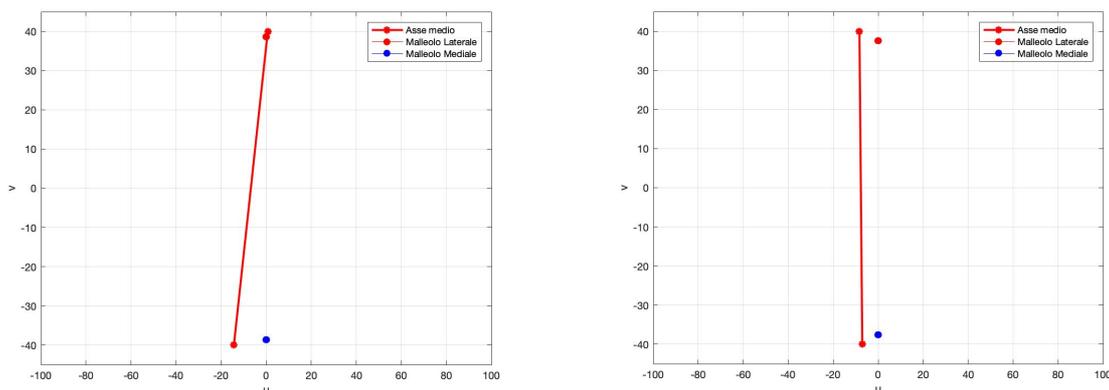


Figura 7.4: MHA per la prova di dorsi – plantarflessione attiva rappresentato nel sistema di riferimento anatomico della gamba, per il soggetto 1 (a sinistra) e per il soggetto 2 (a destra)

Prove di dorsi – plantarflessione passiva e passiva su lettino

Soggetto 1	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Passiva	7.164 ± 0.833	12.174 ± 3.633
Soggetto 2	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Passiva	6.480 ± 0.528	14.947 ± 1.994
Soggetto 1	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Passiva su lettino	6.982 ± 3.398	15.765 ± 3.859
Soggetto 2	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Passiva su lettino	12.564 ± 2.442	14.124 ± 3.837

Tabella 7.43: Parametri di dispersione con media e deviazione standard per entrambi i soggetti

Dai dati riportati sopra si può osservare che anche in queste prove i parametri tra i due soggetti sono confrontabili. In alcuni casi il soggetto 2 presenta dei valori di deviazione standard sia per i parametri lineari che per quelli angolari leggermente più bassi portando quindi ad avere dei dati meno aleatori. In figura 7.5 e 7.6 vengono riportati gli MHA per una generica prova di dorsi – plantarflessione

passiva e passiva su lettino per entrambi i soggetti, plottati nel piano trasversale nel sistema di riferimento anatomico della gamba, per effettuare anche un confronto visivo degli assi.

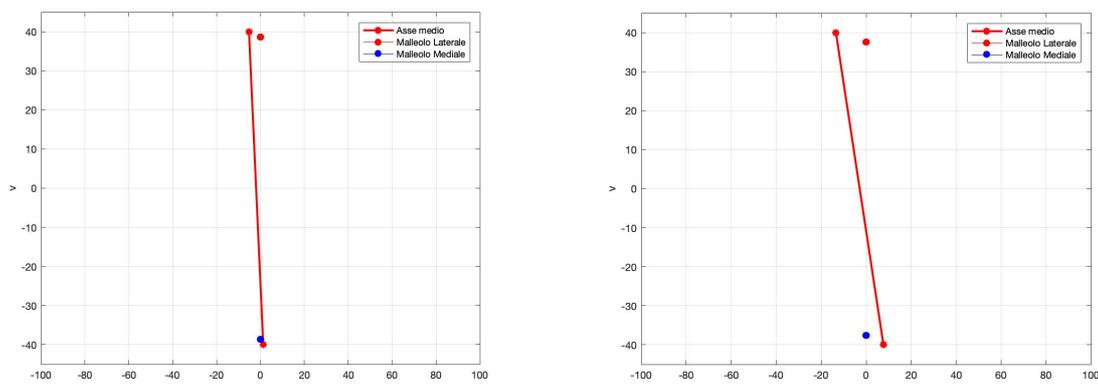


Figura 7.5: MHA per una generica prova di dorsi – plantarflexione passiva rappresentato nel sistema di riferimento anatomico della gamba, per il soggetto 1 (a sinistra) e per il soggetto 2 (a destra)

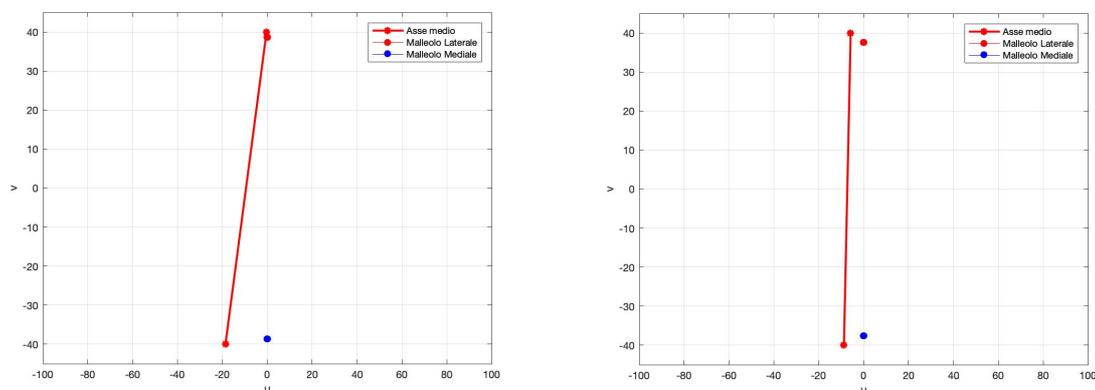


Figura 7.6: MHA per una generica prova di dorsi – plantarflexione passiva su lettino rappresentato nel sistema di riferimento anatomico della gamba, per il soggetto 1 (a sinistra) e per il soggetto 2 (a destra)

I grafici sopra riportati evidenziano come, soprattutto per il soggetto 2, ci sia una minore pendenza dell'asse rispetto alle prove di cammino, in particolare quelle di cammino veloce. Questo ovviamente è dovuto al fatto che nelle prove di dorsi – plantarflexione passiva oltre ad esserci un movimento meno dinamico rispetto alle prove del cammino, quest'ultimo è anche guidato dai vari operatori. Osservando

gli assi dei due soggetti, pur avendo delle caratteristiche analoghe, è evidente che appartengano a due persone diverse. Questo ancora una volta conferma la personalizzazione del metodo e il fatto che riesca a caratterizzare individui differenti.

7.2.2 Calcolo degli IHA/MHA e confronto tramite i parametri di dispersione con le analisi effettuate sul soggetto 1 (usando il sistema di riferimento tecnico della gamba)

Per effettuare un confronto consistente tra i dati raccolti sul soggetto 2 e quelli sul soggetto 1, si è deciso successivamente di calcolare gli IHA e i relativi MHA utilizzando il modello rigido del piede costruito tramite i marker tecnici di quest'ultimo e il sistema di riferimento tecnico della gamba. La scelta effettuata segue la seguente motivazione; ovvero per la costruzione successiva dell'ortesi, ha senso utilizzare tale sistema di riferimento in quando il dispositivo ortesico è costituito da due scafi collegati tramite un giunto, quindi è utile analizzare la cinematica ottenuta dal movimento relativo dei due gusci.

Sono stati quindi calcolati gli IHA e di conseguenza gli MHA per ogni prova ottenendo i relativi parametri di dispersione, introdotti precedentemente. Tali assi sono stati calcolati prendendo un numero intero di ripetizioni della prova in modo da attenuare il più possibile il rumore, questo è stato possibile andando a osservare l'angolo articolare alla caviglia che delimita il movimento di dorsiflessione – plantarflexione del piede. In seguito le prove sono state raggruppate in base al movimento ottenendo i parametri di dispersione medi con le relative deviazioni standard.

Prove del cammino

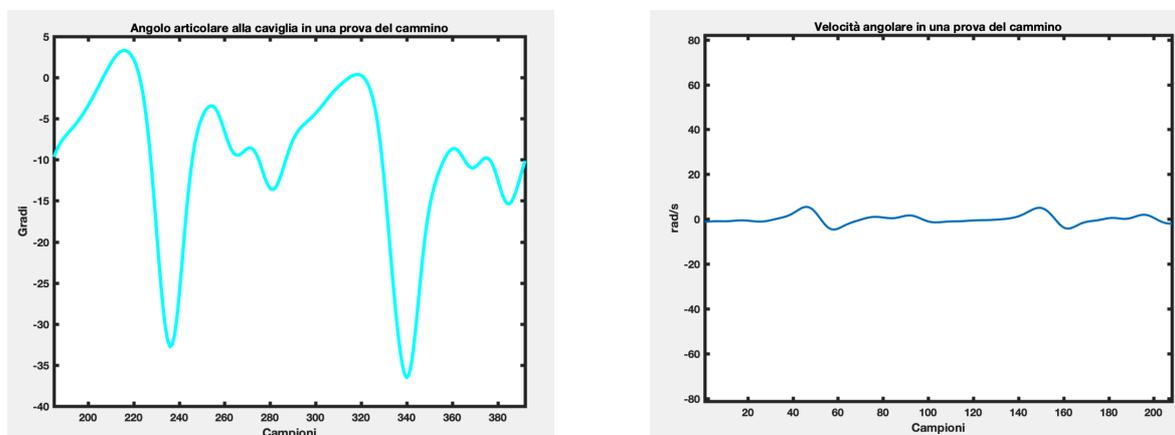


Figura 7.7: Angolo articolare della caviglia (a sinistra) e velocità angolare (a destra). Entrambi ottenuti per una generica prova del cammino; è possibile identificare due cicli del passo

In tabella 7.44 sono riportati le coordinate dei punti A e B degli MHA per ogni prova del cammino. Essi rappresentano l'intersezione dell'asse con due piani sagittali posti a ± 40 mm (A per il piano laterale e B per il piano mediale) dal punto medio dell'asse passante da TMedDis e TMedProx. Sono anche riportati i parametri di dispersione d_{eff} e X_{eff} .

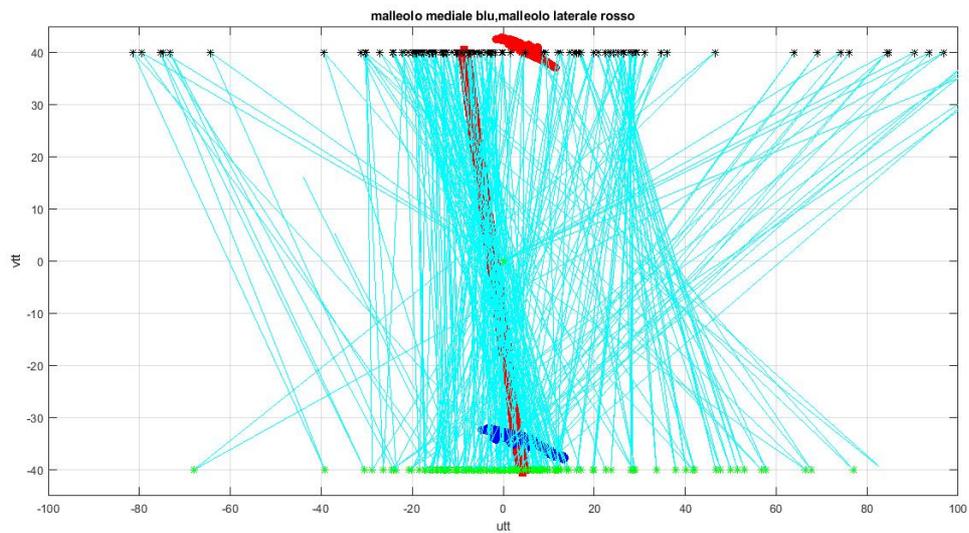
Soggetto 1	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Cam00	-0.087	40	-95.776	38.245	-40	-79.280	17.465	29.428
Cam01	2.832	40	-96.744	36.039	-40	-87.318	21.294	29.618
Cam02	5.670	40	-92.448	37.303	-40	-78.959	32.551	29.886
Cam03	6.690	40	-95.941	36.017	-40	-86.276	25.999	29.680
Cam04	1.354	40	-96.153	33.355	-40	-86.952	26.145	29.151
Media	3.292	40	-95.412	36.192	-40	-83.757	24.690± 5.687	29.553± 0.278

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

Soggetto 2	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Cam00	-8.663	40	-66.215	4.182	-40	-58.273	25.032	36.501
Cam01	-11.440	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	-12.000	40	-70.256	10.770	-40	-56.382	20.746	35.960
Media	-8.374	40	-68.200	5.302	-40	-57.280	24.651 ± 4.485	36.474 ± 1.741

Tabella 7.44: Punti A e B e parametri di dispersione con media e deviazione standard per entrambi i soggetti

A titolo d'esempio sono stati riportati i grafici degli IHA e dell'MHA di una generica prova del cammino.



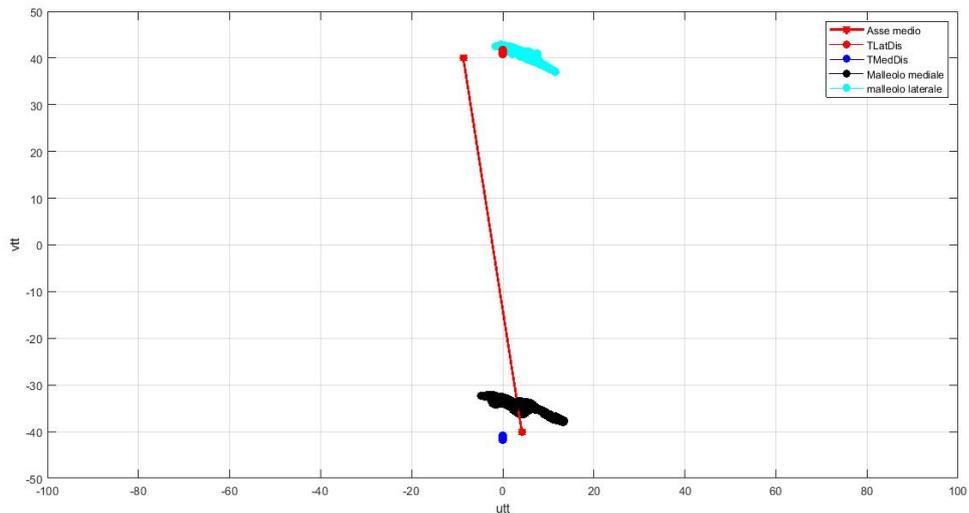


Figura 7.9: Particolare del solo MHA per una generica prova del cammino del soggetto 2 raffigurato nel piano trasversale

Paragonando i parametri di dispersione medi con le relative deviazioni standard per i due soggetti si nota che per quanto riguarda la dispersione lineare questa risulta essere analoga tra i due, invece per la dispersione angolare si nota un leggero peggioramento per il soggetto 2 che può essere attribuito all'individualità del movimento. Inoltre si è riscontrato che il soggetto 2 presenta una velocità di deambulazione (ogni ciclo del passo ha durata media pari a 1.02 s) maggiore rispetto a quella del soggetto 1 (ogni ciclo del passo ha durata media pari a 1.25 s) quindi questo potrebbe aver influenzato la dispersione degli assi. Resta comunque il fatto che l'ordine di grandezza viene conservato. Osservando invece l'MHA, si riscontra che questo risulta essere posizionato in prossimità dei malleoli come ci si aspettava.

Di seguito sono riportati gli MHA per ogni prova del cammino effettuata dal soggetto 2 plottati nei tre piani (frontale, sagittale e trasversale).

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

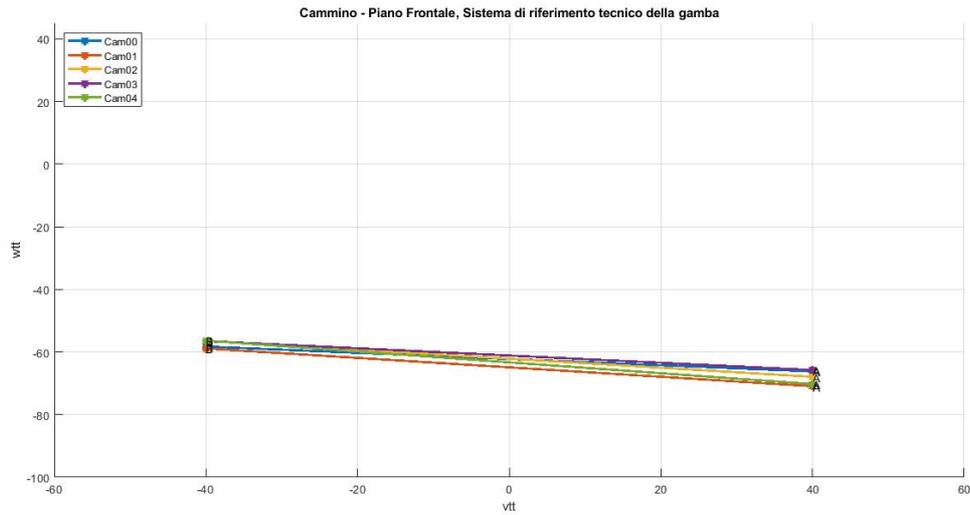


Figura 7.10: MHA per ogni prova del cammino effettuata dal soggetto 2, plottati nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano frontale

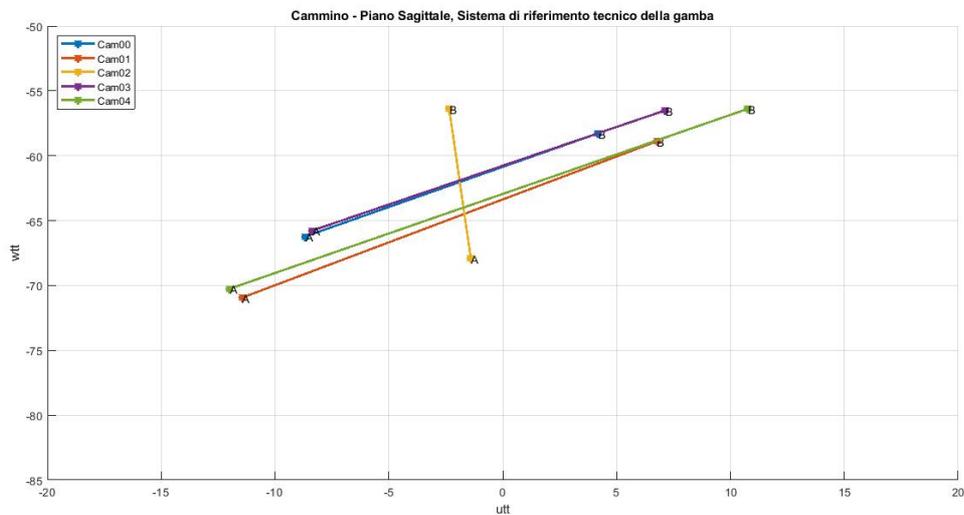


Figura 7.11: MHA per ogni prova del cammino effettuata dal soggetto 2, plottati nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano sagittale

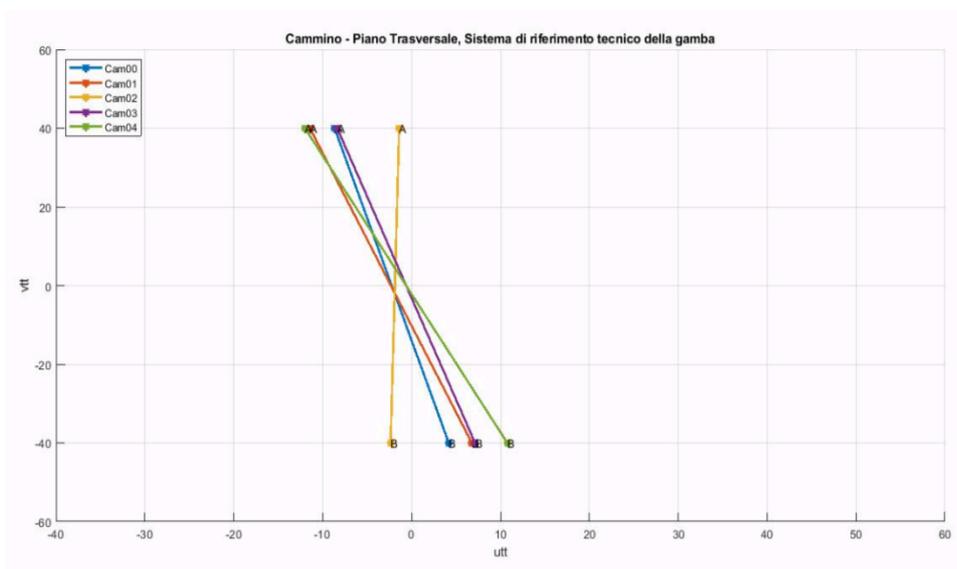


Figura 7.12: MHA per ogni prova del cammino effettuata dal soggetto 2, plottati nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano trasversale

Dalle figure 7.10, 7.11 e 7.12 si nota che gli assi nelle varie prove del cammino conservano la stessa altezza sia dal lato mediale che dal lato laterale. Osservando invece il piano trasversale, notiamo che rispetto all'origine del sistema di riferimento (che si ricorda che è posto nel punto medio dell'asse che collega i marker TMedDis e TLatDis) i punti mediali risultano essere più avanti rispetto a quelli laterali, conservando, grossomodo, la pendenza dell'asse. L'unica prova anomala risulta essere quella di Cam02 dove invece si ha un'inversione della pendenza dell'asse stesso.

Prove del cammino veloce

In tabella 7.45 sono riportati le coordinate dei punti A e B degli MHA per ogni prova del cammino per il soggetto 2. Per entrambi i soggetti invece sono stati i parametri di dispersione d_{eff} e X_{eff} medi con le deviazioni standard.

Soggetto 1	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Camvel	31.978±5.810	29.730±1.233

Soggetto 2	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Camvel00	-7.119	40	-67.153	2.112	-40	-56.055	31.120	45.480
Camvel01	-8.334	40	-70.174	6.156	-40	-53.718	26.079	43.606
Camvel02	-16.443	40	-78.888	11.560	-40	-54.040	30.007	41.244
Camvel03	-12.544	40	-71.245	11.229	-40	-55.634	25.744	39.370
Camvel04	-11.309	40	-83.365	0.639	-40	-58.630	28.430	39.973
Media	-11.148	40	-74.165	6.340	-40	-55.615	24.651 ± 4.485	41.935 ± 2.562

Tabella 7.45: Punti A e B e parametri di dispersione con media e deviazione standard per il soggetto 2. Invece per il soggetto 1 sono stati riportati solo i parametri di dispersione medi

Confrontando la dispersione lineare media si osserva che nel soggetto 2 risulta essere minore (insieme alla relativa deviazione standard) ma comunque confrontabile con quella del soggetto 1. Invece X_{eff} medio risulta essere maggiore nel secondo caso di circa 12° , questo può essere attribuito alla intersoggettività del movimento. Inoltre i parametri risultano essere maggiori rispetto alle prove del cammino in quanto ovviamente aumentando la velocità del passo la finezza del movimento diminuisce.

Di seguito sono riportati gli MHA per ogni prova del cammino veloce effettuata dal soggetto 2 plottati nei tre piani (frontale, sagittale e trasversale).

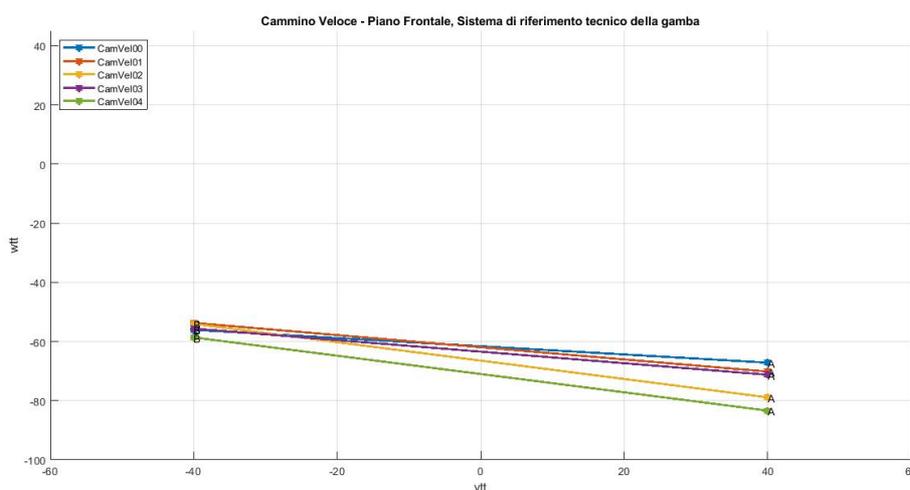


Figura 7.13: MHA per ogni prova del cammino veloce effettuata dal soggetto 2, plottati nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano frontale

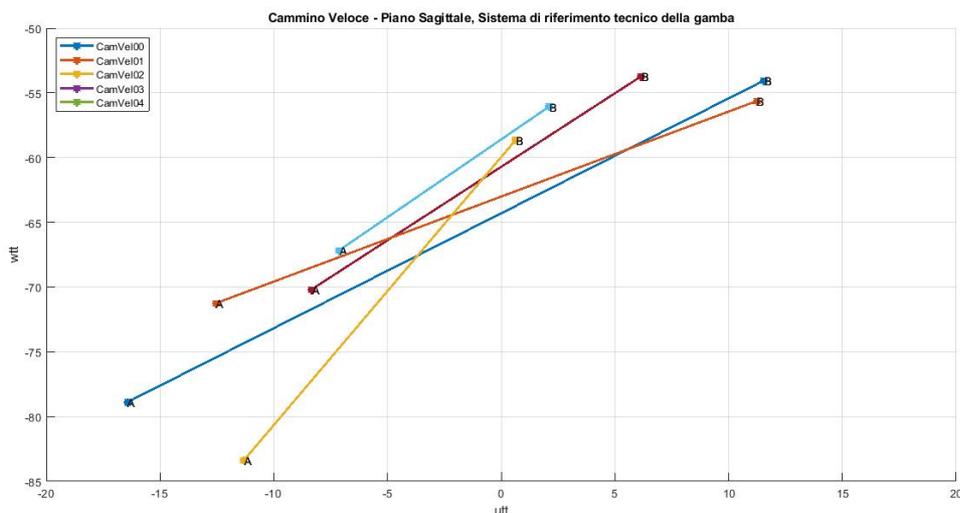


Figura 7.14: MHA per ogni prova del cammino veloce effettuata dal soggetto 2, plottati nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano sagittale

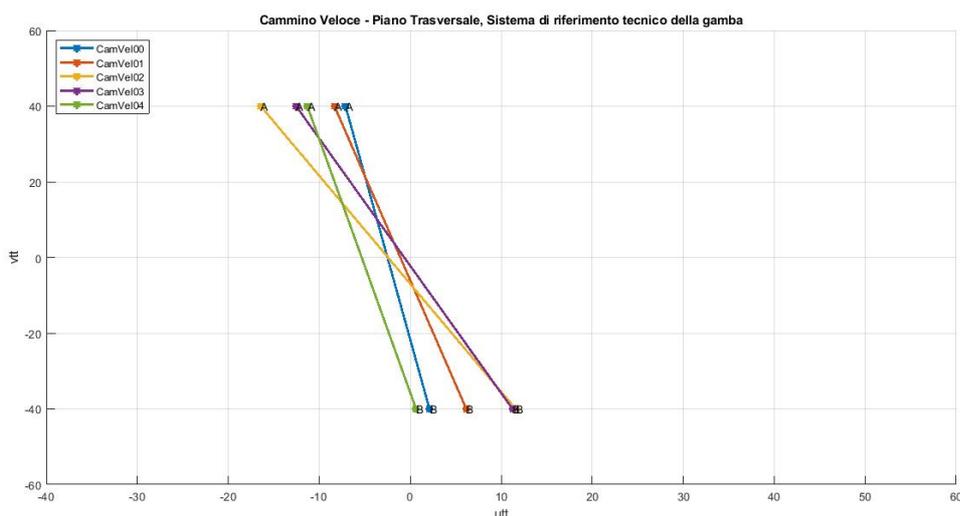


Figura 7.15: MHA per ogni prova del cammino veloce effettuata dal soggetto 2, plottati nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano trasversale

Confrontando le prove del cammino veloce con quelle del cammino a velocità ridotta descritte precedentemente, si è constatato che l'andamento degli assi rimane analogo. Si è notata però una maggiore dispersione per quanto riguarda l'altezza dei punti laterali rispetto al sistema di riferimento; infatti nelle prove del cammino i punti A risultavano più o meno alla stessa quota. Anche nel piano trasversale, gli MHA assumono un andamento analogo alle prove del cammino;

inoltre in questo caso scompare quella prova anomala che si era riscontrata sopra (Cam02), evidenziando quindi la ripetibilità dei test.

Prove di dorsi – plantarflexione attiva

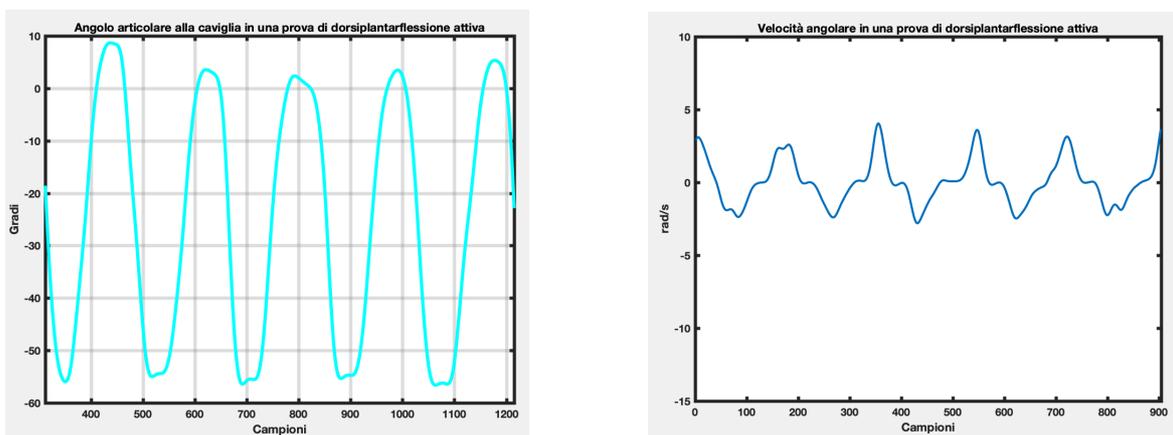


Figura 7.16: Angolo articolare della caviglia (a sinistra) e velocità angolare. Entrambi ottenuti per una generica prova di dorsi – plantarflexione attiva; è possibile identificare cinque ripetizioni

In tabella 7.46 sono riportati le coordinate dei punti A e B degli MHA per la prova di dorsi – plantarflexione attiva per il soggetto 2. Per entrambi i soggetti invece sono stati i parametri di dispersione d_{eff} e X_{eff} medi con le deviazioni standard.

Soggetto 1					d_{eff} [mm]		X_{eff} [deg]	
Attiva					11.709		14.343	

Soggetto 2	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Attiva	-8.739	40	-63.094	-2.873	-40	-51.554	11.439	17.659

Tabella 7.46: Punti A e B e parametri di dispersione con media e deviazione standard per il soggetto 2. Invece per il soggetto 1 sono stati riportati solo i parametri di dispersione medi

Dalla tabella 7.46 si osserva che i parametri di dispersione lineare risultano essere confrontabili invece i parametri di dispersione angolare sono leggermente diversi tra i due soggetti. Per tale ragione si è deciso di studiare in maniera più approfondita gli angoli articolari per entrambi. In particolare si è deciso di valutare l’ampiezza picco – picco dell’angolo articolare della caviglia sui vari piani.

