

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



Tesi di Laurea Magistrale

**Analisi in-vivo della cinematica
articolare tramite dati di motion capture
per lo sviluppo di un'ortesi articolata
piede-caviglia**

Relatori

Prof. Carlo DE BENEDICTIS

Prof. Carlo FERRARESI

Prof.ssa Daniela MAFFIODO

Prof. Walter FRANCO

Ing. Maria PATERNA

Candidata

Alessia DIPALMA

Marzo 2023

Sommario

Obiettivo del presente lavoro di tesi è quello di progettare un modello di ortesi di caviglia (AFO) articolata custom-made per migliorare l'efficienza del movimento e il comfort dell'utente rispetto ai dispositivi commerciali, permettendo una camminata più naturale e simile a quella fisiologica. La progettazione dell'AFO consta di tre fasi: costruzione dei gusci rigidi per la gamba e per il piede, individuazione dell'asse di rotazione anatomico e costruzione del giunto.

Alla base dello studio vi è la necessità di progettare il giunto del modello in corrispondenza dell'asse articolare della caviglia del soggetto in esame. Per raggiungere questo obiettivo, sono state condotte prove di acquisizione del movimento tramite motion capture presso il laboratorio di analisi del cammino del Politecnico di Torino.

Per minimizzare gli errori causati dagli artefatti derivati dai tessuti molli, che in studi precedenti sono stati una fonte di imprecisione durante le prove di cammino, in questo studio i marker sono stati collocati sui gusci rigidi. Questi ultimi sono stati realizzati tramite fabbricazione additiva utilizzando il processo di reverse engineering, partendo dalla scansione dei segmenti anatomici di interesse di un soggetto donna sano. Un'analisi dei dati è stata condotta al fine di determinare l'asse medio: sono stati confrontati i parametri di dispersione e le coordinate nel piano anatomico degli assi di rotazione calcolati utilizzando la teoria IHA (assi elicoidali istantanei) e SARA (Symmetrical Axis Rotation Approach).

Dall'analisi dei risultati, è stato selezionato l'asse medio SARA ottenuto dalle prove di dorsi-plantarflessione attiva: quest'asse è caratterizzato da bassi valori di dispersione e da concentrata variabilità. Il giunto è stato, quindi, progettato e posizionato in corrispondenza dell'asse.

L'ortesi realizzata è stata caratterizzata meccanicamente, così da confrontarne le prestazioni statiche con quelle di altri dispositivi in commercio e valutarne la rigidità. In aggiunta, è stata valutata la cinematica articolare della caviglia, effettuando un'ulteriore analisi del movimento. I risultati ottenuti, infine, sono stati comparati con i dati ottenuti dalla caratterizzazione cinematica del soggetto senza l'utilizzo dell'ortesi.

Indice

Elenco delle figure	VIII
Acronimi	XV
1 Introduzione	1
1.1 Anatomia della caviglia	1
1.2 Biomeccanica della caviglia	2
1.3 Asse di rotazione della caviglia	5
1.4 Stato dell'arte AFO	6
1.4.1 Solid AFO	8
1.4.2 Dynamic AFO	9
1.4.3 Hinged AFO	9
1.4.4 Posterior Leaf Spring Ankle Foot Orthoses	10
1.5 Applicazione AFO: patologie caviglia e piede	10
1.6 Progetto di tesi	11
2 Analisi del cammino	12
2.1 Cinematica del passo e sistemi di analisi cinematiche	12
2.1.1 Descrittori geometrici del cammino	15
2.1.2 Misura di movimenti angolari	15
2.1.3 Forze di reazione del terreno	17
2.1.4 Elettromiografia	17
2.2 Analisi dinamica inversa	18
2.3 Motion Capture	19
2.3.1 Errori ed artefatti	22
2.4 Calcolo asse di rotazione	22
2.4.1 Teoria IHA	24
2.4.2 Teoria SARA	25

3	Plug-In-Gait in Vicon-Nexus	27
3.1	Acquisizioni in Vicon-Nexus	27
3.2	Protocollo per il posizionamento dei marker	33
3.3	Calcolo centri articolari	33
3.3.1	Centro articolare anca	35
3.3.2	Centro articolare ginocchio	35
3.3.3	Centro articolare caviglia	36
3.4	Calcolo angoli anatomici	37
4	Progettazione gusci rigidi	40
4.1	Reverse Engineering	40
4.1.1	Processo di scansione	42
4.2	Elaborazione della scansione	44
4.3	Primo prototipo	44
4.4	Secondo prototipo	47
5	Prove di analisi cinematica	49
5.1	Setting di laboratorio e posizionamento dei marker	49
5.2	Sistemi di riferimento locali e anatomici	52
5.3	Prove effettuate	55
5.4	Analisi dei risultati: validazione degli algoritmi	57
5.5	Analisi dei risultati delle nuove prove	60
5.6	Calcolo MHA e SARA	61
5.6.1	Calcolo nelle prove del cammino	62
5.6.2	Calcolo nelle prove di dorsi-plantarflexione	66
6	Progettazione dell'ortesi	70
6.1	Posizionamento del giunto	70
6.2	Prototipo del giunto	72
6.2.1	Anello solidale al guscio superiore	73
6.2.2	Base solidale al guscio inferiore	74
6.2.3	Sistema di bloccaggio	75
6.3	Integrazione del giunto nei gusci	77
6.4	Stampa dell'ortesi	78
6.5	Secondo prototipo di ortesi	79
7	Simulazioni FEM per lo studio meccanico	82
7.1	Studio dei modelli in Ansys	83
7.2	Prove di flessione	84
7.3	Prove di torsione	88

8	Verifica in-vivo e in-vitro dell'ortesi	91
8.1	Prove eseguite	91
8.2	Calcolo angolo articolare di caviglia	92
8.3	Caratterizzazione ortesi	94
8.4	Calcolo dell'asse di rotazione articolare	95
8.4.1	Prova di dorsi-plantar flessione attiva	96
8.4.2	Prove di cammino	97
8.5	Calcolo dei parametri spazio-temporali	99
9	Conclusione e sviluppi futuri	104
	Bibliografia	107

Elenco delle figure

1.1	Anatomia caviglia vista posteriore	2
1.2	Anatomia caviglia vista laterale	3
1.3	Sistema di assi lungo i quali avviene il movimento della caviglia	4
1.4	Movimento di adduzione (1) e abduzione (2) del piede	4
1.5	Movimento di inversione (sx) ed eversione (dx) del piede	5
1.6	Movimento di flessione dorsale (sx) e plantare (dx) del piede	6
1.7	Modello dell'asse di rotazione della caviglia nel piano frontale	7
1.8	Sistema di controllo incorporato in una ortesi SAFO	9
1.9	Esempi di ortesi hAFO presenti in commercio	10
1.10	Passaggi eseguiti durante il lavoro di tesi	11
2.1	Cinematica del passo: fasi di appoggio e di volo	14
2.2	Percentuale del ciclo in funzione dell'evento	14
2.3	Condizioni del piede durante le fasi di appoggio e di pendolamento che si realizzano in determinati istanti	15
2.4	Parametri geometrici del passo	16
2.5	Andamento angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia durante il ciclo del passo	16
2.6	<i>Butterfly diagram</i> risultante da una prova dinamometrica durante il ciclo del passo nel piano sagittale	17
2.7	Rappresentazione schematica dell'analisi dinamica inversa	18
2.8	Esempio di marker attivo (a sinistra) e passivo (a destra)	20
2.9	Procedura di triangolazione per ottenere la posizione tridimensionale di un punto	21
2.10	Schema di due telecamere in un sistema optoelettronico, da ciascuna immagine registrata viene ricostruita la corrispondente immagine tridimensionale	21
2.11	Assi elicoidali in flesso/estensione [Lundberg et al., 1989]	23
2.12	Asse elicoidale istantaneo. [Woltring et al 1987]	25
2.13	Procedura per il calcolo dell'asse secondo l'approccio SARA	26

3.1	<i>Active wand</i> per la calibrazione delle videocamere	28
3.2	<i>Camera view</i> per visualizzare i fotogrammi dell'active wand	28
3.3	Volume di cattura durante la procedura per <i>set origin</i>	29
3.4	Motion test: a sx il soggetto in condizioni statiche durante i primi frame, a dx il soggetto in condizione dinamiche durante l'esecuzione del task motorio	30
3.5	Visualizzazione del soggetto prima (a sx) e dopo (a dx) l'esecuzione della pipeline <i>Auto Initialize labeling</i>	30
3.6	Esempio di applicazione delle funzioni <i>fill</i> di cui dispone Vicon-Nexus	32
3.7	Visualizzazione della prova Lower Body sul sistema Vicon Nexus . .	32
3.8	Posizionamento marker nel Plug-in-Gait vista frontale	33
3.9	Posizionamento marker nel Plug-in-Gait vista laterale	34
3.10	Protocollo di posizionamento marker nel Plug-inGait	34
3.11	Metodo per il calcolo di HJC	35
3.12	Metodo per il calcolo di KJC	36
3.13	Metodo per il calcolo di AJC	36
3.14	Modello semplificato per il calcolo degli angoli anatomici	37
3.15	Angoli anatomici dell'arto inferiore durante la deambulazione	38
4.1	Scanner laser senza contatto EinScanPro	41
4.2	Tabella riassuntiva delle 4 modalità di utilizzo dello scanner	42
4.3	Scansione della gamba e della parte superiore del piede	43
4.4	Impronta plantare e scansione della schiuma	43
4.5	Importazione della scansione della gamba in Meshlab	45
4.6	Importazione della scansione della schiuma in Meshlab	45
4.7	Modello della gamba dopo la fusione in Meshlab vista frontale . . .	46
4.8	Modello della gamba dopo la fusione in Meshlab vista mediale . . .	46
4.9	Gusci progettati in Rhinoceros vista frontale e laterale	47
4.10	Gusci progettati in SolidWorks vista frontale e laterale	48
5.1	Protocollo Plug in Gait per il posizionamento marker	50
5.2	Posizionamento dei marker sui gusci Rhino (vista frontale e laterale)	51
5.3	Posizionamento dei marker sui gusci Rhino (vista mediale e posteriore)	51
5.4	Distanze antropometriche rilevate per il posizionamento dei marker	52
5.5	Visualizzazione dello scheletro personalizzato: a destra i marker etichettati, a sinistra la vista laterale del sistema di cattura	53
5.6	Sistema di riferimento anatomico	54
5.7	Sistema di riferimento locale del guscio superiore	54
5.8	Sistema di riferimento locale del guscio inferiore	55
5.9	Posizionamento dei marker sui gusci SolidWorks (vista frontale e laterale)	56

5.10	Posizionamento dei marker sui gusci Solidworks (vista mediale e posteriore)	56
5.11	Moto del modello fittizio nel sistema di riferimento globale con errore strumentale	58
5.12	Asse di rotazione IHA (in alto) e SARA (in basso) nel sistema di riferimento gamba nel caso di movimento del modello	58
5.13	Distanza del marker LHF dal centroide del guscio superiore per ogni frame delle prove	59
5.14	Asse di rotazione IHA (in alto) e SARA (in basso) nel sistema di riferimento gamba nel caso di movimento del modello con aggiunta del rumore casuale	59
5.15	Distanza tra il marker SDistLat e LTT tra le varie prove con gusci realizzati su Rhinoceros (a sx) e SolidWorks (a dx)	60
5.16	Distanza tra il marker SProxMed e LTT tra le varie prove con gusci realizzati su Rhinoceros (a sx) e SolidWorks (a dx)	61
5.17	Distanza tra il marker SProxLat e LTT tra le varie prove con gusci realizzati su Rhinoceros (a sx) e SolidWorks (a dx)	61
5.18	Selezione degli assi seguendo i limiti imposti alle coordinate dei punti A e B (in rosso i cicli eliminati)	62
5.19	Selezione degli assi seguendo i limiti imposti alla pendenza dell'asse (in rosso i cicli eliminati)	63
5.20	Selezione degli assi seguendo i limiti imposti ai parametri di dispersione angolare e scarto quadratico medio effettivo (in rosso i cicli eliminati)	63
5.21	Rappresentazioni degli assi MHA selezionati nel sistema di riferimento anatomico	64
5.22	Rappresentazioni degli assi SARA selezionati nel sistema di riferimento anatomico	64
5.23	Tabella riassuntiva dei valori di coordinate A e B e di dispersione negli assi scelti MHA con relativa media finale	65
5.24	Tabella riassuntiva dei valori di coordinate A e B e di dispersione negli assi scelti SARA con relativa media finale	65
5.25	Selezione degli assi seguendo i limiti imposti alle coordinate dei punti A e B (in rosso i cicli eliminati)	66
5.26	Selezione degli assi seguendo i limiti imposti alla pendenza dell'asse (in rosso i cicli eliminati)	66
5.27	Selezione degli assi seguendo i limiti imposti ai parametri di dispersione angolare e scarto quadratico medio effettivo (in rosso i cicli eliminati)	67
5.28	Rappresentazioni degli assi MHA selezionati nel sistema di riferimento anatomico	67

5.29	Rappresentazioni degli assi SARA selezionati nel sistema di riferimento anatomico	68
5.30	Tabella riassuntiva dei valori di coordinate A e B e di dispersione negli assi scelti MHA con relativa media finale	69
5.31	Tabella riassuntiva dei valori di coordinate A e B e di dispersione negli assi scelti SARA con relativa media finale	69
6.1	Sistema di riferimento anatomico importato sul modello Solidworks	71
6.2	Asse medio SARA ottenuto dalle prove di cammino nel sistema di riferimento anatomico nella vista frontale anteriore e posteriore e vista mediale	72
6.3	Asse medio SARA ottenuto dalle prove di flessione-estensione nel sistema di riferimento anatomico nella vista frontale anteriore e posteriore e vista mediale	72
6.4	Prototipo di ortesi prodotto in [23]	73
6.5	Modello di giunto in vista laterale	74
6.6	Realizzazione dell'anello in vista laterale	74
6.7	Realizzazione della base in vista laterale	75
6.8	Canale per l'inserimento della linguetta come sistema di bloccaggio	76
6.9	Realizzazione del cap in vista laterale	76
6.10	Guscio superiore in vista frontale e laterale	77
6.11	Guscio inferiore in vista frontale e laterale	78
6.12	Ortesi in vista frontale e laterale	78
6.13	Ortesi di caviglia ottenuta con stampante a doppio estrusore in vista frontale e laterale	79
6.14	Nuovo modello di guscio superiore in vista laterale e frontale-posteriore	80
6.15	Nuovo modello di ortesi in vista laterale e frontale-posteriore	80
6.16	Prototipo di ortesi stampato in 3D in vista laterale a sx e frontale-posteriore a dx	81
7.1	Tabella delle proprietà del PLA impostate in Ansys	83
7.2	Il guscio inferiore è vincolato in ogni direzione in entrambi i prototipi	84
7.3	Braccio del carico per le prove di flessione applicato medialmente (a sx) e lateralmente (a dx)	85
7.4	Prova di flessione con braccio pari a 14.982 cm e 14.952 cm rispettivamente per il carico applicato medialmente (a sx) e lateralmente (a dx)	85
7.5	Prova di flessione con braccio pari a 12.982 cm e 12.952 cm rispettivamente per il carico applicato medialmente (a sx) e lateralmente (a dx)	86

7.6	Prova di flessione con braccio pari a 10.982 cm e 10.952 cm rispettivamente per il carico applicato medialmente (a sx) e lateralmente (a dx)	86
7.7	Prova di flessione con braccio pari a 8.982 cm e 8.952 cm rispettivamente per il carico applicato medialmente (a sx) e lateralmente (a dx)	87
7.8	Andamento della tensione massima di Von Mises con modulo di carico pari a 10N nel primo (a sx) e nel secondo (a dx) prototipo . .	87
7.9	Valori di tensione massima di Von Mises e di rapporto con tensione a rottura con carico applicato medialmente	88
7.10	Valori di tensione massima di Von Mises e di rapporto con tensione a rottura con carico applicato lateralmente	88
7.11	Spostamento angolare nella prova di torsione - confronto tra i due prototipi	89
7.12	Valori di tensione massima di Von Mises e di rapporto con tensione a rottura nelle prove di torsione	90
8.1	Posizionamento dei marker (vista frontale a sx e ingrandimento della parte inferiore della gamba a dx) secondo il protocollo PiG applicato per la prova del cammino	92
8.2	Posizionamento dei marker (vista frontale a sx e laterale a dx) personalizzato per la prova di dorsi-plantarflessione attiva e per le prove di cammino utili per valutare l'asse di rotazione articolare . .	93
8.3	Posizionamento dei marker (flessione plantare a sx e dorsale a dx) personalizzato per la prova di dorsi-plantarflessione passiva	93
8.4	Media dell'angolo articolare di caviglia nei tre piani con e senza ortesi.	94
8.5	Assi calcolati nel sistema di riferimento piede: a sx confronto tra asse teorico e asse SARA medio ottenuto dalla prove di dorsi-plantarflessione passiva; a dx confronto tra asse teorico e asse ottenuto per la costruzione dell'ortesi.	95
8.6	Assi di rotazione di caviglia calcolati con l'algoritmo SARA e rappresentanti nel sistema di riferimento anatomico per le prove di dorsi-plantarflessione attiva	96
8.7	Assi di rotazione di caviglia calcolati con l'algoritmo IHA e rappresentanti nel sistema di riferimento anatomico per le prove di dorsi-plantarflessione attiva	97
8.8	Confronto dei parametri di dispersione angolare e lineare tra le prove di dorsi-plantarflessione attiva eseguite con i gusci e indossando l'ortesi	97
8.9	Assi di rotazione di caviglia calcolati con l'algoritmo SARA e rappresentanti nel sistema di riferimento anatomico per le prove di cammino	98

8.10	Assi di rotazione di caviglia calcolati con l'algoritmo IHA e rappresentanti nel sistema di riferimento anatomico per le prove di cammino	98
8.11	Confronto dei parametri di dispersione angolare e lineare tra le prove di cammino eseguite con i gusci e indossando l'ortesi	99
8.12	Fasi percentuali di <i>stance</i> e <i>swing</i> del ciclo del passo in una prova del cammino senza ortesi	100
8.13	Fasi percentuali di <i>stance</i> e <i>swing</i> del ciclo del passo in una prova del cammino indossando l'ortesi	100
8.14	Lunghezza del passo [mm] della gamba sinistra con e senza ortesi .	101
8.15	Durata del passo [s] della gamba sinistra con e senza ortesi	102

Acronimi

AFO

Ankle Foot Orthosis

STA

Artefatto da tessuto molle

RoM

Range of Motion

IHA

Asse elicoidale istantaneo

SARA

Symmetrical Axis Rotation Approach

DoF

Degrees of Freedom

AJC

Ankle Joint Center

HJC

Heep Joint Center

KJC

Knee Joint Center

GCS

Global Coordinate Syste

PLA

Acido polilattico

FEM

Finite Element Model

Capitolo 1

Introduzione

Le ortesi caviglia-piede (AFO) sono comunemente prescritte per fornire supporto alla caviglia durante la deambulazione, aiutando a sostenerne e controllarne la posizione e il movimento.

Per comprendere lo sviluppo e l'utilizzo di tale ortesi è, quindi, necessario fornire informazioni circa l'anatomia della parte del corpo coinvolta, analizzandone le articolazioni e i segmenti ossei. Inoltre, occorre descrivere le tipologie di ortesi in commercio al fine di comprenderne i meccanismi e le diverse applicazioni.

1.1 Anatomia della caviglia

La caviglia è un'articolazione sinoviale e rappresenta la regione di raccordo tra la gamba e il piede, costituendo il collegamento cinetico che consente all'arto inferiore di interagire con il terreno; permette, inoltre, limitati movimenti di flessione dorsale e flessione plantare, i quali avvengono attorno ad un asse trasversale indicativamente passante per il talo.

L'articolazione tibiotarsale, comunemente nota come articolazione della caviglia, è una diartrosi, caratterizzata da un movimento di rotazione intorno a un singolo asse. In particolare, l'articolazione di caviglia rientra nella famiglia delle trocleoartrosi, costituita da una gola concava entro la quale si inserisce una faccia convessa (troclea): è l'accoppiamento di due superfici cilindriche, una convessa e una concava. Si tratta di un giunglino angolare che unisce la tibia e la fibula formando la superficie concava, nota come mortaio tibiofibulare. [1]

Le superfici articolari sono costituite dalle articolazioni tra tibia, fibula (o perone) e astragalo:

- l'articolazione tibiotarsica è la principale articolazione della caviglia e sostiene il peso corporeo; si realizza tra la superficie articolare distale della tibia e la troclea dell'astragalo. I malleoli della tibia e del perone agiscono per vincolare

l'astragalo, in modo che l'articolazione funzioni come un'articolazione a cerniera e contribuisca principalmente al movimento di dorsiflessione e plantare del piede;

- l'articolazione tibiofibulare prossimale, un'artrodia, si realizza tra la superficie posterolaterale della tibia e la testa della fibula;
- l'articolazione tibiofibulare distale si realizza tra le faccette distali della tibia e della fibula;
- l'articolazione fibulotalare si realizza tra il malleolo laterale della fibula e la superficie articolare laterale dell'astragalo. [1]

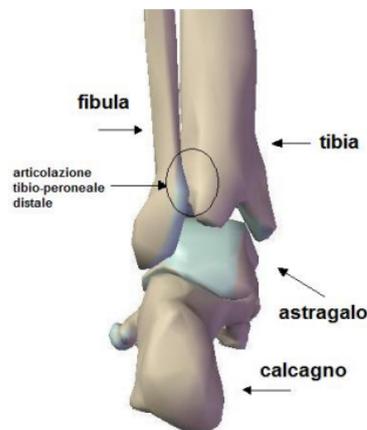


Figura 1.1: Anatomia caviglia vista posteriore

I mezzi di unione dell'articolazione tibiotarsica sono rappresentati dalla capsula articolare e da legamenti di rinforzo. La prima si fissa sui contorni del mortaio tibiofibulare e sui margini della cartilagine articolare del talo; i legamenti di rinforzo, invece, sono i legamenti collaterali mediale e laterale. [2]

1.2 Biomeccanica della caviglia

I movimenti in cui la caviglia è coinvolta sono:

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



Figura 1.2: Anatomia caviglia vista laterale

Le combinazioni di questi movimenti attraverso le articolazioni creano movimenti tridimensionali chiamati supinazione e pronazione, che definiscono la posizione della superficie plantare del piede. Durante la supinazione, una combinazione di plantar flessione, inversione e adduzione fa sì che la suola sia rivolta medialmente. Nella pronazione, la dorsiflessione, l'estro flessione e l'abduzione agiscono in modo da posizionare la suola rivolta lateralmente. [2]

L'asse di rotazione del complesso articolare della caviglia sul piano sagittale si verifica intorno all'asse passante per i malleoli mediale e laterale. L'asse di rotazione sul piano coronale si verifica, invece, intorno al punto di intersezione tra i malleoli e l'asse della tibia sul piano frontale. L'asse di rotazione sul piano trasversale si trova intorno all'asse della tibia che interseca la linea mediana del piede (fig: 1.3). [3]

La dorsiflessione (flessione del piede), comandata dai muscoli anteriori della gamba, è generalmente limitata dalla resistenza passiva del tricipite surale e dalla tensione dei legamenti mediale e laterale. Normalmente si possono raggiungere i 20° di flessione in configurazione attiva, 30° per la passiva. Tali valori di angolo sono valutati rispetto alla posizione neutra, cioè con il piede idealmente ortogonale alla linea della gamba.

La plantar flessione (estensione del piede) è prodotta dai muscoli del comparto posteriore della gamba. Il dorso del piede tende ad allinearsi alla superficie anteriore della gamba: tipicamente si hanno 30° in movimento attivo, e fino a 50° in movimento passivo. Naturalmente questi valori sono soltanto indicativi, e ricavati a partire da individui con capacità del tutto comuni.

Per i movimenti di adduzione-abduzione si definisce posizione neutra quella

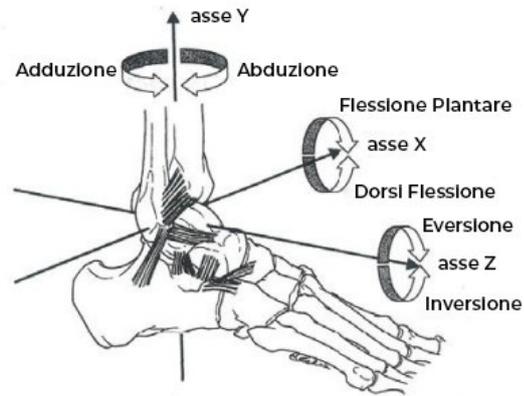


Figura 1.3: Sistema di assi lungo i quali avviene il movimento della cavità

assunta con il piede sul piano orizzontale. L'abduzione si ottiene quando la punta del piede si porta verso il piano di simmetria del corpo, mentre nel movimento di adduzione la punta del piede si allontana dal piano di simmetria. In generale l'ampiezza di tali movimenti varia dai 35° ai 45°; questo tipo di rotazioni di solito non avvengono da sole, bensì sono accompagnate dalla flessione plantare e dorsale e dall'inversione ed eversione.

Infine, si definiscono eversione ed inversione rispettivamente il sollevamento del



Figura 1.4: Movimento di adduzione (1) e abduzione (2) del piede

marginale laterale e mediale del piede; si tratta di movimenti accoppiati con la rotazione interna ed esterna del piede. Considerando come riferimento la posizione neutra definita in caso di flesso-estensione, è possibile valutare l'ampiezza dell'inversione

intorno a 50° e quella dell'eversione in un range tra 20° e 25° . Tali movimenti sono limitati dalla presenza di sporgenze ossee e del sistema legamentoso del retro-piede.

La combinazione di questi movimenti semplici determina dei movimenti più



Figura 1.5: Movimento di inversione (sx) ed eversione (dx) del piede

complessi, quali supinazione e pronazione, da cui è possibile definire la posizione della superficie plantare del piede.

- La supinazione è definita come lo spostamento della superficie plantare in posizione mediale; è il risultato di una flessione plantare, un'inversione e un'adduzione
- La pronazione è il risultato della flessione dorsale addizionata all'eversione e all'abduzione; la superficie plantare del piede si sposta in senso laterale.

In conclusione, è possibile affermare che il movimento di caviglia avviene prevalentemente lungo il piano sagittale, per cui è possibile modellare la caviglia come giunto con un singolo grado di libertà (DoF), nonostante ogni corpo possieda teoricamente 6 DoF, tre di rotazione e tre di traslazione. Inoltre, sebbene l'ipotesi di giunto a singolo DoF sia ben accettata, soprattutto durante le fasi del cammino, l'asse di rotazione varia istante per istante, in modo più o meno significativo, e non coincide con l'asse passante per i malleoli, come si potrebbe pensare in prima approssimazione.

1.3 Asse di rotazione della caviglia

L'individuazione della posizione dell'asse di movimento dell'articolazione della caviglia è cruciale per il calcolo dei dati cinetici (compresi i carichi e le coppie

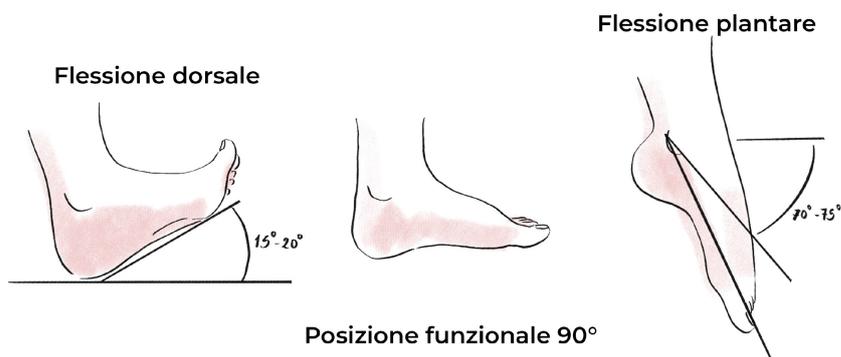


Figura 1.6: Movimento di flessione dorsale (sx) e plantare (dx) del piede

delle articolazioni), nonché per il corretto posizionamento dell'asse in un giunto artificiale. [4]

L'asse di rotazione varia istante per istante, in modo più o meno significativo in base al movimento che la caviglia compie e dall'eventuale presenza di uno status patologico. A partire dal 1950, questo aspetto è stato confermato dalle caratteristiche morfologiche della caviglia stessa, in cui le parti mediali e laterali del talo presentano diverse curvature radiali: il profilo laterale della troclea rappresenta un arco di cerchio con raggio costante, mentre il profilo mediale è meglio rappresentato da due archi di due cerchi con diversi raggi. Ne deriva, quindi, che l'asse ha un orientamento variabile, cioè l'articolazione non agisce come una cerniera con asse fisso.

È stato proposto, di conseguenza, un asse plantare di flessione inclinato verso il basso dal lato mediale dell'articolazione della caviglia, e un asse di dorsiflessione inclinato verso il basso dal lato laterale dell'articolazione. Si tratta di assi paralleli nel piano trasversale, ma possono differire fino a 30°, nel piano coronale; il moto su questi assi non può avvenire simultaneamente, e la transizione tra gli assi durante il movimento è stimata in prossimità della posizione neutra del giunto.[3]

1.4 Stato dell'arte AFO

Per ortesi si intende un dispositivo applicato esternamente ad alcuni segmenti corporei al fine di coadiuvare una funzione mancante. Difatti, l'Organizzazione Internazionale degli Standard ha definito l'ortesi nella norma 06 come *“Un dispositivo esterno utilizzato al fine di modificare le caratteristiche strutturali o funzionali dell'apparato neuro-muscolo-scheletrico”*. Lo scopo principale consiste nel fornire supporto e stabilità e prevenire il peggioramento di eventuali deformità.

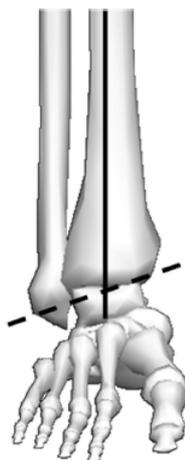


Figura 1.7: Modello dell'asse di rotazione della caviglia nel piano frontale

Il corretto sviluppo di un'ortesi si ottiene in base all'allineamento con i corrispondenti segmenti articolari. Per questa ragione questi dispositivi vengono denominati anche esoscheletri: approssimano il movimento dei vari giunti che compongono lo scheletro vero e proprio del soggetto, determinando un aumento della forza e della coordinazione dei muscoli. [6] Secondo la classificazione ISO, le ortesi per arto inferiore si dividono in base ai segmenti corporei coinvolti; vengono denominate con le lettere riferendosi all'articolazione prossimale e distale:

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

Per più di un decennio, l'ortesi AFO è stata la metodologia più diffusa nel trattamento delle anomalie del piede: è un dispositivo meccanico utilizzato per sostenere e allineare la caviglia e il piede, per assistere i muscoli deboli e paralizzati di questi due parti del corpo, e migliorarne la funzionalità. Sono ampiamente utilizzati per aumentare le prestazioni e garantire la riabilitazione di patologie neurologiche e muscolari come traumi del sistema nervoso periferico, ictus, distrofie muscolari, sclerosi multipla e paralisi cerebrale.

In genere, l'ortesi è costruita a forma di "L": vi è una parte orizzontale, posizionata

sotto il piede, ed una verticale dietro il polpaccio. Uno studio svolto ha dimostrato che la funzione della caviglia può essere considerata come una molla torsionale lineare durante la plantar flessione controllata: una molla nella parte posteriore del montante tibiale genera un momento di resistenza alla plantar flessione durante l'impatto del tallone e previene la caduta del piede. I requisiti che un AFO deve necessariamente rispettare secondo Yamamoto sono i seguenti:

1. prevedere una regolazione dell'angolo iniziale in un intervallo di 0-8°
2. non fornire alcun momento resistivo in dorsiflessione e il *range of motion* (RoM) deve essere maggiore di 30° dall'angolo iniziale
3. deve generare un momento resistivo in plantar flessione ed essere regolabile in un intervallo di 5-20Nm per 10° di plantar flessione.[5]

Come per ogni categoria di ortesi in commercio, anche le ortesi caviglia-piede presentano una serie di modelli che differiscono per principio di lavoro ed applicazioni. Difatti, la prima grande distinzione vede le ortesi attive e passive: le prime prevedono l'utilizzo di strumenti di assistenza più complessi (come molle, pistoni idraulici), le seconde sono, in realtà, le ortesi più diffuse e non utilizzano sorgenti di energia autonoma.

Normalmente, è possibile distinguere quattro tipologie di AFO:

- Solid AFO
- Dynamic AFO
- Hinged AFO
- Posterior Leaf Spring AFO

1.4.1 Solid AFO

Le ortesi di tipo Solid, come suggerito dal nome, sono dotate di un design rigido che ha l'obiettivo di bloccare tutti i movimenti del complesso caviglia-piede su tutti i piani.

Sfruttando l'azione di coppie di forza, nel dispositivo SAFO sono compresi diversi sistemi di controllo per:

1. resistenza alla flessione plantare durante la fase di oscillazione (A);
2. resistenza alla dorsiflessione durante l'appoggio (B);
3. resistenza all'inversione ed eversione del piede (C-D).