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

Soggetto 1	Cam00	Dpf passiva opA	Dpf attiva
Angolo x [deg]	47.314	61.040	58.806
Angolo y [deg]	13.935	15.831	25.139
Angolo z [deg]	26.870	24.229	14.652

Soggetto 2	Cam00	Dpf passiva opA	Dpf attiva
Angolo x [deg]	39.829	42.831	65.289
Angolo y [deg]	12.260	7.314	26.935
Angolo z [deg]	30.672	22.491	28.942

Tabella 7.47: Angoli alla caviglia per i diversi piani per le prove di cammino, di dorsi – plantarflexione passiva e di dorsi – plantarflexione attiva per entrambi i soggetti

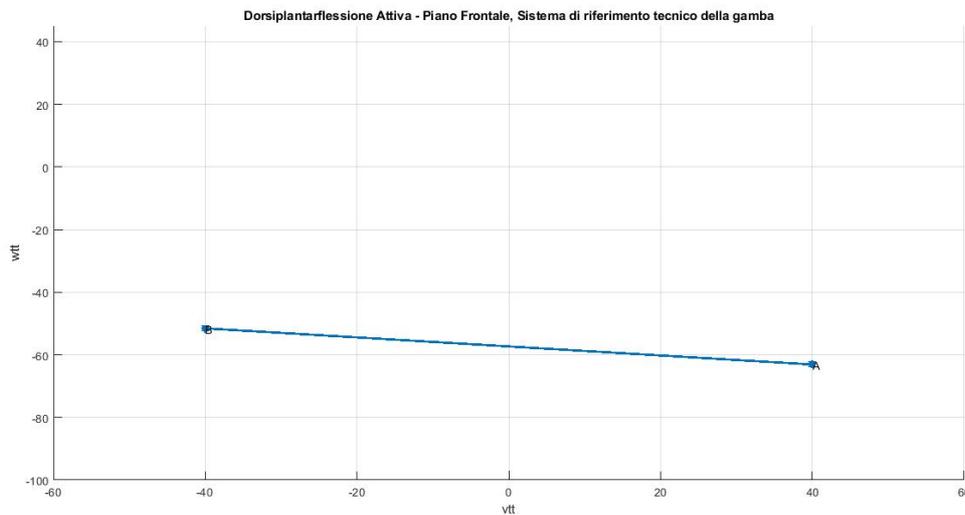


Figura 7.17: MHA per la prova di dorsi – plantarflexione attiva effettuata dal soggetto 2, plottato nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano frontale

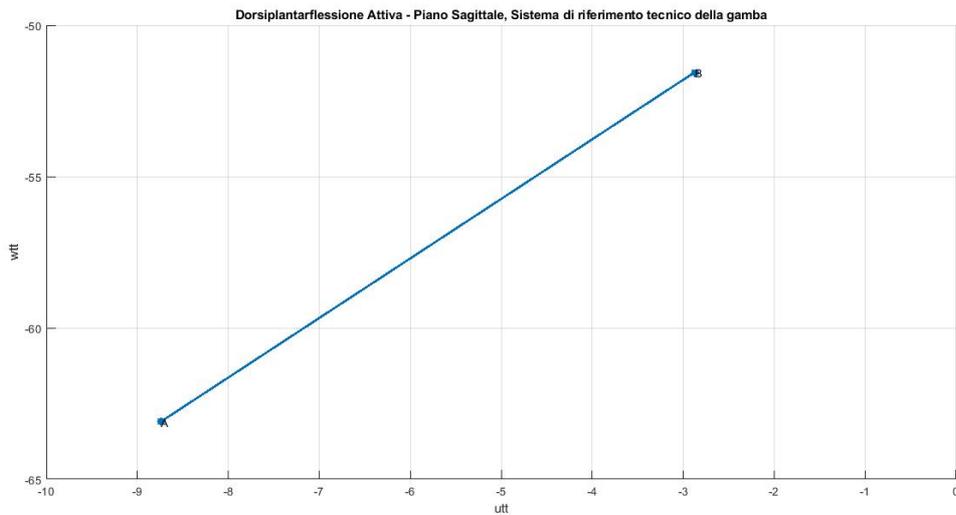


Figura 7.18: MHA per la prova di dorsi – plantarflessione attiva effettuata dal soggetto 2 plottato nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano sagittale

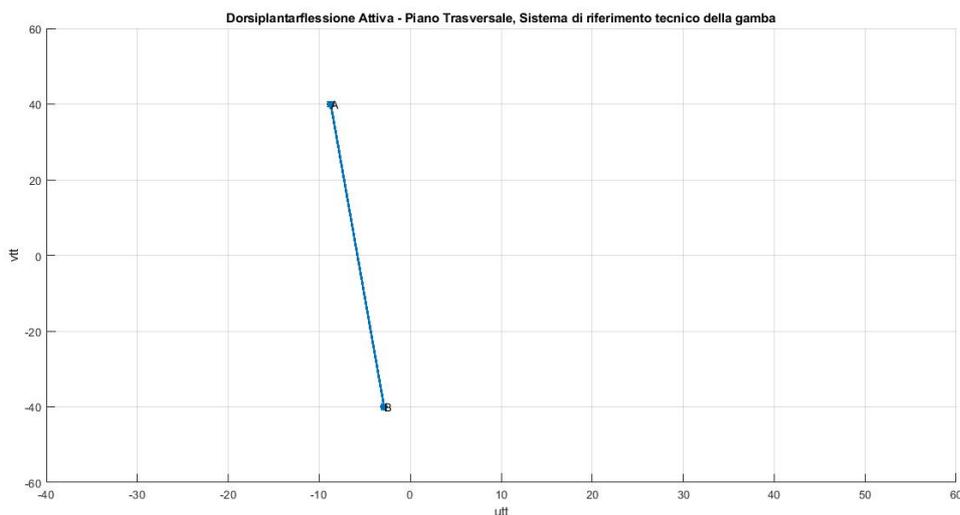


Figura 7.19: MHA per la prova di dorsi – plantarflessione attiva effettuata dal soggetto 2 plottato nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano trasversale

Se si prende in considerazione l'angolo alla caviglia nella prova di dorsi – plantarflessione attiva si evidenzia che l'angolo nel piano sagittale per il soggetto 2 (65.289°) risulta maggiore rispetto a quello del soggetto 1 (58.806°), dunque questo giustifica la maggiore variabilità degli assi dato che il movimento risulta essere più ampio. Osservando gli altri angoli, si nota, inoltre, che l'angolo sul piano frontale risulta anch'esso maggiore per il soggetto 2. Inoltre è stato visualizzato

anche il materiale video per un'ulteriore conferma. Nelle figure 7.17, 7.18 e 7.19 sono riportati gli MHA per la prova di dorsi – plantarflessione attiva effettuata dal soggetto 2 plottati nei tre piani (frontale, sagittale e trasversale).

Rispetto alle prove del cammino l'andamento è analogo. L'unica differenza sostanziale è un innalzamento dell'asse rispetto al sistema di riferimento scelto della prova di dorsi – plantarflessione attiva confrontando quelle analizzate sopra.

Prove di dorsi – plantarflessione passiva

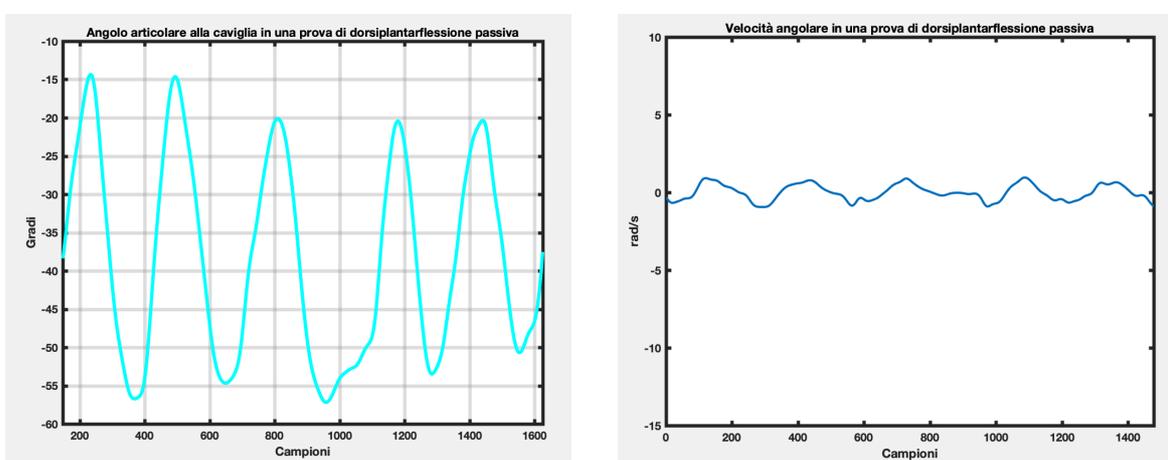


Figura 7.20: Angolo articolare della caviglia (a sinistra) e velocità angolare. Entrambi ottenuti per una generica prova di dorsi – plantarflessione passiva; è possibile identificare cinque ripetizioni

In tabella 7.48 sono riportati le coordinate dei punti A e B degli MHA per ogni prova di dorsi – plantarflessione passiva per il soggetto 2. Per entrambi i soggetti invece sono stati i parametri di dispersione d_{eff} e X_{eff} medi con le deviazioni standard.

Soggetto 1	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Passiva	6.517 ± 0.833	11.590 ± 3.235

Soggetto 2	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
OpA	-20.612	40	-71.687	7.855	-40	-55.339	6.854	13.604
OpB	-12.175	40	-61.454	5.444	-40	-50.978	10.946	15.730
OpC	-11.201	40	-68.373	6.219	-40	-55.301	7.035	12.882
OpD	-11.221	40	-65.301	8.151	-40	-6.483	6.483	14.460
Media	-13.802	40	-66.704	6.917	-40	-53.667	7.830 ± 2.090	14.169 ± 1.224

Tabella 7.48: Punti A e B e parametri di dispersione con media e deviazione standard per il soggetto 2. Invece per il soggetto 1 sono stati riportati solo i parametri di dispersione medi

Il confronto in questo caso risulta essere più problematico poiché oltre a cambiare il soggetto bisogna considerare anche la variabilità inter – operatore che comporta a diverse applicazioni di forza, velocità e movimento sia per le quattro prove effettuate sul singolo soggetto ma soprattutto per le prove effettuate a distanza di tempo su individui differenti. Comunque si può osservare una netta diminuzione dei parametri di dispersione relativi alla dorsali – plantarflexione passiva rispetto a quelli del cammino. Ciò era prevedibile in quanto il secondo movimento risulta essere più dinamico comportando a deformazioni maggiori dei cluster di marker. Nelle figure 7.21, 7.22 e 7.23 sono riportati gli MHA per ogni prova di dorsali – plantarflexione passiva effettuata dal soggetto 2 plottati nei tre piani (frontale, sagittale e trasversale).

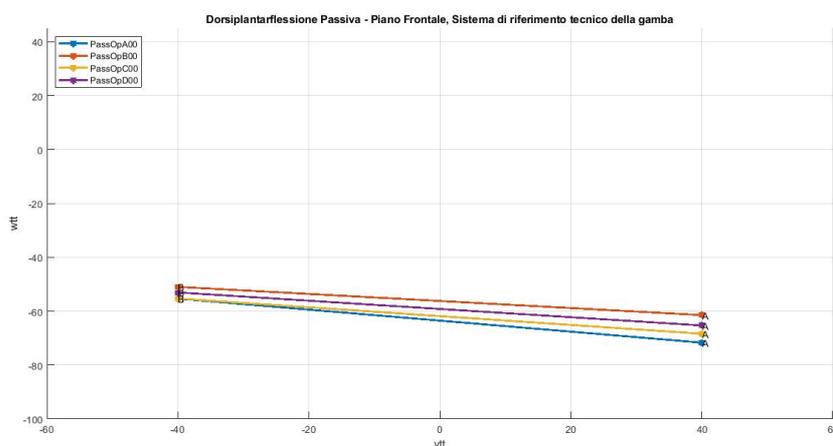


Figura 7.21: MHA per ogni prova di dorsali – plantarflexione passiva effettuata dal soggetto 2, plottato nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano frontale

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

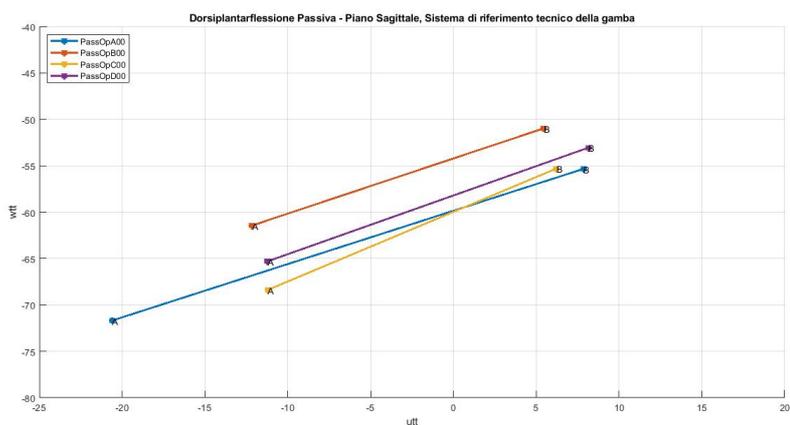


Figura 7.22: MHA per ogni prova di dorsi – plantarflessione passiva effettuata dal soggetto 2, plottato nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano sagittale

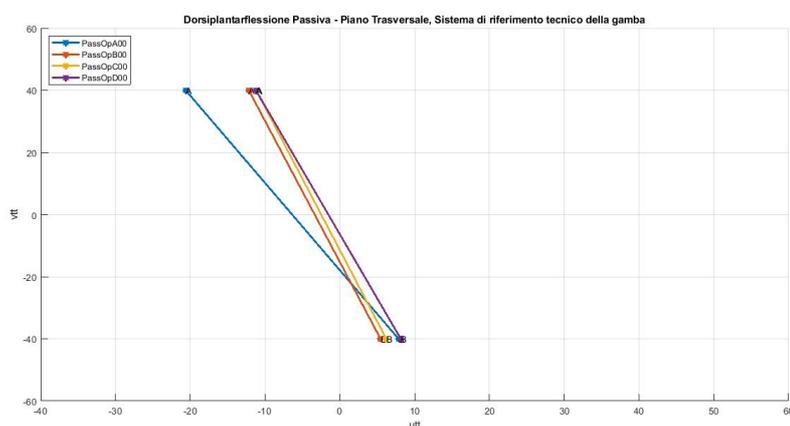


Figura 7.23: MHA per ogni prova di dorsi – plantarflessione passiva effettuata dal soggetto 2, plottato nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano trasversale

Dalle figure, sopra riportate, si può affermare che anche in questo caso gli MHA si dispongono in maniera simile a quelli calcolati nel cammino. Si nota soltanto un leggero innalzamento dell'asse già riscontrato nella prova di dorsi – plantarflessione attiva. Inoltre si può constatare che le prove sono abbastanza ripetibili anche se nel piano trasversale si osserva che la prova effettuata dall'operatore A presenta uno spostamento, verso la parte posteriore, del punto di intersezione con il piano laterale maggiore rispetto alle prove effettuate dagli altri operatori.

Prove di dorsi – plantarflessione passiva su lettino

In tabella 7.49 sono riportati le coordinate dei punti A e B degli MHA per ogni prova di dorsi – plantarflessione passiva su lettino per il soggetto 2. Per entrambi i soggetti invece sono stati i parametri di dispersione d_{eff} e X_{eff} medi con le deviazioni standard.

Soggetto 1	d_{eff} medio [mm]	X_{eff} medio [deg]
Passiva su lettino	11.533±2.141	16.915±4.790

Soggetto 2	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
OpA	-6.850	40	-63.652	-3.673	-40	-57.972	10.265	10.370
OpB	-12.482	40	-71.189	8.508	-40	-54.300	15.176	14.706
OpC	-8.942	40	-74.098	-3.774	-40	-54.523	16.336	14.429
OpD	-15.359	40	-70.518	2.268	-40	-56.221	11.291	15.182
Media	-10.908	40	-69.864	0.832	-40	-55.754	13.267± 2.942	13.671± 2.223

Tabella 7.49: Punti A e B e parametri di dispersione con media e deviazione standard per il soggetto 2. Invece per il soggetto 1 sono stati riportati solo i parametri di dispersione medi

Dalla tabella 7.49 si può osservare che i parametri di dispersione sono dello stesso ordine di grandezza rispetto a quelli ottenuti con le altre prove di dorsi – plantarflessione. Anche in questo caso c'è una difficoltà nel confronto, sempre per la variabilità inter – operatore; notiamo però che è presente un leggero miglioramento per quanto riguarda la dispersione angolare che nel soggetto 2 risulta essere minore. Successivamente sono riportati gli MHA per ogni prova di dorsi – plantarflessione passiva su lettino effettuata dal soggetto 2 plottati nei tre piani (frontale, sagittale e trasversale).

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

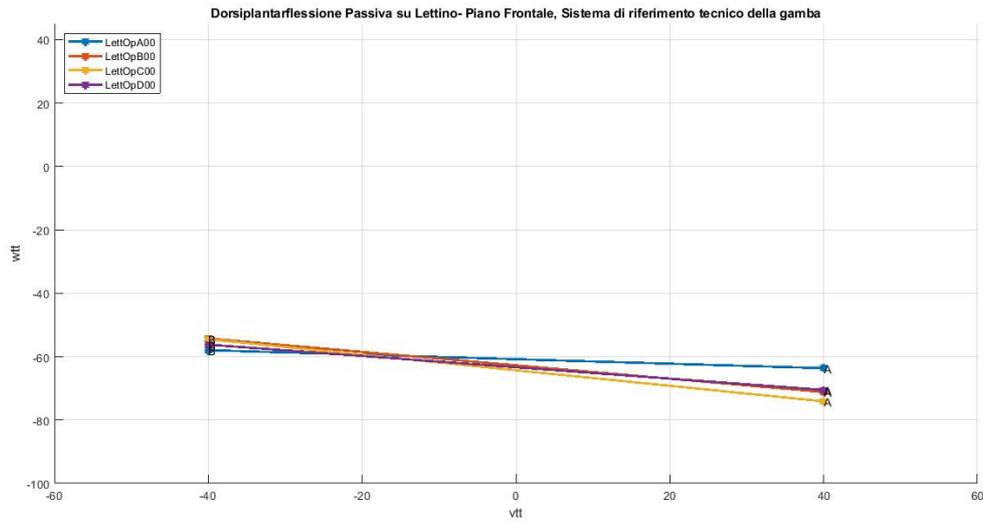


Figura 7.24: MHA per ogni prova di dorsi – plantarflessione passiva su lettino effettuata dal soggetto 2, plottato nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano frontale

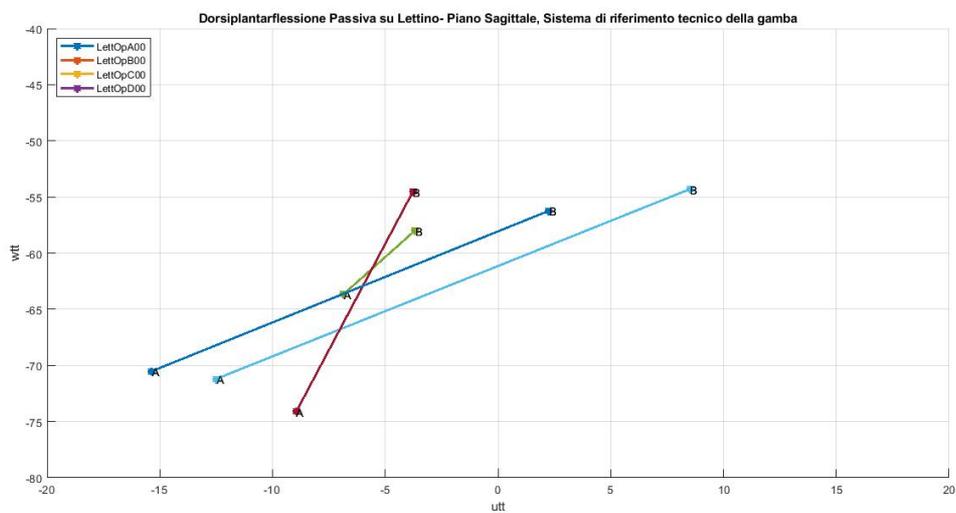


Figura 7.25: MHA per ogni prova di dorsi – plantarflessione passiva su lettino effettuata dal soggetto 2, plottato nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano sagittale

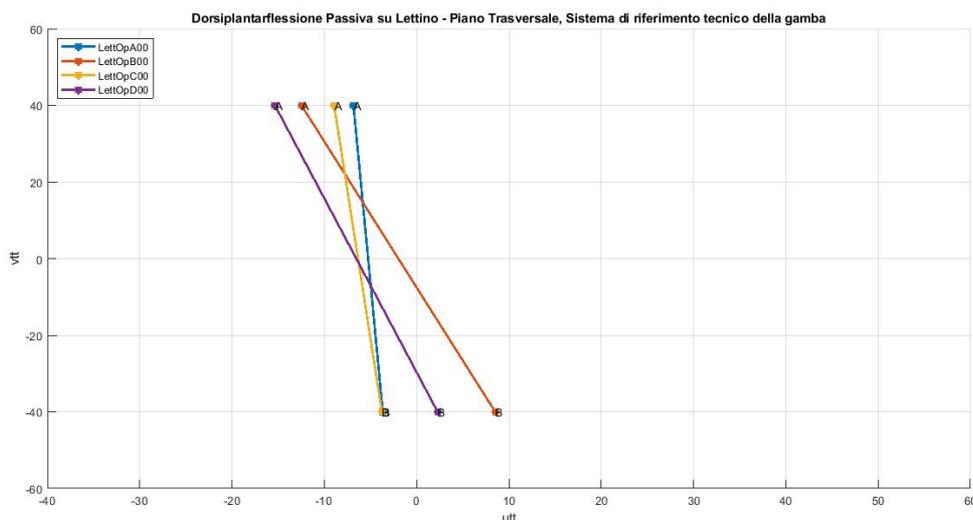


Figura 7.26: MHA per ogni prova di dorsi – plantarflessione passiva su lettino effettuata dal soggetto 2, plottato nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel piano trasversale

Gli andamenti degli MHA sono simili a quelli delle prove finora studiate. Analizzando il grafico sul piano trasversale, si può osservare che per le prove svolte dagli operatori A e C la pendenza dell'asse risulta inferiore rispetto a quelle svolte dagli altri due. Questo si riporta sempre alla variabilità delle prove dettata da varie condizioni quali gli operatori per l'appunto e l'individualità del movimento dei due soggetti.

7.2.3 Passaggio dal sistema di riferimento tecnico al sistema di riferimento anatomico

Per una migliore visualizzazione dei dati si è deciso di plottare gli MHA delle varie prove calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba, nel sistema di riferimento anatomico della stessa. Precedentemente si è evidenziata l'utilità di calcolare i dati nel sistema di riferimento tecnico della gamba in quanto è utile conoscere la cinematica ottenuta dal movimento relativo dei due gusci per la costruzione della futura ortesi. Per ottenere dati più facilmente interpretabili si è deciso di rappresentare gli assi nel sistema di riferimento anatomico in modo da valutare la loro posizione rispetto ai malleoli. Ciò è stato ottenuto moltiplicando i dati ottenuti nel primo sistema di riferimento per un'opportuna matrice di trasformazione.

Tale rappresentazione si è scelta per due ragioni:

- per effettuare un'ulteriore confronto con i dati ottenuti sul soggetto 1;
- per trovare delle prove significative per la costruzione del giunto.

Per queste ragioni si è deciso di calcolare l'MHA per ogni ripetizione di ogni prova effettuata dal soggetto 2, osservando così i vari cicli separatamente. Inoltre per identificare una geometria concorde con i dati ottenuti si è deciso in seguito di rappresentare i punti di intersezione tra gli assi calcolati per ogni ciclo di ogni prova con i piani posti a ± 40 mm dall'asse inter – malleolare. Tale distanza è stata scelta in quanto sembrava una distanza ragionevole per il posizionamento del giunto rispetto alla gamba del soggetto, infatti la distanza calcolata tra il malleolo mediale e il malleolo laterale è di 6 cm quindi si è deciso di lasciare 1 cm a lato di scarto tra i malleoli e l'ortesi.

Prove del cammino

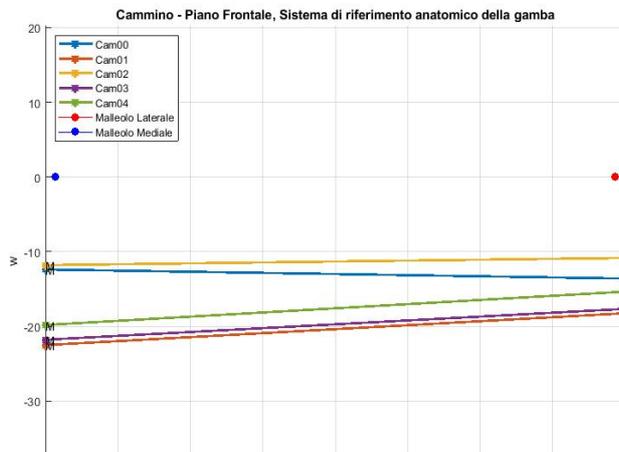


Figura 7.27: MHA per ogni prova di cammino effettuata dal soggetto 1 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

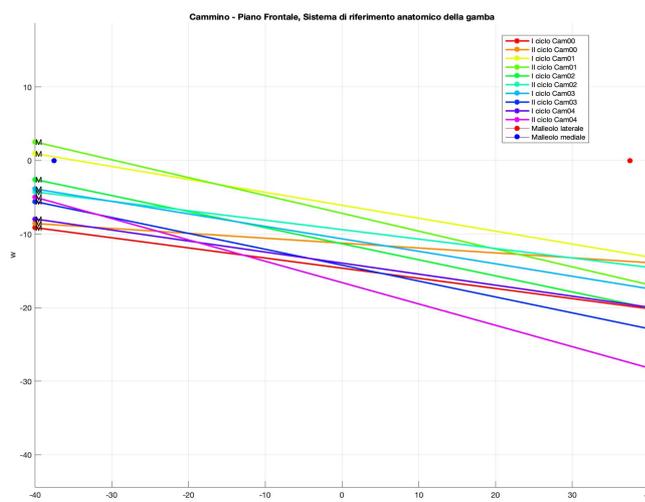


Figura 7.28: MHA per ogni ciclo di ogni prova di cammino effettuata dal soggetto 2 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

Confrontando i grafici riportati nelle figure 7.27 e 7.28 si può facilmente osservare che l'inclinazione degli assi tra soggetto 1 e soggetto 2 è opposta. Questo può essere attribuito al fatto che in fase sperimentale si è notato che il soggetto 2 durante la camminata manifestava un appoggio più sul lato mediale rispetto al laterale, portando l'inversione degli assi. Inoltre gli assi del soggetto 1 presentano una pendenza molto inferiore rispetto a quelli del secondo soggetto.

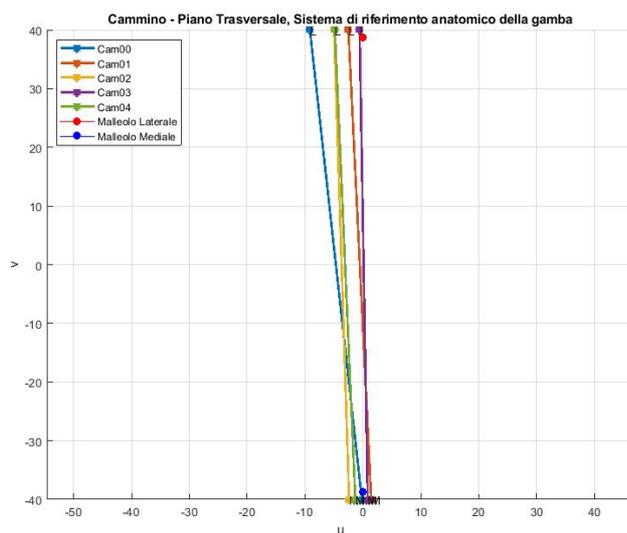


Figura 7.29: MHA per ogni prova di cammino effettuata dal soggetto 1 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

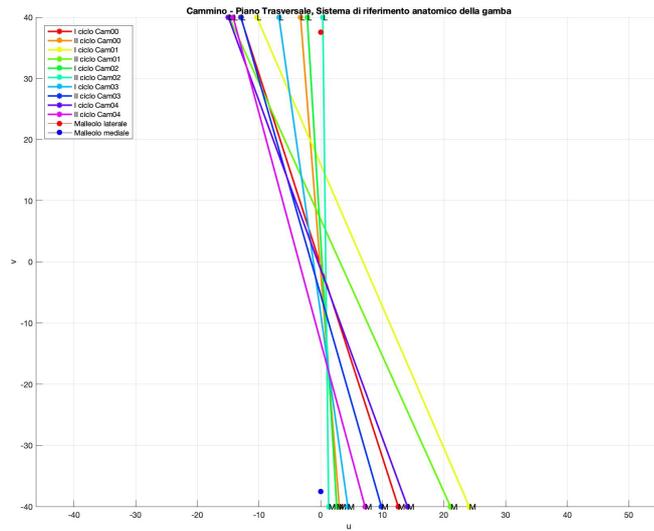


Figura 7.30: MHA per ogni ciclo di ogni prova di cammino effettuata dal soggetto 2 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

Nelle figure 7.29 e 7.30 viene evidenziata la pendenza maggiore degli MHA calcolati nel secondo soggetto rispetto al primo. Per il soggetto 1 gli assi sembrano essere concentrati in prossimità del malleolo per quanto riguarda il lato mediale, per il laterale invece risultano essere posteriori al repere anatomico. Nel soggetto 2 invece lateralmente la situazione rimane analoga ma medialmente gli assi sono posizionati davanti al malleolo aumentando in questo modo la pendenza.

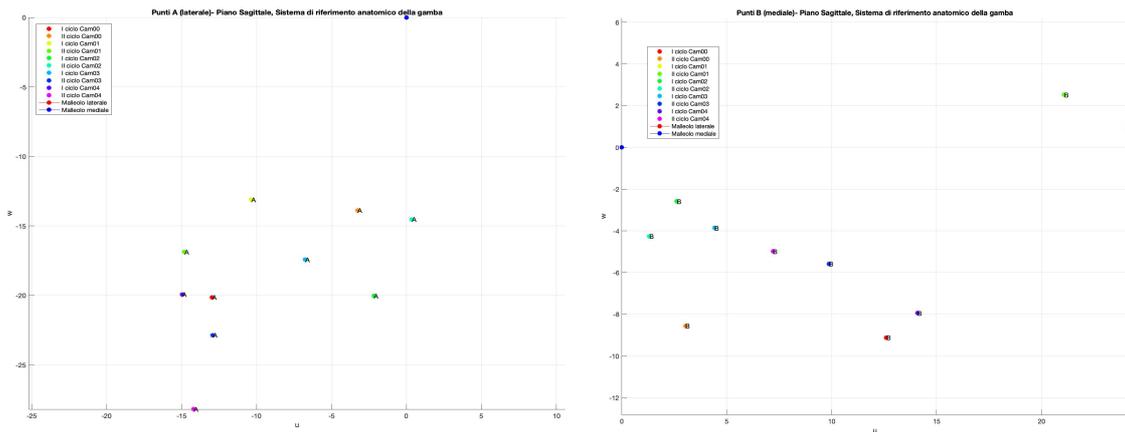


Figura 7.31: Punti A, laterale (a sinistra) e punti B, mediale (a destra). Entrambi diagrammati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano sagittale per il soggetto 2

Nella visualizzazione dei punti A e B nel piano sagittale si evince che i punti A si trovano nel III quadrante, invece i punti B prevalentemente nel IV quadrante. Inoltre i punti lateralmente risultano meno dispersi ma molto più bassi rispetto ai malleoli; l'escursione massima infatti arriva a -28 mm per i punti A e a -9 mm per i punti B.

Prove del cammino veloce

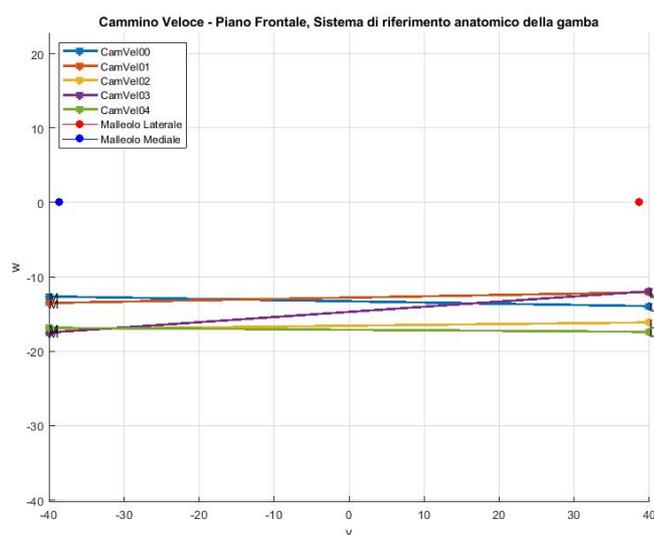


Figura 7.32: MHA per ogni prova di cammino veloce effettuata dal soggetto 1 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

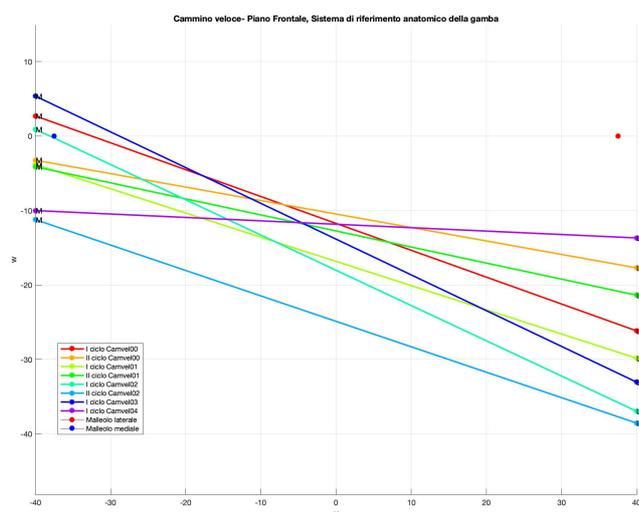


Figura 7.33: MHA per ogni ciclo di ogni prova di cammino veloce effettuata dal soggetto 2 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

In questo caso si osserva un comportamento analogo sia per il soggetto 1 che per il soggetto 2, ovvero un leggero innalzamento degli assi medialmente. Lateralmente invece, il soggetto 1 presenta le stesse caratteristiche del cammino a velocità ridotta, ovvero una variazione dei punti che va da -10 a -20 mm. Il secondo soggetto invece presenta una dispersione maggiore con i punti che variano da -12 a -40 mm.

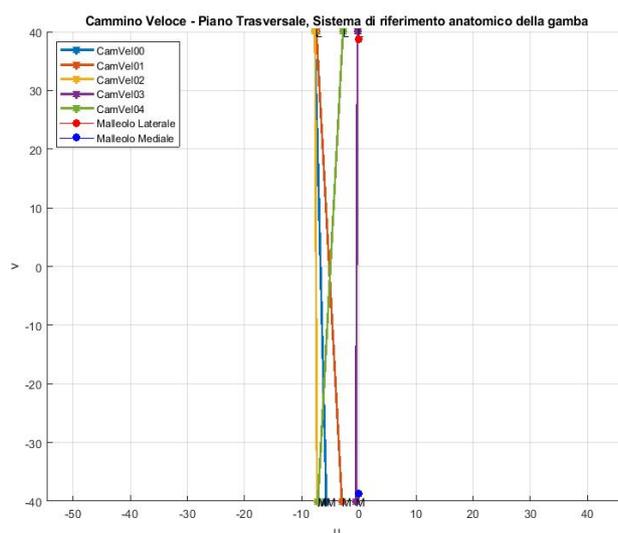


Figura 7.34: MHA per ogni prova di cammino veloce effettuata dal soggetto 1 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

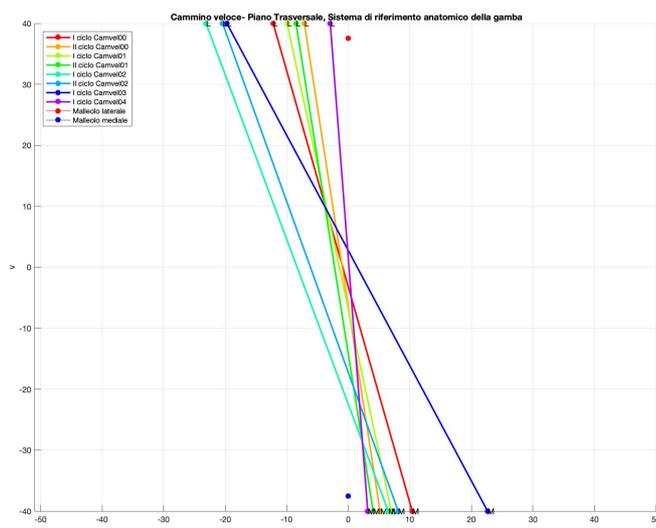


Figura 7.35: MHA per ogni ciclo di ogni prova di cammino veloce effettuata dal soggetto 2 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

Paragonando i grafici nelle figure 7.34 e 7.35 con i corrispettivi nelle figure 7.29 e 7.30 si può constatare che l'andamento degli assi sul piano trasversale rimane inalterato; vi è soltanto un leggero aumento della dispersione degli assi medialmente nel primo soggetto nella prova di cammino veloce rispetto a quella di cammino ad andatura normale.