Generalmente, l'AFO rigida viene utilizzata da pazienti con condizioni di debolezza o assenza dei flessori plantari e dorsali di caviglia, spasticità e debolezza degli estensori di ginocchio. [6]

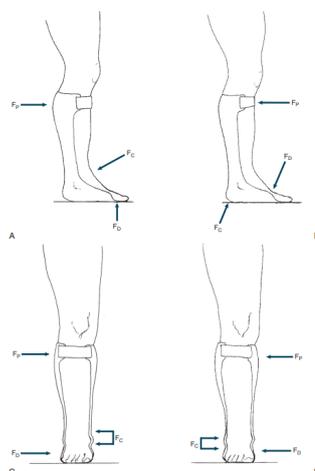


Figura 1.8: Sistema di controllo incorporato in una ortesi SAFO

1.4.2 Dynamic AFO

Le AFO dinamiche permettono una diminuzione elevata del consumo energetico durante la deambulazione andando ad abbassare l'escursione dell'anca. Si tratta di un dispositivo composito, costituito cioè sia da materiali plastici di supporto che da fibre di carbonio, garantendo un'elevata elasticità e leggerezza. Difatti, le AFO dinamiche lavorano come una molla: acquisiscono energia elastica per poi rilasciarla, facilitando la camminata ad alta velocità e la gestione di pesi importanti.

1.4.3 Hinged AFO

L'ortesi AFO articolata (hAFO) permette il movimento della caviglia in flessione plantare e dorsale, bloccando l'articolazione nei piani frontale e trasverso al fine di impedire la pronosupinazione e l'inversione-eversione.

Sebbene il movimento sia apparentemente libero nel piano sagittale, in realtà è vincolato da una limitazione del range articolare, secondo quanto determinato dalla presenza di alcuni fermi, cioè fine corsa fissati in base alle caratteristiche e alle necessità del paziente. Gli AFO incernierati, dunque, consentono il movimento libero della caviglia, garantiscono una serie di movimenti e forniscono assistenza alla dorsiflessione. Inoltre, sembrano ridurre il rischio di cadute negli adulti con emiplegia di lunga data dopo l'ictus, migliorano il controllo posturale statico e presentano un impatto meno negativo sul controllo posturale dinamico in piedi rispetto ai SAFO. [7]



Figura 1.9: Esempi di ortesi hAFO presenti in commercio

1.4.4 Posterior Leaf Spring Ankle Foot Orthoses

Questa tipologia di ortesi è caratterizzata da un'elevata flessibilità ed elasticità. Garantiscono assistenza alla dorsiflessione durante la fase di oscillazione e, infatti, sono rivolte a pazienti con assenza di dorsiflessione e con una buona stabilità sia in pronazione-supinazione che del ginocchio. Inoltre, il dispositivo non è in grado di supportare il movimento nel piano trasversale a causa dell'elevata flessibilità.[6]

1.5 Applicazione AFO: patologie caviglia e piede

Le patologie che comportano importanti alterazioni durante il cammino possono interessare sia il controllo nervoso della deambulazione che l'apparato locomotore; tra le numerosissime patologie di seguito vengono citate soltanto alcune:

- I piedi piatti idiopatici sono piedi normali con articolazioni lasse e un arco mediale normale che si forma quando si sta in punta di piedi; deriva da una disfunzione del tibiale posteriore e causa una iperpronazione.
- Il piede cavo è la condizione opposta al valgo (condizione precedente), in cui si assiste ad un aumento dell'altezza dell'arco longitudinale mediale e un'inclinazione in varismo del tallone.
- l'ictus ischemico si verifica quando un'arteria che irroro l'encefalo viene ostruita dalla formazione di una placca aterosclerotica; quello emorragico, invece, si verifica quando un'arteria situata nell'encefalo si rompe. Ne deriva la morte delle cellule nervose di quell'area e, di conseguenza, una perdita delle funzioni neurologiche controllate.
- la sclerosi multipla è una malattia autoimmune, caratterizzata da una reazione anomala delle difese immunitarie che attaccano alcuni componenti del sistema nervoso centrale scambiandoli per agenti estranei

- l'atrofia muscolare spinale (Sma) è una patologia neuromuscolare caratterizzata dalla progressiva morte dei motoneuroni, le cellule nervose del midollo spinale che impartiscono ai muscoli il comando di movimento.
- la paralisi peroneale si verifica dopo una pressione esercitata sul nervo peroneo; si assiste ad un indebolimento dei muscoli che sollevano il piede, cosicché il soggetto non riesce a flettere la caviglia per sollevare la parte anteriore del piede (una condizione detta piede cadente).[8]

1.6 Progetto di tesi

Il presente lavoro si pone l'obiettivo di progettare un'ortesi di caviglia (AFO) articolata *custom-made*, in grado di migliorare l'efficienza del movimento e consentire una camminata più naturale possibile. Per far questo, il seguente lavoro si sviluppa in una serie di passi, descritti in fig: 1.10

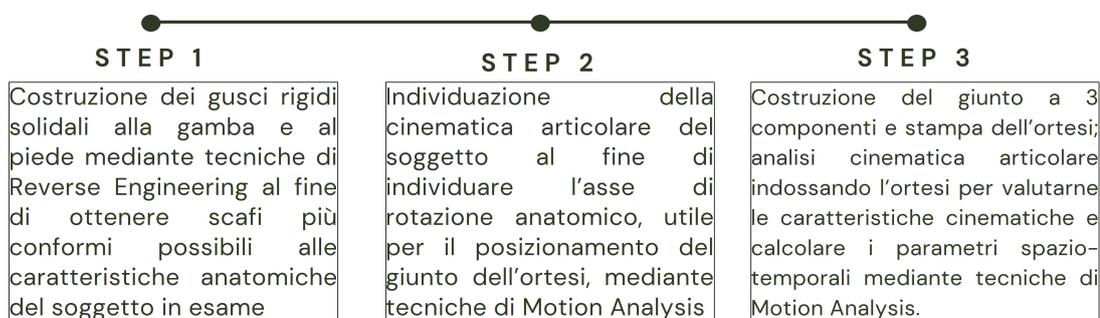


Figura 1.10: Passaggi eseguiti durante il lavoro di tesi

Capitolo 2

Analisi del cammino

L'analisi del movimento umano fornisce informazioni quantitative circa la meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante un'azione motoria, consentendo, inoltre, una rappresentazione realistica in 3D del movimento stesso. Nel dettaglio, l'analisi si concentra sullo studio di:

- cinematica articolare, sfruttando i principi della stereofotogrammetria;
- forze scambiate con l'ambiente esterno o scambiate coi i singoli tessuti corporei, misurate con dinamometri.

Nel lavoro di tesi sono state svolte una serie di prove per valutare l'analisi del cammino prima e dopo l'utilizzo dell'ortesi hAFO *custom-made* realizzata. In particolare, quando si studia il comportamento di un'ortesi, le analisi cinematiche possono essere utilizzate per valutare come l'ortesi influisce sulla cinematica del movimento, come ad esempio il carico sulla gamba, l'angolo di flessione delle articolazioni, la velocità del movimento e la stabilità del corpo. Questi dati possono quindi essere utilizzati per valutare l'efficacia dell'ortesi nella correzione o miglioramento del movimento, nonché per identificare eventuali problemi o limitazioni nell'uso dell'ortesi stessa.

2.1 Cinematica del passo e sistemi di analisi cinematiche

Il cammino è uno dei movimenti più studiati negli anni in ambito biomeccanico, dal momento che coinvolge numerose attività della quotidianità, che è possibile caratterizzare descrivendone alcune fasi principali [9].

La deambulazione è data da una successione ciclica di movimenti ritmici alternati che consente di spostare in avanti il nostro corpo. Viene definito ciclo del passo

(*gait cycle*) il periodo che intercorre tra due appoggi successivi dello stesso piede al terreno. Il cammino naturale in fig: 2.1 è caratterizzato, infatti, da due fasi:

1. *Stance*, fase di appoggio, definita come la fase in cui il piede tocca e poi lascia il suolo;
2. *Swing*, fase di volo, definita come la fase in cui il piede non è a contatto con il terreno.

Queste fasi vengono descritte identificando specifici istanti di tempo, noti in Biomeccanica come *Gait Events*: l'*Heel Strike* è l'istante in cui il tallone va a contatto con il terreno, e il *Toe Off* l'istante in cui il tallone viene sollevato dal terreno. Dopo questa macrosuddivisione è possibile individuare ulteriori fasi; in particolare, la fase di appoggio, costituente il 60% del ciclo, si può dividere in:

- Contatto iniziale (*heel contact*), primo contatto del tallone con il terreno ;
- Caricamento della risposta (*foot flat*), il piede è completamente a contatto con il terreno (piede piatto);
- Posizione intermedia (*mid stance*), il corpo è esteso verso l'alto e il baricentro del corpo si trova nel punto di massima altezza;
- Posizione terminale (*heel off*), il tallone inizia a staccarsi dal terreno;
- Pre-oscillazione (*toe off*), completo distacco quando il tallone perde il contatto con il terreno.

La fase di volo, invece, costituisce il restante 40% del ciclo del cammino ed è composta da tre sottofasi quali:

- oscillazione iniziale, il soggetto attiva i flessori dell'anca per accelerare la gamba in avanti;
- oscillazione media, il piede supera il corpo;
- Oscillazione terminale, i muscoli rallentano la gambe e stabilizzano il piede in preparazione dell'appoggio successivo. [10]

Siccome la fase di appoggio ha una durata maggiore della fase di pendolamento e la successione di appoggio e pendolamento avviene per entrambi gli arti, per l'80% del passo si ha un appoggio detto monopodalico (un solo piede è a contatto col terreno), nella rimanente parte del ciclo, ovvero il 20%, si ha un appoggio bipodalico.

Di seguito, fig: 2.2, vengono riportate alcune percentuali che si riferiscono alla

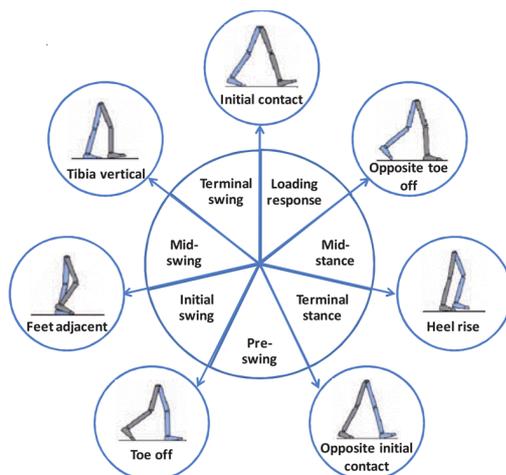


Figura 2.1: Cinematica del passo: fasi di appoggio e di volo

<u>Heel contact</u>	<u>Foot flat</u>	<u>Mid Stance</u>	<u>Heel off</u>	<u>Toe off</u>	<u>Initial swing</u>	<u>Mid swing</u>	<u>Terminal swing</u>
0%	0-8%	8-30%	30-40%	40-60%	60-75%	75-85%	85-100%

Figura 2.2: Percentuale del ciclo in funzione dell'evento

totalità del ciclo del passo e che sono considerate fisiologiche.

Nella fase di *stance*, la geometria dell'articolazione è sufficiente a fornire resistenza all'estroffessione; altrimenti la stabilità deriva dalle strutture dei tessuti molli. Durante la fase di contatto il movimento che il piede compie è quello di pronazione, una combinazione tra eversione, abduzione e dorsiflessione del calcagno: questo movimento avviene tra calcagno e astragalo (articolazione subtalare), che costretto all'interno della morsa tibio-fibulare, farà ruotare internamente la gamba.

Il risultato della pronazione è lo sblocco dell'articolazione mediotarsica ed un piede molto mobile; tale situazione continua per circa il 25% del ciclo finché il piede non diventa una leva rigida e inizia a muoversi in direzione di supinazione (inversione, adduzione e plantarflexione).

Il piede raggiunge la sua posizione neutra al 50% del ciclo del passo (*midstance*), continuando a permettere un blocco della giunzione mediotarsale con tutti i metatarsi in contatto con il terreno.

Il primo movimento che verrà effettuato in seguito al raggiungimento della posizione neutra sarà la plantarflexione in modo tale da permettere all'alluce di fornire la gamma di movimenti necessari per la spinta: la plantarflexione della arcata plantare è necessaria per permettere all'alluce di compiere una dorsiflessione.

Tra le due posizioni, la dorsiflessione è quella più stabile; in plantar flessione, infatti, la troclea del talo rimane abbastanza libera tra i malleoli e, mancando la pressione di questi, sono consentiti dei micromovimenti di ab/adduzione e inversione/eversione.

Risulta, quindi, opportuno studiare il cammino identificando delle variabili ogget-

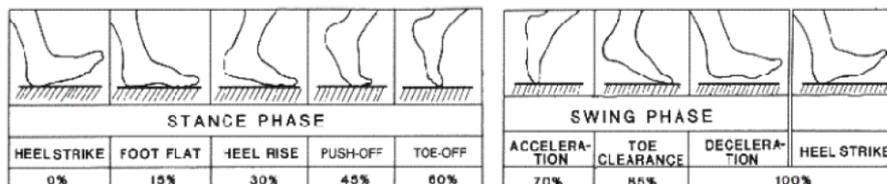


Figura 2.3: Condizioni del piede durante le fasi di appoggio e di pendolamento che si realizzano in determinati istanti

tive, sia temporali (attraverso le fasi sopra descritte) che spaziali, valutando alcune grandezze fisiche (come la lunghezza o l'ampiezza del passo).

L'analisi del cammino, soprattutto in un ambiente clinico, è solo una parte di un iter molto più complesso che richiede il contributo di differenti figure professionali e differenti trattamenti.

Per l'analisi della deambulazione vengono usate svariate tecniche; di seguito vengono riportate le più importanti.

2.1.1 Descrittori geometrici del cammino

Una tecnica studiata per individuare i parametri spazio-temporale riguarda l'osservazione di specifici descrittori geometrici del cammino. Per determinare la lunghezza del passo destro e sinistro si valuta, durante la fase di pendolamento, la posizione del centro del calcagno di un piede rispetto al centro del calcagno dell'altro piede. La loro somma è la lunghezza complessiva del passo.

Si può valutare anche la larghezza del passo, ovvero la distanza della linea passante per il calcagno di un piede e la linea che passa per il calcagno dell'altro piede.

Infine, si può misurare l'angolo del piede, ossia l'angolo formato tra la linea che parte dal calcagno e passa per il secondo dito e la direzione longitudinale.

In figura sono rappresentati questi parametri, indicando valori orientativi riferiti ad un soggetto normale (altezza 1.70).

2.1.2 Misura di movimenti angolari

I movimenti angolari vengono registrati con degli elettrogoniometri, che permettono di misurare l'angolo tra due segmenti corporei durante il loro moto relativo. In

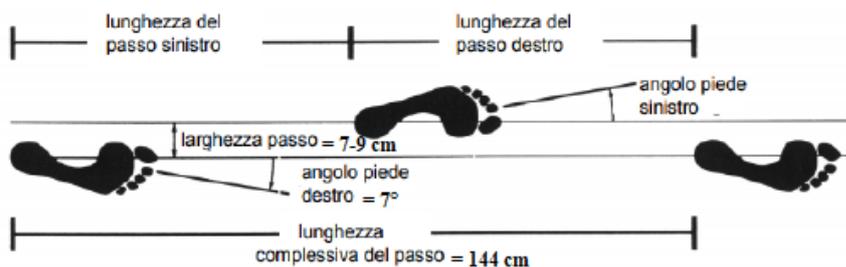


Figura 2.4: Parametri geometrici del passo

output è fornito un segnale elettrico proporzionale all'angolo di flessione che poi viene graficato in funzione della percentuale del ciclo del cammino (fig: 2.5). Questi strumenti non sono precisissimi a causa della dipendenza dal posizionamento dello strumento sull'arto; inoltre, si deve considerare sempre anche uno scivolamento dei tessuti molli rispetto alle ossa. La percentuale di errore è, in genere, superiore al 10%. Gli angoli riportanti nel grafico sono di flesso-estensione perché riferiti al

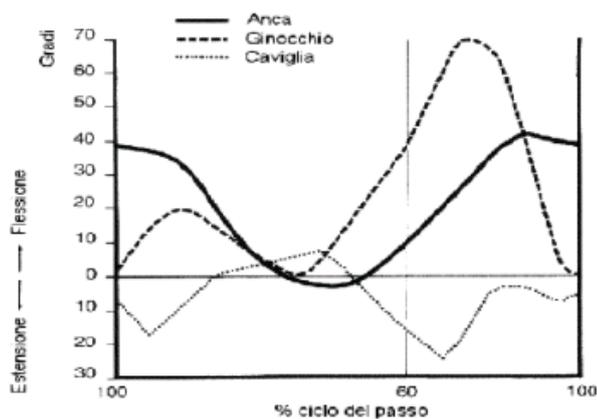


Figura 2.5: Andamento angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia durante il ciclo del passo

piano sagittale: la caviglia inizialmente è in estensione, poi va in flessione e infine in estensione; il ginocchio va subito in flessione e rimane in flessione tranne quando la gamba è completamente stesa (durante l'appoggio c'è una piccola flessione del ginocchio che arriva fino a 20°, durante il pendolamento si può arrivare a 70° di flessione); l'anca è quasi esclusivamente in flessione, per un range molto ridotto del ciclo l'angolo diventa negativo e quindi passa in estensione.