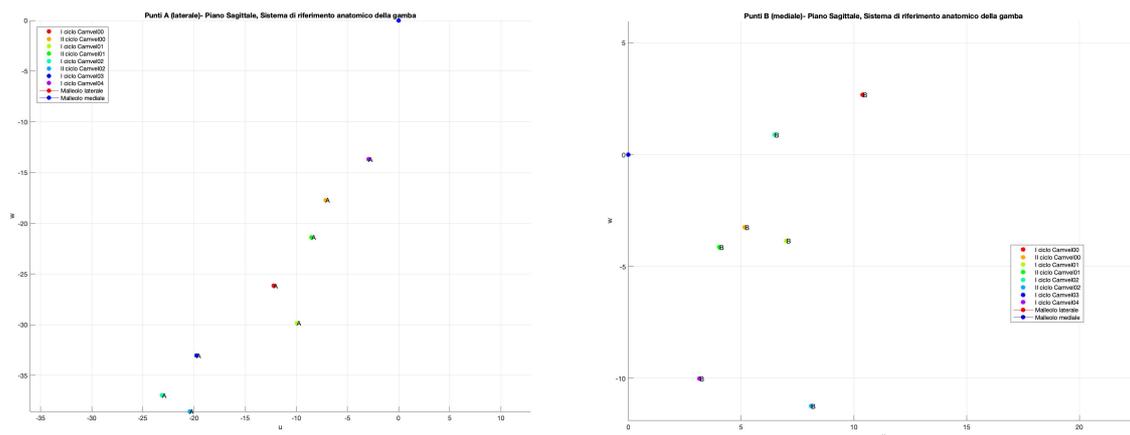


Figura 7.36: Punti A, laterale (a sinistra) e punti B, mediale (a destra). Entrambi diagrammati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano sagittale per il soggetto 2

I grafici in figura 7.36 confermano quanto dedotto per la prova del cammino, ovvero che i punti A e B si localizzano principalmente rispettivamente nel III e IV quadrante.

Prove di dorsi – plantarflexione attiva

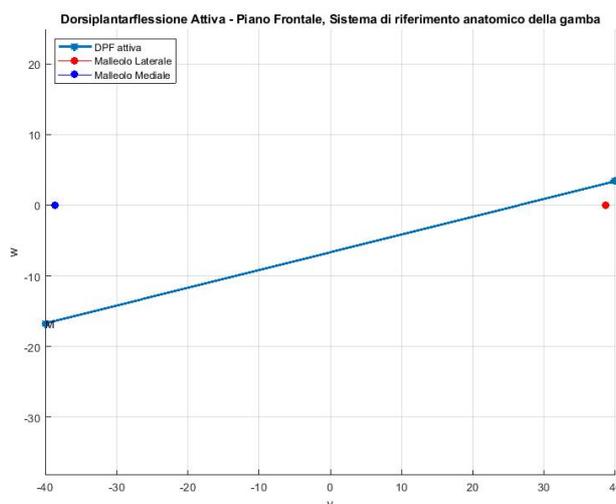


Figura 7.37: MHA per la prova di dorsi – plantarflexione attiva effettuata dal soggetto 1 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

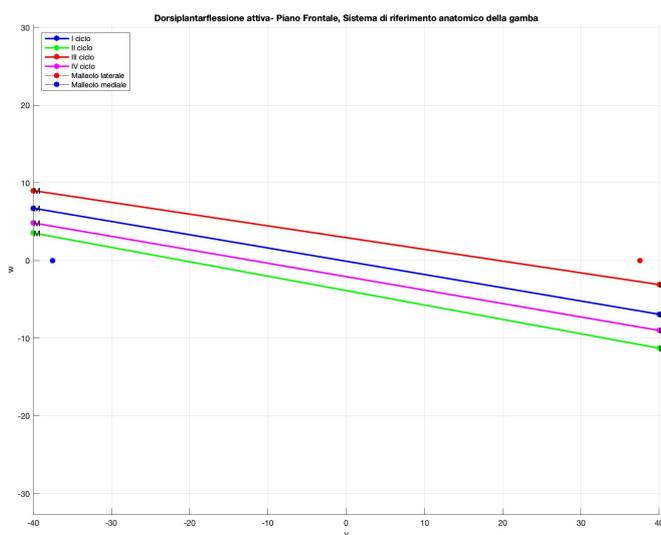


Figura 7.38: MHA per ogni ciclo di ogni prova di dorsi – plantarflexione attiva effettuata dal soggetto 2 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

Nelle prove di dorsi – plantarflexione attiva, rispetto alle prove del cammino, si può osservare un innalzamento degli assi. In particolare per il primo soggetto l'asse si trova lateralmente sopra il malleolo ma medialmente conserva la stessa altezza che presentava nelle prove precedenti. Per quanto riguarda il secondo soggetto, invece, si ha uno spostamento verso l'alto dell'intero asse; si nota soprattutto che

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

per tutti i cicli di dorsi – plantarflexione attiva, l'asse medialmente si trova sopra il malleolo.

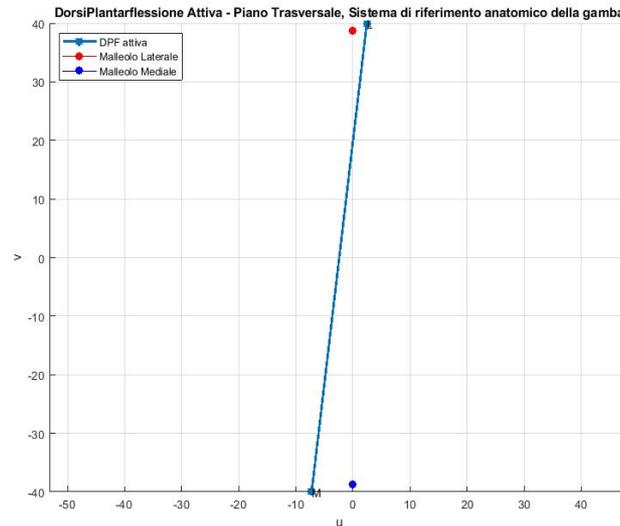


Figura 7.39: MHA per la prova di dorsi – plantarflexione attiva effettuata dal soggetto 1 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

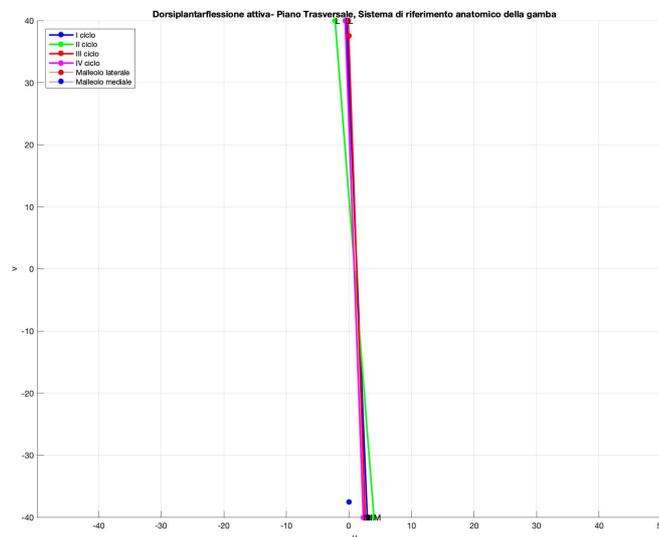


Figura 7.40: MHA per ogni ciclo di ogni prova di dorsi – plantarflexione attiva effettuata dal soggetto 2 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

Nella rappresentazione sul piano trasversale si può constatare una diminuzione evidente della variabilità che affiggeva le prove del cammino dovuta alla riduzione della dinamica del movimento.

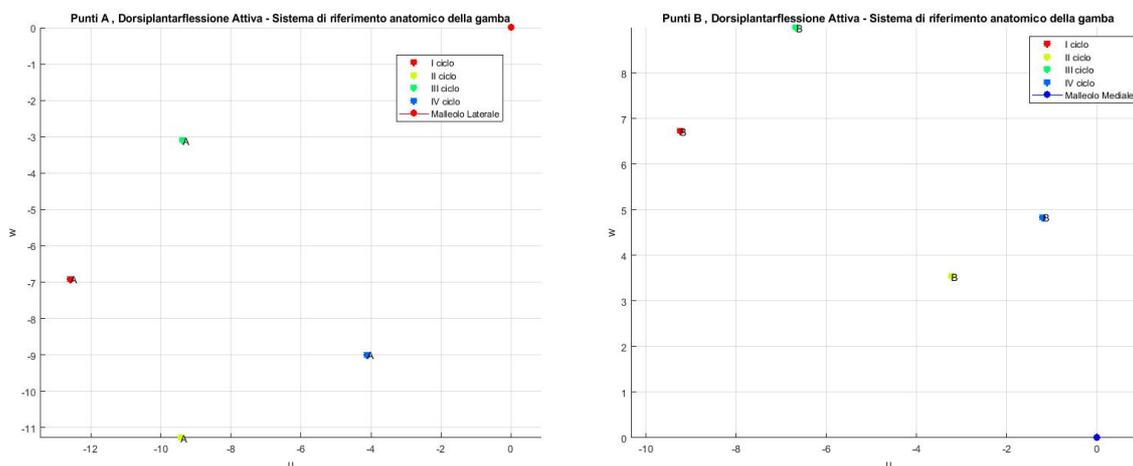


Figura 7.41: Punti A, laterale (a sinistra) e punti B, mediale (a destra). Entrambi diagrammati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano sagittale per il soggetto 2

Rispetto al cammino, in questo caso la posizione dei punti A e B nel piano cartesiano cambia. I punti A rimangono sempre all'interno del III quadrante, invece i punti B si spostano nel II quadrante.

Prove di dorsi – plantarflexione passiva

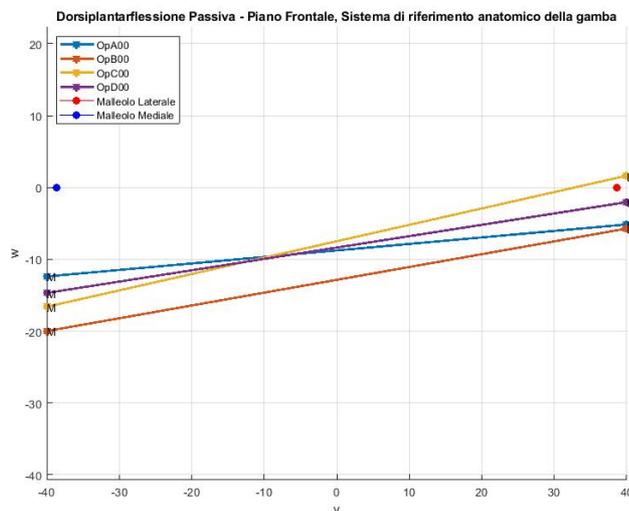


Figura 7.42: MHA per la prova di dorsi – plantarflexione passiva effettuata dal soggetto 1 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

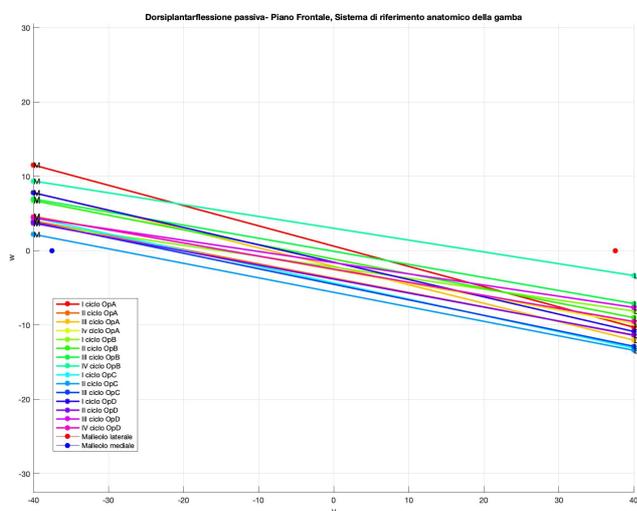


Figura 7.43: MHA per ogni ciclo di ogni prova di dorsi – plantarflexione passiva effettuata dal soggetto 2 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

I grafici nelle figure 7.42 e 7.43 hanno un comportamento analogo con i corrispettivi grafici nelle figure 7.37 e 7.38. Si riscontra quindi anche in questo caso un spostamento prossimale degli assi con una minore dispersione rispetto al cammino.

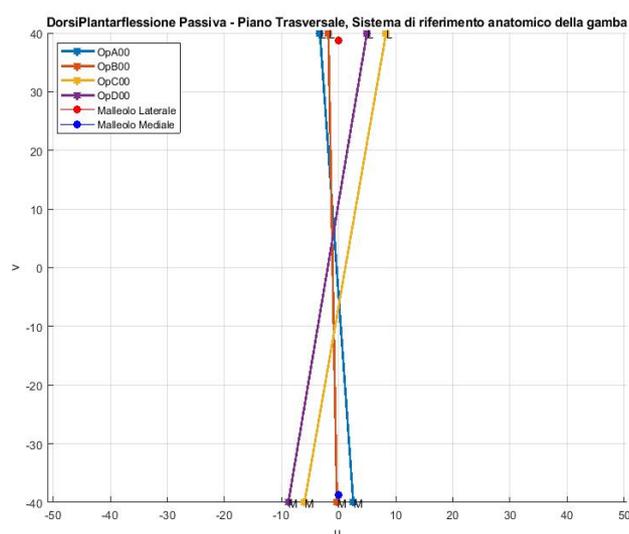


Figura 7.44: MHA per la prova di dorsiflessione passiva effettuata dal soggetto 1 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

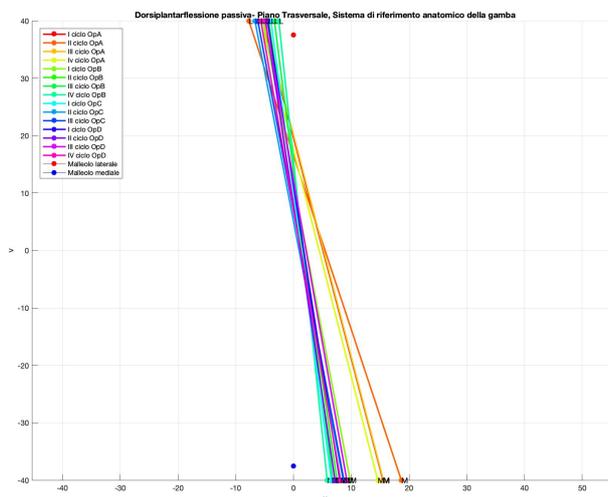


Figura 7.45: MHA per ogni ciclo di ogni prova di dorsiflessione passiva effettuata dal soggetto 2 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

Per quanto riguarda la rappresentazione sul piano trasversale per il secondo soggetto si ha un comportamento netto sia medialmente che lateralmente; ovvero nel primo caso gli assi si trovano tutti posizionati anteriormente al malleolo, nel secondo caso si trovano tutti posteriormente. Per il soggetto 1 invece il comportamento è più confuso ma comunque la localizzazione rimane sempre nell'intorno dei due reperi anatomici.

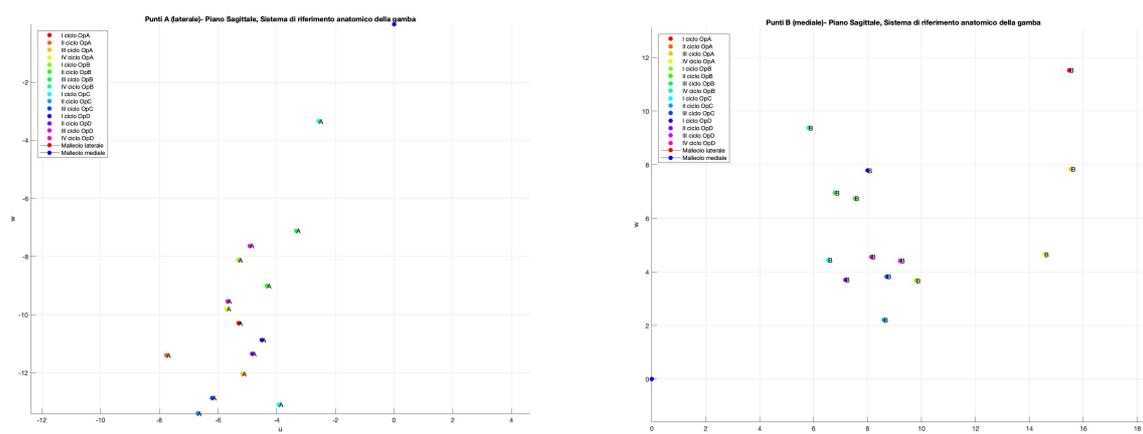


Figura 7.46: Punti A, laterale (a sinistra) e punti B, mediale (a destra). Entrambi diagrammati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano sagittale per il soggetto 2

I punti A si trovano sempre nel II quadrante, invece i punti B in questo caso si spostano prossimalmente fino al I quadrante. Inoltre i punti medialmente lungo l'asse u hanno una dispersione leggermente maggiore dei punti laterali.

Prove di dorsi – plantarflessione passiva su lettino

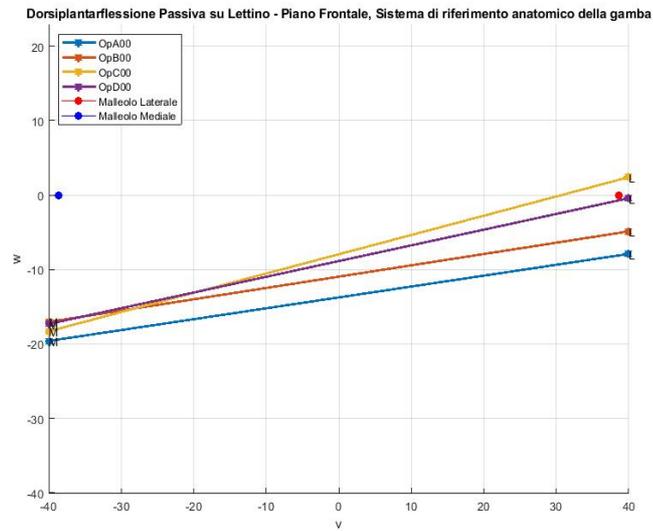


Figura 7.47: MHA per la prova di dorsi – plantarflessione passiva su lettino effettuata dal soggetto 1 (sopra) plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

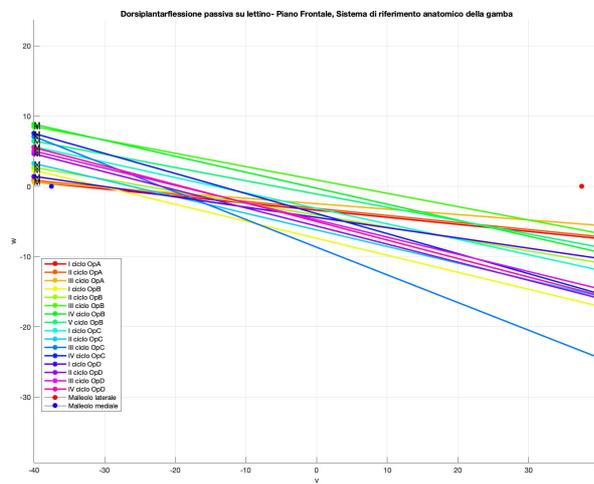


Figura 7.48: MHA per ogni ciclo di ogni prova di dorsi – plantarflessione passiva su lettino effettuata dal soggetto plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

Capitolo 7 – Risultati ottenuti dall'analisi cinematica

Si evidenzia un comportamento analogo a quello della dorsali – plantarflexione passiva per entrambi i soggetti. Ciò conferma che rispetto alle prove del cammino, tutte le prove di dorsali – plantarflexione, sia attive che passive, portano ad un innalzamento dell'MHA rispetto ai malleoli.

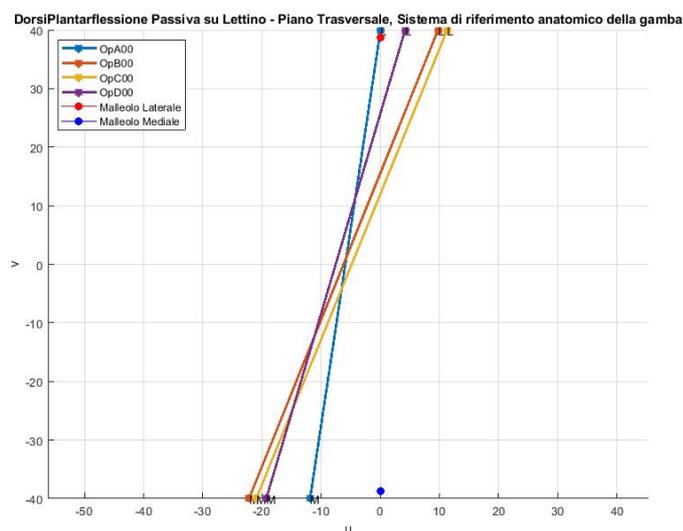


Figura 7.49: MHA per la prova di dorsali – plantarflexione passiva su lettino effettuata dal soggetto 1 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

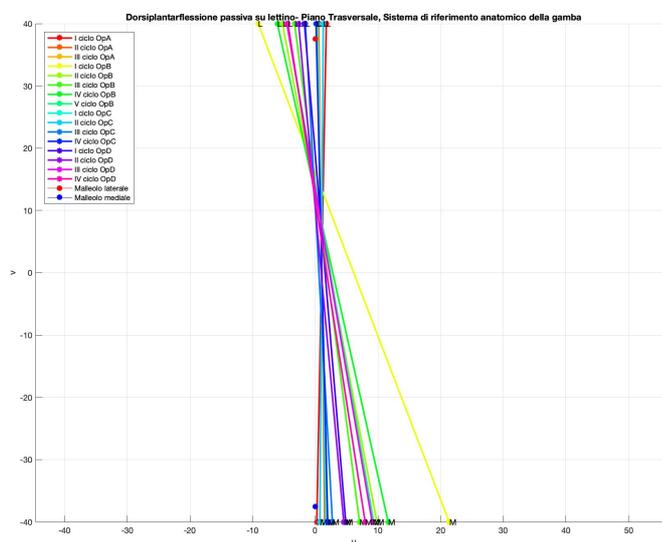


Figura 7.50: MHA per ogni ciclo di ogni prova di dorsali – plantarflexione passiva su lettino effettuata dal soggetto 2 plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

Anche la visualizzazione degli assi nel piano trasversale risulta concorde con la corrispettiva di dorsali – plantarflexione passiva per entrambi i soggetti.

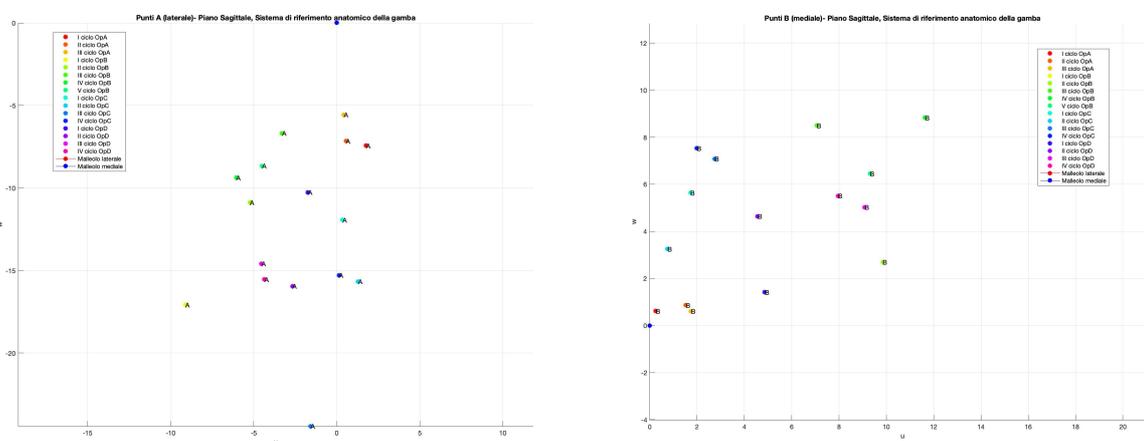


Figura 7.51: Punti A, laterale (a sinistra) e punti B, mediale (a destra). Entrambi diagrammati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano sagittale per il soggetto 2

I punti A e B sono collocati negli stessi quadranti della prova di dorsali – plantarflexione passiva. Si è riscontrato anche un avvicinamento dei punti B al malleolo rispetto al precedente caso analizzato, invece i punti A si trovano leggermente più lontani.

In conclusione dalle analisi effettuate si conferma la validità del metodo utilizzato in [21]. Esso infatti riesce a differenziare il comportamento diverso tra i vari soggetti, inoltre i dati ottenuti sono molto meno affetti da rumore e da artefatti dovuti allo scorrimento dei marker sulla pelle grazie alla presenza dei gusci cinematici progettati.

È stato anche riscontrato un abbassamento netto dell'MHA delle prove del cammino rispetto a quelle di dorsali – plantarflexione, sia attiva che passiva. Per quanto riguarda le prove ottimali da sfruttare per la costruzione del giunto, la questione rimane ancora aperta: a primo impatto sembra essere più logico sfruttare le prove del cammino in quanto l'ortesi verrà utilizzata, appunto, per consentire una deambulazione il più fisiologica possibile, ma è anche altrettanto vero che il dispositivo è destinato a soggetti con problematiche di movimento libero quindi anche un movimento passivo sembra essere attinente al problema in questione.

Capitolo 8

Caratterizzazione meccanica dell'ortesi

Dopo aver realizzato l'ortesi, si è deciso di effettuarne una caratterizzazione meccanica; in particolare si sono effettuate delle prove di flessione, valutandone la rigidità (K) in maniera indiretta analizzando i valori dei momenti e degli angoli massimi raggiunti. In letteratura si sono trovati diversi metodi per determinare tale parametro [23] [24].

Esso è definito come il rapporto tra il momento applicato, espresso in Nm, e l'angolo in gradi.

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

Si è deciso di non valutare la rigidità nel piano sagittale, ovvero quella ottenuta dal movimento di dorsi – plantarflessione, in quanto quest'ultimo dovrebbe essere idealmente libero. In letteratura si sono, inoltre, trovati valori di rigidità tipici delle AFO che variano tra 0.5 a 1.5 Nm/deg a seconda delle varie geometrie dei gusci [25]. Bisogna anche tenere presente i range fisiologici del movimento di un soggetto sano in modo da effettuare un confronto tra questi e quelli ottenuti dopo le analisi condotte sull'ortesi; in particolare l'angolo di inversione è pari a 35° e quello di eversione varia tra 20° e 25°.

8.1 Sistema di misura

Per effettuare le misure si è scelto di costruire un banco di prova simile a quello descritto in [26].

Il sistema di misura quindi è costituito da:

- cella di carico;
- sistema di condizionamento;
- multimetro digitale;
- personal computer.

La cella di carico utilizzata, riesce a lavorare in trazione e in compressione, restituendo rispettivamente valori positivi e negativi, è della Dacell, modello UMM con portata 50 Kgf. Il sensore di forza è stato collegato a un sistema di condizionamento DEWE-RACK, alimentato a 15 V in continua, che permette di amplificare e condizionare il segnale in uscita dalla cella di carico. Dal pannello anteriore, tramite un connettore BNC, viene prelevato il segnale condizionato, posizionando i due puntali, negativo e positivo, del multimetro. Il multimetro NIMEX Ni-4000, fornito di display 3.5 DIGIT, è stato utilizzato impostando come fondo scala 2 V per una visualizzazione corretta del segnale.



Figura 8.1: Cella di carico UMM



Figura 8.2: Sistema di condizionamento DEWE-RACK



Figura 8.3: Multimetro NIMEX Ni-4000

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±2Ω
Insulation resistance bridge/case	2000MΩ
Excitation recommended	5V
Safe overload	120% R.C.
Cable length	∅3.4core shield cable, 3m

Figura 8.4: Caratteristiche di accuratezza del sensore di forza [Dacell]

8.2 Dummy leg e dummy foot

Per effettuare le prove di flessione è stato necessario trovare due elementi che simulassero la gamba e il piede, in modo da svolgere le analisi nella condizione più vicina a quella dell'ortesi calzata da un soggetto. Il dummy foot è stato realizzato su Rhinoceros, ovvero l'analogo software utilizzato per la progettazione dei gusci cinematici e dell'ortesi stessa.

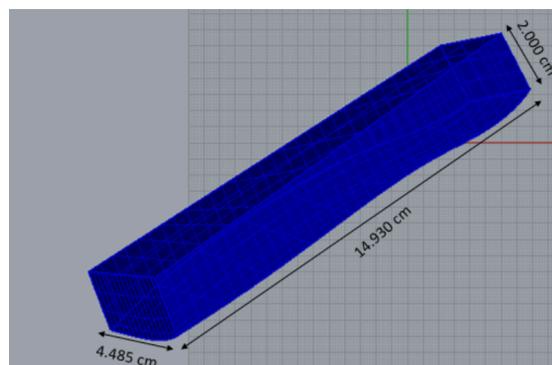


Figura 8.5: Dummy foot su CAD

Nel dettaglio, il dummy foot consiste in un parallelepipedo dove la sua superficie inferiore è un calco del guscio del piede in modo da seguire bene l'anatomia dello stesso. Si è deciso di realizzarlo di lunghezza maggiore dello scafo in modo da facilitare il bloccaggio con una morsa al banco.

Il dummy leg invece è un cilindro di materiale espanso estruso di diametro 6.5 cm e di lunghezza 17 cm. Per evitare lo scivolamento tra guscio e il dummy foot e per garantire una presa migliore tra quest'ultimo e la morsa si è inserito del tessuto di spugna.

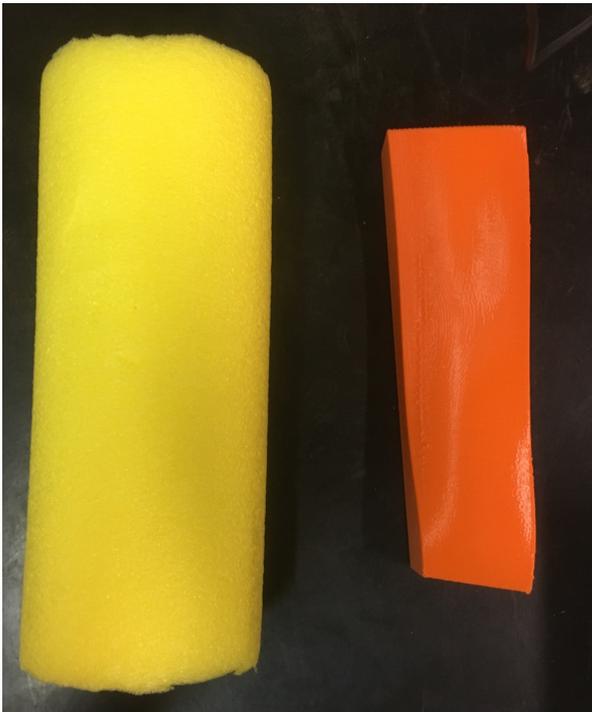


Figura 8.6: Dummy leg (a sinistra) e dummy foot (a destra)



Figura 8.67 Ortesi con il dummy leg e il dummy foot inseriti

8.3 Prove di flessione

Le prove di flessione sono state effettuate a varie configurazioni di giunto, inserendo dei distanziali o/e degli ispessimenti del perno. Le sollecitazioni sono state applicate sia lateralmente che medialmente per valutare l'inversione e l'eversione massima del prototipo. Il sistema di applicazione della sollecitazione è costituito da più elementi:

- slitta micrometrica;

- piastra ad L;
- cella di carico.

La slitta micrometrica è stata fissata ad un pilastro attraverso una piastra di alluminio e quattro viti, facendo attenzione a non ostruire l'avanzamento della slitta con quest'ultime. Questa è stata posizionata ad un'altezza opportuna, in base al punto scelto per l'applicazione della forza sull'ortesi. Una volta individuata la posizione ottimale, la slitta non è stata più spostata fino al termine delle prove, in modo da garantire lo stesso punto di applicazione della forza sia lateralmente che medialmente per ogni ciclo di ogni prova.

Sulla parte mobile della slitta è stata avvitata una piastra ad L che fa da base per la cella di carico. In particolare quest'ultima è stata avvitata alla piastra facendo attenzione a non arrivare al fine corsa della vite, tramite l'uso di un bullone, per evitare di alterare i dati prelevati dal sensore. Il sensore di forza, in questo caso, svolge due compiti, ovvero, applica la forza e misurare la sollecitazione. Il punto che sollecita il sistema è la parte libera della cella, quella quindi non fissata alla piastra.



Figura 8.8: Particolare della cella di carico che sollecita l'ortesi

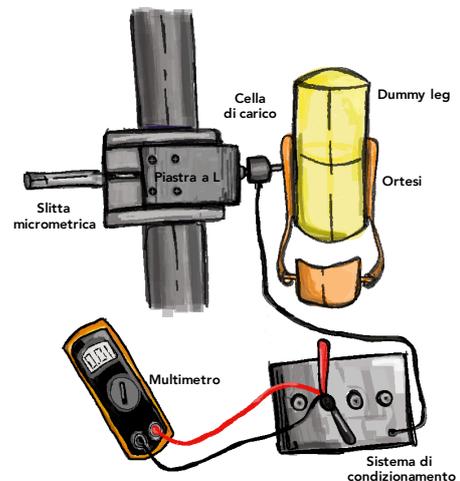


Figura 8.9: Schema del banco di misura [22]

Sono state effettuate grossomodo tre prove complete di carico e scarico per ogni configurazione di giunto scelta, facendo avanzare la slitta a passi di 1 mm per volta in modo da ottenere un numero considerevole di punti. Ogni prova partiva e terminava in condizioni di completo scarico, leggendo il valore di tensione dal multimetro che era non nullo a causa di un offset iniziale che poi è stato sottratto durante l'analisi delle misure.