2.1.3 Forze di reazione del terreno

Un'ulteriore tecnica sfrutta l'utilizzo di pedane dinamometriche, che misurano la forza di contatto tra il piede e il terreno. Risultato della misurazione è il cosiddetto vettogramma, o *butterfly diagram*, una rappresentazione della forza o del momento risultante nello spazio tridimensionale.

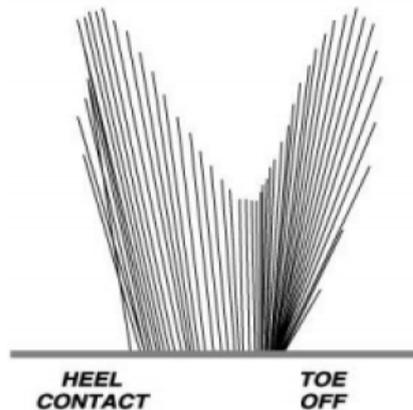


Figura 2.6: *Butterfly diagram* risultante da una prova dinamometrica durante il ciclo del passo nel piano sagittale

In tutta la fase di appoggio la forza tra piede e terreno cambia punto di applicazione, cioè sta variando il centro di pressione nello studio della postura eretta; direzione e intensità della forza variano, inoltre, istante per istante durante la deambulazione.

La forza esercitata dal terreno è definita *Ground Reaction Force* ed è in grado di generare dei momenti nelle articolazioni: ad esempio, il carico estensorio, che stimola l'estensione della coscia, viene controbilanciato dai muscoli flessori della coscia stessa.

2.1.4 Elettromiografia

L'elettromiografia è una tecnica che rileva e misura il livello di attivazione dei muscoli, effettua, quindi, una misura dei segnali elettrici inviati al cervello tramite il sistema nervoso periferico per stimolare i muscoli.

La misura viene effettuata tramite degli elettrodi, che si suddividono in due diversi tipologie:

- superficiali, a diretto contatto con la pelle (la misurazione risente dei segnali derivanti dai tessuti molli interposti);
- intermuscolari, aghi inseriti direttamente nelle fibre muscolari per garantire una misurazione più accurata, ma, essendo più invasivi, non utilizzati durante la prova di deambulazione.

Dopo una serie di operazioni di filtraggio e smoothing, il segnale risultante viene confrontato con la *base line*, cioè la condizione di riposo.

2.2 Analisi dinamica inversa

L'analisi dinamica inversa permette di valutare le forze e i momenti intersegmentali nelle articolazioni. Tale tecnica sfrutta il modello dell'arto inteso come catena cinematica seriale, cioè costituito da segmenti rigidi.

In sostanza, per l'analisi dinamica inversa dell'arto inferiore durante la deambulazione si parte dal segmento più distale, il piede, si impostano le equazioni di equilibrio delle forze e dei momenti su tale segmento e si calcolano le forze intersegmentali nella caviglia; da qui, imponendo l'equilibrio della gamba, si ricava la forza intersegmentale nel ginocchio e imponendo, infine, l'equilibrio delle forze sulla coscia si ricava la forza intersegmentale nell'anca. Per effettuare l'analisi è

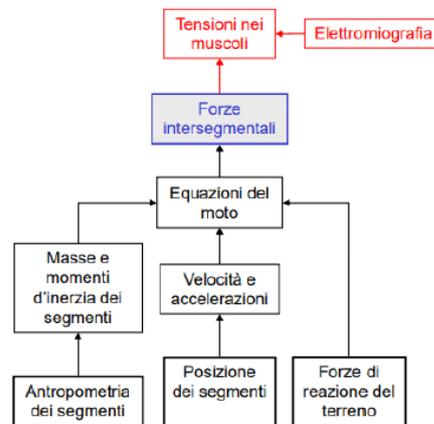


Figura 2.7: Rappresentazione schematica dell'analisi dinamica inversa

necessario conoscere:

1. dati antropometrici, cioè i parametri fisici dell'arto analizzato (dimensioni, masse e momenti di inerzia);

2. dati cinematici, quali posizione, velocità e accelerazioni generalizzate di tutti i segmenti;
3. forze di interazione con l'ambiente esterno, quindi la forza di reazione del terreno.

L'analisi dinamica inversa termina con il calcolo delle forze e dei momenti intersegmentali nelle articolazioni; questo calcolo può essere poi confrontato con dei rilievi sperimentali sul livello di attività dei muscoli (EMG), al fine di individuare le azioni dei muscoli.

2.3 Motion Capture

La *Motion Capture* (cattura del movimento) è una tecnica molto usata nell'analisi del cammino e consiste in una registrazione del movimento. La tecnica prevede l'utilizzo di più videocamere, almeno 2 (fisse e calibrate) poste ad una certa distanza, al fine di ricostruire un'immagine 3D rispetto al sistema di riferimento globale del laboratorio.

Nel dettaglio, vengono posizionati in diversi punti del corpo umano una serie di marker di materiale retroriflettente, che vengono illuminati dai flash prodotti direttamente dalle telecamere; nel post-processing, noto come stereofotogrammetria, vengono calcolate le posizioni nello spazio di tutti i marker.

Infine, tramite opportune operazioni è possibile ricavare informazioni di velocità e accelerazioni.

I sistemi di *motion capture* si dividono in due gruppi principali: sistemi ottici e non ottici. Quest'ultimi presentano, a loro volta, tre distinti approcci:

1. sistemi elettromeccanici, come l'elettrogoniometro, in grado di misurare l'angolo tra due segmenti corporei;
2. sistemi inerziali, quindi accelerometri, cioè sensori che misurano le accelerazioni a cui sono sottoposti (talvolta accoppiati a giroscopi);
3. sistemi magnetici, cioè una serie di sensori posti sul soggetto in esame che misurano la relazione spaziale rispetto a un emettitore di campo magnetico.

I sistemi ottici, utilizzati nello studio tesi, rappresentano la classe più diffusa ed accurata di *motion capture*. Un classico sistema ottico è costituito da un set di videocamere che riprendono il soggetto in movimento; tale set di videocamere a infrarossi rileva il segnale luminoso proveniente dai marker e permette, mediante sensori CCD e CMOS, la trasduzione in segnale elettrico. Inoltre, il sistema ottico può prevedere l'utilizzo di marker applicati sulla cute del soggetto; la dimensione e la forma dei marker dipende dalla risoluzione della camera, e possono essere di due tipologie:

- Marker passivi, composti da materiale retroriflettente di forma sferica che riflettono la luce derivante da dei diodi luminescenti (LED) posizionati sulla videocamera;
- Marker attivi, LED ad infrarossi che inviano dei segnali luminosi alle camere, per cui non necessitano di sorgenti LED esterne.

Il riconoscimento dei marker passivi avviene tramite software di riconoscimento dei modelli o circuiti hardware dedicati; a differenza, quelli attivi vengono fatti pulsare in modo sequenziale, permettendo al sistema di rilevare in modo automatico il marker in base alla tempistica degli impulsi stessi. [11]



Figura 2.8: Esempio di marker attivo (a sinistra) e passivo (a destra)

I sistemi ottici a marker passivi, come quelli usati nello studio svolto, presentano quindi: un set di almeno due videocamere, sorgenti LEDs, set di marker fissati sul soggetto e un software che riceve le immagini dalle videocamere, individua i marker e ne ricava le posizioni tridimensionali.

La luce uscente dal flash viene riflessa dal marker stesso e ripresa dalla videocamera; l'immagine che viene acquisita è una proiezione bidimensionale, in cui i raggi luminosi attraversano il centro ottico dell'obiettivo e arrivano sul sensore della fotocamera. Per avere la posizione tridimensionale del marker si fa riferimento alla procedura di triangolazione (per cui occorrono almeno due camere).

Si effettua prima una calibrazione del sistema in modo tale da individuare la posizione e l'orientamento di ogni videocamera (oltre altri parametri, come coefficiente di distorsione, lunghezza focale), definendo così il sistema di riferimento a cui viene riportato ogni dato di ogni videocamera; in seguito, si procede con la registrazione del movimento del soggetto.

Una volta ottenuta la posizione tridimensionale dei marker in ogni istante di tempo, si passa alla fase di *tracking*, in cui i punti tridimensionali vengono raggruppati con lo scopo di ricostruire l'intera traiettoria di ogni singolo marker. Il processo di tracking, tuttavia, può richiedere la guida dell'utente a causa dei vincoli di

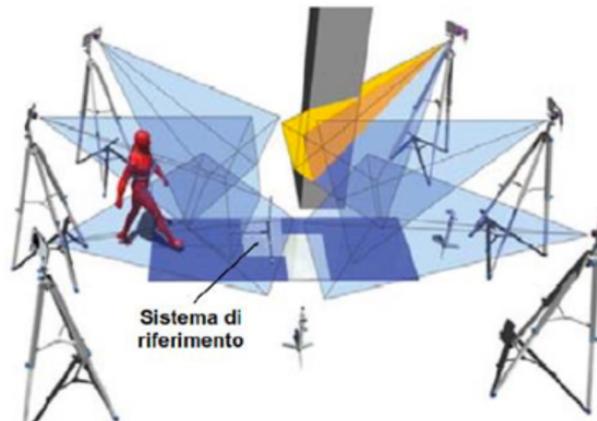


Figura 2.9: Procedura di triangolazione per ottenere la posizione tridimensionale di un punto

visibilità e all'incapacità di distinguere marker troppo vicini tra loro; questo aspetto comporta un aumento dei tempi di post-elaborazione e limita le applicazioni in tempo reale. [11]

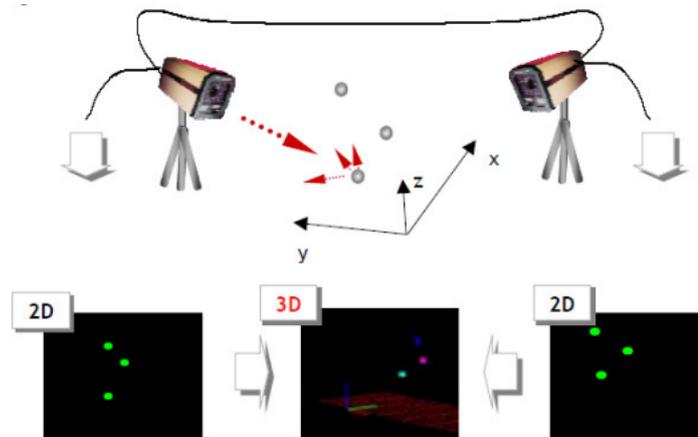


Figura 2.10: Schema di due telecamere in un sistema optoelettronico, da ciascuna immagine registrata viene ricostruita la corrispondente immagine tridimensionale

Nel lavoro di tesi, le prove di *motion capture* sono state svolte presso il laboratorio dell'analisi del cammino del centro interdipartimentale Polito BioMedLab del Politecnico di Torino, dove è utilizzato il software fornito Vicon Nexus 2.11. Il pacchetto Vicon Nexus fa riferimento al modello Plug in Gait per il posizionamento dei marker e per il successivo calcoli dei centri articolari e degli angoli anatomici.

2.3.1 Errori ed artefatti

Nelle prove di analisi del cammino, in generale, bisogna tener conto che i marker non sono rigidamente associati alle ossa e che la ricostruzione della posizione dei marker risente di errori intrinseci del sistema di misura stesso. Tali aspetti influenzano criticamente l'accuratezza dei calcoli da effettuare; in particolare, i movimenti relativi osservati in [11] si suddividono in due categorie:

- strumentali, relativi agli errori sistematici e casuali nella ricostruzione delle coordinate dei marker dovuti alla finitezza dei sistemi tecnici di misurazione;
- reali, dovuti all'interposizione dei tessuti molli tra i marker (posizionati sulla cute) e l'osso sottostante.

Mentre gli errori strumentali di tipo sistematico derivano da inaccuratezze durante il processo di calibrazione del sistema (per cui vengono attenuati con la calibrazione stessa), quelli casuali sono errori random, causati dal rumore elettronico o dalla quantizzazione intrinseca al processo di digitalizzazione. [11]

In realtà, la fonte di errore maggiormente critica nella stereofotogrammetria optoelettronica risiede nello spostamento della pelle, che causa il movimento del marker rispetto all'osso sottostante. L'artefatto da tessuto molle (STA) ha origine in seguito allo scivolamento della pelle (soprattutto nelle aree prossime alle articolazioni) e alla contrazioni muscolari, ma, avendo un contributo in frequenza simile al movimento osseo effettivo, non è possibile compensare l'artefatto applicando un filtraggio. [12] Studi recenti hanno evidenziato due distinti componenti che caratterizzano la STA: un movimento rigido, definito dallo spostamento relativo del corpo rigido della pelle sull'osso, e una deformazione locale, causata dalla deformazione della superficie cutanea.

L'unico metodo per evitare completamente la STA prevede di fissare direttamente i marker sull'osso sottostante tramite delle viti, tuttavia si tratta di una procedura altamente invasiva, non adatta nella routine clinica quotidiana. Per questo motivo, alcuni metodi proposti riducono parzialmente l'artefatto posizionando i marker in punti anatomici in cui il movimento della pelle è il più piccolo possibile, come gli epicondili ossei (sfruttati nel protocollo Davis); altro metodo propone di adottare protocolli tecnici in cui i marker sono posizionati sui gusci fissati alla pelle. [13]

2.4 Calcolo asse di rotazione

La posizione dell'asse di rotazione dell'articolazione della caviglia è importante per il calcolo dei dati dinamici, come i carichi e le coppie articolari, e per il corretto posizionamento dell'asse per un'articolazione artificiale.

Una serie di studi ha evidenziato che l'asse articolare in dorsiflessione parte da una posizione mediale e leggermente prossimale e si muove in direzione obliqua

verso il basso e lateralmente; mentre, in plantarlfessione, l'asse si muove da una posizione mediale e inferiore in direzione laterale e prossimale.

Un problema critico durante l'analisi del movimento riguarda l'individuazione in-

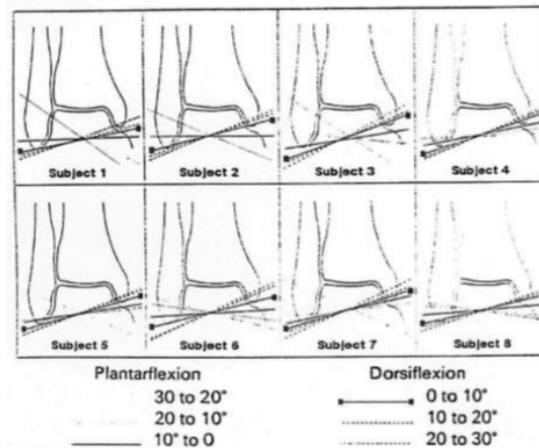


Figura 2.11: Assi elicoidali in flessione/estensione [Lundberg et al., 1989]

vivo del giunto su cui i segmenti gamba e piede sono in moto relativo, specialmente per i soggetti con deformazioni fisiche che compromettono direttamente i compiti di movimento e gli esiti cinematici. I parametri del giunto vengono, dunque, valutati secondo due diversi metodi:

- la tecnica funzionale, che si basa sul movimento relativo tra una coppia di segmenti corporei, rispetto all'articolazione identificata; richiede l'utilizzo di almeno 3 marker per definire un corpo rigido e identificare la posizione e l'orientamento dei segmenti relativi.
- il metodo predittivo, che sfrutta equazioni di regressione, in cui si considerano misurazioni antropometriche e posizionamento nello spazio dei marcatori posti su specifici punti di repere; pur essendo un metodo semplice e immediato, potrebbe mancare di precisione a causa di un non corretto posizionamento del marker (per una non facile identificazione del punto di riferimento anatomico).