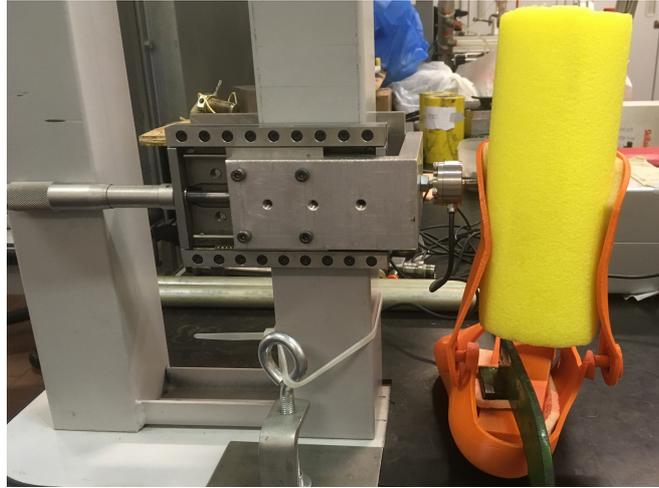


Figura 8.10: Sistema di applicazione della sollecitazione con la forza applicata lateralmente

Sono state analizzate sei condizioni diverse di giunto modificando il diametro e la lunghezza del perno, in modo da valutare anche i giochi massimi ad ogni configurazione. Nel dettaglio il diametro è stato modificando inserendo dei cilindretti in silicone all'interno del perno, aumentando quindi il suo spessore e agendo sui giochi lungo l'asse longitudinale e l'asse antero – posteriore. La lunghezza invece è stata modificata utilizzando una serie di distanziali di spessore 3 mm realizzati forando del materiale di gomma tramite una fustellatrice. In questo caso subiscono una modifica i ROM lungo l'asse medio – laterale.

Di seguito sono riportati i cicli di carico e scarico medi, ottenuti mediando i valori ricavati per ogni singola prova, per ogni configurazione di giunto. I grafici relativi alla parte mediale e quelli relativi alla parte laterale sono stati inseriti in un unico grafico in modo da ottenere un ciclo di isteresi completo.

Conoscendo la sensibilità della cella di carico pari a 98.8 N/V, si è riuscito quindi a trovare il momento relativo ad ogni angolo di inclinazione del guscio della gamba rispetto alla verticale. Il momento è stato infatti calcolato con il prodotto tra la forza applicata, valutata come prodotto tra la sensibilità del sensore e la tensione letta dal multimetro, e il braccio.

Quest'ultimo è la distanza tra il punto di applicazione della sollecitazione e il punto medio dell'asse passante per i due perni del guscio del piede. Questo vale per il lato mediale 106 mm e per quello laterale 111 mm. L'angolo α , invece è stato valutato tramite semplici leggi trigonometriche.

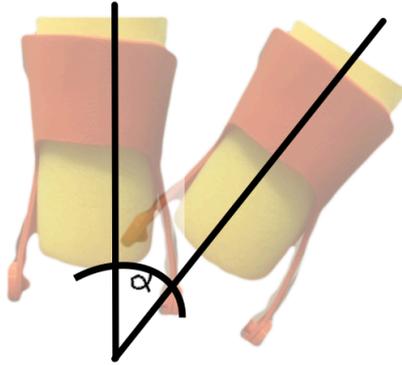


Figura 8.11: Angolo α

Giunto non modificato

È utile ricordare che in fase di progettazione dell'ortesi si era deciso creare un giunto con le seguenti dimensioni:

- lunghezza del perno di 14 mm;
- diametro del perno di 7 mm;
- diametro del foro appartenente allo scafo della gamba di 20 mm;
- spessore del foro appartenente allo scafo della gamba di 3 mm.

Questo permetteva dei giochi lungo gli assi antero – posteriore e longitudinale pari a 13 mm e lungo l'asse medio – laterale di 6 mm.

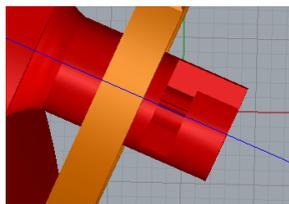


Figura 8.12: Giunto non modificato

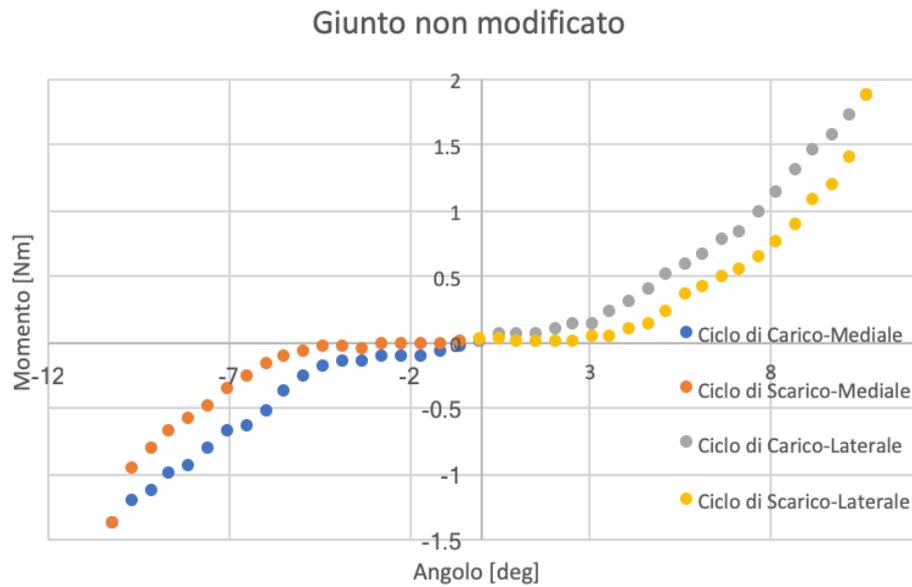


Figura 8.13: Prova di flessione con giunto non modificato

In figura 8.13 è riportano il ciclo di isteresi della prova effettuata. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-1.372	-10.167
Laterale	1.861	10.718

Tabella 8.1: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto non modificato

Si può osservare una regione intorno allo zero in cui le curve rimangono piatte, più o meno da -4° a 3.6° . In questa regione vi è il recupero del gioco, sia lateralmente che medialmente, infatti una volta superato questo range i valori del momento aumentano, in valore assoluto, velocemente poiché subentra la rigidità del materiale. Si ha quindi un gioco complessivo di circa 8° . Confrontando questo valore con i range fisiologici (angolo di inversione 35° e angolo di eversione compreso tra i 20° e i 25°) sembra un risultato ragionevole in quanto, vogliamo ottenere una deambulazione più fisiologica possibile ma l'ortesi deve comunque limitare il movimento sul piano frontale e sul piano trasversale.

Giunto con distanziale di 3 mm

In questo caso è stato inserito un distanziale di spessore 3 mm, realizzato con un materiale di gomma abbastanza rigido. Così viene influenzato il gioco sull'asse medio – laterale che da 6 mm passa a 3 mm.

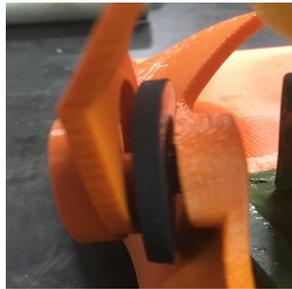


Figura 8.14: Giunto con un distanziale di 3 mm

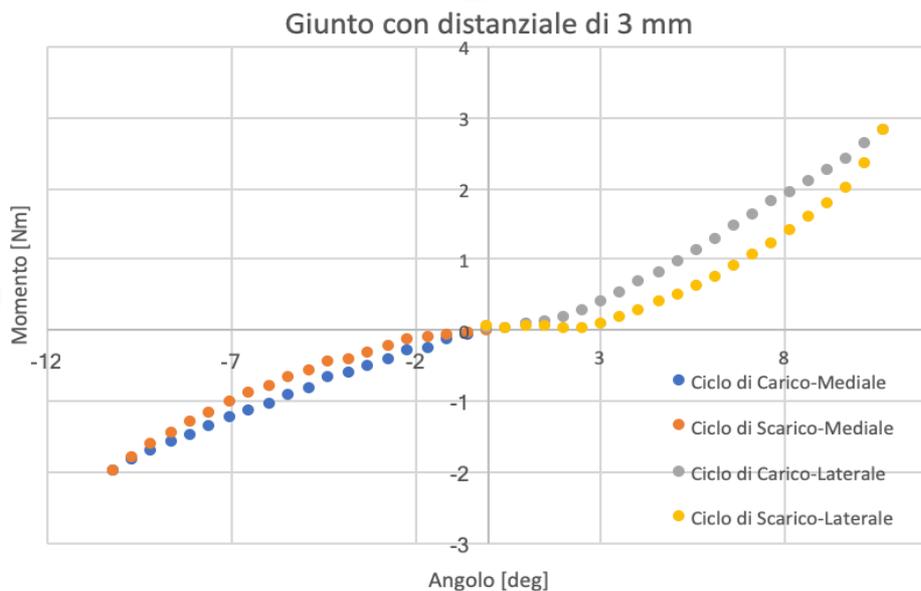


Figura 8.15: Prova di flessione con giunto con distanziale di 3 mm

In figura 8.15 è riportano il ciclo di isteresi della prova considerata. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-1.985	-10.167
Laterale	2.785	10.718

Tabella 8.2: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con distanziale di 3 mm

In questo caso, nonostante l'angolo raggiunto sia molto simile sia lateralmente che medialmente rispetto al caso precedente, i momenti valutati, in valore assoluto, sono più alti. Questo è dovuto al fatto che, ovviamente, diminuendo il gioco la forza impressa per raggiungere lo stesso spostamento diventa maggiore. Inoltre osservando il grafico riportato in figura 8.15, si può constatare che il range di movimento dell'ortesi diminuisce. I ROM infatti variano da -2.16° a 3° , con quindi una diminuzione rispetto al caso precedente di 3° .

Giunto con due distanziali di 3 mm

Questa prova è stata effettuata inserendo due distanziali di 3 mm di spessore. In questo modo il gioco sull'asse medio – laterale risulta quasi completamente nullo, a meno della deformazione della gomma, dei dischi, adoperata.



Figura 8.16: Giunto con due distanziali di 3 mm

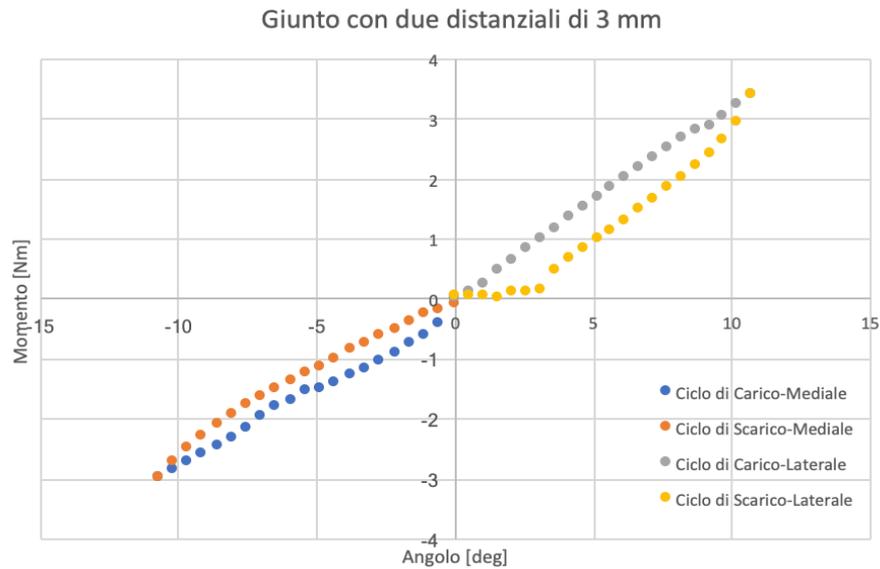


Figura 8.17: Prova di flessione con giunto con due distanziali di 3 mm

In figura 8.17 è riportano il ciclo di isteresi della prova svolta. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-2.974	-10.690
Laterale	3.407	10.718

Tabella 8.3: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con due distanziali di 3 mm

Dalla tabella 8.3 è evidente l'aumento del momento massimo per raggiungere lo stesso angolo di deformazione dei casi precedentemente analizzati. Ciò si può osservare anche nel grafico in figura 8.17 dove il momento cresce velocemente sia lateralmente che medialmente; infatti vi è l'assenza di un intorno in cui le curve risultano essere piatte in quanto il gioco è praticamente annullato dai distanziali.

Giunto con ispessimento del perno di 4 mm

La prova è stata svolta rivestendo i due perni con un tubo in silicone di spessore pari a 2 mm. In questo modo il diametro complessivo del perno viene aumentato di 4 mm, arrivando a 11 mm totali.

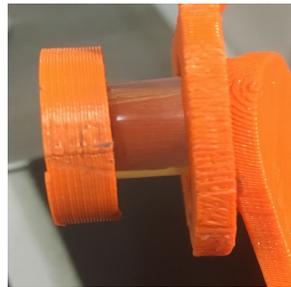


Figura 8.18: Giunto con ispessimento del perno di 4 mm

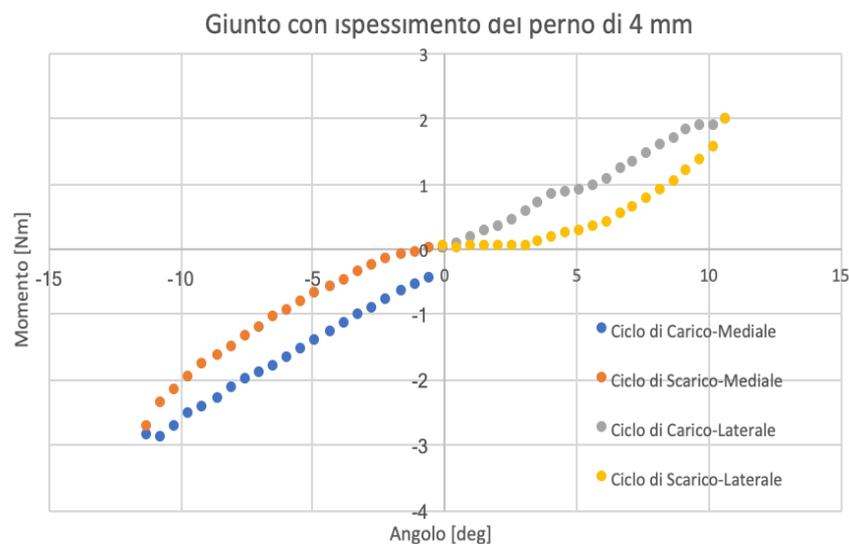


Figura 8.19: Prova di flessione con giunto con ispessimento del perno di 4 mm

In figura 8.19 è riportano il ciclo di isteresi della prova analizzata. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-2.849	-11.212
Laterale	1.956	10.718

Tabella 8.4: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con ispessimento del perno di 4 mm

Dalla tabella sopra riportata, si può osservare una diminuzione del momento rispetto al caso in cui erano presenti i due distanziali che annullavano i ROM dell'ortesi. I dati risultano comunque più alti rispetto al caso del giunto non modificato. Ciò implica che con la configurazione di giunto esaminata, il prototipo è caratterizzato da una maggiore rigidità. Inoltre i dati ottenuti sono anche giustificati dalla presenza del silicone che in qualche modo ostacola il normale scivolamento del guscio della gamba sul guscio del piede.

Per quanto riguarda i ROM, dal grafico in figura 8.19 si nota che il range è spostato verso il lato laterale. Questo probabilmente è dovuto ad un errato posizionamento del guscio della gamba lungo l'asse verticale che evidentemente pendeva più lateralmente. Analizzando comunque l'ampiezza del range notiamo che questa risulta essere pari grossomodo a 4.5° (-1.6° medialmente e 3.09° lateralmente), paragonabile quindi al secondo caso analizzato.

Giunto con ispessimento del perno di 7 mm

La prova è stata svolta sovrapponendo al tubo con cui si era svolta la prova precedente un'ulteriore tubo di diametro interno maggiore, di spessore 1.5 mm. Così sono stati aggiunti altri 3 mm di diametro, portando il perno ad avere un diametro totale di 14 mm.

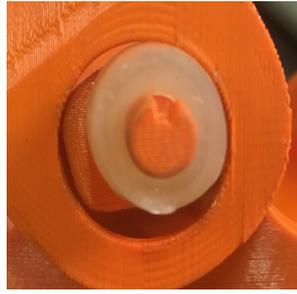


Figura 8.20: Giunto con ispessimento del perno di 7 mm

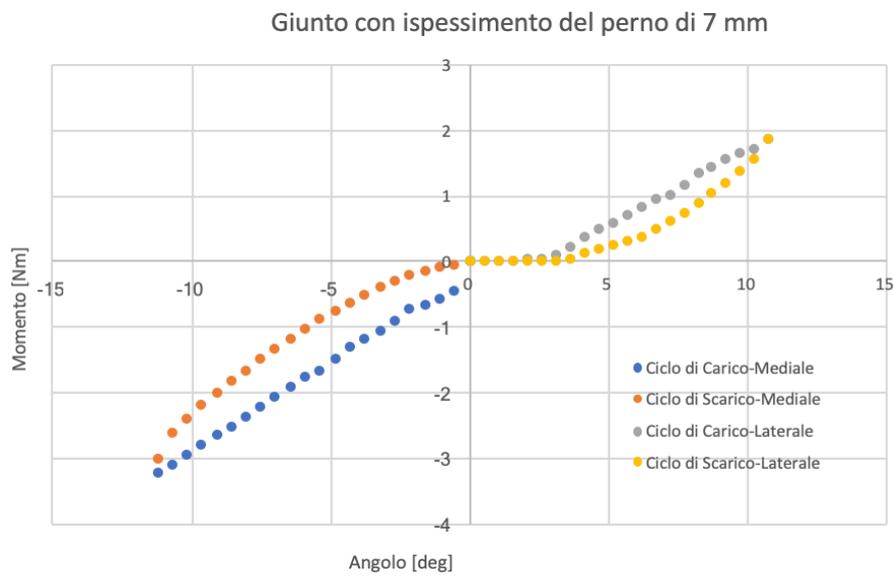


Figura 8.21: Prova di flessione con giunto con ispessimento del perno di 7 mm

In figura 8.21 è riportano il ciclo di isteresi della prova effettuata. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-3.210	-11.212
Laterale	1.879	10.718

Tabella 8.5: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con ispessimento del perno di 7 mm

In tabella 8.5 si osserva un comportamento del momento simile a quello in cui il perno era ispessito di 4 mm. Entrambi i casi infatti soffrono dell'attrito tra il silicone e il materiale usato per la stampa dell'ortesi. Anche in questo caso, inoltre, si nota uno mal posizionamento dell'asse verticale di riferimento. L'ampiezza dei ROM risulta essere intorno a 5° (gli estremi sono -1.6° e 3.6°): ciò quindi conferma che incrementi del diametro del perno alterino il movimento relativo tra i due gusci.

Giunto con ispessimento del perno di 7 mm più distanziale di 3 mm

L'ultima prova svolta consisteva nel modificare contemporaneamente entrambi i parametri, ovvero sia la lunghezza del perno aggiungendo un distanziale di 3 mm di spessore sia il diametro del perno lasciando i tubi inseriti nella prova precedente (quindi il perno con 14 mm di diametro).

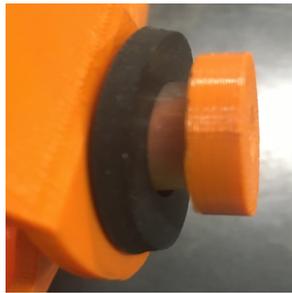


Figura 8.22: Giunto con ispessimento del perno di 7 mm più distanziale di 3 mm

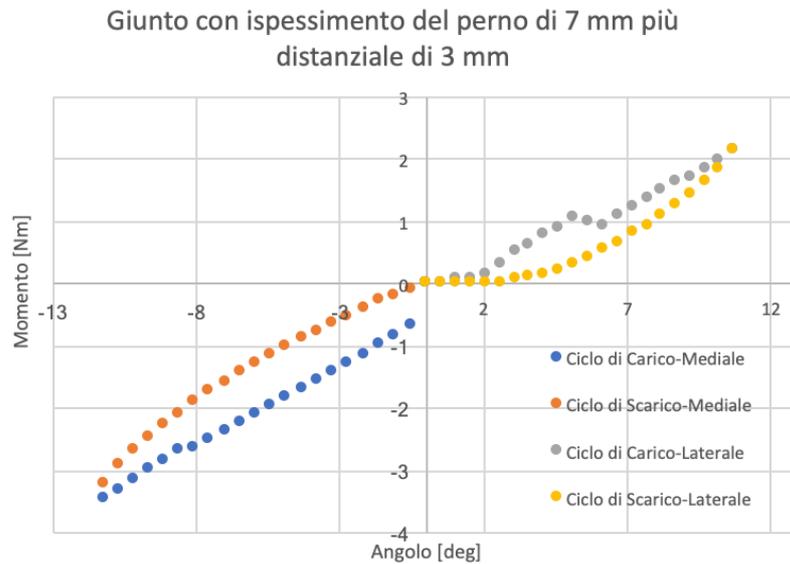


Figura 8.23: Prova di flessione con giunto con ispessimento del perno di 7 mm più distanziale di 3 mm

In figura 8.23 è riportano il ciclo di isteresi della prova effettuata. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-3.440	-11.212
Laterale	2.127	10.718

Tabella 8.6: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con ispessimento del perno di 7 mm più distanziale di 3 mm

Confrontando i dati con il caso precedente si nota un aumento del momento massimo a parità di angolo α . Questo è ovviamente dovuto all'aggiunta del distanziale che va a modificare il movimento sull'asse medio – laterale. Osservando il grafico infatti si nota che i ROM diminuiscono, arrivando a 4° complessivi di ampiezza con estremi -0.5° e 3.6°.

In conclusione, dai dati riportati sopra si può dedurre che, ovviamente il gioco massimo si ha in corrispondenza del giunto non modificato e va via via riducendosi al diminuire della lunghezza del perno, fino ad arrivare alla configurazione dove sono stati aggiunti i due i distanziali che hanno annullato quasi completamente i ROM. Analogo discorso riguarda i momenti che sono più bassi nella prima prova e sono maggiori nel caso in cui lo scorrimento lungo l'asse medio – laterale è stato annullato. La progettazione iniziale del giunto ha un range di movimento di inversione e di eversione pari a 8°; tale valore è minore rispetto ai range fisiologici che sono stati riportati di sopra. Questo risulta essere coerente con il fatto che tale dispositivo è destinato a soggetti che riscontrano problemi nella deambulazione e/o nel movimento della caviglia quindi risulta conseguentemente logico andare a ridurre i giochi sui vari piani senza però annullarli del tutto per consentire una camminata più fisiologica.

Capitolo 9

Progettazione del nuovo giunto flottante dell'ortesi di caviglia

Dopo aver svolto le analisi cinematiche sul soggetto 2 e aver analizzato i dati ottenuti si è deciso di progettare una nuova ortesi che questa volta tenesse conto del reale movimento del paziente a cui è stata destinata.

9.1 Identificazione della posizione ottima per il collocamento del giunto

Come per l'ortesi precedente, anche in questo caso il primo problema affrontato riguarda la scelta ottima per il posizionamento dei perni appartenenti al guscio del piede che compongono il giunto flottante. Rifacendoci ai risultati discussi nel capitolo 7 si è deciso di prendere in considerazione solo le prove del cammino condotte a velocità normale in quanto rappresentavano al meglio il movimento che poi il paziente sarebbe stato portato a compiere con l'ortesi indossata. In particolare gli assi elicoidali istantanei sono stati calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba utilizzando il modello rigido del piede costruito tramite i marker tecnici di quest'ultimo. Tale scelta è motivata dal fatto che l'ortesi è costituita da due gusci collegati tramite il giunto, quindi risulta utile valutare la cinematica ottenuta dal movimento relativo dei due scafi. Una volta determinati gli IHA e di conseguenza i rispettivi MHA per ogni prova si è deciso di mediare quest'ultimi ottenendo un MHA medio così da descrivere in modo globale il movimento in questione. In seguito, per visualizzare in maniera più chiara i dati, si è deciso di plottare l'MHA medio del cammino calcolato nel sistema di riferimento tecnico della gamba nel sistema di riferimento anatomico della stessa. In questo modo è possibile valutare la posizione dell'asse rispetto ai malleoli. L'MHA medio del cammino è stato plottato considerando anche l'intersezione con due piani posti a ± 40 mm dal centro dell'asse inter – malleolare. Come spiegato nel capitolo 7,

tale distanza è stata scelta in quanto la distanza tra i due malleoli risulta più o meno di 6 cm e quindi considerando 1 cm di scarto per lato, i 40 mm sembravano una distanza ragionevole per il posizionamento del giunto rispetto alla gamba del soggetto.

In figura 9.1 è possibile osservare la posizione dell'MHA medio del cammino a velocità normale (in blu) rispetto ai malleoli (a destra vista mediale, al centro vista frontale e a sinistra vista laterale). Sono anche evidenziati il sistema di riferimento anatomico della gamba (in giallo) e i marker posizionati sui malleoli durante le prove cinematiche (in fucsia).

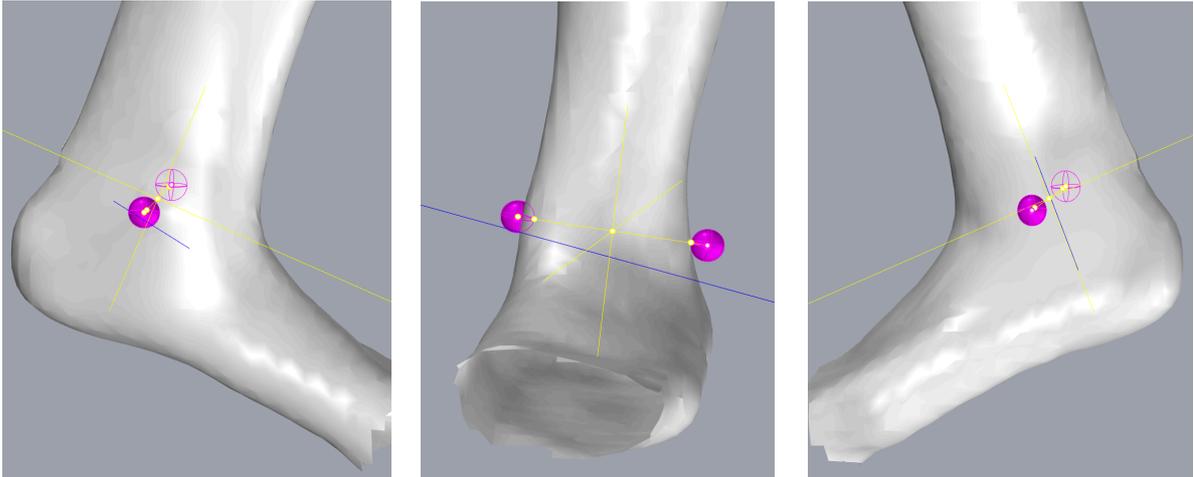


Figura 9.1: Posizione dell'MHA medio del cammino a velocità normale (in blu) rispetto ai malleoli (a destra vista mediale, al centro vista frontale e a sinistra vista laterale). Sono anche evidenziati il sistema di riferimento anatomico della gamba (in giallo) e i marker posizionati sui malleoli durante le prove cinematiche (in fucsia).

9.2 Progettazione della nuova ortesi

Dopo aver individuato la posizione per il collocamento del giunto si è passati alla progettazione vera e propria del dispositivo ortesico. L'idea di base rimane quella sfruttata per la costruzione della precedente ortesi, discussa già nel capitolo 5, ma in questo caso si è presa in considerazione un design diverso del perno.

Di seguito verranno analizzati tutti i componenti costituenti il dispositivo ideato.

9.2.1 Guscio della gamba

Come avvenuto per il primo prototipo, anche in questo caso, il design dei gusci, sia del piede che della gamba, è stato definito a partire dai gusci cinematici. Il guscio della gamba quindi è sempre composto da una parte aderente con la tibia di 103 mm, da due prolungamenti laterali di lunghezza circa 75 mm e da una parte terminale dove sono posizionati i due fori che garantiscono al giunto la possibilità di essere flottante. Rispetto però all'ortesi introdotta nel capitolo 5, il nuovo dispositivo presenta degli spessori maggiori in modo da garantire una maggiore stabilità e rigidità così da conferire anche un senso di sicurezza al paziente durante la deambulazione. In particolare nella parte superiore e in corrispondenza del giunto lo spessore è pari a 5 mm, invece lungo i prolungamenti laterali esso è pari a 6 mm, questo per ridurre i movimenti in direzione medio – laterale. I fori costituenti il giunto hanno un diametro pari a 23 mm e sono ovviamente centrati sull'MHA medio del cammino a velocità normale; inoltre distano dai malleoli qualche mm in modo da non provocare dolore al soggetto durante la camminata, in particolare la distanza tra il prolungamento mediale e il malleolo è pari a 14 mm invece quella tra il prolungamento laterale e il rispettivo malleolo è di 18 mm. In conclusione è importante specificare che la superficie su cui sono stati costruiti i fori è perpendicolare all'MHA del cammino per garantire il gioco massimo.

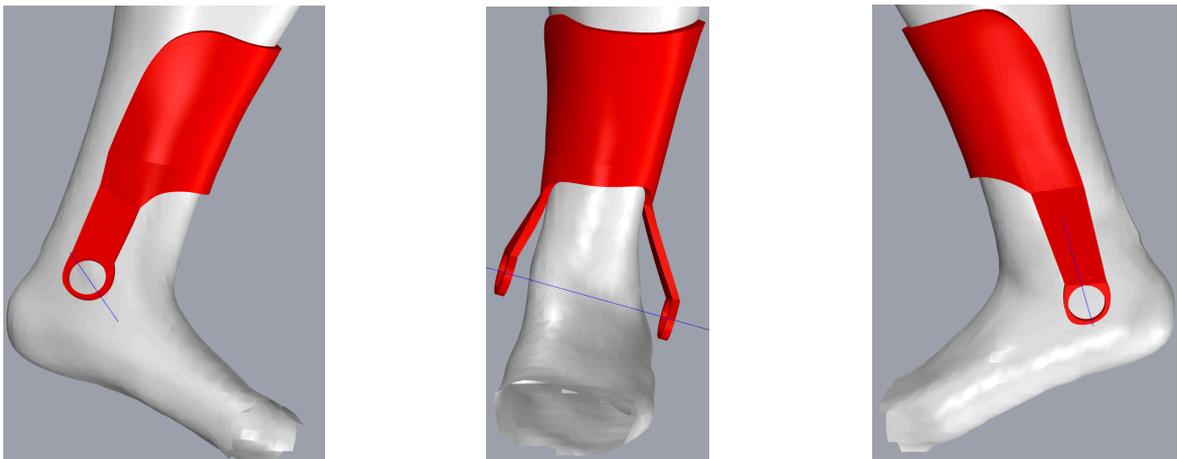


Figura 9.2: Guscio della gamba (a destra vista mediale, al centro vista frontale e a sinistra vista laterale)

9.2.2 Guscio del piede

Al guscio cinematico del piede sono stati aggiunti due prolungamenti laterali sfruttati per l'accoppiamento tra il perno solidale a tale guscio e il foro solidale al guscio della gamba. Vista la posizione dell'MHA medio del cammino rispetto ai malleoli, tali prolungamenti sono leggermente diversi tra di loro. In particolare il prolungamento laterale risulta adeso al piede in quanto l'MHA medio si trova più in basso del malleolo e quindi il contatto tra l'ortesi e la pelle non dovrebbe comportare alcun fastidio al paziente, invece il prolungamento mediale, trovandosi proprio in corrispondenza del malleolo è stato allontanato di 2 mm per evitare alcun tipo di interazione. Su tali prolungamenti, inoltre sono stati costruiti dei rilievi ortogonali all'asse che sono stati sfruttati come base d'appoggio per la costruzione del perno in modo da sfruttare a pieno lo scorrimento relativo tra i due gusci. Per facilitare l'inserimento del guscio all'interno di una calzatura si è ridotta l'altezza della zona relativa al calcagno, lasciando quindi il tallone più libero. Infine in questo caso lo spessore è stato mantenuto costante e pari a 3 mm in quanto tale guscio è soggetto a minori sollecitazioni rispetto a quello della gamba.

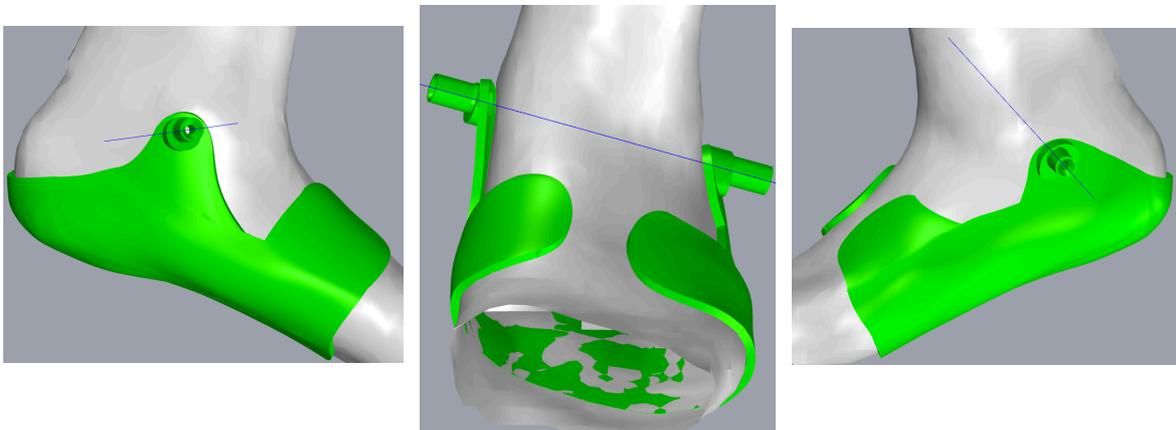


Figura 9.3: Guscio del piede (a destra vista mediale, al centro vista frontale e a sinistra vista laterale)

Come già anticipato prima, il giunto è costituito da un perno, solidale al guscio del piede, su cui scorre il guscio della gamba. Il perno ha geometria cilindrica ed ha asse coincidente con l'MHA medio del cammino. Il cilindro ha lunghezza pari a 14 mm e diametro di 10 mm; inoltre per evitare la presenza di spigoli vivi si è deciso di creare un raccordo, di circa 1 mm, che addolcisse l'interfaccia con il guscio del

piede vero e proprio. A differenza del primo prototipo, in questo caso si è deciso di utilizzare anche componenti esterni, ovvero non stampati, per caratterizzare il giunto, per dare una maggiore robustezza allo stesso. A tale scopo all'interno del perno è stata introdotta una vite M4 a testa svasata dove alle sue estremità sono stati inseriti, da un lato un tappo, appositamente stampato, piano ma con foro svasato in modo da accoppiarsi bene con la vite, utile per evitare l'uscita del guscio della gamba dal perno e dall'altro lato un dado che rende il giunto più saldo impedendo movimenti relativi tra la vite e il perno stesso. Ovviamente il dado è stato scelto compatibile con la vite adoperata. Durante la fase di progettazione dell'ortesi si è deciso quindi di creare già sul CAD la sede per i componenti sopra citati utilizzando delle misure leggermente più grandi dei pezzi commerciali così da evitare fenomeni di interferenza in fase di assemblaggio dell'ortesi. In particolare il cilindro all'interno presenta una forma ad imbuto che permette il posizionamento della vite. Dall'altro lato invece è stato creato un foro a forma di prisma esagonale così da collocarci in seguito il dado a cui verrà avvitata la vite.