La tecnica funzionale risulta il metodo più ottimale nei casi di deficit motorio e in letteratura è classificata in: metodi di adattamento e tecniche di trasformazione. Quest'ultima considera ogni corpo come rigido e, attraverso l'uso di matrici di rotazione e vettori di traslazione, consente di definire un sistema di coordinate locali, assumendo il centro di rotazione (CoR) comune come punto fisso. [14]

Di seguito vengono descritte in modo analitico le due tecniche di trasformazione utilizzate nello studio di tesi svolto per valutare la posizione dell'asse di rotazione

articolare: la teoria degli assi elicoidali istantanei (IHA) e il SARA (*Symmetrical Axis Rotation Approach*), validate in precedenti lavori di tesi. In generale, tali algoritmi funzionano al meglio quando il RoM di un corpo rispetto all'altro copre l'intervallo angolare fisiologicamente più ampio possibile. [15]

2.4.1 Teoria IHA

In generale, un'articolazione comprende due o più segmenti corporei, che ad ogni istante di tempo si trovano ad avere una determinata interazione; in particolare, il movimento relativo è descritto da una componente traslatoria e una rotatoria lungo un asse diretto nello spazio.

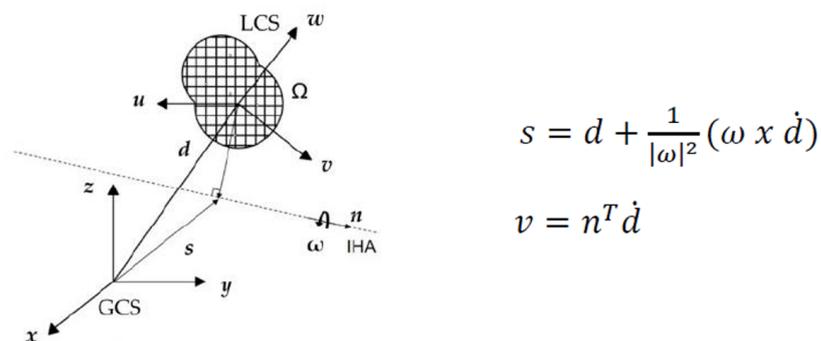
La teoria IHA prevede che il moto relativo a 6 DoF venga descritto come una rotazione (scalare) e una traslazione (scalare) intorno allo stesso asse, cioè l'asse elicoidale. L'asse definito osservando una singola istanza di tempo è chiamato asse elicoidale istantaneo. Tale approccio rientra nelle tecniche di trasformazione unilaterale, cioè con CoR stazionario. [15]

L'approccio per il calcolo dell'asse elicoidale presuppone che durante il movimento continuo di un'articolazione, istante per istante, il segmento mobile posseda una velocità di traslazione lungo un asse attorno al quale contemporaneamente ruoti con una certa velocità angolare: nel calcolo svolto per identificare l'asse di rotazione di caviglia, la gamba costituisce il segmento mobile rispetto al piede, sistema fisso. Quindi, si è individuato un sistema di riferimento locale del piede e si sono trasformate le coordinate globali dei marker in questo sistema di riferimento.

L'asse IHA è univocamente determinato dalla sua posizione $\underline{s}(t)$ e dalla sua direzione $\underline{n}(t)$ in termini di posizione e orientamento dell'asse nello spazio, invece il modulo della velocità di traslazione $v(t)$ e quello della velocità di rotazione $w(t)$ definiscono il moto traslatorio e rotatorio lungo e attorno l'asse [16]. Tramite opportune routine Matlab, vengono individuati tutti i parametri che descrivono gli assi elicoidali istantanei, stimate facendo uno smoothing e poi interpolando le misure stereofotogrammetriche.

Successivamente, per studiare la cinematica articolare, viene calcolato un asse elicoidale medio (MHA) mediante il metodo dei minimi quadrati: l'asse è definito dagli stessi parametri che descrivono l'asse elicoidale istantaneo, cioè da una posizione \underline{s}_{opt} , cioè il punto dell'asse medio più vicino a tutti gli IHA in termini di minimi quadrati, e da un versore \underline{n}_{opt} .

Uno dei problemi principali del calcolo dell'asse IHA, tuttavia, riguarda la dipendenza dal valore di velocità angolare: per la sua derivazione analitica, l'asse elicoidale non può descrivere movimenti di pura traslazione e per valori molto



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

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

Figura 2.12: Asse elicoidale istantaneo. [Woltring et al 1987]

piccoli di velocità angolare la sua stima è mal posta (l'IHA tende all'infinito quando la velocità angolare è nulla).

2.4.2 Teoria SARA

Il metodo SARA rientra nelle tecniche di trasformazioni bilaterali, in cui cioè non è richiesto un centro di rotazione stazionario e si considerano entrambi i segmenti in movimento. Tale tecnica è caratterizzata dai seguenti requisiti:

- assenza di ipotesi di stazionarietà di un segmento (entrambi possono muoversi);
- assenza di assunzioni circa il tipo di articolazione e la presenza di un movimento relativo tra i segmenti considerati;
- definizione di un sistema di riferimento locale per ogni segmento, da cui si ricavano le matrici di orientamento e i vettori di traslazione, al fine di calcolare le trasformazioni tra i sistemi di riferimento locali in un sistema globale comune.

In fig: 2.13 vengono delineati gli step da seguire secondo l'approccio SARA.

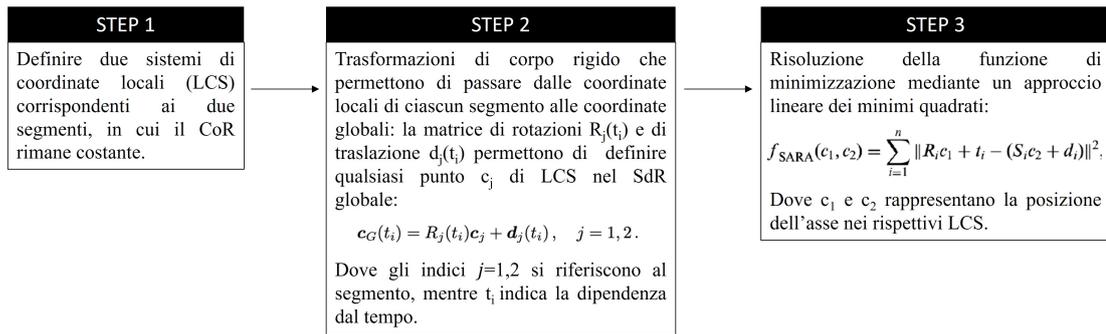


Figura 2.13: Procedura per il calcolo dell'asse secondo l'approccio SARA

Nel calcolo dell'asse, utilizzando un approccio lineare ai minimi quadrati, si risolve il problema di ottimizzazione della funzione obiettivo in modo da valutare due punti arbitrari sull'asse articolare nei sistemi di coordinate locali; tale algoritmo, inoltre, si basa sull'ipotesi che ciascun punto debba essere costante rispetto a ciascun segmento e che attraverso opportune trasformazioni in un sistema di riferimento globale si possa ottenere una stima unica per tale parametro. [14] Quindi, nell'algoritmo si identificano due sistemi di riferimento locali, sia gamba che piede, e si trasformano le coordinate dei marker in entrambi i sistemi; si prosegue calcolando l'asse di rotazione in entrambi i sistemi per poi calcolarne l'asse medio.

Capitolo 3

Plug-In-Gait in Vicon-Nexus

La *motion capture* consente di acquisire in modo preciso la posizione e l'orientamento dei marker posizionati sulla superficie del soggetto durante un task motorio, al fine di analizzare in dettaglio i movimenti del corpo umano e comprendere meglio la biomeccanica delle articolazioni e dei muscoli.

Nel laboratorio del Politecnico di Torino sono state condotte una serie di prove utilizzando il software Vicon-Nexus in dotazione, che hanno consentito di ottenere i parametri cinematici richiesti, quindi i centri articolari e gli angoli anatomici.

3.1 Acquisizioni in Vicon-Nexus

Il software Vicon Nexus sfrutta il protocollo del Plug in Gait per la standardizzazione dei test utili a raccogliere i dati delle prove del cammino; nel dettaglio, gli step da compiere sono i seguenti:

1. Verifica della corretta configurazione delle videocamere in uso, con l'utilizzo dello strumento di calibrazione fornito con il sistema, il cosiddetto "*Active Wand*" (fig:3.1), settato in modalità *Strobe*.

La corretta calibrazione delle camere permette un'accurata cattura del volume di ripresa e, quindi, garantisce una maggiore accuratezza dei dati tridimensionali raccolti. Il procedimento prevede di posizionare il *wand* nell'area di cattura desiderato, assicurando che i marker sul *wand* siano visibili alle camere e che siano stati rimossi dal volume di acquisizione tutti i marcatori e le fonti di eventuali riflessi indesiderati.

La procedura consiste nell'agitare l'*active wando* in tutta l'area in cui si intende acquisire i dati 3D in modo tale che il software Vicon-Nexus inizi a catturare i dati dallo strumento: selezionando l'opzione di visualizzazione "Camera view", si osservano delle linee colorate che identificano i fotogrammi dell'*active wand* (fig: 3.5); se sufficienti fotogrammi sono distribuiti sul volume



Figura 3.1: *Active wand* per la calibrazione delle videocamere

di cattura 3D previsto, in basso a destra di ogni riquadro vi è un triangolo che cambia colore da rosso a verde man mano che la raccolta di informazioni di calibrazione progredisce, fino a svanire quando le telecamere sono calibrate.

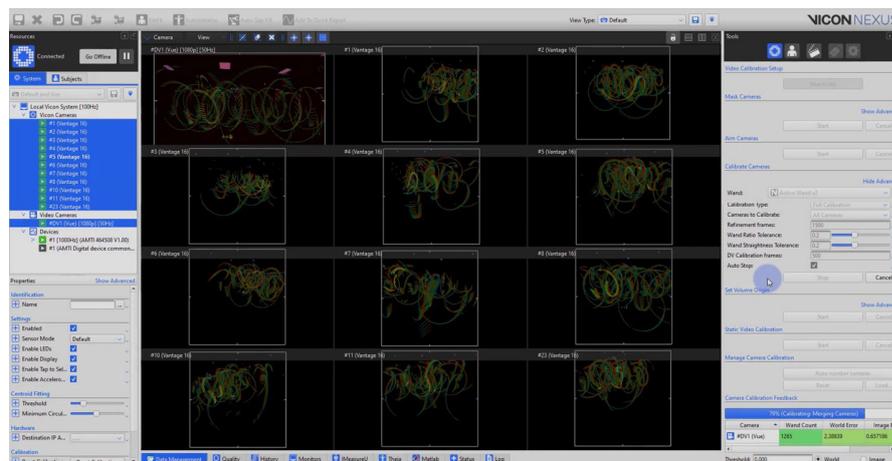


Figura 3.2: *Camera view* per visualizzare i fotogrammi dell'active wand

- Setting del sistema di riferimento globale del laboratorio al fine di definire al sistema la posizione del centro del volume di cattura e la sua orientazione, affinché il soggetto venga tracciato correttamente nello spazio di lavoro. Vicon-Nexus modifica l'origine globale e gli assi in modo che siano coerenti con la posizione e l'orientamento dell'*active wand* all'interno del volume di acquisizione. Nella vista 3D Perspective, il pavimento viene mostrato allineato

al piano del volume di cattura e le icone delle telecamere sono posizionate e orientate come le corrispondenti telecamere fisiche attorno al volume di acquisizione.

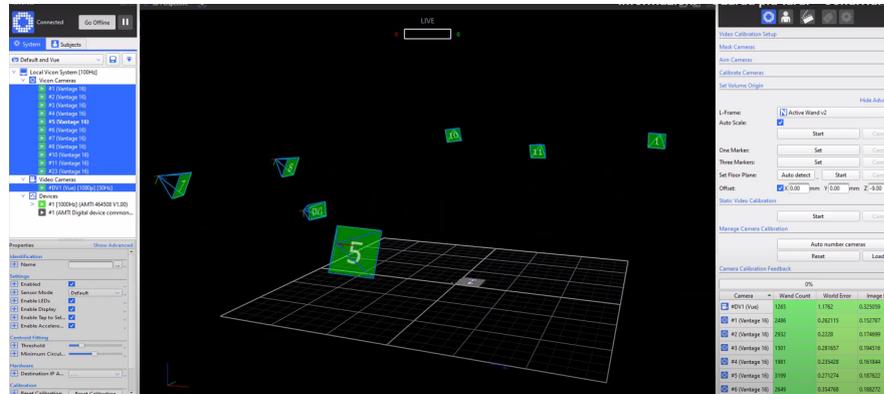


Figura 3.3: Volume di cattura durante la procedura per *set origin*

3. Creazione del nuovo soggetto secondo il template del software (solo se si sta usando il marker set standard di Vicon). Si seleziona l'opzione *Create a New Subject from a Labeling Skeleton* e si ottiene direttamente la lista di marker, segmenti, centri articolari, e output correlati. Si inseriscono, quindi, i parametri antropometrici richiesti, che nel caso del modello Lower Body sono massa, altezza, lunghezza gambe, larghezza ginocchio, larghezza caviglie.
4. Posizionamento dei marker secondo il protocollo desiderato (il sistema Vicon Nexus riconosce di default il protocollo Plug in Gait).
5. Calibrazione del *Vicon labeling skeleton* (VSK), che permette a Vicon Nexus di riconoscere il soggetto nella zona di cattura e di determinare automaticamente quali label appartengono alle sua ricostruzione.
La calibrazione si può effettuare attraverso un trial statico, un trial ROM (Range of motion) o un trial dinamico; la scelta del tipo di trial dipende dalla condizione fisica del soggetto, dal tipo di movimento in esame e dall'accuratezza desiderata. La prova ROM, effettuata nello studio svolto, chiede al soggetto di compiere una serie di movimenti al fine di coinvolgere tutti i centri articolari coinvolti nel loro range massimo (dopo alcuni frame in cui il soggetto è in condizioni statiche).
6. *Motion test*. È richiesto al soggetto di rimanere fermo per i primi frame per poi effettuare il task motorio richiesto (fig: 3.4).
7. Post-processing.



Figura 3.4: Motion test: a sx il soggetto in condizioni statiche durante i primi frame, a dx il soggetto in condizione dinamiche durante l'esecuzione del task motorio

(a) Si utilizzano le pipeline *Reconstruct And Label* per ricostruire ed etichettare automaticamente i marker e *Auto Initialize labeling* per calibrare sia la lunghezza dei segmenti che la posizione dei marker in ogni frame. Quest'ultima pipeline consta di 3 operazioni, ossia:

- *Autolabel static* per labellizzare il trial sulla base del primo frame statico
- *Scale subject VSK* che, considerando la ricostruzione avuta, scala lo scheletro per avere le stesse dimensioni del template;
- *Static Skeleton Calibration* che sposta i marker dello scheletro nella corretta posizione, permettendo il posizionamento variabile dei marker.

Il ridimensionamento del soggetto, ottenuta dalla seconda operazione, modifica tutte le lunghezze delle ossa di un unico fattore; segue la calibrazione dei soli marker, che utilizza lo scheletro scalato per ottimizzare le posizioni dei marker. Al termine della calibrazione, i segmenti dello scheletro etichettati vengono adattati ai marker labellizzati nella vista 3D Perspective, così il soggetto viene etichettato automaticamente.

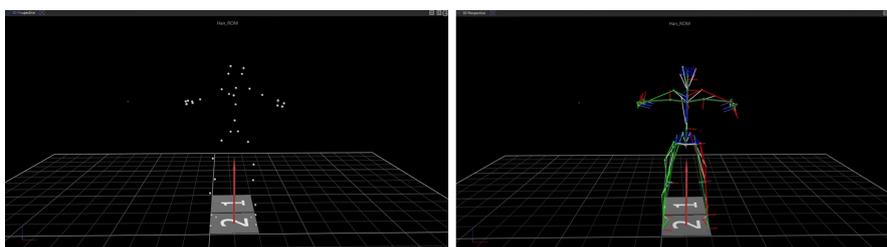


Figura 3.5: Visualizzazione del soggetto prima (a sx) e dopo (a dx) l'esecuzione della pipeline *Auto Initialize labeling*

- (b) Si esegue la pipeline *Functional Skeleton Calibration*, che ottimizza i segmenti dello scheletro e i parametri dei marker usando un sottoinsieme dei fotogrammi nella prova in modo da avere più pose del soggetto. Consta di due operazioni: la prima cerca di far sì che le posizioni dei marker dello scheletro posizione dei marcatori dello scheletro sia la più vicina possibile alle corrispondenti ricostruzioni labelizzate. A tal fine, considera solo i fotogrammi selezionati e minimizza una distanza statistica che misura la vicinanza dei marker dello scheletro alle ricostruzioni, tenendo conto del fatto che alcuni marcatori dello scheletro si trovano a una distanza fisica maggiore. La seconda operazione, invece, calcola statistiche per indicare quanto ci si aspetta che si muova l'articolazione di interesse e quanto si muovano i marker a causa del movimento dei tessuti molli.
- (c) Si procede con la definizione del set della regione di interesse per eliminare i frame in cui il soggetto non si trova all'interno del volume di cattura.
8. Controllo del risultato ottenuto e 'fill' dei gaps della prova; si tratta del controllo generale della prova in cui si analizza la qualità delle traiettorie dei marker in termine di marker mancante, perdita del labeling di uno o più marker, gaps nella traiettoria. L'operatore interviene per ovviare questi problemi labelizzando manualmente i marker oppure utilizzando una serie di funzioni di cui il software dispone per risolvere il problema dei gap (esempio in fig: 3.6), come:
- *Spline fill* per ricostruire le traiettorie più piccole;
 - *Pattern fill* da usare se vi è una traiettoria simile a quella di cui si desidera riempire il vuoto (questo avviene tipicamente quando le traiettorie hanno avuto origine da marker attaccati allo stesso segmento);
 - *Rigid Body fill* da utilizzare nel momento in cui esiste una relazione rigida o semi-rigida tra marcatori.
9. Operazioni di esportazione. Al termine delle operazioni svolte, in un file .csv sono salvate sia le traiettoria dei marker per ogni frame della prova che i model output richiesti al sistema. [17]

Per ogni frame il sistema definisce la posizione dei segmenti rigidi, ognuno definito da un sistema di riferimento locale, ossia da un'origine in coordinate globali e da tre assi ortogonali. In generale, le tre direzioni degli assi sono definite utilizzando due direzioni derivate dai dati dei marcatori. Una di queste direzioni viene presa come direzione dominante o principale e utilizzata per definire direttamente uno degli assi del segmento. La seconda direzione è subordinata alla prima e viene utilizzata con la

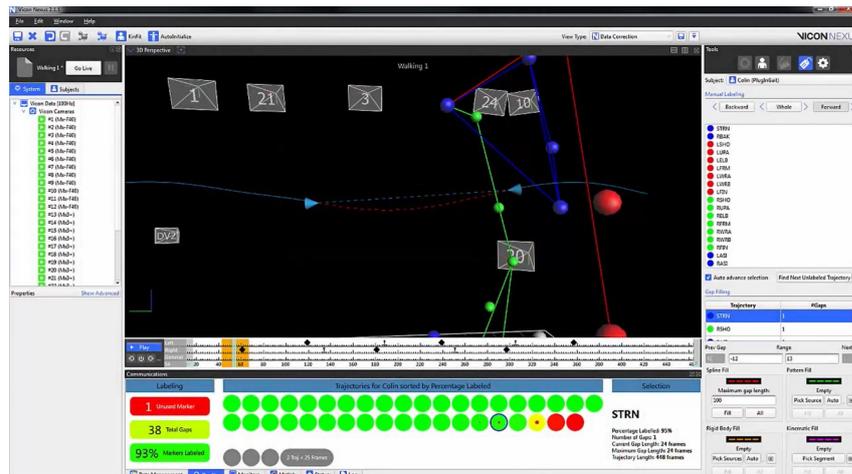


Figura 3.6: Esempio di applicazione delle funzioni *fill* di cui dispone Vicon-Nexus

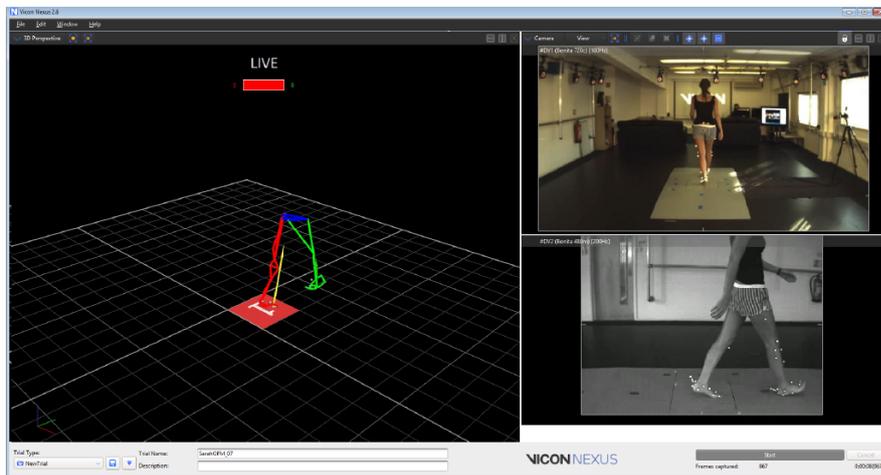


Figura 3.7: Visualizzazione della prova Lower Body sul sistema Vicon Nexus

prima per definire un piano. Il terzo asse del segmento viene considerato perpendicolare a questo piano. Si può quindi trovare il secondo asse che è perpendicolare sia al primo che al terzo asse. Tutti i sistemi di assi dei segmenti sono sistemi destrorsi.[17]

Numerosi problemi, tra cui misurazioni difettose degli arti e variabilità nel posizionamento multi-marker, hanno un importante impatto sull'accuratezza del Plug-in-Gait.

Durante la sessione di motion analysis svolta in laboratorio, si è effettuata sia uno studio di motion capture con il protocollo PiG di default sul software (come

in fig: 3.7) che uno studio di analisi del cammino personalizzato con lo scopo di valutare l'asse di rotazione di caviglia del soggetto.

3.2 Protocollo per il posizionamento dei marker

Per l'identificazione dell'orientamento e della posizione dei segmenti corporei occorre utilizzare un cluster di marker (almeno 3 per ogni segmento rigido) in grado di definire i vari sistemi di riferimento locali sui segmenti stessi.

Aspetto fondamentale riguarda la standardizzazione del processo e la sua ripetibilità, motivo per il quale il posizionamento dei marker sulla cute del soggetto è definito seguendo il protocollo Plug in Gait.

È necessario che i marker siano facilmente individuabili dalle videocamere e siano distanti in modo tale da limitare al massimo l'effetto di crosstalk. Una posizione imprecisa dei marker anatomici potrebbe determinare un'ampia variabilità intersoggettiva nei risultati del modello.

In figura 3.8 è rappresentato il modello per il posizionamento dei marker nel Plug in Gait, spiegato nei dettagli in fig: 3.10.

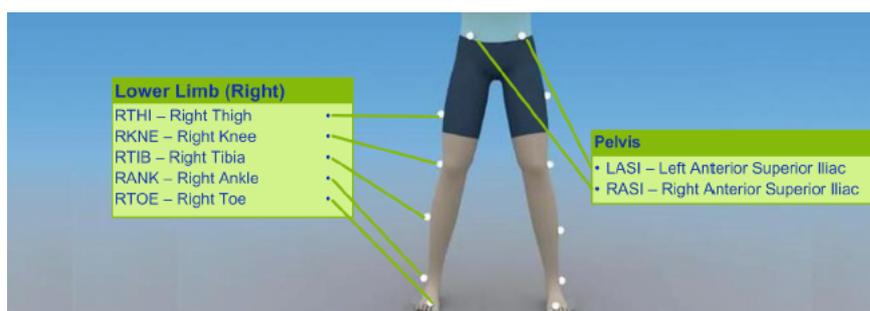


Figura 3.8: Posizionamento marker nel Plug-in-Gait vista frontale

3.3 Calcolo centri articolari

Il modello Plug in Gait, utilizzato in Vicon nella maggior parte dei laboratori di analisi clinica del cammino, calcola i centri articolati dei vari segmenti della gamba sfruttando in Matlab la funzione *chord*:

- si ricava il centro dell'articolazione dell'anca (HJC) utilizzando tre marker sul bacino (fig:3.11)
- si stima il centro dell'articolazione del ginocchio (KJC) considerando l'HJC ottenuto e altri due marker posti sulla coscia (fig:3.12)

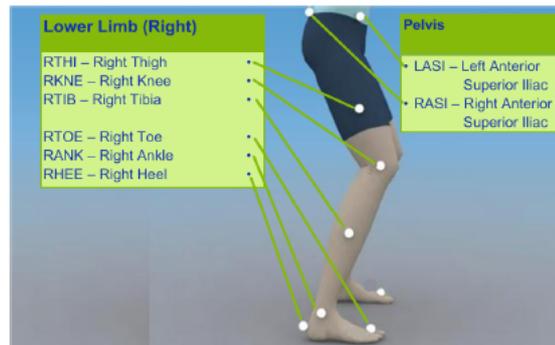


Figura 3.9: Posizionamento marker nel Plug-in-Gait vista laterale

Marker	Posizione
SACR	A metà tra le spine iliache superiori posteriori
LASI	Colonna iliaca superiore anteriore sinistra
RASI	Colonna iliaca superiore anteriore destra
LPSI	Spina iliaca superiore sinistra
RPSI	Spina iliaca superiore destra
LTHI	Al di sopra di un terzo della lunghezza della coscia sinistra
RTHI	Al di sopra di un terzo della lunghezza della coscia destra
LKNE	Lungo l'asse di flessione-estensione del ginocchio sinistro
RKNE	Lungo l'asse di flessione-estensione del ginocchio destro
LTIB	Al di sopra di un terzo della lunghezza della gamba sinistra
RTIB	Al di sopra di un terzo della lunghezza della gamba destra
LANK	Sul malleolo laterale lungo una linea immaginaria che passa attraverso l'asse transmalleolare sinistra
RANK	Sul malleolo laterale lungo una linea immaginaria che passa attraverso l'asse transmalleolare destra
LHEEL	Sul calcagno alla stessa altezza della superficie plantare del piede come il marker Toe
RHEEL	Sul calcagno alla stessa altezza della superficie plantare del piede come il marker Toe
LTOE	In prossimità del secondo metatarso sinistro
RTOE	In prossimità del secondo metatarso destro

Figura 3.10: Protocollo di posizionamento marker nel Plug-inGait

- si ottiene il centro dell'articolazione della caviglia (AJC) con il KJC derivato e i due marker sulla gamba. (fig:3.13)

Dal momento che l'AJC è calcolato utilizzando sette marker (per gamba), errori presenti nelle articolazioni prossimali sono trasmessi o amplificati nelle articolazioni

distali, in particolar modo nelle persone in cui non si è in grado di identificare facilmente le prominenze ossee che circondano il bacino, come soggetti obesi o in sovrappeso. [18]

3.3.1 Centro articolare anca

I marker pelvici sono usati per definire il sistema di coordinate del segmento pelvico: l'origine è considerata il punto localizzato nella mezzzeria tra i due marker sulle spine iliache anteriori. Per definire la posizione del centro articolare dell'anca si usa il modello Newington - Gage, secondo cui l'HJC è definito da un determinato vettore nel sistema di coordinate pelviche usando come fattori di scala la dimensione del bacino e la lunghezza della gamba[19].

L'asse dominante, considerato come asse Y, è la direzione dal marker RASI al

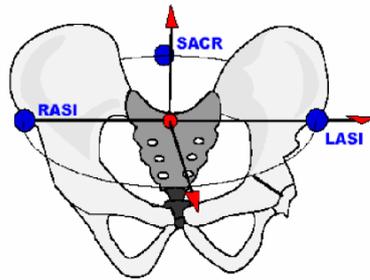


Figura 3.11: Metodo per il calcolo di HJC

marker LASI ($asse_y = LASI - RASI$). La direzione secondaria si ottiene come prodotto vettoriale tra l'asse Y e la media dei marker LPSI e RPSI. La direzione Z è diretta verso l'alto ed è perpendicolare al piano individuato dall'asse Y e la direzione secondaria. Infine, si ottiene l'asse X in avanti, come prodotto vettoriale tra i due assi precedentemente calcolati.

3.3.2 Centro articolare ginocchio

Il KJC è calcolato applicando una funzione chord modificata, utilizzando: la posizione nel sistema di riferimento globale del HJC, il marker sulla coscia (THI), e il marker del ginocchio (KNE), insieme all'offset del ginocchio dell'angolo (derivati dalle misure in statica del soggetto)[19].

L'asse Z primario viene calcolato dal centro dell'articolazione del ginocchio (KJC) al centro dell'articolazione dell'anca (HJC). L'asse secondario è parallelo alla linea che va dal centro dell'articolazione del ginocchio al marker del ginocchio, fornendo

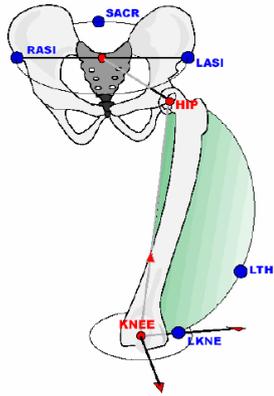


Figura 3.12: Metodo per il calcolo di KJC

direttamente la direzione dell'asse Y. Sia per il femore destro che per quello sinistro, l'asse Y è diretto verso la sinistra del femore, mentre l'asse X è diretta in avanti rispetto al ginocchio.

3.3.3 Centro articolare caviglia

L'AJC è calcolato utilizzando lo stesso metodo del calcolo di KJC, considerando però la posizione di KJC stesso e dei marker del piede (TOE) e del calcagno (HEEL)[19].

Il primo segmento del piede viene costruito utilizzando la linea che congiunge i

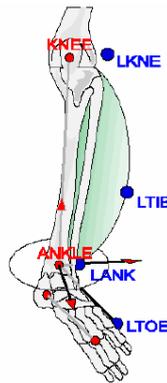


Figura 3.13: Metodo per il calcolo di AJC

marker TOE e HEEL come asse primario, considerato l'asse Z, che corre in avanti lungo la lunghezza del piede. L'asse Y è diretta verso sinistra lungo la linea tra l'AJC e il marcatore ANK, mentre l'asse X è perpendicolare ai primi due.

3.4 Calcolo angoli anatomici

Gli angoli in output dal software Vicon sono calcolati per tutti i giunti a partire dagli angoli cardanici YXZ, derivati confrontando gli orientamenti relativi dei due segmenti: l'angolo del ginocchio è calcolato considerando femore e tibia *'Untorsioned'* (non tiene conto della torsione tibiale, ossia l'angolo tra l'asse di flessione della caviglia e l'asse di flessione del ginocchio) , mentre l'angolo dell'articolazione della caviglia è calcolato con la tibia *'Torsioned'* e con il segmento piede. Questi angoli possono essere definiti come una serie di rotazioni che vengono eseguite in sequenza, o come una rotazione fissa in entrambi i segmenti e una rotazione "mobile".[19]

Nel lavoro di tesi svolto, ipotizzando che il soggetto in esame compia un moto planare e minimizzando il moto dei vari segmenti corporei come un moto ad un grado di libertà, il calcolo degli angoli anatomici è personalizzato al caso studio svolto: a partire dai centri articolari ottenuti in output dal sistema, si calcolano gli angoli nel piano sagittale sfruttando la geometria dei triangoli rettangoli formati tra la posizione di marker prossimali e distali dei vari segmenti.

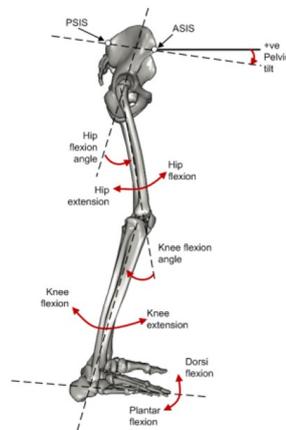


Figura 3.14: Modello semplificato per il calcolo degli angoli anatomici

- L'angolo di flesso-estensione dell'anca è l'angolo che il segmento coscia forma con l'asse immaginaria verticale del piano sagittale del corpo. Misura l'ampiezza del movimento di flessione (valori positivi dell'angolo) ed estensione

(valori negativi) dell'anca, ovvero la capacità di sollevare la coscia in avanti o indietro rispetto alla posizione anatomica neutra.

- L'angolo di flesso-estensione del ginocchio è la rotazione della gamba rispetto alla coscia ed è nullo quando i due segmenti sono allineati tra loro. Questo angolo viene utilizzato per misurare l'ampiezza del movimento di flessione (valori positivi dell'angolo) ed estensione (valori negativi) del ginocchio, ossia la capacità di piegare e distendere la gamba rispetto alla posizione anatomica neutra.
- L'angolo di flesso-estensione della caviglia è la rotazione del piede rispetto alla gamba ed è circa pari a 90° quando il soggetto è in una normale posizione eretta. L'angolo misura la capacità di flettere il piede verso l'alto, la dorsiflessione per valori positivi, o verso il basso, la plantar-flessione per valori negativi, rispetto alla posizione anatomica neutra

Un soggetto sano durante la deambulazione presenta movimenti caratteristici del bacino, dell'anca, del ginocchio e dell'articolazione tibio-tarsica. Il bacino presenta rotazioni di piccola ampiezza, mentre l'anca si flette di circa 30° nella fase di contatto e si estende quando il corpo si sposta in avanti sul piede in appoggio, raggiungendo l'estensione massima di circa 10° nella fase di appoggio terminale.