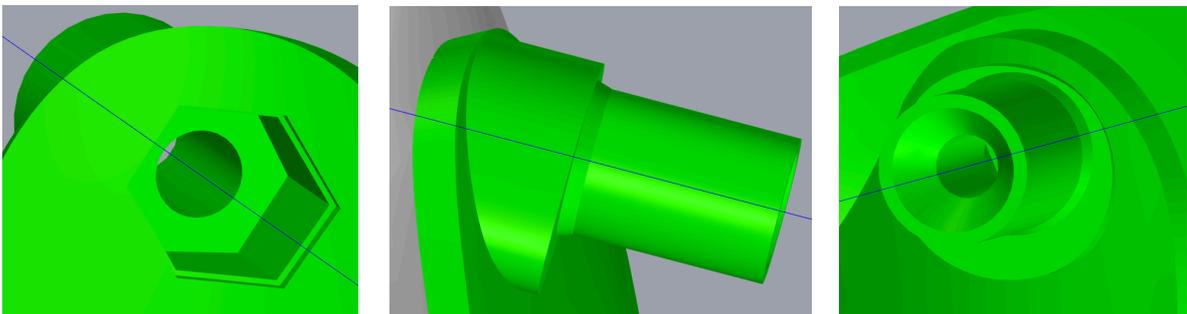


Figura 9.4: Particolare del perno (a destra vista mediale, al centro vista frontale e a destra vista laterale)

Per una migliore comprensione della geometria del giunto in figura 9.5 è riportato uno schema sia del perno con i suoi componenti sia del giunto completo.

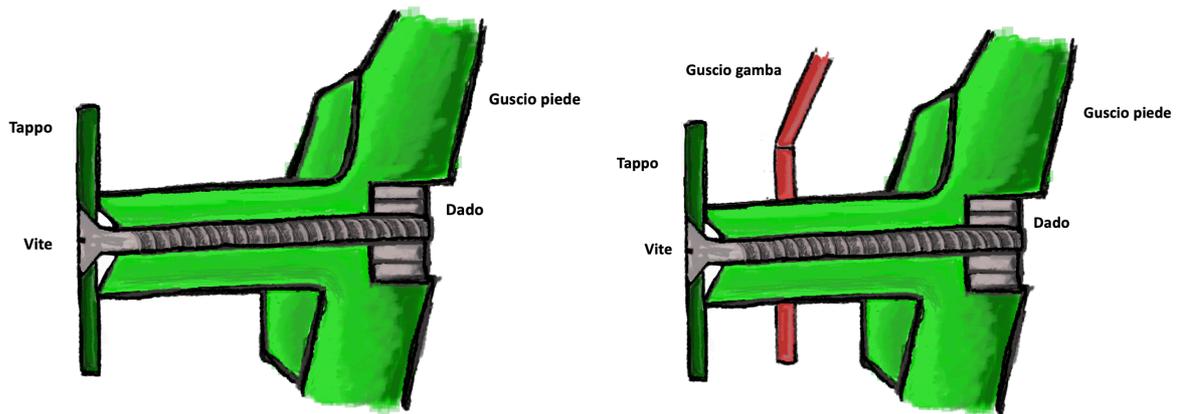


Figura 9.5: Schema del perno con i suoi componenti (a sinistra) e del giunto completo (a destra) [22]

Il tappo stampato, di spessore di 3 mm, è stato progettato con diametro esterno di 24 mm, quindi maggiore del foro realizzato sul guscio della gamba e un diametro interno variabile da 8.20 mm a 4.50 mm in modo da realizzare una svasatura complementare alla vite adoperata. Il dispositivo, progettato in questo modo, possiede un gioco lungo l'asse medio – laterale pari a 9 mm, invece lungo gli assi antero – posteriore e longitudinale pari a 13 mm. Per studiare l'ortesi in diverse configurazioni di giunto si è deciso di realizzare dei distanziali e un ispessimento del perno. L'ispessimento del perno, creato su CAD, è costituito da un cilindro forato di diametro esterno 22 mm, in modo da occupare tutto il foro, e di diametro interno 11 mm. I distanziali sono stati ricavati invece, da un foglio di gomma spesso 3 mm, utilizzando una fustellatrice.

Sono state realizzate quattro diverse tipologie di distanziale:

- quattro con diametro esterno 36 mm e interno 12 mm;
- quattro con diametro esterno 26 mm e interno 12 mm;
- quattro con diametro esterno 36 mm e interno 24 mm;
- quattro con diametro esterno 30 mm e interno 24 mm.

Le prime due configurazioni sono state progettate per essere usate con il perno non modificato in modo da agire prevalentemente sul gioco medio – laterale. Le ultime due invece sono state sfruttate insieme all'ispessimento del perno in modo da valutare il gioco lungo l'asse (quasi) inter – malleolare anche quando il gioco lungo gli altri due assi è praticamente nullo. La scelta di realizzare distanziali con stesso diametro interno ma diametro esterno differente è dettata dal fatto che si vogliono evitare eventuali inceppi del giunto della gamba sui distanziali. Infatti in

fase di montaggio i distanziali con diametro esterno maggiore verranno posizionati in prossimità del foro in modo da occuparlo pienamente qualunque sia la posizione di quest'ultimo rispetto al perno.

Infine in figura 9.6 è riportato il modello CAD dell'ortesi completa.

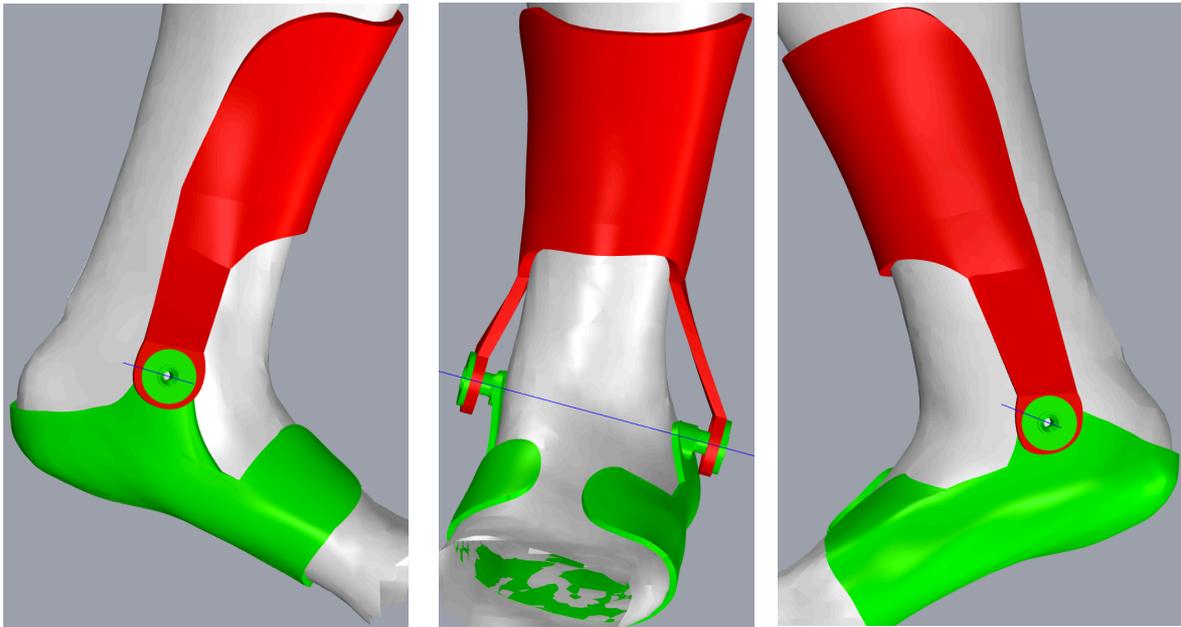


Figura 9.6: Ortesi completa (a destra vista mediale, al centro vista frontale e a sinistra vista laterale)

9.3 Strumenti e materiali usati per la stampa

Prima di procedere alla stampa dell'ortesi si è deciso di stampare solo il perno per verificare l'accoppiamento con gli altri elementi. Entrambe le stampe sono avvenute presso il VirtuaLab – D.AD di Mirafiori del Politecnico di Torino. Il perno è stato realizzato in PLA tramite la stampante Original Prusa I3 MK3S. La stampa del componente è durata 47 minuti impostando la densità massima.

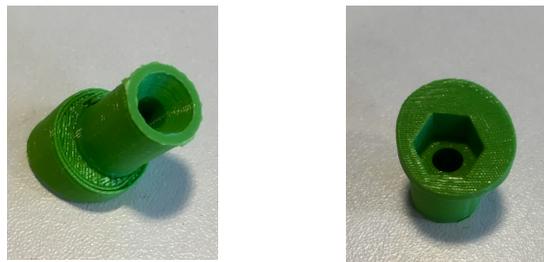


Figura 9.7: Perno stampati

Successivamente si è passati alla stampa effettiva del prototipo. In questo caso si è deciso di utilizzare la stampante Ultimaker S3 3DiTALY poiché essa offre la possibilità di stampare con due materiali diversi. Ciò ha consentito di poter utilizzare come materiale di supporto il PVA, un materiale idrosolubile che quindi messo a contatto con l'acqua si scioglie. Tale caratteristica ovviamente facilita di molto la rimozione del materiale di supporto riducendo al minimo la possibilità di danneggiare il prototipo nella fase di pulizia successiva alla stampa. Sia la stampa del guscio del piede che quello della gamba è durata circa 20 ore. Per il primo sono stati usati 61 g di PLA e 101 g di PVA, per il secondo invece 148 g di PLA e 30 g di materiale di supporto. Inoltre sono stati stampati i due tappi usando 3 g totali di materiale con durata della stampa di 19 minuti e l'ispessimento del perno con 10 g di materiale in 1 ora.

9.3.1 Stampante Original Prusa I3 MK3S

La stampante Original Prusa I3 MK3S permette la creazione di modelli realizzati prima su CAD tramite la modellazione a deposizione fusa (FDM) di materiale termoplastico.



Figura 9.8: Stampante Original Prusa I3 MK3S

È dotata di un piano riscaldato magnetico con compensazione degli angoli freddi riuscendo così a stampare qualunque materiale senza problemi di contrazione. È dotata di calibrazione automatica con compensazione automatica per il disallineamento degli assi e può raggiungere velocità di stampa pari a 200 mm/s. Nella tabella 9.1 sono elencate le caratteristiche della stampante.

Volume di stampa	11.025 cm ³
Ugello	0.4 mm
Strati di altezza	da 0.05 mm
Materiali supportati	PLA, ABS, PET, policarbonati...

Tabella 9.1: Caratteristiche stampante Original Prusa I3 MK3S

9.3.2 Stampante Ultimaker S3 3DiTALY

La stampante Ultimaker S3 3DiTALY è una stampante che sfrutta la tecnologia di fabbricazione a fusione di filamento (FFF).



Figura 9.9: Stampante Ultimaker S3 3DiTALY

Essa possiede una testina ad estrusione doppia con un sistema di sollevamento automatico degli ugelli, che quindi permette di effettuare una stampa con due materiali distinti, con colori e caratteristiche diverse. In dotazione viene fornito il software Ultimaker Cura che permette di testare i profili di stampa, un piano di stampa riscaldato in vetro (20° - 140°) ed un ugello da 0.4 mm con però la

possibilità di acquistare separatamente ugelli con dimensioni diverse, dai 0.25 mm ai 0.8 mm. La velocità di stampa raggiungibile è pari a 24 mm³/s. Nella tabella 9.2 sono elencate le caratteristiche della stampante.

Volume di stampa	230x190x200 mm
Ugello	0.4 mm
Risoluzione layer	200-20 micron
Materiali supportati	PLA, ABS, PC, PVA, CPE, Nylon, PP, PTU

Tabella 9.2: Caratteristiche stampante Ultimaker S3 3DiTALY

9.3.3 PLA

Il PLA (polilattato) è il polimero dell'acido lattico ed è uno dei materiali più utilizzati per la realizzazione di prodotti tramite stampa 3D.

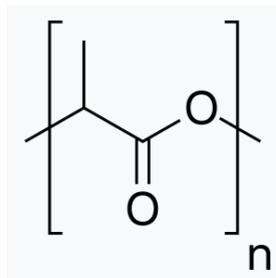


Figura 9.10: Formula di struttura del PLA

Possiede diverse proprietà, tra le più importanti ci sono quelle meccaniche e di biodegradabilità.

Le prime variano da quelle di un polimero semicristallino a quelle di un polimero amorfo e ha proprietà meccaniche intermedie tra quelle del PET e del poliestere. È un materiale rigido e può rompersi se sottoposto a grandi forze (al contrario dell'ABS che è un materiale più solido e più resistente al calore).

Per quanto riguarda la biodegradabilità, esso diventa biodegradabile se incontra il processo di idrolisi a temperature maggiori di 60°C e umidità maggiore del 20%. Inoltre il PLA possiede dei tempi di biodegradazione variabili da 1 a 4 anni. La temperatura a cui solitamente viene estruso varia tra i 180°C e i 220°C ma incomincia ad ammorbidirsi già a temperature più basse.

9.3.4 PVA

Il PVA (alcool polivinilico) è un composto chimico ottenuto per idrolisi degli esteri polivinilici.

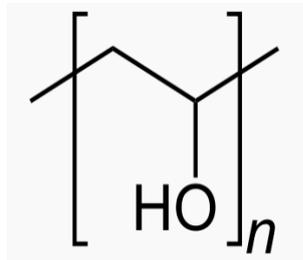


Figura 9.11: Formula di struttura del PVA

È un materiale solido, incolore e tendente al bianco che non presenta permeabilità ai gas ed insolubile nei solventi organici. L'acool polivinilico possiede una temperatura di fusione pari a 250°C. Altra caratteristica fondamentale è la sua solubilità in acqua e per tale motivo viene usato spesso come materiale di supporto idrosolubile per stampe 3D.

In questo caso viene accoppiato solitamente con il PLA in quanto entrambi i materiali vengono riscaldati alla stessa temperatura rendendo più facile la loro interazione.

9.4 Prodotto stampato e rivestimenti per migliorare la vestibilità

Una volta effettuata la stampa, il dispositivo è stato immerso in un contenitore con dell'acqua per far sciogliere il materiale di supporto.



Figura 9.12: Scafo del piede subito dopo la stampa prima della rimozione del PVA

Per conferire una presa più salda e una migliore vestibilità sono stati usati diversi accorgimenti. Sono stati posizionati due nastri di velcro sul guscio della gamba in prossimità della tibia e uno sul guscio del piede in corrispondenza delle due asole. In seguito, tramite un'apposita colla per plastiche, sono state inserite delle imbottiture di spugna nella parte a contatto tra lo scafo e la tibia, nella zona del calcagno, nella zona di contatto con il dorso del piede e nei laterali dello scafo dello stesso. Sulla pianta e sulla suola invece è sono state inserite delle solette per rendere al paziente l'appoggio del piede più comodo e per evitare che il guscio scivoli a contatto con il pavimento.



Figura 9.13: Ortesi completa indossata (in ordine vista laterale, mediale, posteriore e anteriore)

Capitolo 10

Caratterizzazione meccanica della nuova ortesi

Realizzata la nuova ortesi, si è deciso, come per la prima, di caratterizzarla dal punto di vista meccanico. Anche in questo caso, infatti, si è deciso di calcolare i valori dei momenti e degli angoli massimi raggiunti per determinare indirettamente la rigidità K . Sono stati realizzati diversi cicli di carico e scarico per ogni prova, sia lateralmente che medialmente, per poi mediare i valori ottenuti e costruire un ciclo di isteresi.

Il procedimento adoperato, come il banco di misura è analogo a quello descritto nel capitolo 8. Successivamente sono riportati i cicli di carico e scarico medi, ricavati dalla media dei valori ottenuti per ogni singola prova, per ogni tipologia di giunto. Per ottenere un ciclo di isteresi completo sono stati uniti i grafici relativi alla parte mediale e quelli relativi alla parte laterale.

Ricordiamo che il momento relativo ad ogni angolo di inclinazione dello scafo della gamba rispetto alla verticale, è stato calcolato come prodotto tra la forza applicata, cioè la sensibilità della cella moltiplicata per la tensione letta dal multimetro, e il braccio, ovvero la distanza tra il punto medio dell'asse passante per i due perni e il punto di applicazione della forza.

Questo vale per il lato mediale 125 mm e per quello laterale 139 mm.

Giunto non modificato

L'ortesi per com'è stata progettata ha i seguenti requisiti:

- lunghezza del perno di 14 mm;
- diametro del perno di 10 mm;
- diametro del foro appartenente allo scafo della gamba di 23 mm;
- spessore del foro appartenente allo scafo della gamba di 5 mm.

Questo permetteva dei giochi lungo gli assi antero – posteriore e longitudinale pari a 13 mm e lungo l'asse medio – laterale di 9 mm.



Figura 10.1: Giunto non modificato

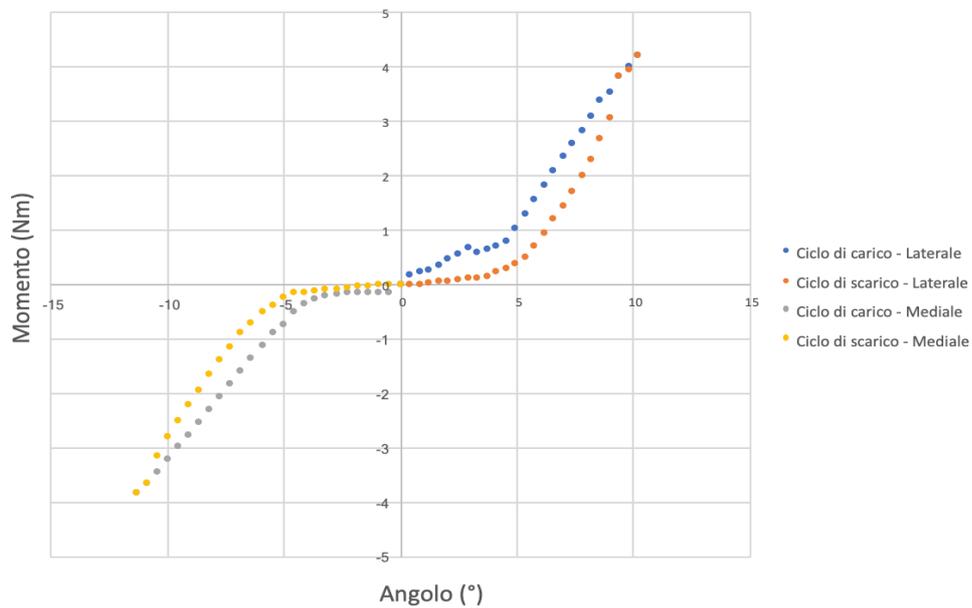


Figura 10.2: Prova di flessione con giunto non modificato

In figura 10.2 possiamo osservare il ciclo di isteresi completo della prova svolta. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-3.816	-11.316
Laterale	4.216	10.201

Tabella 10.1: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto non modificato

Dal grafico si nota una regione in cui il ciclo di isteresi rimane piatto. Questa grossomodo va da -4.6° a 3° e indica la zona in cui vi è il recupero del gioco. Infatti una volta superata questa area i valori, in valore assoluto, aumentano velocemente poiché subentra la rigidità del materiale. Si ha quindi un gioco complessivo di circa 8° . Ciò rientra all'interno dei range fisiologici (angolo di inversione 35° e angolo di eversione compreso tra i 20° e i 25°). Questo è ovviamente un bene, poiché anche se vogliamo che il soggetto muova la caviglia il più naturalmente possibile, il dispositivo deve comunque un minimo limitare il movimento. Inoltre possiamo osservare che, rispetto alle configurazioni successive, il ciclo di isteresi risulta avere un'area molto piccola. Questo poiché, essendo il giunto libero, le forze di attrito e quindi l'energia dissipata sono ridotti.

Giunto con distanziale di 3 mm

La seconda configurazione consiste nell'andare ad inserire un distanziale dallo spessore di 3 mm all'interno del perno. Ricordiamo che i distanziali sono stati realizzati con un materiale in gomma moderatamente rigido. In questo modo il gioco lungo l'asse medio – laterale passa da 9 a 6 mm.

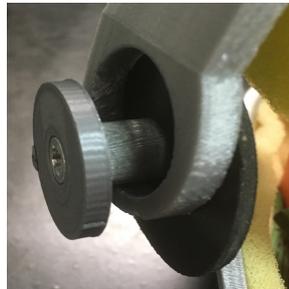


Figura 10.3: Giunto con un distanziale di 3 mm

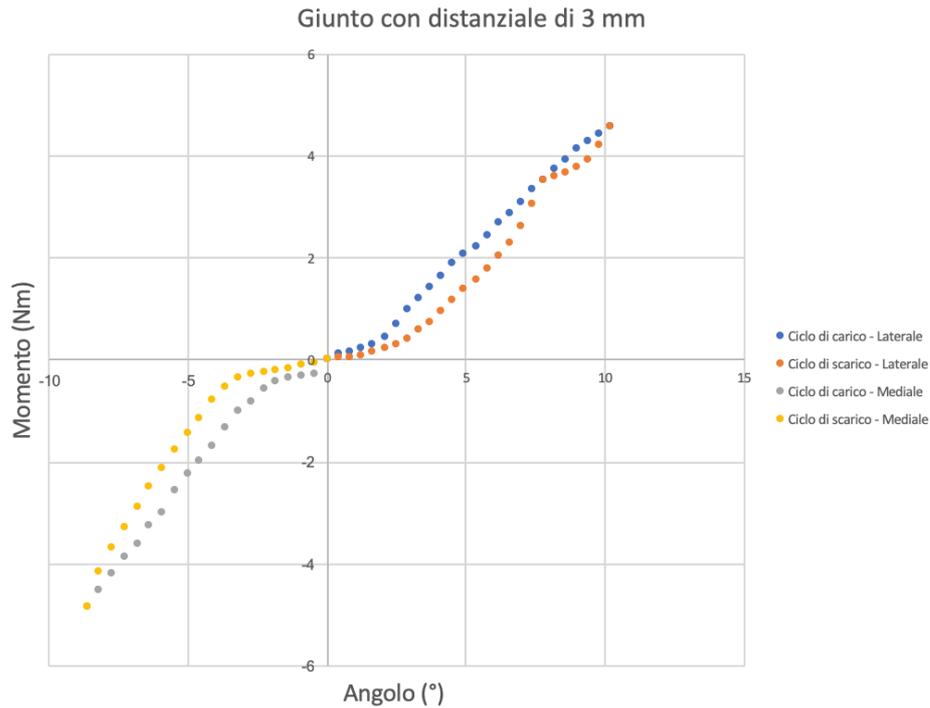


Figura 10.4: Prova di flessione con giunto con distanziale di 3 mm

In figura 10.4 è riportato il ciclo di isteresi della prova considerata. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-4.823	-8.647
Laterale	4.566	10.201

Tabella 10.2: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con distanziale di 3 mm

In questo caso, si può notare che l'angolo raggiunto medialmente risulta di circa 4° più piccolo di quello che si otteneva nel caso di giunto non modificato. Ciò probabilmente è dovuto al fatto che inserendo un distanziale e quindi diminuendo il gioco, l'angolo massimo risulta più basso. Lateralmente, invece, si può osservare un valore di angolo simile a quello della configurazione precedentemente analizzata. Inoltre, dalla tabella 10.2, possiamo osservare un leggero aumento, in

valore assoluto, dei momenti in entrambi i lati. Questo risulta, ovviamente conseguenza del fatto che diminuendo il gioco, la forza da imprimere all'ortesi per raggiungere spostamenti analoghi risulta essere maggiore. Infine, osservando il grafico in figura 10.4, notiamo che il range di movimento dell'ortesi diminuisce passando da 8° a circa 4.

Giunto con due distanziali di 3 mm

In questa tipologia di giunto sono stati inseriti due distanziali di gomma di 3 mm di spessore l'uno. Così il gioco lungo l'asse medio - laterale diminuisce di altri 3 mm arrivando a 3 mm di movimento.



Figura 10.5: Giunto con due distanziali di 3 mm

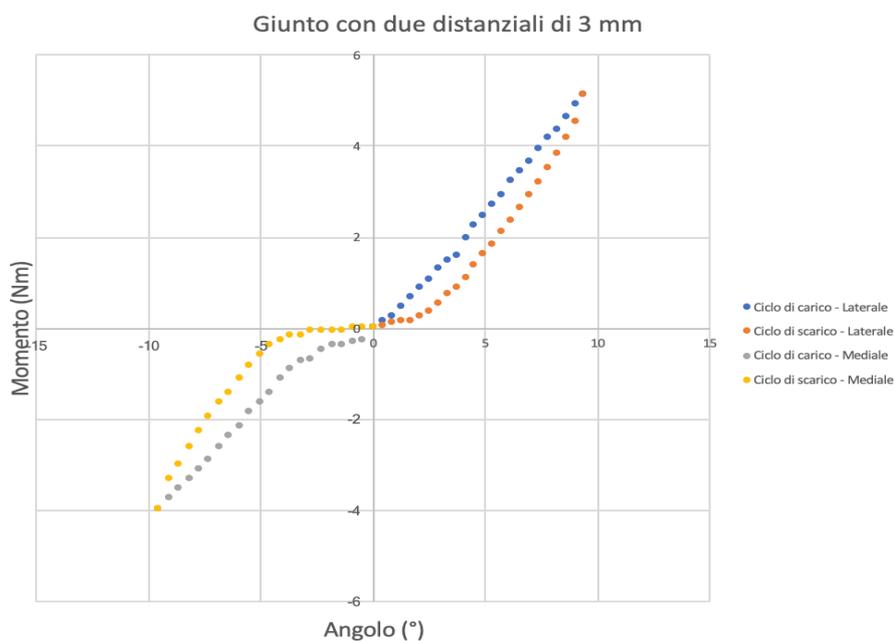


Figura 10.6: Prova di flessione con giunto con due distanziali di 3 mm

In figura 10.6 osserviamo il ciclo di isteresi completo della configurazione analizzata. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale. Invece nella tabella 10.3 troviamo il momento massimo, laterale e mediale, con il corrispettivo angolo.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-4.001	-9.541
Laterale	5.116	9.400

Tabella 10.3: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con due distanziali di 3 mm

Dalla tabella 10.3 possiamo notare un aumento del momento massimo laterale, invece quello mediale rimane paragonabile con le configurazioni precedentemente studiate. Ciò può essere osservato anche dal grafico 10.6, dove nel I quadrante (punto laterale), una volta superato la zona in cui si colma il gioco, i valori salgono velocemente. In questo caso i ROM variano da -2.74° a 0.82° , per un totale di circa 3.5° . Sempre dal grafico si nota che il range di movimento del dispositivo non risulta centrato nello zero ma spostato medialmente; ciò è probabilmente dovuto ad un posizionamento errato del guscio della gamba dove, invece che essere posizionato lungo la verticale, è stato posizionato più inclinato lateralmente.

Giunto con tre distanziali di 3 mm

In questo caso il gioco lungo l'asse medio - laterale è stato completamente annullato, a meno della deformazione della gomma usata per i distanziali. Sono stati quindi usati tre distanziali da 3 mm.

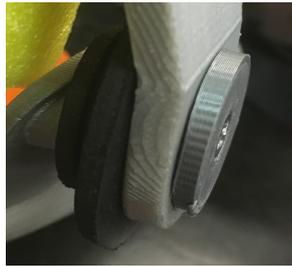


Figura 10.7: Prova di flessione con giunto con tre distanziali di 3 mm

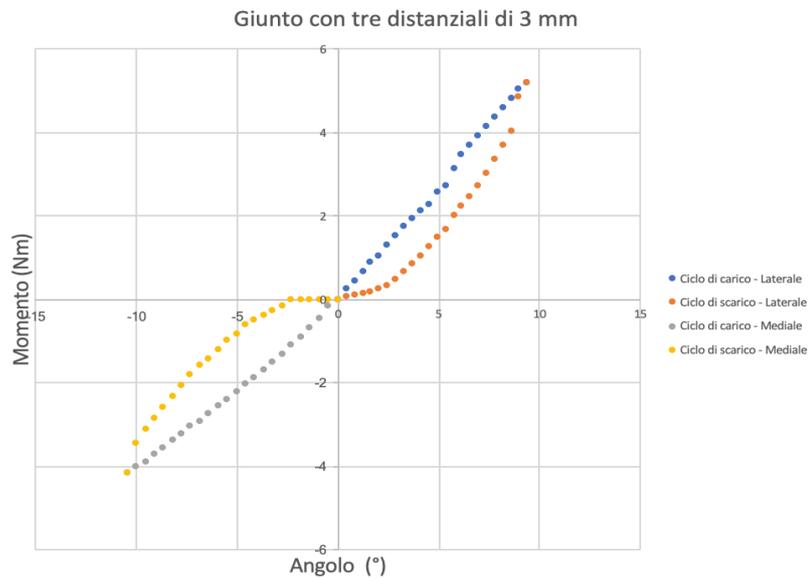


Figura 10.8: Prova di flessione con giunto con tre distanziali di 3 mm

In figura 10.8 osserviamo il ciclo di isteresi completo. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-4.180	-10.431
Laterale	5.205	9.400

Tabella 10.4: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con tre distanziali di 3 mm

In questo caso ciò che risulta veramente significativo è il grafico riportato in figura 10.6. Infatti i cicli di carico laterali e mediali risultano quasi completamente privi di

una zona piatta, ma già da subito si riscontrano valori di momento elevati. Ciò ovviamente è dovuto al fatto che il guscio della gamba risulta essere bloccato lungo l'asse medio – laterale e quindi i valori di forza applicati dal sensore saranno molto alti per ottenere uno spostamento significativo. Rispetto ai grafici precedenti in questo caso l'area del ciclo di isteresi è maggiore; questo probabilmente è dovuto alle forze d'attrito che entrano in gioco che risultano molto più elevate dei casi studiati prima. L'area maggiore quindi indica un dispendio di energia.

Giunto con ispessimento del perno

Ispessendo il perno si è riusciti ad agire in modo rilevante anche sui giochi lungo l'asse longitudinale e l'asse antero – posteriore. Ricordiamo che l'ispessimento del perno è stato realizzato tramite la stampa di un cilindro di diametro esterno 22 mm. Sfruttando questa configurazione il gioco lungo il piano sagittale e il piano frontale viene praticamente annullato.



Figura 10.9: Giunto con ispessimento del perno

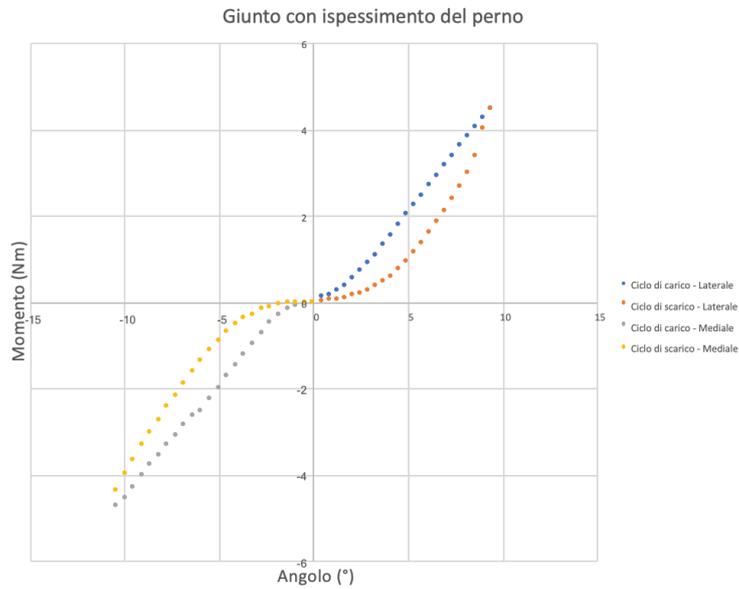


Figura 10.10: Prova di flessione con giunto con ispessimento del perno

In figura 10.10 osserviamo il ciclo di isteresi completo. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-4.933	-10.874
Laterale	4.470	9.400

Tabella 10.5: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con ispessimento del perno

In questo caso viene naturale effettuare un confronto tra questa prova e la prima effettuata, ovvero quella con il gioco massimo, essendo due configurazioni con diametro del perno differente. Nella prima sono stati individuati i ROM più alti in assoluto (8°), in questa configurazione invece il gioco va da -1.83° a 1.24° per un totale di circa 3° di gioco. È quindi ovvio che ispessendo il perno anche il gioco lungo l'asse medio – laterale ne risente. Dalla tabella 10.4 invece si può notare un momento massimo leggermente maggiore rispetto al primo caso.

Giunto con ispessimento del perno e con distanziale di 3 mm

Con le prossime tre configurazioni si è voluto agire direttamente sul gioco lungo tutti e tre gli assi. In questo caso si è deciso di testare la risposta del dispositivo inserendo oltre l'ispessimento del perno anche un distanziale di 3 mm di spessore.