Il ginocchio, invece, ha un movimento di flessione graduale durante il contatto



Figura 3.15: Angoli anatomici dell'arto inferiore durante la deambulazione

iniziale (da 5° a 15°) al fine di assorbire gli urti e accettare il carico, seguito da un'estensione progressiva fino al distacco del tallone dal suolo. Durante la fase di distacco delle dita, il ginocchio si flette fino a raggiungere 35° di flessione e 60° all'inizio dell'oscillazione intermedia. Nella fase terminale, il ginocchio si estende fino al raggiungimento dell'estensione massima appena prima del contatto iniziale del tallone.

Infine, l'articolazione tibio-tarsica ha un movimento iniziale in lieve flessione plantare (circa 0° - 5°) che viene seguito da una flessione del piede al fine di permettere il

completo appoggio del piede a terra. Durante la fase di appoggio, la tibio-tarsia passa in dorsiflessione fino a 10° per poi flettersi plantarmente appena dopo il distacco del tallone, raggiungendo i massimi 15° - 20° subito dopo il distacco delle dita. Durante l'oscillazione, la tibio-tarsia si dorsiflette nuovamente fino a raggiungere la posizione neutra.

Capitolo 4

Progettazione gusci rigidi

La realizzazione di un'ortesi articolata piede-caviglia prevede la progettazione di due gusci rigidi da posizionare sulla gamba e sul piede, che verranno successivamente collegati da un giunto meccanico per consentire il moto relativo dei due segmenti. Nello studio svolto vi è la necessità di individuare l'asse di rotazione anatomica del soggetto dove posizionare il giunto, per cui sono richieste prove di analisi del cammino. Dunque, per minimizzare lo spostamento dei marker sulla cute e ridurre l'artefatto da tessuto molle, ossia la principale fonte di errore nel processo di *motion capture*, due cluster di marker vengono posizionati sui gusci rigidi pre-fabbricati; ulteriori marker vengono, invece, posizionati su punti di repere anatomici utili a definire il sistema di riferimento anatomico del soggetto in esame.

4.1 Reverse Engineering

I gusci rigidi personalizzati sono progettati mediante *Reverse Engineering*, processo che permette di ricostruire l'immagine speculare di un oggetto; si ricava, quindi, un modello 3D della parte anatomica coinvolta utilizzando lo scanner 3D e si effettuano una serie di passaggi al fine di ottenere i due modelli di gusci rigidi personalizzati e pronti per la fabbricazione.

In seguito alla scansione, si generano dati grezzi, cioè un file di dati a nuvola di punti: si tratta di un insieme di punti 3D, non direttamente utilizzabili finché non convertiti in una maglia poligonale o in modelli di superficie NURBS (*nonuniform rational B-spline*), da cui si ricaverà il modello 3D.

Lo scanner utilizza la triangolazione per identificare la posizione dei punti sulla superficie: il raggio laser attraversa una lente di emissione e diffonde sull'intero oggetto dopo esser stato riflesso da uno specchio messo in rotazione da un galvanometro. La luce riflette sulla superficie del soggetto e viene raccolta da una

telecamera di ricezione posta ad una determinata distanza di triangolazione. [20] Nel lavoro di tesi svolto la scansione è avvenuta mediante l'utilizzo dello scanner senza contatto EinScan-Pro (Shining 3D), ottenendo una ricostruzione altamente fedele della gamba nell'ambiente digitale. Il software associato allo scanner consente operazioni di allineamento e ha una serie di funzionalità di elaborazione della mesh. Le quattro modalità di utilizzo di EinScan Pro HD sono le seguenti:



Figura 4.1: Scanner laser senza contatto EinScanPro

- **Handheld HD Scan:** permette scansioni 3D in alta definizione, acquisendo 3.000.000 punti/s.
- **Handheld Rapid:** permette scansioni portatili veloci per acquisire in 3D oggetti medio-grandi o per body scanning, anche a colori.
- **Automatic Scan:** prevede l'utilizzo di un treppiede e di una tavola girevole motorizzata con target codificati; una volta posizionato l'oggetto sulla tavola, si ottiene il modello 3D completo in automatico.
- **Fixed Scan:** modalità di scansione 3D in cui lo scanner 3D è montato su treppiede.

Nel lavoro di tesi si è optato per la prima modalità, Handheld HD Scan, al fine di non limitare i volumi di scansioni; lo scanner viene mantenuto di fronte alla zona anatomica d'interesse per circa 3 secondi e si procede con un movimento continuo e uniforme affinché l'efficienza della scansione sia la migliore.

Model	EinScan-Pro			
Scan Mode	Handheld HD Scan	Handheld Rapid Scan	Auto Scan	Free Scan
Accuracy	0.1mm	0.3mm	Single Scan Accuracy: 0.05mm	Single Scan Accuracy: 0.05mm
Scan speed	90,000points/sec	550,000points/sec	Single Scan: <2sec	Single Scan: <2sec
Point distance	0.2mm~3.0mm	0.5mm~3.0mm	0.16mm	
Single Scan Range	210*150mm			
Light source	White light LED			
Part Size Range (Recommend)	0.03m~4m	0.15m~4m	0.03m~0.15m	0.03m~4m
Align Mode	Markers Align	Feature Align Markers and Mixed (shall be bought)	Feature Align; Turntable coded targets; Markers	Compatible: Mark Point Align Feature Align Turntable Align
Texture Scan	No	Yes (texture scan camera and software module shall be bought)		
Outdoor Operation	No (affected by strong light)			
Special Scan Object	--	Rich Surface Feature needed	--	--
	For transparent, reflective and dark object, please spray powder first before scanning			
Printable Data Output	Yes			
Data Format	OBJ, STL, ASC,PLY,3MF			
Scan Head Weight	0.8KG			
System Support	Win7/Win8/Win10 64bit			
Computer Requirements	CPU: I5 or Higher; Display card: NVIDIA GTX660 or higher; Display memory: >2G; Memory Storage: 8G or more			

Figura 4.2: Tabella riassuntiva delle 4 modalità di utilizzo dello scanner

4.1.1 Processo di scansionamento

Durante il lavoro di acquisizione dei dati grezzi con lo scanner EinScan Pro per la fabbricazione dei gusci gamba e piede *custom made*, il soggetto coinvolto si trova in appoggio bipodale con il piede sinistro posizionato all'interno di una schiuma fenolica affinché sia garantita anche l'acquisizione dell'impronta plantare. È importante che, durante il processo, lo scanner compia un giro completo della gamba con un tempo tale da non permettere la sovrapposizione dei punti e, allo stesso tempo, da ottenere una scansione completa e priva di aperture; inoltre, è necessario non scansionare la zona anatomica più volte per evitare fenomeni di interpolazione.

Sono richiesti due distinti processi: una prima scansione che coinvolge la gamba sinistra (poco al di sotto del ginocchio) e la parte superiore del piede e una

seconda scansione dell'impronta plantare quando il piede è in completo appoggio. Quest'ultima acquisizione permette di ottenere direttamente i punti relativi alla pianta del piede quando sottoposto al carico dovuto ad una normale condizione di appoggio.



Figura 4.3: Scansione della gamba e della parte superiore del piede



Figura 4.4: Impronta plantare e scansione della schiuma

Al termine delle scansioni si è eseguito un controllo dimensionale, ossia un confronto tra i dati avuti in output dal sistema e i valori antropometrici calcolati sul soggetto in esame e sulla scatola stessa. Nel dettaglio, le misure della scatola sono rispettivamente di 31 cm e 15 cm di lunghezza e larghezza; l'impronta è caratterizzata da 24.3 cm in lunghezza, 7.5 cm in larghezza ed è profonda 4 cm,

mentre l'altezza della gamba dal suolo al ginocchio è pari a 30 cm. I valori elencati e calcolati sul soggetto durante la prova rispettano i valori ottenuti dal software EinScanPro.

4.2 Elaborazione della scansione

Le due scansioni effettuate contengono le nuvole dei punti che vengono lavorate con il software Meshlab; i passaggi effettuati sono i seguenti:

1. apertura dei file in formato .stl ricavati dal software di EinScan Pro
2. allineamento delle scansioni con la funzione *Align*. Quest'ultima richiede la definizione di 4 punti comuni su entrambe le acquisizioni, per cui si utilizzano le 4 zone definite agli angoli della schiuma fenolica; da qui nasce la necessità di acquisire sia la superficie interessata che l'ambiente di lavoro durante la scansione (opzione possibile grazie alla modalità *Handheld HD Scan* dello scanner)
3. eliminazione dei punti relativi all'ambiente di lavoro
4. fusione delle due scansioni in un unico modello

Per la ricostruzione della superficie ottenuta dalla fusione delle due mesh, Meshlab dispone di tre distinti algoritmi:

- Ball-Pivoting algorithm, connette i punti in ingresso senza crearne dei nuovi (non consigliato quando si hanno dati in ingresso molto rumorosi);
- Poisson surface reconstruction algorithm
- VCG

Con il secondo e terzo metodo, usando i dati in ingresso, si ricava una ricostruzione implicita, successivamente "poligonalizzata". L'algoritmo utilizzato nel lavoro di tesi è stato il VCG (sviluppato dalla *Visual Computing Lab*) che rappresenta un'estensione del metodo volumetrico descritto in [21].

4.3 Primo prototipo

Importato il modello 3D da Meshlab su Rhinoceros, software commerciale per la modellazione 3D di superfici, si esegue la progettazione dei gusci rigidi seguendo i seguenti comandi:

1. *polylines on mesh* per la costruzione delle polylines;

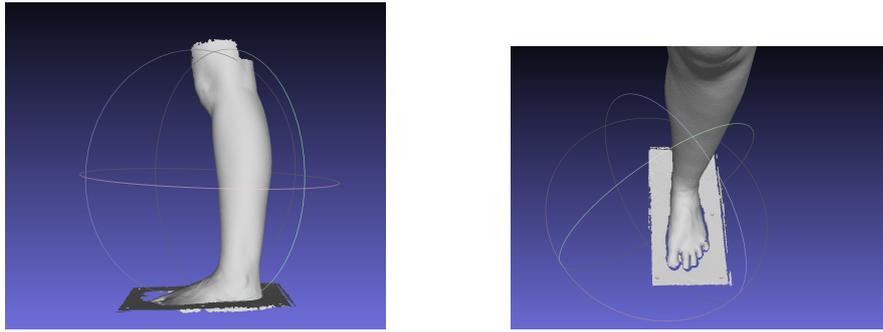


Figura 4.5: Importazione della scansione della gamba in Meshlab

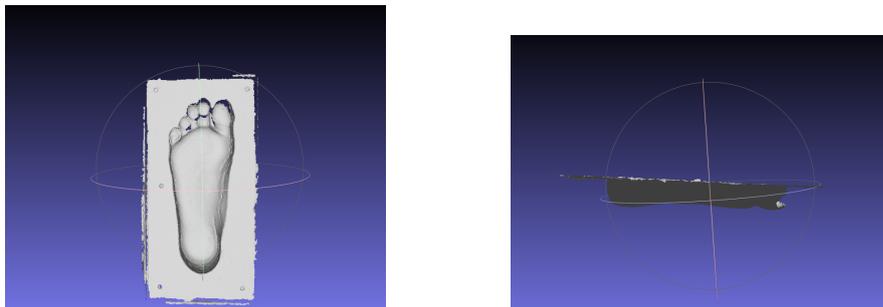


Figura 4.6: Importazione della scansione della schiuma in Meshlab

2. *patch* e *sweep2rails* per la costruzione delle superfici;
3. offset delle superfici per la costruzione del solido corrispondente al guscio rigido superiore con un spessore di 1.5 mm.

Il modello solido del guscio inferiore, invece, è stato ottenuto su Blender tramite il comando Solidify con uno spessore di 1.5 mm. Infine, sul guscio superiore sono stati inseriti quattro rilievi di forma circolare e con diametro di 14 mm (in accordo con la dimensione del supporto su cui sono posizionati i marker utilizzati) per specificare il posizionamento dei marker e permettere una ripetibilità nelle prove di analisi cinematica.

I gusci rigidi sono stati stampati con la stampante 3D presso il VirtualLab del Politecnico di Torino (sede Mirafiori), utilizzando come materiale l'acido polilattico (PLA).

Il PLA è, infatti, un materiale ideale per la stampa 3D di ortesi ortopediche grazie alla sua buona resistenza meccanica, che lo rende adatto a supportare il peso del corpo e fornire sostegno alle parti specifiche del corpo che ne hanno bisogno. Inoltre, il PLA è un materiale versatile, il che significa che le ortesi realizzate in questo

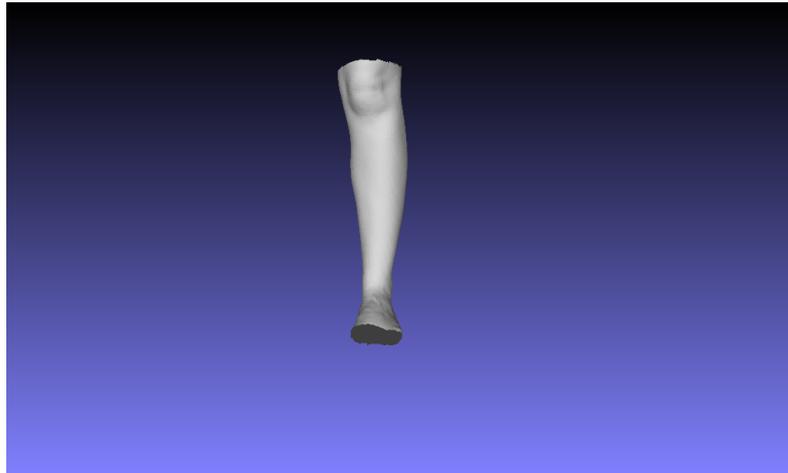


Figura 4.7: Modello della gamba dopo la fusione in Meshlab vista frontale

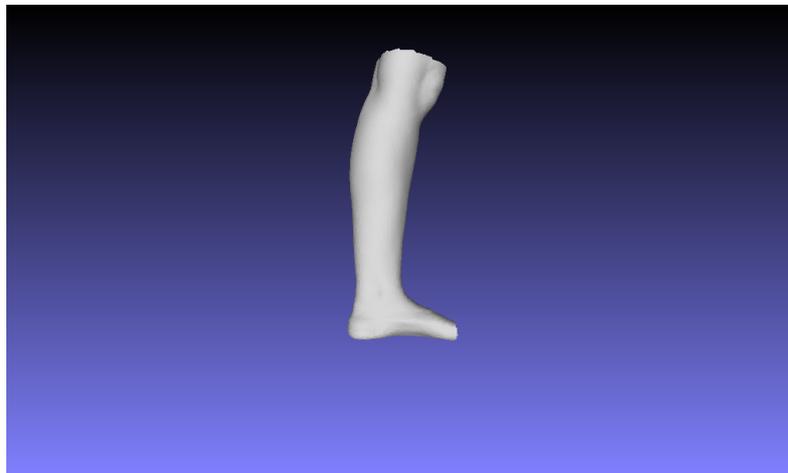


Figura 4.8: Modello della gamba dopo la fusione in Meshlab vista mediale

materiale possono essere progettate e personalizzate in modo preciso per adattarsi alle esigenze specifiche del paziente, migliorando così il comfort e l'efficacia del dispositivo. Ulteriori caratteristiche importanti del PLA riguardano la resistenza, perché l'ortesi deve resistere alle sollecitazioni meccaniche senza subire deformazioni o rotture e la biocompatibilità, poiché il materiale utilizzato per l'ortesi deve essere compatibile con il corpo del paziente per evitare eventuali reazioni allergiche o infiammazioni cutanee.

Sono state eseguite delle ulteriori operazioni per migliorare l'usabilità dei gusci. In particolare, è stata aggiunta una soletta sul guscio inferiore per migliorare il comfort durante il contatto con la pianta del piede e impedirne lo scivolamento.

Inoltre, sono state inserite delle strisce di velcro per evitare il più possibile il movimento e lo scorrimento dei gusci durante la deambulazione.



Figura 4.9: Gusci progettati in Rhinoceros vista frontale e laterale

Nonostante le precauzioni adottate, durante le prove di analisi cinematica, che saranno descritte in dettaglio nei successivi capitoli, si è osservato un movimento dei gusci rispetto alla gamba, causato principalmente dalle dimensioni ridotte dei gusci stessi. Questo ha portato alla creazione di un secondo prototipo, nel quale il guscio superiore avvolge maggiormente la gamba e il guscio inferiore è più alto per coprire il calcagno.