Figura 10.11: Giunto con ispessimento del perno e con distanziale di 3 mm

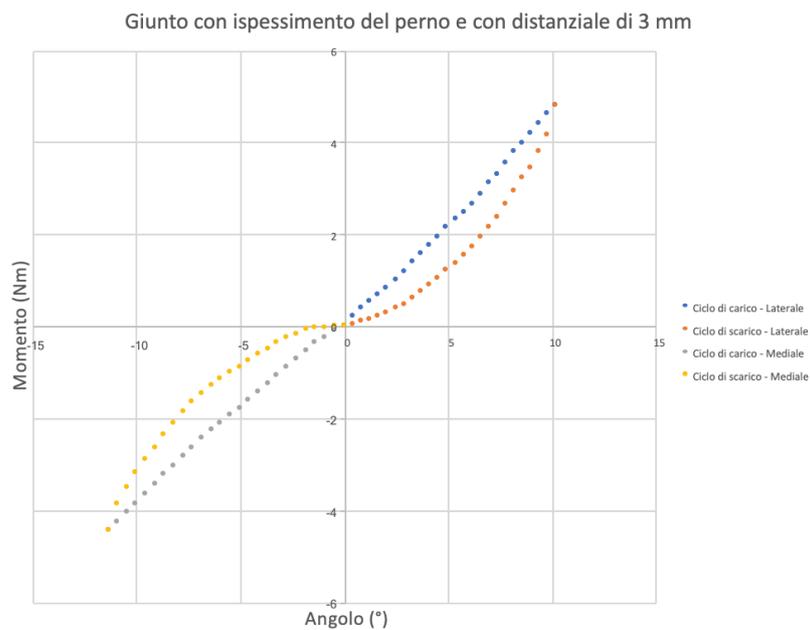


Figura 10.12: Prova di flessione con giunto con ispessimento del perno e con distanziale di 3 mm

In figura 10.12 osserviamo il ciclo di isteresi completo della configurazione studiata. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-4.452	-11.316
Laterale	4.813	10.202

Tabella 10.6: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con ispessimento del perno e con distanziale di 3 mm

Dal grafico in figura 10.12 si osserva un aumento rapidissimo, in valore assoluto, del momento. Infatti non si riesce ad individuare neanche una zona in cui il guscio della gamba sia libero di muoversi. Questo è dovuto all'attrito tra l'ispessimento del perno e lo scafo della gamba che limita quindi il movimento di quest'ultimo. I valori dei momenti massimi sono comunque confrontabili con quelli delle altre prove come gli angoli massimi raggiunti.

Giunto con ispessimento del perno e con due distanziali di 3 mm

Rispetto alla configurazione precedente, si è aggiunto un'ulteriore distanziale, riducendo quindi il gioco lungo l'asse medio – laterale di 6 mm.



Figura 10.13: Giunto con ispessimento del perno e con due distanziali di 3 mm

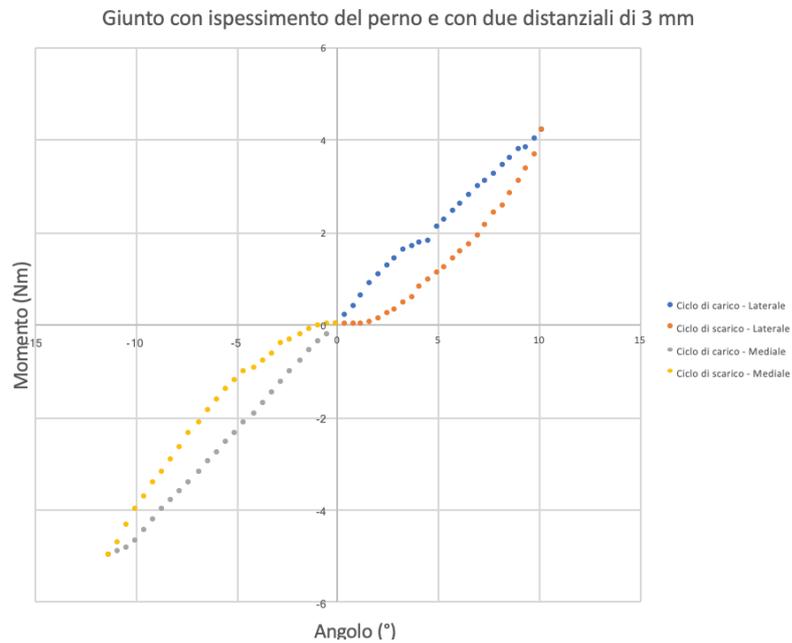


Figura 10.14: Prova di flessione con giunto con ispessimento del perno e con due distanziali di 3 mm

In figura 10.14 è riportato il ciclo di isteresi completo della configurazione esaminata. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-4.989	-11.316
Laterale	4.216	10.202

Tabella 10.7: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con ispessimento del perno e con due distanziali di 3 mm

Anche in questo caso, come nel precedente, dal grafico in figura 10.12 si ha un aumento molto rapido, in valore assoluto, del momento. Si nota un ciclo di isteresi piuttosto ampio, ciò probabilmente è dovuto alle stesse ragioni discusse per la configurazione dove venivano usati solo i tre distanziali.

Giunto con ispessimento del perno e con tre distanziali di 3 mm

Con questa configurazione di giunto si rende il movimento del guscio della gamba completamente nullo. Infatti inserendo l'ispessimento del perno si è annullato il gioco lungo il piano sagittale e lungo il piano frontale, invece inserendo i tre distanziali di 3 mm di spessore, si è annullato il gioco lungo il piano trasversale. Da questa configurazione ci si aspetta i valori di momento più alti in assoluto.



Figura 10.15: Giunto con ispessimento del perno e con tre distanziali di 3 mm

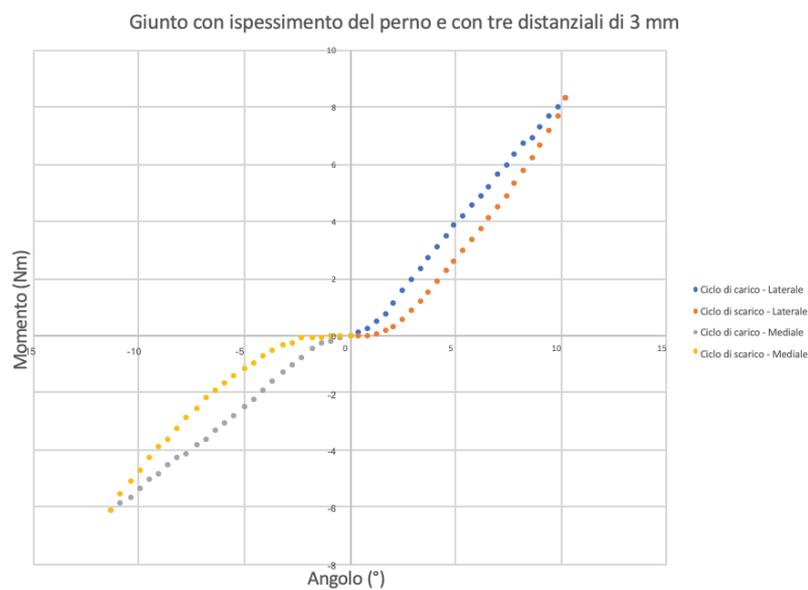


Figura 10.16: Prova di flessione con giunto con ispessimento del perno e con tre distanziali di 3 mm

In figura 10.16 è riportato il ciclo di isteresi completo dell'ultima configurazione esaminata. In particolare nel I quadrante è riportata la sollecitazione laterale, nel III invece quella mediale.

	Momento max [Nm]	Angolo max [deg]
Mediale	-6.119	-11.316
Laterale	8.302	10.202

Tabella 10.8: Momento massimo e angolo massimo per la prova di flessione con giunto con ispessimento del perno e con tre distanziali di 3 mm

Quest'ultima configurazione è quella dove i giochi vengono completamente annullati lungo i tre assi. Infatti i momenti massimi, in valore assoluto, sono quelli più alti calcolati tra le varie tipologie di giunto studiate. Rispetto alla configurazione completamente libera si ha un aumento del momento massimo mediale e laterale di circa il doppio. Anche dal grafico in figura 10.16 si osserva un repentino aumento del momento senza un'evidente zona di recupero del gioco.

Per effettuare un paragone più consistente dei risultati ottenuti si è deciso di riportare altri tre grafici che raccogliessero le informazioni raccolte e discusse sopra. Nei primi due (figura 10.17 e figura 10.18) sono stati plottati carico e scarico a varie configurazioni di giunto.

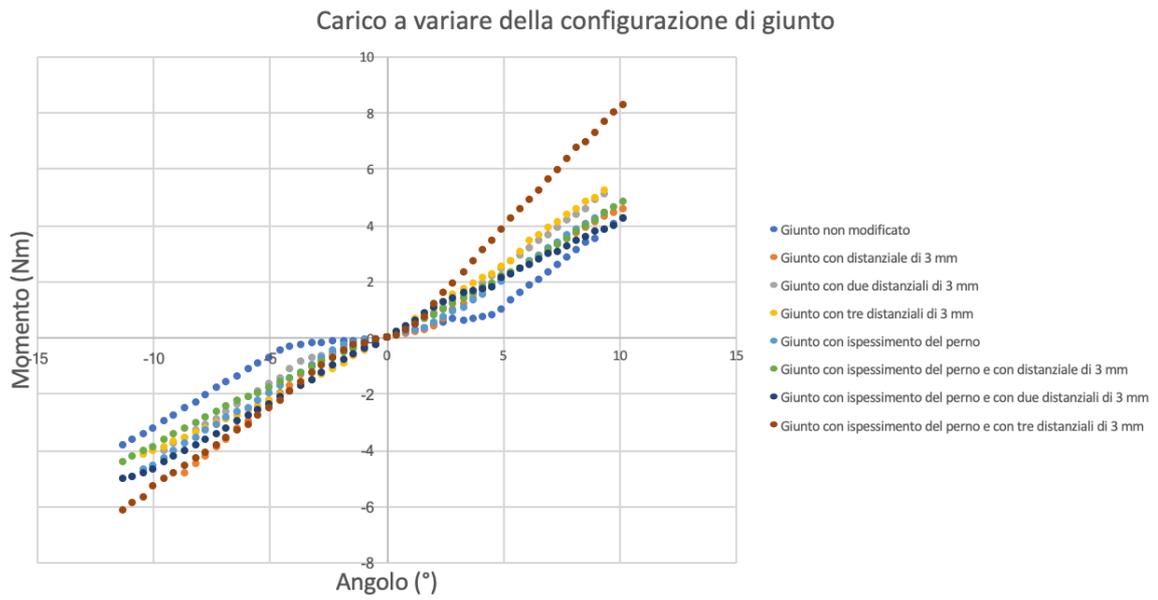


Figura 10.17: Carico a varie configurazioni di giunto

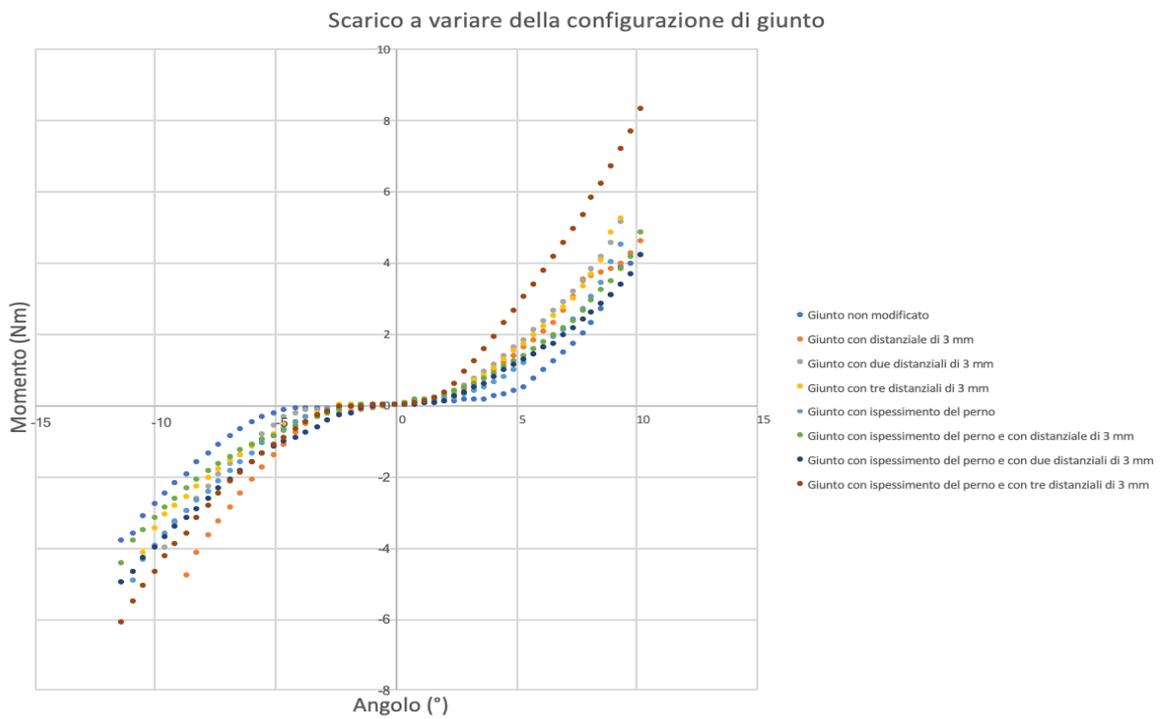


Figura 10.18: Scarico a varie configurazioni di giunto

In figura 10.19 invece si è scelto di rappresentare i cicli di isteresi completo delle due configurazioni estreme, ovvero quella dove il giunto è completamente libero e quella dove i giochi sono totalmente nulli su tutti e tre i piani.

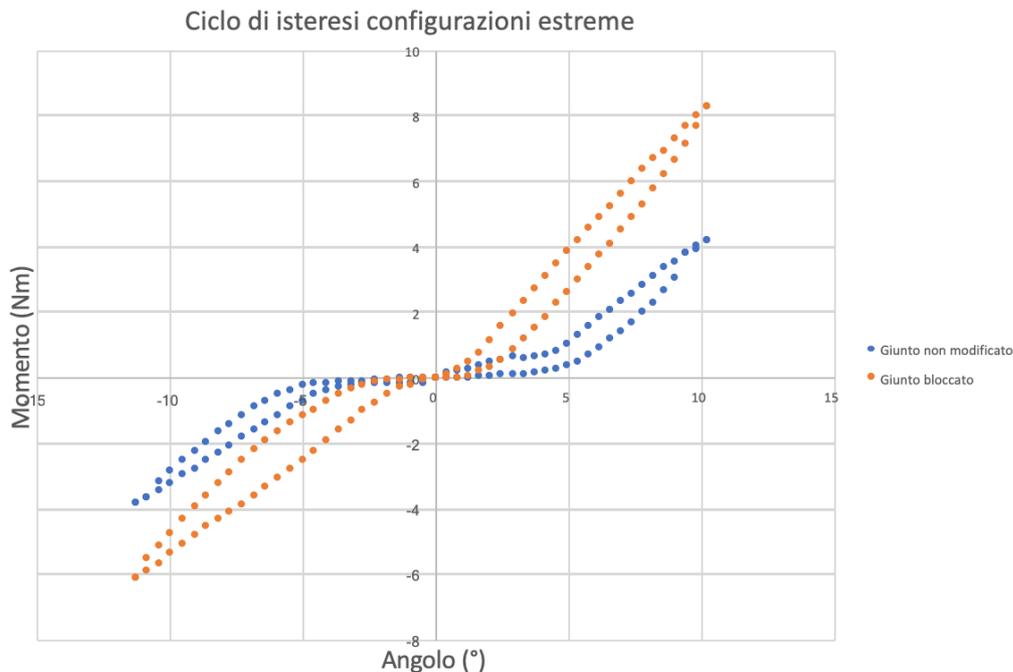


Figura 10.19: Ciclo di isteresi per le due configurazioni estreme di giunto

In conclusione, dall'analisi sopra effettuata e soprattutto dagli ultimi grafici riportati, si può dedurre che, ovviamente il gioco massimo si ha quando il perno è libero, quindi senza l'uso di distanziali e dell'ispessimento. Tale gioco risulta essere pari a 8° , che è un valore minore dei range fisiologici. Dall'altro lato, il gioco viene pienamente annullato quando si inseriscono tutti i componenti riportati sopra. Ovviamente in questo caso le forze e quindi i momenti calcolati sono i più alti individuati. Tra queste due configurazioni estreme, ne sono state analizzate altre che hanno dei comportamenti intermedi ma in linea di massima più la lunghezza del perno diminuisce più il momento aumenta e il gioco diminuisce. Inoltre osservando la figura 10.19 è visibile che il ciclo di isteresi ottenuto analizzando il caso di giunto bloccato possiede un'area maggiore del suo opposto. Ciò ovviamente è sempre riconducibile alle forze dissipative che entrano in gioco. Nel capitolo successivo, verranno introdotti i dati relativi all'analisi cinematica effettuata

sul soggetto 2 con indossata l'ortesi. In questo modo si è potuto studiare con maggiore attenzione il movimento relativo tra il guscio della gamba e il guscio del piede con l'arto inserito e quindi i corrispettivi ROM al variare delle configurazioni di giunto.

Capitolo 11

Prove di analisi cinematica con il prototipo

Progettata la nuova ortesi si è deciso di effettuare ulteriori prove di analisi cinematica per studiare sostanzialmente tre punti:

- confermare la ripetibilità delle prove svolte durante la sessione precedente sempre sullo stesso soggetto;
- confrontare i dati cinematici in diverse configurazioni di giunto ed in particolare tra il soggetto senza e con il dispositivo;
- effettuare un'ulteriore analisi dei ROM del prototipo, sfruttando anche l'utilizzo di distanziali ed ispessimento del perno.

Le prove sono state svolte presso il Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna e sono state svolte in un'unica sessione, in condizioni esterne stabili.

La strumentazione adoperata è stata la medesima di quella già discussa nel capitolo 6. In più anche in questo caso si è deciso di utilizzare come protocollo per il posizionamento dei marker, il protocollo definito dalla IOR di Bologna ma a differenza della sessione di prove precedente, sono sorti diversi problemi per il posizionamento dei marker.

In merito a ciò possiamo dividere le prove in due gruppi: con e senza ortesi.

Nelle prove senza ortesi, sono stati usati i gusci rigidi progettati precedentemente per ridurre al minimo l'artefatto da tessuto molle. La preparazione del soggetto per svolgere queste prove non ha avuto nessun intoppo in quanto i punti di reperi erano perfettamente scoperti e non vi era nessuna interferenza con i due scafi. Sono stati posizionati quindi, sempre quattro cluster di marker, due anatomici e due tecnici per riuscire così a definire i quattro sistemi di riferimento locali, in particolare il sistema di riferimento anatomico e il sistema di riferimento tecnico della gamba che in lavori precedenti [21] sono stati individuati come più significativi per analisi di questo tipo.



Figura 11.1: Posizionamento dei marker (vista frontale)

Il soggetto in questa configurazione ha svolto le seguenti prove:

- cinque ripetizioni del cammino a velocità normale;
- una circonduzione del piede eseguita in posizione eretta.

Nelle prove con l'ortesi indossata invece il posizionamento dei marker è stato difficoltoso in quanto i malleoli rischiavano di essere oscurati dall'ortesi stessa, durante la deambulazione, ostacolando quindi il collocamento dei marker e impendendo la loro completa visibilità da parte delle telecamere. A differenza del malleolo mediale, per il malleolo laterale è stato possibile posizionare il marker passivo. Esso è rimasto adesivo per l'intera durata delle prove, nonostante la presenza dell'ortesi. Medialmente, invece, il giunto risultava proprio in corrispondenza del malleolo. Si è deciso quindi, mediante tecniche di post-processing, di ricostruire la traiettoria del marker. Per far ciò è stato necessario far eseguire al soggetto una prova statica in posizione eretta con i marker disposti secondo il protocollo IOR. Il marker sul malleolo mediale è stato posizionato correttamente grazie all'aiuto di un batuffolo di cotone che impediva il contatto tra il guscio della gamba e appunto il marker. In questo modo, valutando le distanze tra i vari marker è stato possibile ricostruire, tramite tecniche di triangolazione, il movimento del malleolo durante le prove dinamiche pur non inserendo fisicamente il marker.

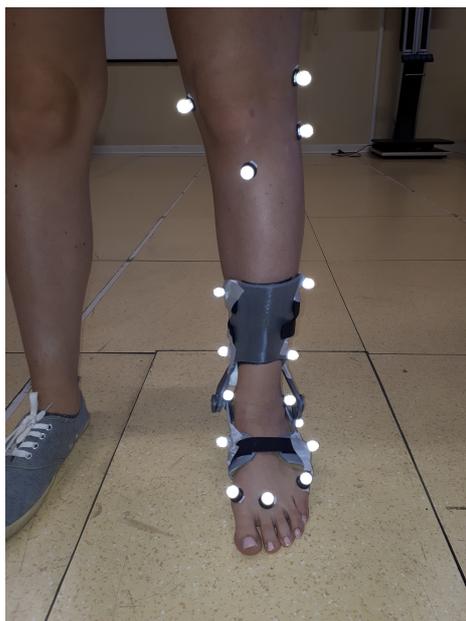


Figura 11.2: Posizionamento dei marker con AFO (vista frontale)

Ovviamente ciò porta ad assumere che durante tutte le prove non vi siano scorrimenti tra il marker e la pelle e quindi a considerare il tutto rigido come se il marker fosse posizionato sull'osso, perdendo l'informazione reale sulla sua posizione. Per ammortizzare il più possibile tale errore nel successivo studio dei dati si useranno sempre, per tutti i tipi di prova, il marker calibrato sul malleolo mediale piuttosto che il marker reale. Inoltre si è prestata molta attenzione al posizionamento dei marker tecnici in quando si è voluto replicare al meglio la posizione che quest'ultimi avevano sui gusci rigidi usati nelle prove senza ortesi. Ciò è stato necessario per costruire un sistema di riferimento tecnico sia del piede che della gamba il più simile possibile ai precedenti in modo da effettuare un confronto reale dei dati.

Il soggetto in questa configurazione ha svolto le seguenti prove:

- cinque ripetizioni del cammino a velocità normale;
- una circonduzione del piede eseguita in posizione eretta.

Tali prove sono state eseguite per tre configurazioni di giunto:

- giunto libero con gioco lungo l'asse medio – laterale di 9 mm e con gioco lungo l'asse longitudinale e l'asse antero – posteriore di 13 mm;
- giunto con gioco lungo l'asse longitudinale e l'asse antero – posteriore nullo utilizzando l'ispessimento del perno;

- giunto con gioco lungo l'asse medio – laterale nullo utilizzando tre distanziali per lato.

Infine le prove con ortesi sono state svolte con una scarpa indossata nel piede libero per compensare il dislivello tra il piede nudo e il piede con il prototipo e evitare così di alterare la camminata del soggetto.

Capitolo 12

Risultati ottenuti dall'analisi cinematica con il prototipo

I dati ottenuti dalle prove discusse nel capitolo 11, sono stati successivamente analizzati tramite le routine Matlab in [20] già precedentemente usate.

Gli obiettivi di tale analisi sono stati:

- un confronto tra i dati cinematici ottenuti dal soggetto con i gusci indossati nelle nuove e vecchie prove del cammino. Ciò per verificare la ripetibilità del metodo anche a distanza di mesi;
- un confronto tra gli IHA e quindi gli MHA delle prove del cammino e di circonduzione del piede con i gusci rigidi e con l'ortesi nelle tre diverse configurazioni;
- un confronto tra gli angoli articolari ottenuti nelle diverse prove del cammino e di circonduzione del piede con i gusci e con il prototipo per valutare i ROM di quest'ultimo rispetto al caso di piede libero.

12.1 Confronto tra i dati cinematici ottenuti dal soggetto con i gusci indossati nelle nuove e vecchie prove

Per questo tipo di analisi si è deciso di trasformare le coordinate dei marker dal sistema globale, ovvero quello del laboratorio di analisi del movimento, al sistema di riferimento locale tecnico della gamba. Ciò è stata naturale conseguenza delle analisi precedentemente condotte, dove si era riscontrato che i marker tecnici erano poco affetti dall'artefatto da tessuto molle rispetto agli anatomici. Si è deciso quindi per ogni ciclo completo del passo di calcolare gli IHA con i corrispettivi MHA e valutarne la loro posizione e i parametri di dispersione rispetto a quelli precedentemente trovati. Successivamente per una più chiara visualizzazione dei dati si è deciso di trasformare le coordinate degli MHA dal sistema di riferimento tecnico della gamba al corrispettivo sistema di riferimento anatomico. Ricordiamo

Capitolo 12 - Risultati ottenuti dall'analisi cinematica con il prototipo

infatti che le nuove prove sono state svolte a distanza di tempo dalle vecchie, quindi è plausibile un errore, seppur piccolo, nel posizionamento del guscio della gamba sulla tibia. Trasformando quindi le coordinate dell'asse nel sistema di riferimento anatomico della gamba si è valutata la distanza di tale asse dai malleoli, i quali sicuramente non hanno cambiato la loro posizione nel corso del tempo.

Prove vecchie	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Cam00	-8.663	40	-66.215	4.182	-40	-58.273	25.032	36.501
Cam01	-11.440	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	-12.000	40	-70.256	10.770	-40	-56.382	20.746	35.960
Media	-8.374	40	-68.200	5.302	-40	-57.280	24.651± 4.485	36.474± 1.741

Prove nuove	Autt	Avtt	Awtt	Butt	Bvtt	Bwtt	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Cam00	0,175	40	-75,981	-1,179	-40	-78,462	26,192	36,577
Cam01	5,150	40	-71,762	-2,049	-40	-69,853	19,454	40,130
Cam02	-4,350	40	-81,305	2,428	-40	-70,335	18,011	40,373
Cam03	1,682	40	-76,689	-1,411	-40	-69,700	19,193	40,943
Cam04	10,117	40	-77,322	-1,852	-40	-68,510	26,859	40,040
Media	2,555	40	-76,612	-0,812	-40	-71,372	21,941± 4,226	39,613± 1,733

Tabella 12.1: Punti A e B e parametri di dispersione con media e deviazione standard per entrambe le sessioni di prova

Dai risultati in 12.1 possiamo osservare che le nuove prove rispetto a quelle della sessione precedente posseggono parametri di dispersione confrontabili sia in termini di media che di deviazione standard. Tale risultato conferma l'utilità e la ripetibilità del metodo in quanto i marker posizionati sui gusci rigidi hanno uno spostamento minore rispetto a quelli posizionati sulla cute permettendo quindi di ottenere informazioni più realistiche e rappresentative del fenomeno reale.

Come anticipato precedentemente, si è deciso di plottare gli assi medi ottenuti dal sistema di riferimento tecnico della gamba nel sistema di riferimento anatomico della stessa. Ciò anche per avere un confronto, oltre che per i parametri di dispersione, anche per la posizione dell'asse articolare della caviglia che ci si aspetta che sia rimasta grossomodo invariata nel corso di così poco tempo.

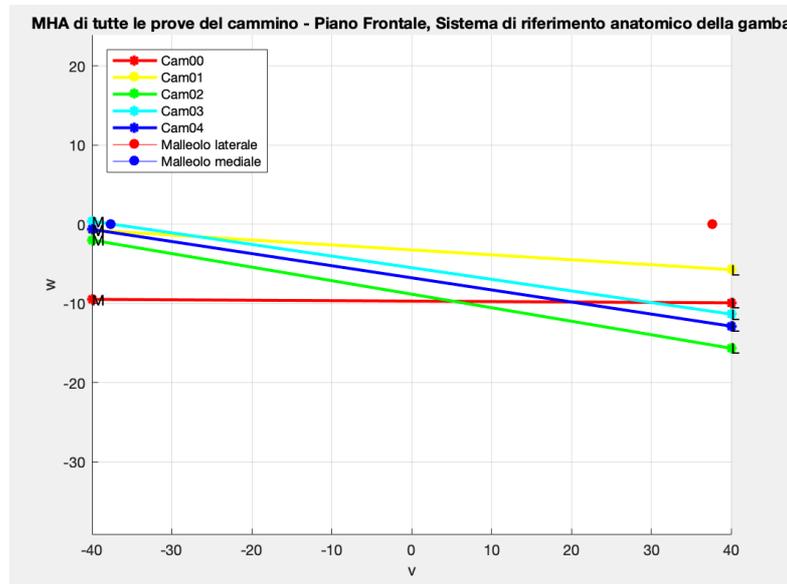


Figura 12.1: MHA per ogni ciclo di ogni prova di cammino effettuata dal soggetto plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

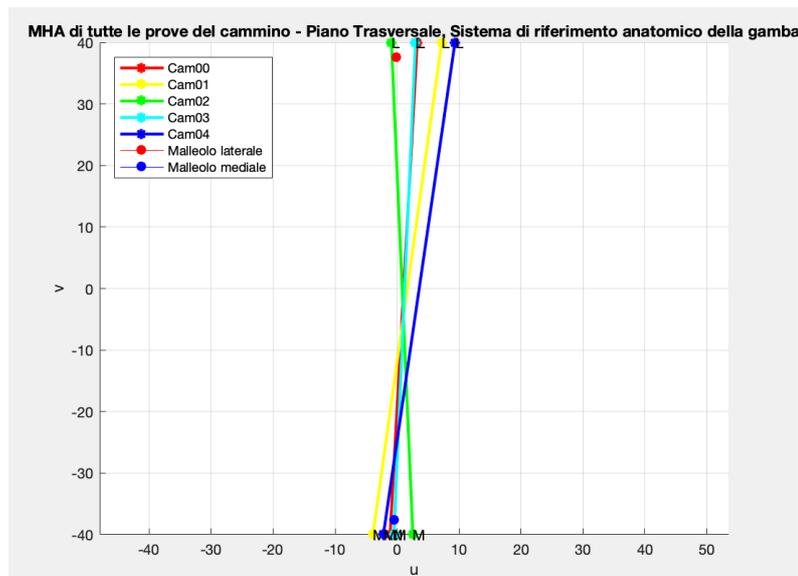


Figura 12.2: MHA per ogni ciclo di ogni prova di cammino effettuata dal soggetto plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

Osservando i grafici riportati nelle figure 12.1 e 12.2 con quelli nelle figure 7.28 e 7.30 e considerando i corrispettivi parametri di dispersione, le nuove prove sembrano essere concordi con i risultati ottenuti precedentemente. Infatti osservando i piani frontali in entrambi i casi gli assi si trovano al di sotto dei malleoli, con la stessa inclinazione. Invece nei due piani trasversali gli MHA si trovano sempre nell'intorno dei due reperi anatomici.

In conclusione la metodologia finora adoperata, sembra essere ripetibile ed efficace nell'individuare l'asse articolare della caviglia, riducendo il più possibile gli errori dovuti allo scorrimento dei marker sulla cute.

12.2 Confronto tra gli MHA con i gusci rigidi e con l'ortesi nelle tre configurazioni

Per effettuare tale confronto ci si è chiesti quale fosse il sistema di riferimento più adatto per valutare il movimento del piede rispetto alla gamba. Risulta immediato pensare, a fronte di quello discusso finora, che il sistema di riferimento più consono sia quello tecnico della gamba. In questo caso però i due gusci rigidi, che ora costituiscono l'ortesi, sono appunto vincolati dal giunto; per questo motivo è più

senso e coerente valutare come il piede, rappresentato dal suo corrispettivo scafo, si muova rispetto ai marker posizionati sulla cute che descrivono il sistema di riferimento anatomico della gamba e non da quelli tecnici. Così si riesce a valutare meglio la differenza di movimento con e senza ortesi. Inoltre in fase sperimentale si è osservato che il marker TMedProx effettuava dei movimenti rotatori lungo l'asse w e l'asse v. Ciò ovviamente sarebbe stato un problema nel caso in cui si fosse scelto di utilizzare per il confronto, il sistema di riferimento tecnico della gamba, in quanto tale marker rientra nella terna di marker che servono per descrivere tale sistema di riferimento, alterando quindi i calcoli. Di seguito vengono analizzate le due tipologie di prove per tutte le configurazioni esaminate.

Prove del cammino

Sono stati calcolati gli MHA per cicli interi del passo, nel sistema di riferimento anatomico, per ogni prova effettuata con e senza ortesi. Successivamente per ogni tipologia di prova i vari MHA sono stati mediati ottenendo quindi un MHA medio rappresentativo del movimento studiato.

Di seguito vengono riportate le tabelle con i punti A e B dell'MHA calcolato e i rispettivi parametri di dispersione.

Gusci	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Cam00	-4,586	40	-6,558	-6,808	-40	-7,446	33,573	38,085
Cam01	0,016	40	-18,377	-4,187	-40	-11,129	22,054	42,035
Cam02	-1,170	40	-12,651	13,006	-40	16,198	21,752	40,005
Cam03	-2,399	40	-23,078	9,457	-40	15,022	29,695	42,824
Cam04	2,035	40	-12,336	-6,804	-40	4,689	30,481	40,752
Media	-1,221	40	-14,600	0,932	-40	3,466	27,511± 5,321	40,740± 1,844

Capitolo 12 - Risultati ottenuti dall'analisi cinematica con il prototipo

AP nullo	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Cam00	-5,419	40	-20,402	1,157	-40	-21,601	26,368	27,070
Cam01(I)	- 12,897	40	-17,326	-2,901	-40	-21,218	28,777	28,069
Cam01(II)	-3,305	40	-15,448	5,380	-40	-24,398	25,488	30,887
Cam02	-6,314	40	-17,755	2,538	-40	-9,150	39,127	31,136
Cam03	-0,191	40	-18,308	8,942	-40	-24,457	24,832	30,654
Cam04	-3,305	40	-21,717	6,308	-40	-30,917	20,749	28,086
Media	-5,239	40	-18,493	3,571	-40	-21,957	27,557± 6,242	29,317± 1,771

Giunto libero	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Cam00	-3,542	40	-28,353	-2,036	-40	-25,112	37,322	35,238
Cam01(I)	-1,646	40	-12,868	9,909	-40	-14,780	31,882	33,070
Cam01(II)	1,508	40	-20,530	16,538	-40	-19,578	24,775	36,524
Cam02	4,252	40	-26,127	10,527	-40	-28,930	32,611	31,501
Cam03	-6,772	40	-19,500	-3,389	-40	-24,149	42,359	30,482
Cam04	-6,369	40	-23,035	4,957	-40	-16,879	44,810	34,364
Media	-2,094	40	-21,735	6,084	-40	-21,571	35,626± 7,394	33,530± 2,288

ML nullo	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Cam00	-9,831	40	-17,056	-6,031	-40	-5,5182	31,411	33,746
Cam01	-5,102	40	-11,599	1,347	-40	-9,067	31,580	38,340
Cam02	-7,629	40	-16,245	-2,482	-40	-22,900	24,187	31,241
Cam03	-12,604	40	-9,968	-4,968	-40	-8,610	47,597	36,721
Cam04	-0,937	40	-17,578	3,617	-40	-15,351	38,454	37,095
Media	-7,221	40	-14,489	-1,703	-40	-12,289	34,646± 8,824	35,429± 2,885

Tabella 12.2: Punti A e B e parametri di dispersione con media e deviazione standard per tutte le configurazioni esaminate

Soffermandoci in primo luogo sullo studio dei parametri di dispersione ottenuti possiamo sicuramente osservare che la dispersione angolare per il caso in cui il soggetto indossava solo i gusci rigidi risulta essere la più alta in assoluto. Questo è ovviamente dettato dal fatto che la presenza del giunto limita comunque un movimento di rotazione e di inversione – eversione del piede. La configurazione infatti che possiede un valore di dispersione angolare minore rispetto agli altri casi esaminati è la prova con ortesi con gioco antero – posteriore e prossimo – distale nullo, ovvero la configurazione con il giunto più vincolato. Gli altri due casi, ovvero l'ortesi con il giunto libero e l'ortesi con il gioco medio – laterale nullo, considerando pure la deviazione standard, hanno dei valori di dispersione angolare confrontabili. Dall'altro lato analizzando i parametri di dispersione lineare, le due configurazioni che hanno valori più elevati sono l'ortesi con il giunto per com'è stato progettato e quella con il gioco lungo l'asse v bloccato. Ciò potrebbe essere giustificato dal fatto che, seppur l'ortesi per com'è stata ideata dovrebbe garantire una deambulazione la più fisiologica possibile, non possiamo comunque scordare che influenzerà sicuramente il cammino. Nella configurazione a giunto bloccato (AP nullo) una volta che il guscio della gamba trova la sua posizione rispetto al guscio piede, quella rimane per tutte le prove e quindi essendoci meno gioco gli assi avranno una posizione più definita. Invece nelle due configurazioni più libere lo scafo della gamba risente della presenza del giunto durante le varie fasi del ciclo del passo, quindi essendoci più gioco, i vari IHA ricopriranno sicuramente un'area

maggiore. Ciò è confermato dal fatto che le deviazioni standard rispetto al valor medio sono più alte negli ultimi due casi.

Per visualizzare più chiaramente la posizione di tali assi rispetto ai malleoli si è deciso di riportare gli MHA medi per tutte le configurazioni analizzate, compresa quella con i gusci rigidi svolta nella sessione di prove precedente, nel sistema di riferimento anatomico della gamba.

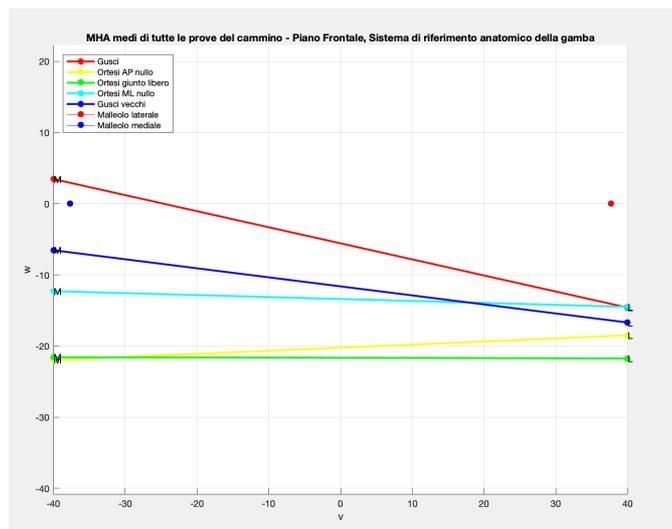


Figura 12.3: MHA medi del cammino per ogni configurazione plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

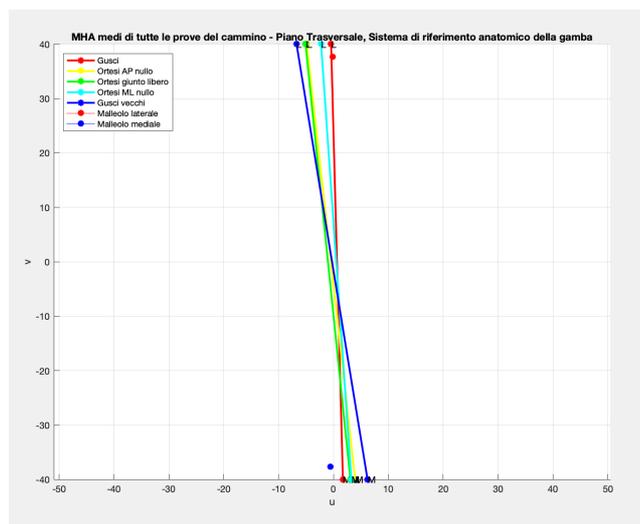


Figura 12.4: MHA medi del cammino per ogni configurazione plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

Osservando gli MHA medi sul piano trasversale tutti gli assi hanno la stessa inclinazione e si trovano comunque in prossimità dei malleoli. Questo conferma il giusto posizionamento del giunto su tale piano. Per quanto riguarda il piano frontale, possiamo osservare che le prove senza ortesi, effettuate nelle due diverse sessioni, hanno la stessa inclinazione e conservano grossomodo anche la stessa posizione. Invece gli MHA medi delle prove con ortesi hanno un'inclinazione minore e soprattutto nella parte mediale gli assi risultano più bassi anche di 2 cm rispetto ai malleoli. Per com'è stata progettata l'ortesi, l'asse di rotazione, in termini di posizione sul piano frontale, sembra essere concorde con l'asse medio delle vecchie prove. Il fatto che una volta che l'ortesi venga indossata, l'asse scenda fa pensare che essa si comporti in maniera differente con il piede inserito.

Prove di circonduzione del piede

Le prove di circonduzione del piede sono state effettuate solo una volta per ogni configurazione analizzata, inoltre tali prove non sono state effettuate nella sessione precedente quindi il confronto è stato svolto tra le sole prove della sessione più recente. In particolare tale prova è stata effettuata per valutare i ROM dell'ortesi soprattutto sul piano frontale e sul piano trasversale in quanto il movimento di flesso – estensione, quindi quello sul piano sagittale, non è stato alterato.

Prove	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Gusci	-10,554	40	-17,221	8,148	-40	-0,0770	8,886	40,899
AP nullo	-16,589	40	-10,429	-9,709	-40	-1,930	12,392	31,656
Giunto libero	-10,237	40	-15,850	0,429	-40	-9,246	9,146	34,314
ML nullo	-17,840	40	-14,903	-17,213	-40	3,712	18,961	36,064

Tabella 12.3: Punti A e B e parametri di dispersione per le prove di circonduzione del piede in tutte le configurazioni esaminate

Osservando i parametri di dispersione, in particolare quello angolare che per una prova di questo tipo risulta essere il più significativo, riportati nella tabella 12.3, si nota che X_{eff} ha valori più alti ovviamente in corrispondenza dell'articolazione libera,

seguita da quella delle due configurazioni con meno vincoli (giunto libero e ML nullo) e infine quella con il giunto bloccato (AP nullo).

Nelle figure 12.5 e 12.6 sono riportati gli MHA delle prove di circonduzione.

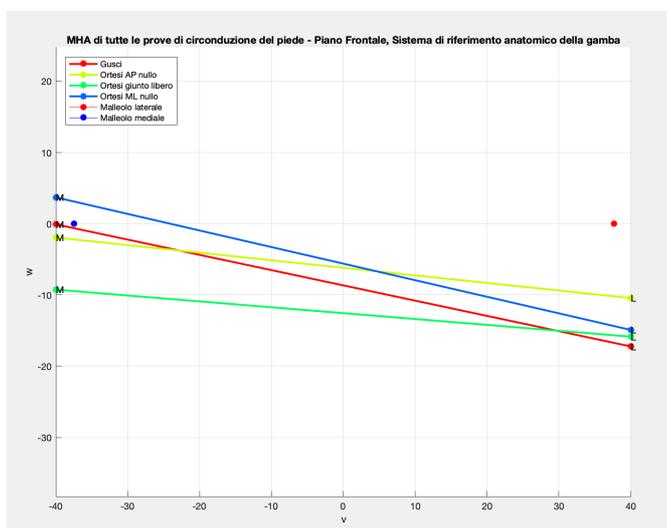


Figura 12.5: MHA della circonduzione del piede per ogni configurazione plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano frontale

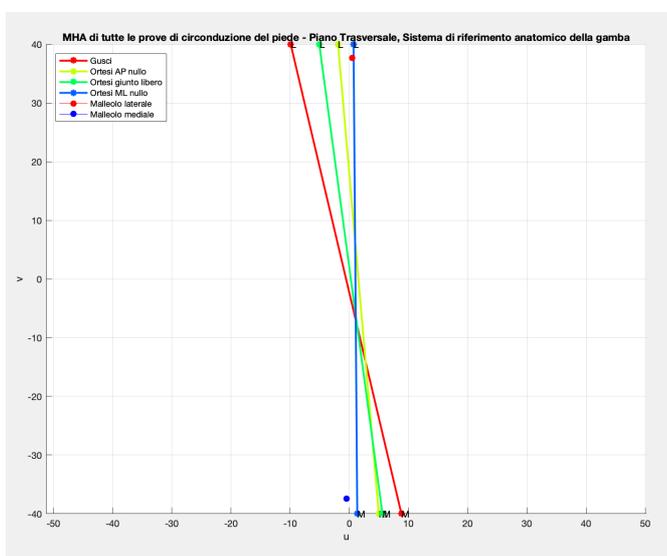


Figura 12.6: MHA della circonduzione del piede per ogni configurazione plottati nel sistema di riferimento anatomico della gamba nel piano trasversale

Dai grafici riportati si può osservare che, a differenza del cammino gli assi sul piano frontale sono abbastanza concentrati per tutte le configurazioni. Inoltre per la prova con l'ortesi con gioco antero – posteriore e prossimo – distale nullo, l'MHA sembra

coincidere proprio con l'asse progettato per l'ortesi. Ciò è concorde con il fatto che essendo la configurazione più vincolata l'asse coinciderà ovviamente con l'asse passante tra i due perni in quanto il flottaggio viene annullato. Un'altra considerazione è che analizzando il livello di inclinazione degli assi, essi sembrano essere disposti a coppie; ovvero l'MHA dei gusci ha la stessa inclinazione di quello con il gioco medio – laterale nullo, invece l'MHA nella configurazione di giunto libero risulta simile al giunto bloccato. In figura 12.6 gli assi invece sembrano abbastanza addensati intorno ai malleoli per tutte le configurazioni, come per le prove del cammino.

In conclusione il posizionamento dell'asse dell'ortesi sembra essere coerente per entrambe le tipologie di prove, sul piano trasversale. Sul piano frontale invece vi è qualche discordanza. In particolare, nelle prove del cammino, l'asse sembra cambiare rispetto a come l'ortesi è stata progettata. Per approfondire meglio questo tema è stata effettuata una prova cinematica con l'ortesi non indossata per validare lo script Matlab finora adoperato e di conseguenza valutare la reale posizione dell'asse di rotazione del guscio piede rispetto al guscio gamba senza che questo possa essere modificato dal soggetto.

12.2.1 Analisi cinematica dell'ortesi non indossata

Per validare la routine Matlab adoperata per il calcolo degli IHA/MHA si è deciso, inizialmente, di svolgere una prova cinematica valutando il movimento sul piano sagittale di una valigetta individuando così l'asse di rotazione istante per istante che dovrebbe appunto coincidere con la cerniera stessa. La prova è stata svolta presso il Laboratorio di Analisi del Movimento del Politecnico di Torino.

La strumentazione adoperata consta di:

- 12 telecamere;
- datastation Vicon Nexus;
- Vicon Active Wand;
- marker sferici passivi di raggio 7 mm.

La frequenza di campionamento per il prelievo dei dati è stata impostata a 100 Hz. Prima di effettuare l'acquisizione dei dati, il sistema deve essere predisposto a ricevere tali informazioni. Si effettua, quindi, inizialmente una maschera dello spazio

di cattura, ovvero tutti i punti che potrebbero essere confusi con dei marker durante la prova vengono oscurati. Successivamente vi è una fase di calibrazione delle telecamere. Tale fase consiste nell'agitare la Vicon Active Wand, ovvero una bacchetta a forma di croce con dei LED posizionati, in modo che le telecamere riescano individuarla nello spazio. In seguito essa viene posizionata sul terreno per determinare l'origine del sistema di riferimento del laboratorio [27] [28] [29] [30].



Figura 12.7: Vicon Active Wand

Dopo la preparazione del sistema di acquisizione, possono essere posizionati i marker. In questo caso sono stati inseriti 8 marker, 4 per la parte superiore e 4 per la parte inferiore della valigetta. Di seguito è riportato lo schema di posizionamento dei marker.



Figura 12.8: Posizionamento dei marker sulla valigetta (sopra lato destro e sotto lato sinistro)

Viene così effettuata una seconda calibrazione con l'oggetto e i marker inseriti. Si svolge una prova statica, seguita immediatamente da una dinamica, dove la valigetta viene chiusa e aperta ciclicamente. In seguito si effettua il Labeling, ovvero l'etichettatura dei marker, e si definisce il tipo di cerniera. In questo caso è stato inserito un "Free joint" poiché risultava la procedura consigliata visto che i due segmenti (la base e il coperchio) non posseggono marker comuni. A questo punto, si sono potute svolgere le prove, ovvero:

- una prova di chiusura e apertura del coperchio a velocità normale;
- una prova di chiusura e apertura del coperchio a velocità maggiore.

Terminate le prove il sistema di acquisizione ha restituito le coordinate dei marker, istante per istante, nel sistema di riferimento del laboratorio. Per valutare il movimento del coperchio rispetto alla base è stato necessario definire un sistema di riferimento locale. Esso è stato caratterizzato nel seguente modo:

- Sho: l'origine è collocata nel punto medio del segmento che collega BMedProx e BLatProx;
- asse vtt: è l'asse passante per i marker BMedProx e BLatProx con direzione positiva dal mediale al laterale;
- asse wtt: è ortogonale al piano definito da BMedProx, BLatProx e BMedDis e possiede segno positivo verso l'alto;
- asse utt: è perpendicolare agli altri due assi ed è diretto dalla parte posteriore alla parte anteriore della valigetta.

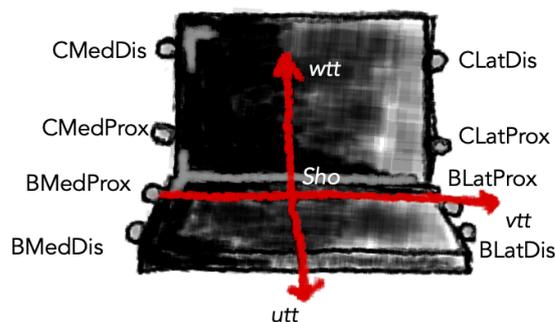


Figura 12.9: Sistema di riferimento locale

Ai dati trasformati nel sistema di riferimento locale è stato applicato lo script Matlab in [20]. I dati ottenuti sono riportati tabella 12.4 e in figura 12.10.

Prove	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Lento 01	6,489	0,991
Veloce 02	6,121	0,886

Tabella 12.3: Parametri di dispersione per le due prove effettuate

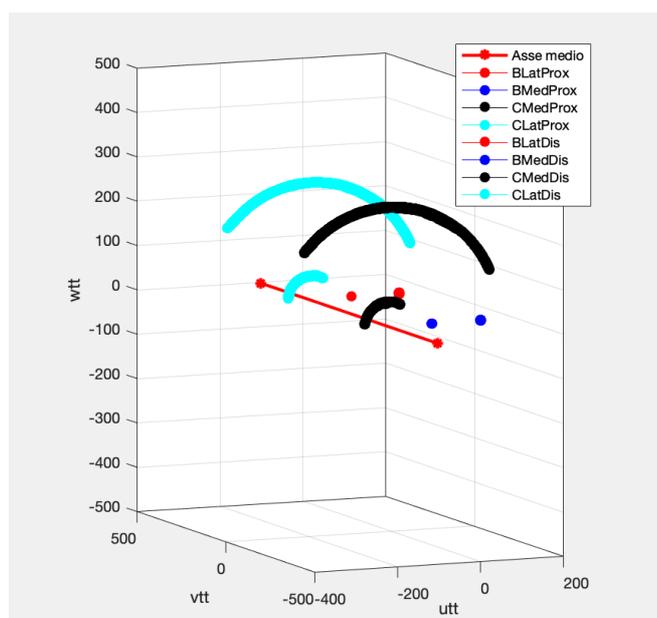


Figura 12.10: MHA con traiettoria dei marker

In figura 12.10 si osserva il movimento dei marker appartenenti al coperchio rispetto alla base. La traiettoria è pulita e inoltre la posizione dell'MHA è coerente con la posizione reale del giunto. I parametri di dispersione hanno dei valori molto bassi in accordo al fatto che il movimento analizzato è semplice e risente poco di agenti esterni. In accordo con quanto osservato la procedura finora adottata per il calcolo dell'asse di rotazione di un corpo intorno ad un altro sembra essere corretta.

Si è deciso allora di effettuare gli stessi step anche per identificare l'MHA dell'ortesi, per valutare soltanto il movimento relativo dei due gusci, senza che il soggetto possa modificarne la sua cinematica. La prova è stata svolta soltanto con il prototipo con gioco lungo il piano trasversale e frontale nullo, poiché risulta essere, tra le configurazioni analizzate nel paragrafo precedente, quella con il giunto più vincolato. Ci si aspetta quindi l'MHA dell'ortesi coincidente con l'asse

del giunto. I marker sono stati posizionati nella stessa configurazione delle prove precedentemente effettuate sul prototipo, in più sono stati inseriti due marker proprio sul giunto, JMed e JLat, per valutarne l'eventuale scostamento dell'MHA.



Figura 12.11:
Posizionamento dei
marker sull'ortesi

Durante lo svolgimento delle prove ci si è accorti di un tremore da parte dei marker rilevato dalla datastation Vicon. Per attenuare il più possibile il rumore strumentale si è deciso di filtrare i dati, operazione disponibile dal sistema di acquisizione. Sono state svolte allora le seguenti prove:

- una prova di flesso – estensione della gamba a velocità normale non filtrata;
- una prova di flesso – estensione della gamba a velocità maggiore non filtrata;
- una prova di flesso – estensione della gamba a velocità normale filtrata;
- una prova di flesso – estensione della gamba a velocità maggiore filtrata.

Una volta prelevati i dati sono stati trasformati dal sistema di riferimento del laboratorio al sistema di riferimento tecnico della gamba, già precedentemente introdotto. I dati ottenuti sono riportati di seguito.

Prove	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Lento non filtrato 01	29,876	25,677
Lento filtrato 02	15,375	9,289
Veloce non filtrato 03	7,561	4,682
Veloce filtrato 04	12,346	6,364

Tabella 12.4: Parametri di dispersione per le quattro prove effettuate

In tabella 12.4 si può osservare che la prima prova ha dei parametri di dispersione abbastanza alti rispetto alle altre prove effettuate. Per tale ragione, per le prove non filtrate, è stato eseguito un filtraggio a posteriori utilizzando lo stesso filtro usato dalla Vicon. È stato quindi implementato un filtro di Butterworth, passa basso, di ordine 4, con frequenza di taglio di 7 Hz. Il filtraggio è stato effettuato a doppia passata per evitare distorsioni di fase e ritardi.

Prove	d_{eff} [mm]	X_{eff} [deg]
Lento non filtrato 01	29,876	25,677
Lento filtrato 01	6,664	3,343
Veloce non filtrato 03	7,561	4,682
Veloce filtrato 03	7,160	4,259

Tabella 12.5: Parametri di dispersione per le prove 01 e 03 non filtrate e filtrate

Dalla tabella 12.5, si può osservare, in particolare per la prova 01 una diminuzione dei parametri di dispersione, indicando la necessità di un filtraggio prima dell'analisi dei dati per attenuare il più possibile l'errore strumentale.

Nelle figure 12.12 e 12.13 si riportano i grafici dell'MHA ottenute per tutte le prove con filtraggio effettuato.

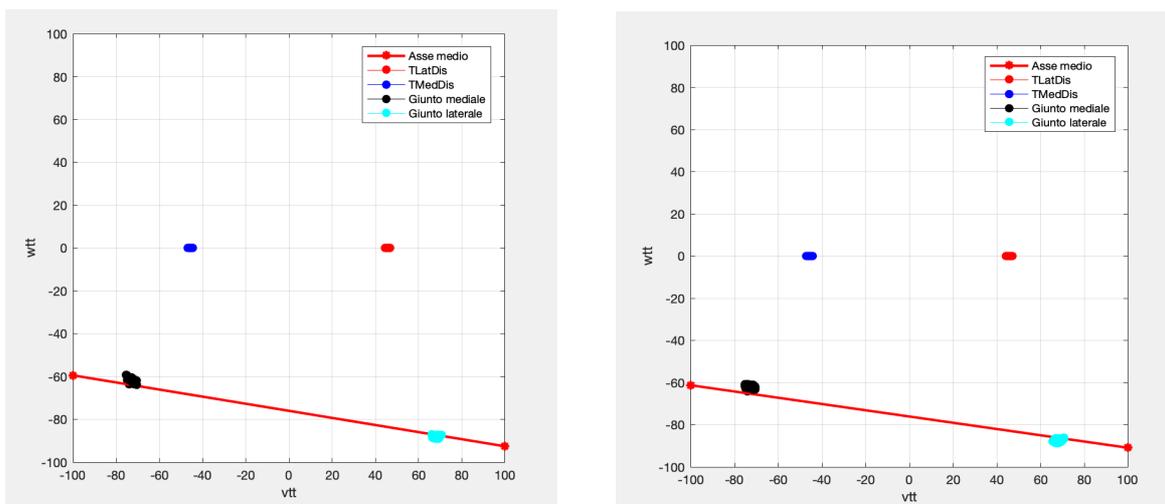


Figura 12.12: MHA con evidenziata la posizione del giunto per le prove a velocità normale

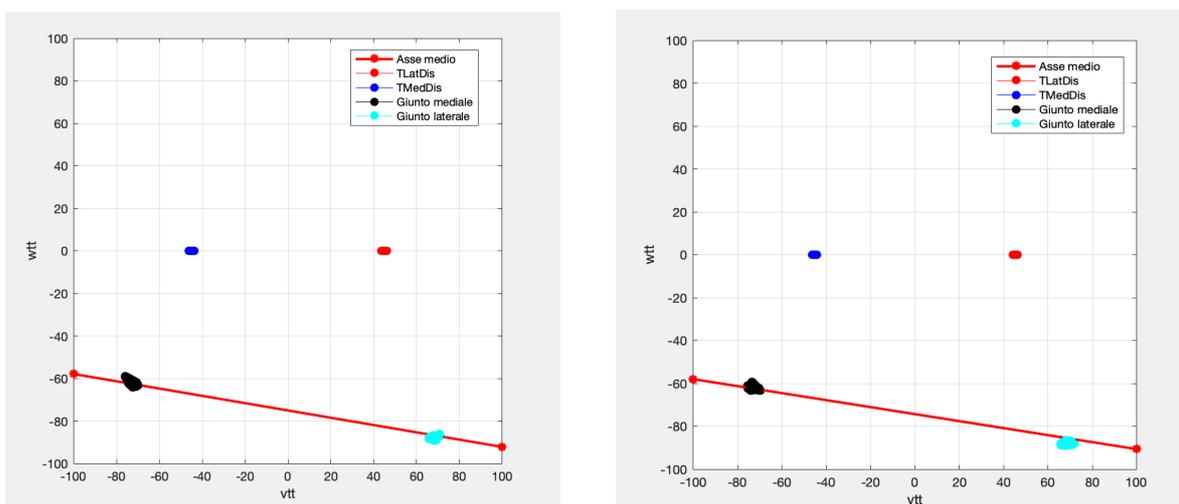


Figura 12.13: MHA con evidenziata la posizione del giunto per le prove a velocità maggiore

Dai grafici è evidente che l'asse medio trova sempre la sua collocazione lungo l'asse passante per i due perni. Ciò conferma nuovamente la validità della routine usata.

Evidentemente durante il cammino l'asse viene modificato per la presenza del carico. Infatti è logico pensare che durante la fase di appoggio del piede l'asse possa subire una traslazione verso l'alto, invece durante la fase di pendolamento verso il basso. Ciò potrebbe giustificare la posizione dell'MHA per le prove del cammino ma questo, comunque, porta a rivalutare il posizionamento del giunto sul piano frontale negli studi futuri.

12.3 Confronto tra gli angoli articolari della caviglia con i gusci rigidi e con l'ortesi nelle tre configurazioni

In questo caso, essendo gli angoli articolari delle distanze assolute tra i marker, la scelta del sistema di riferimento locale adoperato risulta influente. I dati ottenuti dall'analisi cinematica restituivano l'angolo alla caviglia, al ginocchio e all'anca. Ovviamente ai fini dell'ortesi quello di nostro interesse è il primo. Di seguito sono riportati i risultati ottenuti per le due tipologie di prove.

Prove del cammino

Nelle figure 12.14 e 12.15 sono riportati gli angoli per diversi cicli interi del cammino per le quattro configurazioni lungo l'asse x, ovvero gli angoli di flessione – estensione del piede. I grafici sono stati normalizzati in percentuale del ciclo del passo per confrontare le varie fasi del cammino indipendentemente dalla durata effettiva dei vari cicli.

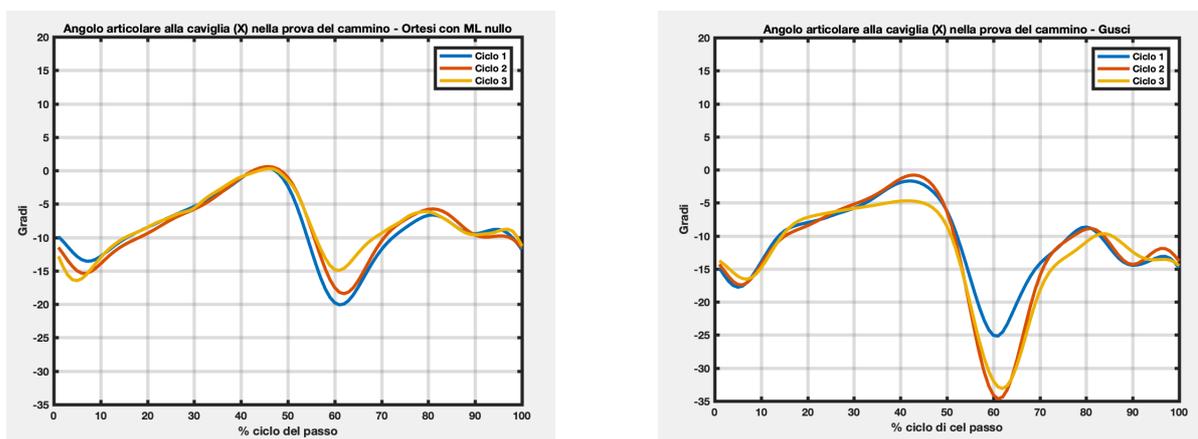


Figura 12.14: Angolo articolare alla caviglia lungo l'asse x del cammino per l'ortesi con ML nullo e per la prova con i soli gusci

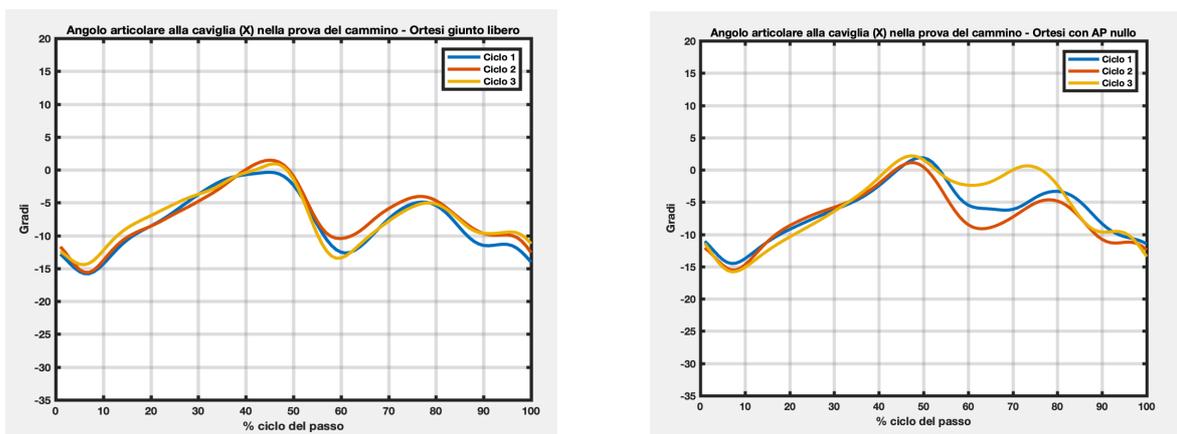


Figura 12.15: Angolo articolare alla caviglia lungo l'asse x del cammino per l'ortesi con giunto libero e per giochi antero – posteriore e prossimo – distale nullo

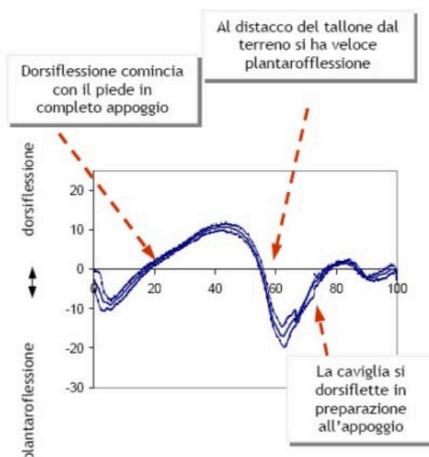


Figura 12.16: Angolo articolare alla caviglia lungo l'asse x del cammino

Da una prima analisi, confrontando gli angoli ottenuti con quello in figura 12.16 notiamo che ovviamente la configurazione più simile all'ideale è quella riferita al cammino con i gusci rigidi indossati. Si riescono infatti a definire chiaramente tutte le fasi del passo, inoltre si raggiungono dei gradi di flessione di 15° e di estensione del piede pari a circa 20°, in accordo ai normali range fisiologici. Le altre tre configurazioni rispettano comunque la dinamica del movimento, ovviamente con ampiezze diverse.

Una valutazione più accurata è stata condotta diagrammando il valore assoluto della differenza della media degli angoli dei principali movimenti articolari dei vari

cicli del cammino per ogni prova con ortesi rispetto alla media di tali angoli dei vari cicli del cammino per la prova con i gusci rigidi.

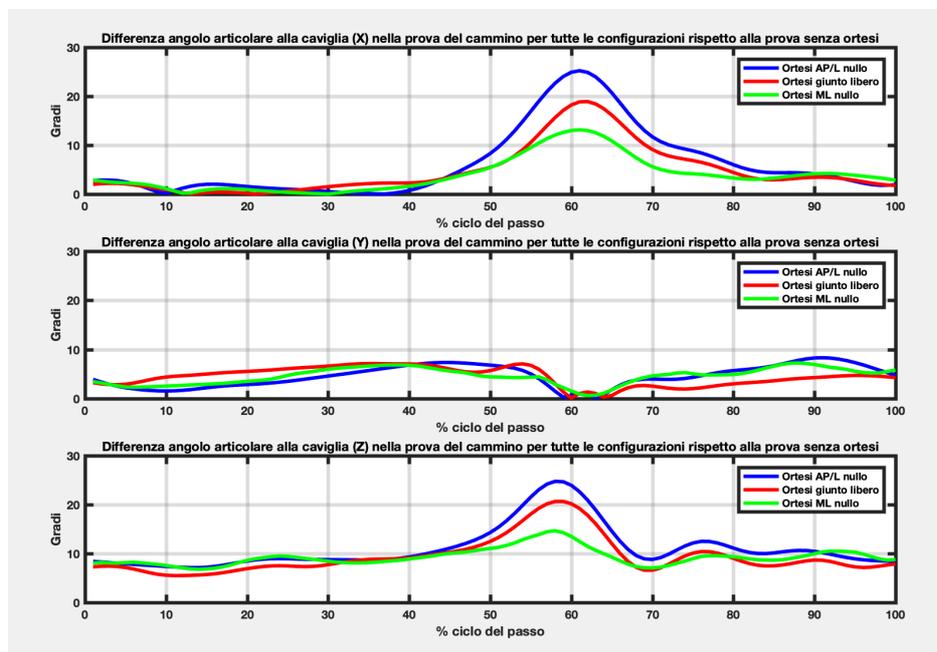


Figura 12.17: Differenza tra gli angoli articolari alla caviglia lungo i tre assi x, y e z per le tre configurazioni di giunto dell'ortesi e l'angolo articolare alla caviglia con i gusci indossati

I tre angoli riportati riguardano i tre principali movimenti articolari alla caviglia ovvero lungo l'asse x viene valutata la flessione – estensione del piede, lungo l'asse y il movimento di inversione e eversione e lungo l'asse z la rotazione interna – esterna. Dai grafici riportati in figura 12.17 possiamo osservare che l'andamento per le tre configurazioni nei tre piani viene conservato. In particolare fino al 50% del ciclo del passo le tre configurazioni si comportano in modo molto simile al caso senza ortesi, tra il 50% e il 70% si ha una variazione nell'andamento per poi ritornare a una situazione più vicina a quella ideale. È interessante notare che tale discordanza si ha in corrispondenza della fase iniziale di pendolamento del piede, ovvero la fase del cammino meno significativa per la progettazione dell'ortesi. Durante la fase di appoggio pieno (sotto il 50%), ovvero la fase più critica in quanto il piede deve sostenere il peso del corpo, invece il comportamento tra il caso con i gusci e quello con il prototipo indossato sembra concorde.

Analizzando nel dettaglio i vari piani possiamo osservare che per quanto concerne il piano sagittale, quindi il movimento di flessione – estensione del piede, questo dovrebbe essere completamente libero per tutte e tre le configurazioni di ortesi e risultare uguale al caso senza il prototipo. In corrispondenza della fase di pendolamento, si nota invece questa differenza nel movimento. Questo potrebbe essere dovuto ad un fine corsa dell'ortesi che limita il fisiologico movimento di estensione del piede. In particolare la configurazione che si discosta di più è quella con il gioco lungo l'asse antero – posteriore e longitudinale nullo arrivando a una differenza rispetto al caso di riferimento pari a circa 25°. Lungo l'asse y, invece, ci troviamo sul piano frontale quindi stiamo esaminando il movimento di inversione – eversione del piede. In questo caso si ha sempre una differenza durante la fase di pendolamento ma molto ridotta rispetto al piano analizzato precedentemente. La differenza massima infatti è pari a 7° ma è raggiunta più o meno in egual modo da tutte e tre le configurazioni. Il fatto che tale movimento sia praticamente permesso in egual misura da tutte e tre le configurazioni è probabilmente dovuto alla poca presa che lo scafo più prossimale ha con la gamba. Il piede, quindi, compiendo tali movimenti porta con sé il guscio della gamba che non riesce a limitare il gioco per com'è stato progettato. Nell'ultimo piano, il piano trasversale, consideriamo il movimento di rotazione interna – esterna del piede. Osservando il grafico notiamo un'offset costante intorno ai 8° di rotazione. Andando a guardare gli angoli singolarmente in quel range temporale si è visto che il segno risulta essere positivo. Per convenzione il segno positivo indica una rotazione esterna invece segno negativo dell'angolo indica una rotazione interna del piede. Il soggetto infatti ha riscontrato, una volta indossata l'ortesi, una leggera rotazione del piede che viene appunto confermata da tali dati. Considerando tale offset si ha una diminuzione massima del gioco lungo questo piano pari a 15°. In generale, comunque nella fase di pendolamento la configurazione che si avvicina di più al caso naturale è quella con il gioco medio – laterale nullo. Oltre il 70% del ciclo del passo, il piede in pendolamento supera il corpo (pendolamento centrale) e successivamente vi è una fase di decelerazione dove i muscoli rallentano la gamba e preparano il piede all'appoggio successivo. In queste ultime due fasi, per quanto riguarda i movimenti minori, la configurazione a giunto libero sembra essere leggermente più vicina al cammino con i soli gusci. In linea di massima, comunque, le differenze articolari tornano ad essere molto più basse.

Prove di circonduzione del piede

In figura 12.18 è riportato l'angolo lungo l'asse x nella prova di circonduzione del piede con i gusci indossati dal soggetto.

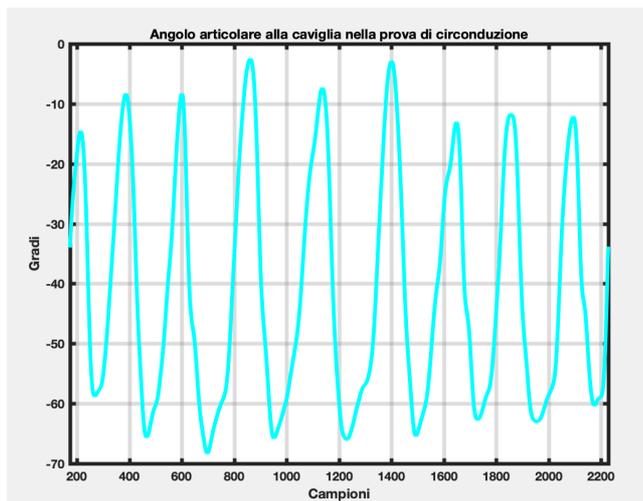


Figura 12.18: Angolo articolare alla caviglia lungo l'asse x della prova di circonduzione del piede con i gusci indossati

Per questo tipo di prova si è deciso di considerare tre cicli di circonduzione del piede per le diverse tipologie di giunto.

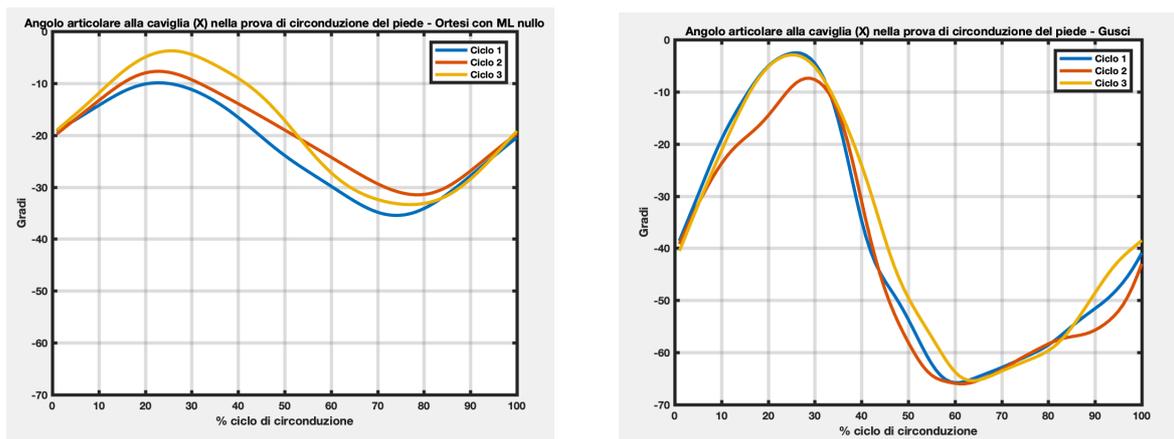


Figura 12.19: Angolo articolare alla caviglia lungo l'asse x della prova di circonduzione del piede per l'ortesi con ML nullo e per la prova con i soli gusci

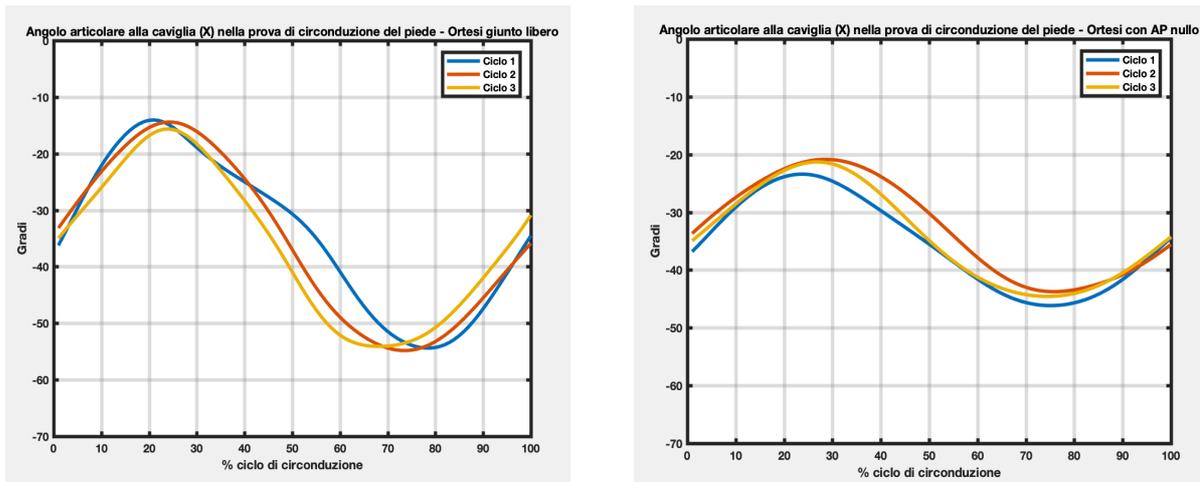


Figura 12.20: Angolo articolare alla caviglia lungo l'asse x della prova di circonduzione del piede per l'ortesi con giunto libero e per gioco antero – posteriore e prossimo – distale nullo

I cicli sono stati così mediati e successivamente i tre angoli, caratteristici dei tre movimenti principali del piede, sono stati raggruppati per le quattro diverse tipologie di prove per effettuare in primo luogo un confronto qualitativo. Anche in questo caso gli angoli sono stati normalizzati in percentuale di un ciclo intero di circonduzione del piede. Inoltre sono stati riportati i valori picco – picco per i vari angoli per tutte le prove, calcolati come il valore assoluto della differenza tra il valore massimo e il valore minimo della media dei cicli considerati, questo per dare anche un'informazione quantitativa dei ROM.

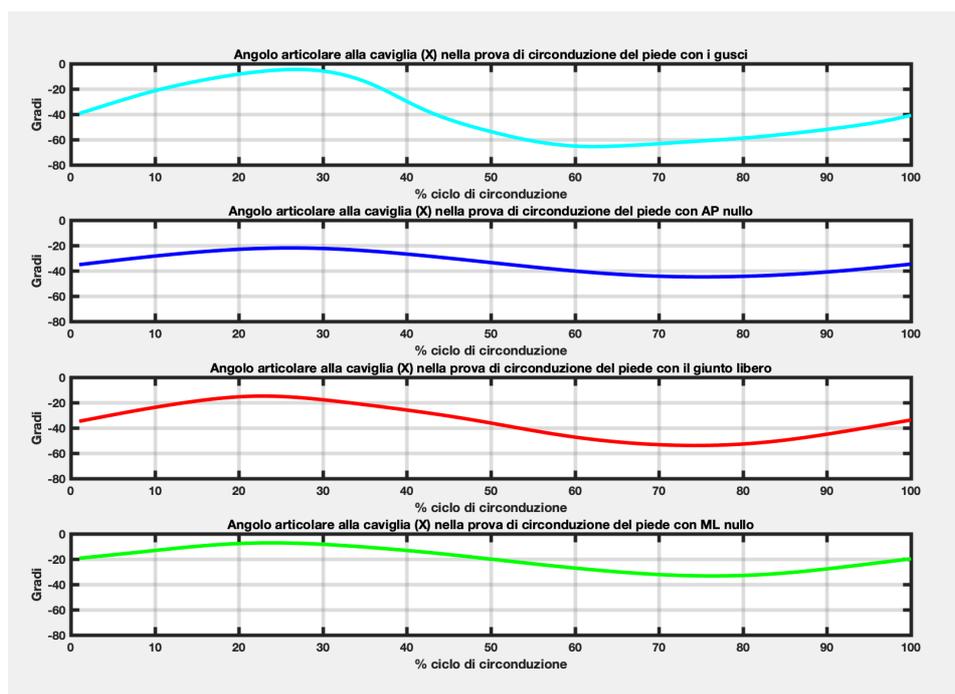


Figura 12.21: Angolo articolare alla caviglia lungo l'asse x della prova di circonduzione del piede per tutte le configurazioni esaminate

X	Ampiezza picco - picco
Gusci	61.050
AP nullo	22.857
Giunto libero	39.058
ML nullo	26.128

Tabella 12.6: Ampiezza articolare picco - picco lungo l'asse x per tutte le configurazioni esaminate

Dalla figura 12.21, possiamo osservare che l'angolo articolare alla caviglia lungo l'asse x conserva lo stesso andamento per tutte le configurazioni esaminate. Il movimento massimo si ha ovviamente in corrispondenza dell'articolazione libera, seguito, con una diminuzione di circa 20°, dalla prova con il giunto libero. Le prove con un range di movimento minore sono ovviamente quelle dove è stata ridotta la mobilità nel giunto.

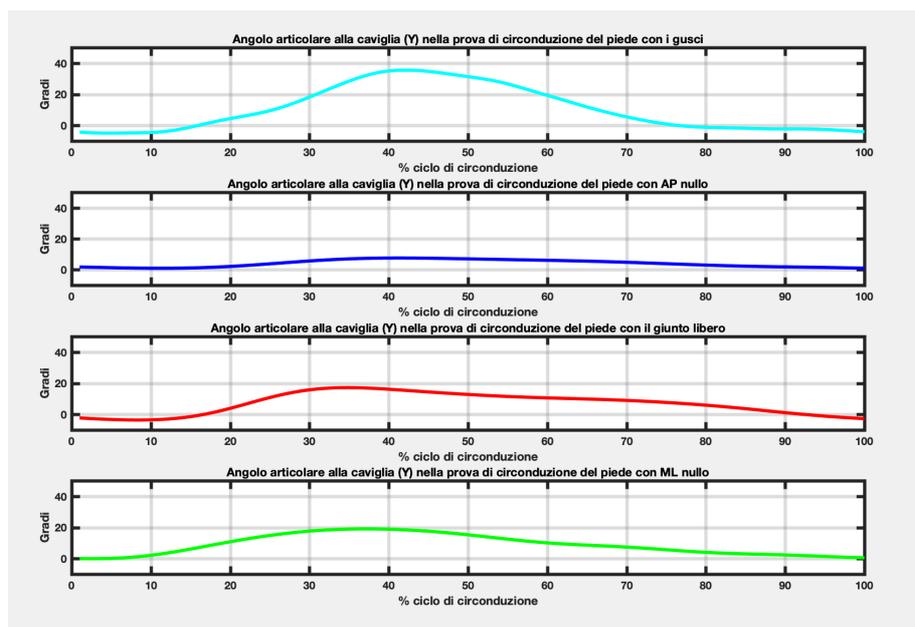


Figura 12.22: Angolo articolare alla caviglia lungo l'asse y della prova di circonduzione del piede per tutte le configurazioni esaminate

Y	Ampiezza picco – picco
Gusci	40.433
AP nullo	6.630
Giunto libero	20.785
ML nullo	19.130

Tabella 12.7: Ampiezza articolare picco – picco lungo l'asse y per tutte le configurazioni esaminate

Anche lungo l'asse y, gli angoli articolari hanno lo stesso andamento. Essi hanno sempre segno positivo, questo indica che durante il movimento di circonduzione del piede, vi è stato solo il movimento di eversione dello stesso. Ovviamente rispetto ai movimenti di flessione – estensione, i range articolari sono più bassi. È interessante osservare che, anche in questo piano, la differenza di ampiezza picco – picco tra il soggetto con i gusci e con indosso l'ortesi con il giunto libero è pari a circa 20°. Si nota, inoltre, una riduzione sostanziale del movimento per la

configurazione con il gioco antero – posteriore e prossimo – distale nullo, dove la variazione del range arriva a soli 7°.

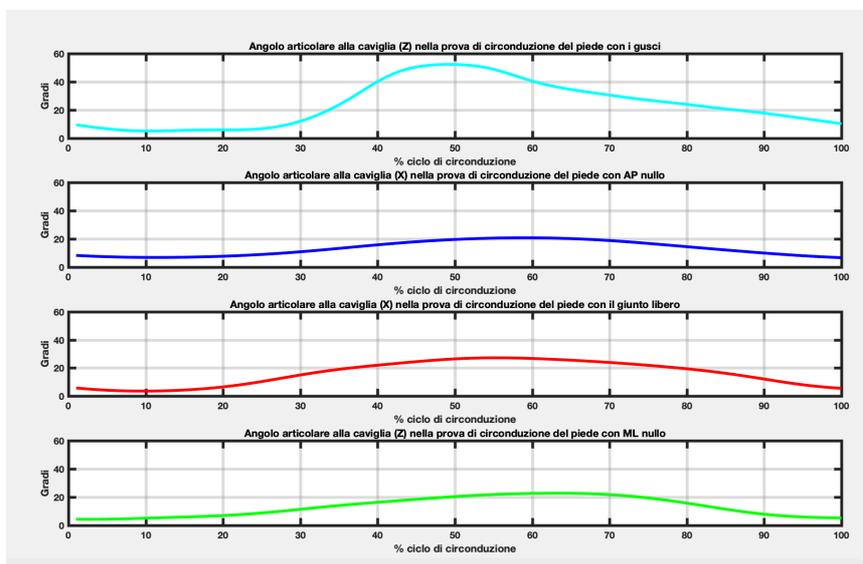


Figura 12.23: Angolo articolare alla caviglia lungo l'asse z della prova di circonduzione del piede per tutte le configurazioni esaminate

Z	Ampiezza picco – picco
Gusci	47.185
AP nullo	14.094
Giunto libero	23.714
ML nullo	18.477

Tabella 12.8: Ampiezza articolare picco – picco lungo l'asse z per tutte le configurazioni esaminate

L'ultimo asse rappresenta i movimenti di rotazione interna – esterna del piede. Anche in questo caso i valori angolari sono tutti positivi, questo ad indicare solo il movimento rotatorio verso l'esterno. La differenza tra le due configurazioni più libere risulta essere leggermente più alta (pari a circa 24°). La prova con il gioco

antero – posteriore nullo risulta essere comunque sempre quella con una diminuzione del range di movimento più elevata.

In sintesi, per quanto riguarda i ROM dell'ortesi, per le prove del cammino, essa si comporta in modo molto simile al caso dei gusci rigidi indossati, nella fase di appoggio del piede, che risulta essere la più significativa nella progettazione del dispositivo. Nella fase di pendolamento, vi è una differenza sostanziale nei range di movimento, soprattutto per la flessione – estensione del piede causato probabilmente da un fine corsa del prototipo che limita l'estensione fisiologica. Negli altri due piani, invece la differenza rispetto al caso ideale è meno evidente. La configurazione di giunto che si discosta di più rispetto al caso con i gusci indossati è quella con il gioco antero – posteriore e prossimo – distale nullo, invece quella che si avvicina di più risulta essere quella con il gioco lungo l'asse v nullo. Inoltre esaminando il piano trasversale si può assumere che l'ortesi imponga una piccola rotazione verso l'esterno del piede. Le prove di circonduzione del piede sono le più significative per il calcolo effettivo dei ROM in quando il piede compie un movimento più ampio in tutte le direzioni. Ovviamente i range di movimento più ampi si hanno nel caso dell'articolazione libera, seguiti dalla configurazione con il giunto libero. Nel piano sagittale si ha una diminuzione dei ROM di circa il 36% rispetto al caso di piena mobilità dell'ortesi e una diminuzione del 62% rispetto al caso estremo. Nel piano frontale, i giochi hanno un calo del 50% e dell'82% rispettivamente per le due configurazioni e nel piano trasversale del 51% e del 70%. I movimenti minori sono quindi quelli che risentono di più della presenza dell'ortesi ma comunque essi sono concessi anche con il giunto bloccato a differenza delle AFO a cerniera dove invece è permesso solo il movimento di flessione – estensione del piede.

Capitolo 13

Conclusione e sviluppi futuri

Il presente lavoro di tesi propone lo sviluppo di un'ortesi ad asse di rotazione flottante che riesca a garantire dei movimenti, seppur piccoli, sul piano frontale e sul piano trasversale, a differenza delle comuni AFO a cerniera che permettono solo il movimento di flessione – estensione del piede. Ciò ai fini di conferire una deambulazione più naturale e dei movimenti articolari più fisiologici.

La fase più critica di tale lavoro è l'identificazione di un asse articolare che in letteratura si è visto non coincidere con l'asse inter – malleolare [2]. In studi precedenti [20] si era effettuato un primo approccio a tale problematica, utilizzando le tecniche di stereofotogrammetria per stabilire la posizione di tale asse rispetto ai malleoli e successivamente progettare l'ortesi su tali risultati. La soluzione proposta era stata fallimentare in quanto i dati ottenuti risultavano affetti da un alto rumore dovuto allo scorrimento dei marker sulla cute (ATM) che alteravano la posizione degli assi articolari istantanei. Successivamente [21] è stata quindi introdotta una procedura per attenuare l'artefatto da tessuto molle. Essa consisteva nella realizzazione di gusci rigidi custom made sui quali posizionare i marker durante le varie prove di gait analysis e di definire di conseguenza un modello rigido del piede con i marker posti sul corrispondente scafo.

Il presente studio, quindi, si è posto, in primo luogo, l'obiettivo di progettare e quindi realizzare tramite stampa 3D tali gusci personalizzati su un soggetto donna di 23 anni. Rispetto ai lavori precedenti, gli scafi sono stati inspessiti e su di essi sono stati aggiunti dei rilievi in modo tale da avere la stessa posizione di riferimento per il collocamento dei marker in tutte le prove.

È stato realizzato un primo prototipo di ortesi non rispettoso della reale cinematica del soggetto. Tale step è servito per avere un'idea di come realizzare, in una seconda fase, il giunto e dei ROM necessari per una corretta deambulazione. Lo step successivo è stato l'identificazione del reale asse articolare della caviglia del

soggetto, sfruttando i gusci rigidi, progettati nella prima fase del lavoro. Sono state così svolte diverse prove presso il Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna. L'analisi successiva dei dati ha riguardato due aspetti: il primo di valutare la rigidità dei cluster di marker tecnici posti sugli scafi rispetto a quelli anatomici posti sulla pelle; il secondo di identificare la posizione ottimale del giunto per la progettazione di una seconda ortesi che questa volta rispettasse la cinematica del soggetto.

Mediante il calcolo del coefficiente di rigidità si è appurato che i cluster di marker tecnici si deformano di meno rispetto ai corrispettivi anatomici. Inoltre, grazie all'ispessimento dei gusci si sono ottenuti risultati migliori anche rispetto agli studi in [19] attenuando quindi l'artefatto da tessuto molle. Per quanto concerne lo studio degli IHA/MHA questi sono stati valutati, in un primo momento nel sistema di riferimento anatomico della gamba. Successivamente si è deciso di valutarne la loro posizione del sistema di riferimento tecnico della stessa, in quanto per la costruzione dell'ortesi analizzare il movimento relativo tra i due gusci è sembrato essere più appropriato. I parametri di dispersione degli assi calcolati nel sistema di riferimento tecnico della gamba sono risultati migliori rispetto al corrispettivo anatomico a confermare quanto detto sopra. I risultati ottenuti da questa sessione di prove sono stati confrontati anche con quelli ottenuti in [19] da un altro soggetto. La procedura utilizzata riesce a distinguere due soggetti diversi che hanno quindi un movimento differente. In seguito, i vari assi sono stati graficati nel sistema di riferimento anatomico della gamba per capire la loro posizione rispetto ai malleoli e quindi riuscire anche su un CAD a identificarne la pozione corretta. Tra tutte le prove effettuate, si è ritenuta la prova del cammino a velocità normale la più consistente per la progettazione dell'AFO, in quanto questo sarà il movimento principale che dovrà compiere l'ortesi una volta indossata. L'MHA individuato nel sistema di riferimento tecnico e plottato nell'anatomico è stato limitato da due piani sagittali posti a ± 40 mm dall'asse inter – malleolare.

Con i dati ottenuti, è stato possibile passare alla progettazione di una nuova ortesi. Sono stati modificati i gusci cinematici precedentemente analizzati aggiungendo dei prolungamenti laterali al guscio della gamba per collegare i due scafi tramite un giunto posizionato lungo l'MHA del cammino individuato. Sono stati cambiati anche gli spessori; in particolare il guscio della gamba è stato realizzato con uno spessore variabile, maggiore in prossimità dei prolungamenti laterali. Il giunto è

stato realizzando sfruttando l'accoppiamento perno – foro. Le dimensioni dei due componenti sono state definite in modo da garantire un gioco lungo l'asse medio – laterale di 9 mm, un gioco lungo l'asse antero – posteriore e prossimo – distale di 13 mm. È stato ideato un sistema di bloccaggio costituito da un tappo di diametro maggiore del foro, all'interno del quale veniva inserita una vite M4 che una volta trapassato il perno trovava il suo corrispettivo dado. Sono stati inoltre realizzati dei distanziali di 3 mm di spessore e degli inspessimenti del perno per valutare l'ortesi a diverse configurazioni di giunto. È stata quindi condotta una caratterizzazione meccanica dell'ortesi effettuando delle prove di flessione con il giunto in configurazioni diverse. Ogni prova ha contato una sollecitazione laterale e una mediale. Sono stati quindi calcolate le variazioni di rigidità e di range of motion per le diverse configurazioni. Ovviamente i casi estremi sono risultati quelli con il giunto completamente libero dove i ROM sono pari a 8° e quello con il giunto completamente bloccato sui tre piani. È risultato evidente quindi che l'ortesi limitava i movimenti di inversione ed eversione del piede ma che comunque li consentiva a differenza di un HAFO.

L'ultima fase del lavoro ha riguardato l'analisi cinematica eseguita con l'ortesi indossata. Gli obiettivi di tale analisi sono stati tre. Il primo è stato quello di confermare la ripetibilità del metodo confrontando le prove svolte nella sessione precedente con i gusci rigidi con quelle della nuova sessione sempre con i due scafi cinematici indossati. Il secondo è stato quello di confrontare gli MHA ottenuti tra le prove con e senza ortesi. L'ultimo, invece, di valutare i ROM sempre confrontando gli angoli articolari tra il caso con e senza dispositivo. Sono state svolte prove del cammino e di circonduzione del piede a diverse configurazioni di giunto; in particolare: giunto libero, giunto con gioco medio – laterale nullo e giunto con il gioco antero – posteriore e prossimo – distale nullo. Per confrontare i risultati ottenuti nelle due differenti sessioni, è stato utilizzato il sistema di riferimento tecnico della gamba in quanto è stato già appurato l'utilità per diminuire l'ATM. Da tali dati si è ottenuto che le nuove prove effettuate con i gusci cinematici possiedono un MHA del cammino che rientra nei range calcolati nella precedente sessione, confermando quindi la validità del metodo. Per quanto riguarda il confronto tra i dati con l'articolazione libera e con l'ortesi si è deciso di valutare il movimento dello scafo del piede rispetto al sistema di riferimento anatomico della gamba in quanto vogliamo valutare l'impatto che l'ortesi ha

sull'articolazione. Dalle analisi è emerso che il posizionamento dell'asse dell'ortesi sembra essere coerente nel piano trasversale per entrambe le tipologie di prove; invece, nel piano frontale, in particolare per le prove del cammino, l'MHA sembra essere discorde per come l'ortesi è stata progettata. Tale tema è stato approfondito mettendo in discussione la validità degli script adoperati. È stata quindi valutata la cinematica dell'ortesi senza che questa venisse indossata dal soggetto, studiando solo il movimento dello scafo del piede rispetto allo scafo della gamba. Inoltre, sono stati inseriti anche due marker nel giunto per valutare la posizione dell'MHA rispetto a quest'ultimi. I risultati ottenuti sono stati confortanti in quanto i vari IHA hanno un addensamento in prossimità del reale asse dell'ortesi, confermando la correttezza della routine Matlab adoperata. La discordanza quindi ottenuta per la posizione dell'MHA nel piano frontale può essere dettata da uno sbagliato posizionamento del giunto in fase di progettazione.

L'ultimo studio effettuato è stato quello riguardante la valutazione dei ROM dell'ortesi, questa volta indossata, andando ad osservare i vari angoli articolari. Nelle prove del cammino, l'ortesi segue il comportamento fisiologico dell'articolazione per tutta la fase di appoggio pieno che risulta essere la più significativa per la progettazione di un dispositivo del genere. Durante la fase di pendolamento, invece, l'ortesi, in tutte e tre le configurazioni, limita i movimenti di flesso – estensione che dovrebbero essere liberi. Questo probabilmente è dovuto ad un fine corsa che si incontra durante l'estensione del piede. Negli altri due piani, invece la differenza rispetto al caso di articolazione libera sembra molto più contenuta. Inoltre sul piano trasversale si nota un'offset da cui si è dedotto che l'ortesi imponga una piccola rotazione, verso l'esterno, del piede. Le prove di circonduzione del piede sono risultate comunque più significative per valutare effettivamente i ROM dell'ortesi, in quanto il esso è stato soggetto ad un movimento più ampio in tutti e tre i piani e non solo in quello di flesso – estensione. La configurazione che ovviamente limita di meno i range of motion è quella con il giunto libero dove si ha una riduzione rispetto al caso senza ortesi nel piano sagittale, frontale e trasversale rispettivamente del 36 %, 50% e 51%. Usando l'ortesi con gioco antero – posteriore e gioco prossimo – distale nullo invece si una diminuzione nei tre piani del 62%, 82% e 70%. Si può comunque assumere che anche nella configurazione più vincolata l'ortesi permette dei movimenti nel piano frontale e nel piano trasversale.

Dal presente lavoro nascono degli sbocchi per studi futuri. Sicuramente bisognerà prestare attenzione all'indossabilità del dispositivo che finora non è stata considerata. L'ortesi, infatti, dovrà essere inserita dentro una scarpa e ciò porterà a rivalutare sicuramente materiali e spessori. Nello stesso tempo bisognerà, però irrobustire la parte superiore del dispositivo in quanto dalle analisi è emerso che spesso lo scafo del piede trascina nel suo movimento anche lo scafo della gamba. Si dovrà effettuare uno studio più approfondito per il posizionamento del giunto, indagando anche su più soggetti sani e non, valutando, quindi, anche la ripetibilità in termini di tempo ed energie dell'intero lavoro per realizzare un'ortesi custom made. Infine, si dovrà sicuramente capire quanto i ROM individuati siano funzionali testando l'ortesi su soggetti con una determinata patologia per un lasso di tempo medio – lungo.

Bibliografia

- [1] Disegni anatomici di Laura Ferrara tratti dal "Netter atlante di anatomia umana" di Frank H. Netter, M.D.
- [2] A. Lundberg et al. «The axis of rotation of the ankle joint». In: The journal of bone and joint surgery 71 (1989), pp. 94–99.
- [3] 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.
- [4] Ferraresi Carlo, Raparelli Terenziano «Meccanica Applicata», CLUT, 3° edizione (2007).
- [5] Christopher L. Vaughan. Dynamics of human gait. 2a ed. Western Cape: Kiboho Publishers, 1999.
- [6] Martorelli M., Reverse Engineering, Università degli Studi di Napoli Federico II <http://www.federica.unina.it/ingegneria/elementi-cad/reverse-engineering/>
- [7] A. Leardini et al. «Multi-segment foot mobility in a hinged ankle-foot orthosis: the effect of rotation axis position». In: Gait Posture (2014)
- [8] Lezioni di "Bioingegneria dell'esercizio fisico e dello sport", anno accademico 2017 – 2018, Professore Marco Gazzoni, Politecnico di Torino.
- [9] L. Chiari et al. «Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 2: Instrumental errors». In: Gait and Posture 21 (2005), pp. 197–211.
- [10] A. Leardini et al. «Human movement analysis using stereophotogrammetry Part 3: Soft tissue artifact assessment and compensation». In: Gait and Posture 21 (2005), pp. 212–225.
- [11] A. Leardini et al. «Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; a single degree of freedom system». In: Journal of Biomechanics 32 (1999), pp. 111–118.

Bibliografia

- [12] R.B.Davis III, S. Ounpuu, D. Tyburski, J.R. Gage. A gait analysis data collection and reduction technique. 1991, Human movement science, Vol. 10, p. 575-587.
- [13] Plug in Gait Manual
- [14] C. Frigo et al. «Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method». In: Medical and Biological Engineering and Computing 36 (1998), pp. 179–185.
- [15] A. Cappozzo et al. «Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination». In: Clinical Biomechanics 10 (1995), pp. 171–178.
- [16] Martorelli M., Reverse Engineering, Università degli Studi di Napoli Federico II <http://www.federica.unina.it/ingegneria/elementi-cad/reverse-engineering/>
- [17] CURLESSB.,LEVOYM.:A volumetric method for building complex models from range images. In Comp. Graph. Proc., Annual Conf. Series (SIGGRAPH96) (1996), ACM Press, pp. 303–312.
- [18] WoltringH.J.,HuiskesR,deLangeA,VeldpausFE.(1985).Finitecentroidand helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. Journal of Biomechanics; 18(5), 379-89.
- [19] WoltringH.J.,A.deLange,J.M.G.Kauer,R.Huiskes.(1987)Instantaneous Helical Axis Estimation Via Natural, Cross-Validated Splines. Developments in Biomechanics, Volume 3, 121-128.
- [20] Carlo De Benedictis «Sviluppo di un'ortesi articolata piede-caviglia ad asse di rotazione flottante basato sulla cinematica articolare fisiologica». Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica. Politecnico di Torino, 2015.
- [21] Fabiana Masiello «Identificazione in-vivo della cinematica articolare per lo sviluppo mediante fabbricazione additiva di ortesi articolare piede-caviglia». Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica. Politecnico di Torino, 2018.
- [22] Disegni su tavoletta grafica di Laura Ferrara.

Bibliografia

- [23] T. Sumiya et al. «Stiffness control in posterior-type plastic ankle-foot orthoses: effect of ankle trimline. Part 1: a device for measuring ankle moment». In: *Prosthetics and Orthotics International* 20 (1996), pp. 129–131.
- [24] B. Klasson et al. «Test apparatus for the measurement of the flexibility of ankle-foot orthoses in planes other than the loaded plane». In: *Prosthetics and Orthotics International* 22 (1998), pp. 45–53.
- [25] D.J.J. Bregman et al. «A new method for evaluating ankle foot orthosis characteristics: BRUCE». In: *Gait and Posture* 30 (2009), pp. 144–149.
- [26] 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, pp. 45–53.
- [27] Active Wand v2 User Guide.
- [28] Creatin labeling skeleton templates (VSTs).
- [29] Vicon Nexus Reference Guide.
- [30] Vicon Nexus User Guide.

Sitografia

- <http://www.inftub.com/medicina/Anatomia-della-caviglia-Legame44815.php>
- <https://www.noene-italia.com/caviglia/>
- <http://www.valentiniweb.com/piermo/bio3.htm>
- <http://www.lolato.it/ortopedia-su-misura/ortesi-arto-inferiore/>
- http://people.unica.it/pau/files/2015/09/3_Stereofotogrammetria_.pdf
- <https://www.einscan.com/handheld-scanner/einscan-pro/>
- <https://www.energygroup.it/stampanti-3d/stratasys/serie-idea/uprint-se-plus>
- [https://it.wikipedia.org/wiki/Acrilonitrile_butadiene_stirene_\(ABS\)](https://it.wikipedia.org/wiki/Acrilonitrile_butadiene_stirene_(ABS))
- <https://www.prusa3d.it/original-prusa-i3-mk3-it/>
- <https://www.3ditalyshop.it/prodotti/stampanti-3d/>
- <https://www.freelabster.com/it/blog/pla-acido-polilattico/>
- https://it.wikipedia.org/wiki/Alcool_polivinilico

Ringraziamenti

Ringrazio il Prof. Carlo Ferraresi per avermi concesso l'opportunità di partecipare a questo progetto di tesi a cui mi sono appassionata e a cui ho dedicato mente e corpo. Grazie a lui ho potuto ampliare il mio bagaglio di conoscenze che mi aiuteranno nella vita e nel lavoro. Ringrazio inoltre il Prof. Walter Franco e la Prof.ssa Daniela Maffiodo per la loro disponibilità e per avermi sostenuto durante tutto il percorso. Infine un ringraziamento particolare va a Carlo De Benedictis per tutta la pazienza dimostrata e per avermi seguito nel corso di questi mesi.

Ringrazio l'Ing. Alberto Leardini e tutto il personale del Laboratorio di Analisi del Movimento dell'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna per la disponibilità e per l'attenzione dimostrata durante le prove svolte. Ringrazio il responsabile e tutti i tecnici del VirtuaLab – D.AD di Mirafiori del Politecnico di Torino per avermi messo a disposizione tutte le apparecchiature necessarie per la realizzazione del presente lavoro.