4.4 Secondo prototipo

Il secondo prototipo sviluppato prevede l'utilizzo del software Solidworks per la realizzazione dei gusci e differenzia dai primi gusci realizzati in termini di posizione e dimensioni; nel dettaglio si è scelto di aumentare la curvatura del guscio superiore e di aumentare l'altezza del guscio inferiore a livello del calcagno in modo da limitare al minimo gli spostamenti dei gusci sulla superficie del corpo stesso. Inoltre, garantendo una maggiore superficie dei gusci, è stato possibile posizionare i marker sui gusci in modo più stabile.

Importata la mesh da Meshlab in formato .stl, i passi eseguiti sono i seguenti:

- Creazione di una serie di schizzi nella sezione trasversale della gamba e del piede tramite la funzione *Curve Wizard*;

- Creazione di un loft che attraversa tutte le sezioni. Si tratta di un'operazione delicata e il suo successo dipende molto da quanto regolarmente distanziate sono le sezioni;
- Creazione di un offset di 1.5 mm tra la superficie interna e il piede per lasciare lo spazio che compensi eventuali errori geometrici e lasciare spazio al piede se questo è gonfio. [22]

Come nel caso precedente, i gusci sono stati stampati con la stampante 3D presso il VirtualLab del Politecnico di Torino, utilizzando l'acido polilattico (PLA) e le operazioni per migliorarne l'indossabilità prevedono l'aggiunta di una soletta sul guscio inferiore e di una serie di strisce di velcro su entrambi i gusci per un miglior fissaggio al corpo del soggetto. In aggiunta rispetto ai precedenti gusci, è stata aggiunto un sottile strato di spugna al guscio del piede in corrispondenza del calcagno sia per renderlo più confortevole che per evitare il più possibile uno scorrimento in avanti del piede.



Figura 4.10: Gusci progettati in SolidWorks vista frontale e laterale

Capitolo 5

Prove di analisi cinematica

Il posizionamento del giunto dell'ortesi è vincolato dalla posizione dell'asse di rotazione della caviglia, che varia tuttavia durante la deambulazione. Scopo, quindi, del lavoro è individuare una posizione del giunto che segui al meglio la variabilità dell'asse al fine di favorire movimenti oltre la flessione-estensione del piede per avere un cammino più fisiologico possibile.

Dunque, nel lavoro di tesi, in seguito alla produzione dei gusci rigidi è stata eseguita un'analisi cinematica preliminare sul soggetto donna di 24 anni con l'unico scopo di caratterizzarne la cinematica e, quindi, identificare l'asse articolare di caviglia utile allo sviluppo di una nuova HAFO *custom-made*. A tale scopo, si eseguì una procedura di Motion Analysis, implementando un protocollo personalizzato per il posizionamento dei marker.

5.1 Setting di laboratorio e posizionamento dei marker

Le prove di *motion capture* sono svolte presso il laboratorio dell'analisi del cammino del Politecnico di Torino, in cui sono presenti: 10 videocamere con frequenza di campionamento di 100 Hz, il sistema di acquisizione Vicon Nexus 11 e la pedana di forza con frequenza di campionamento pari a 2000 Hz. Si è effettuata una prova di cammino applicando il protocollo PiG di default in Vicon Nexus, posizionando i marker sul soggetto donna come descritto in 3.2.

La prova consiste in 5 camminate a velocità normale e 5 ripetizioni aumentando la velocità del passo.

Estrapolati i dati in output, viene implementato l'algoritmo Matlab in grado di calcolare i centri articolari di anca, ginocchio e caviglia a partire dalle coordinate



Figura 5.1: Protocollo Plug in Gait per il posizionamento marker

tridimensionali dei marker, per poi calcolare gli angoli articolari nel piano sagittale (come indicato in 3.3).

Come avvenuto nella prova con il PiG, affinché l'acquisizione possa essere standardizzata e ripetibile anche nelle prove di *motion capture* per il calcolo dell'asse di rotazione anatomico, i marker anatomici sono posizionati su determinati punti di reperi, a differenza del cluster di marker tecnico, che è posizionato direttamente sui gusci della gamba e del piede. Nel dettaglio, i marker anatomici si definiscono:

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

Invece, i marker tecnici che identificano la gamba e il piede sono rispettivamente i cluster di 4 marker seguenti:

1. SProxMed: marker mediale prossimale del guscio gamba;
2. SProxLat: marker laterale prossimale del guscio gamba;
3. SDistMed: marker mediale distale del guscio gamba;

4. SDistLat: marker laterale distale del guscio gamba;
5. FProxMed: marker mediale prossimale del guscio piede;
6. FProxLat: marker laterale prossimale del guscio piede;
7. FDistMed: marker mediale distale del guscio piede;
8. FDistLat: marker laterale distale del guscio piede;

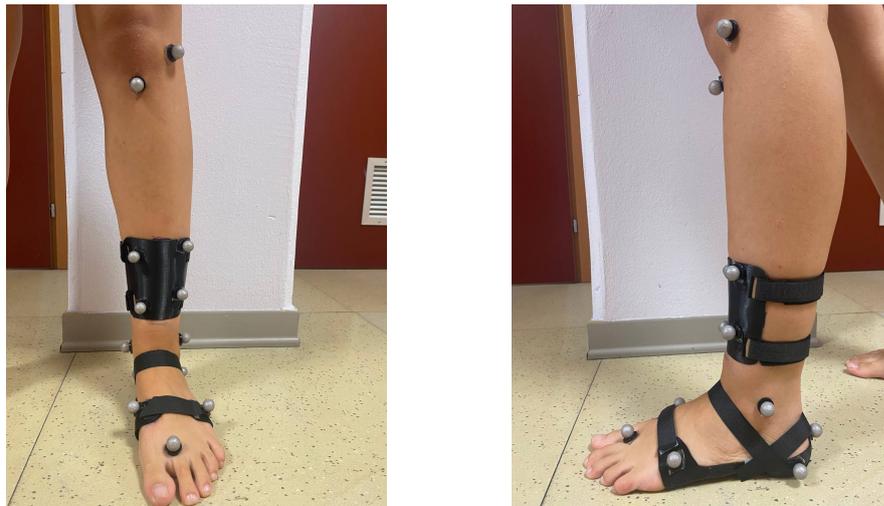


Figura 5.2: Posizionamento dei marker sui gusci Rhino (vista frontale e laterale)



Figura 5.3: Posizionamento dei marker sui gusci Rhino (vista mediale e posteriore)

Il posizionamento di questi marker tecnici sui gusci segue i riferimenti posti in fase di progettazione sui gusci stessi, al fine di garantire la ripetibilità delle prove nel caso in cui vi è il distacco di un marker, proponendo la minimizzazione dell'artefatto da tessuto molle.

Una volta effettuato il posizionamento dei marker, si sono rilevate alcune distanze antropometriche in modo da permettere il riposizionamento dei marker nelle medesime posizioni anche in future acquisizione (fig: 5.4).

É' necessario costruire un nuovo scheletro sul software Vicon Nexus per poter

DISTANZE ANTROPOMETRICHE CALCOLATE			
Cluster tecnico		Cluster anatomico	
FProxLat - 5° dito	18 cm	LMM - Suolo	7.5 cm
FDistLat - 5° dito	6 cm	LSM - 1° dito	5.5 cm
FDistMed - 1° dito	11 cm	LHF - Suolo	43 cm
FProxMed - 1° dito	23 cm	LTT - Suolo	38 cm
		LSM - Piano mediale	3.5 cm
SDistMed - SDistLat	6.2 cm	LTT - Guscio superiore	17.5 cm

Figura 5.4: Distanze antropometriche rilevate per il posizionamento dei marker

riconoscere e labellizzare opportunamente i marker posizionati sul soggetto; a tale scopo si utilizzano i marker per definire i segmenti gamba e piede anatomici e i segmenti costituiti dai gusci inferiore e superiore.

5.2 Sistemi di riferimento locali e anatomici

Il sistema di acquisizione Vicon fornisce le coordinate tridimensionali dei marker nel sistema di riferimento globale del laboratorio; a questo punto, occorre convertirle in opportuni sistemi di riferimento locali per il calcolo dell'asse di rotazione secondo gli algoritmi Matlab.

Nello specifico, si definiscono di seguito il sistema di riferimento anatomico della gamba, il sistema di riferimento tecnico della gamba ed il sistema di riferimento tecnico del piede. Il primo sistema è definito dai marker anatomici come:

- origine, punto intermedio tra il malleolo laterale e mediale
- asse v, asse passante per i malleoli con verso positivo dal malleolo mediale a quello laterale;
- asse u, asse perpendicolare al piano definito dall'asse v e l'asse passante per il marker LHF e l'origine del sistema, con verso positivo anteriormente al piede;

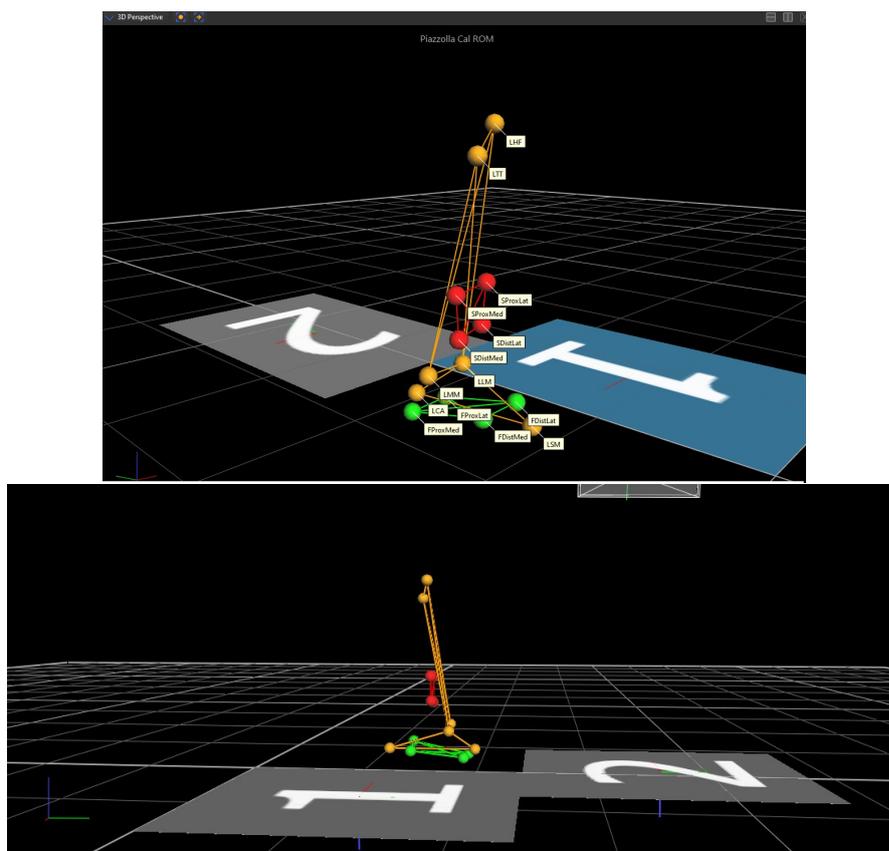


Figura 5.5: Visualizzazione dello scheletro personalizzato: a destra i marker etichettati, a sinistra la vista laterale del sistema di cattura

- asse w, asse perpendicolare al piano definito dagli assi u e v, positivo verso l'alto.

Il sistema anatomico è caratterizzato da punti di repere anatomico ben visibili, utili non per il calcolo dell'asse, bensì per un confronto più uniforme tra le varie prove e i due metodi di calcolo.

Il sistema di riferimento tecnico della gamba, utile per il calcolo dell'asse secondo la teoria SARA, è definito dal cluster di marker tecnico come:

- origine, punto intermedio tra i marker SDistLat e SDistMed;
- asse vtt, asse passante per i marker SDistLat e SDistMed, con verso positivo in direzione del primo marker;
- asse utt, asse perpendicolare al piano definito dall'asse vtt e l'asse passante per il marker SProxLat e l'origine, con verso positivo verso la parte anteriore della gamba;

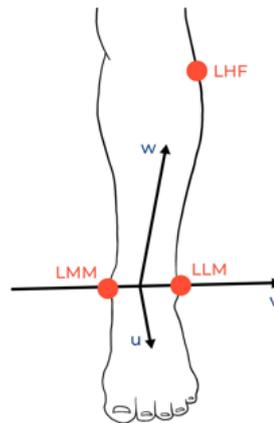


Figura 5.6: Sistema di riferimento anatomico

- asse wtt, asse perpendicolare al piano definito dall'asse utt e vtt, orientato verso l'alto.

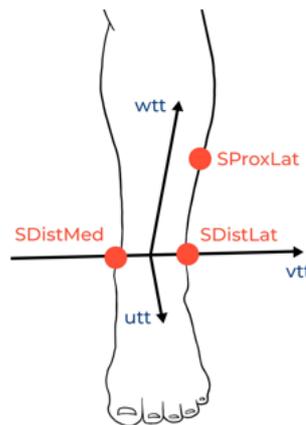


Figura 5.7: Sistema di riferimento locale del guscio superiore

Infine, il sistema di riferimento tecnico del piede è utilizzato per il calcolo dell'asse in entrambi gli algoritmi ed è definito dal cluster di marker tecnico come:

- origine, punto centrale del guscio, calcolato come media dei marker sul guscio del piede;
- asse a, asse passante per i marker FDistLat e FDistMed, con verso positivo in direzione del primo marker;

- asse b, asse perpendicolare al piano formato dai marker FDistLat, FDistMed e FProxMed, con verso positivo verso la parte anteriore del piede;
- asse c, asse perpendicolare al piano definito dall'asse a e b, orientato verso l'alto.

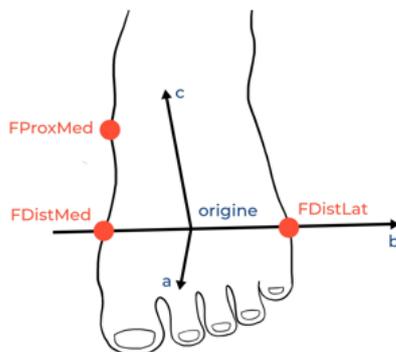


Figura 5.8: Sistema di riferimento locale del guscio inferiore

5.3 Prove effettuate

Per valutare la posizione dell'asse di rotazione della caviglia durante la deambulazione, nel presente lavoro di tesi sono state svolte, presso il laboratorio di analisi del cammino del Politecnico di Torino, due distinte sessioni di prova. Nella prima sessione si sono eseguiti, utilizzando esclusivamente i gusci rigidi progettati in Rhinoceros (posizionando i marker come in fig: 5.2, i seguenti task motori:

1. 5 ripetizioni di cammino a velocità normale;
2. 5 ripetizioni di cammino a velocità più elevata;
3. una prova di dorsi-plantar flessione attiva.

Durante la seconda sessione di prova, invece, per i gusci realizzati su Rhinoceros sono stati utilizzati dei velcri più rigidi per fissarli in modo più sicuro. Per quanto riguarda il posizionamento dei marker, si è seguito il protocollo utilizzato durante le prove citate precedentemente, cercando di rispettare accuratamente le misure antropometriche indicate in fig: 5.4.

Il posizionamento dei marker nelle prove con i gusci realizzati su SolidWorks segue

il protocollo utilizzato nelle precedenti prove e differenzia principalmente per i marker LCA, FProxMed e FProxLat: questi sono posizionati in modo tale che la distanza dal suolo sia la più alta possibile affinché non ci sia la perdita del marker riscontrata nelle precedenti prove, a cui segue la labellizzazione.



Figura 5.9: Posizionamento dei marker sui gusci SolidWorks (vista frontale e laterale)



Figura 5.10: Posizionamento dei marker sui gusci Solidworks (vista mediale e posteriore)

Le prove effettuate, nella seconda sessione di prova, sono le seguenti:

- 2 prove del cammino a velocità normale con i gusci realizzati su Rhinoceros
- 5 prove del cammino a velocità normale con i gusci realizzati su SolidWorks
- una prova di dorsi-plantarflessione attiva con i gusci realizzati su SolidWorks

Ogni ripetizione è stata esportata in un file .csv dal software Vicon-Nexus dopo aver indicato i vari istanti di *Heel Strike* al fine di individuare i vari cicli del passo, utili per l'esecuzione degli algoritmi Matlab.

5.4 Analisi dei risultati: validazione degli algoritmi

Dopo aver analizzato i risultati, è emerso che in tutte le prove svolte c'era una distanza elevata dell'asse di rotazione dai malleoli nel sistema di riferimento anatomico. Inoltre, a causa di una mancanza di ripetibilità tra le prove stesse secondo le teorie dell'asse SARA e IHA, è stata necessaria una validazione degli algoritmi Matlab.

Gli algoritmi di calcolo dell'asse di rotazione sono stati utilizzati, quindi, su coordinate simulate e fittizie di un modello rigido; quest'ultimo consta di 10 marker, ossia:

- due cluster formati da 4 marker fittizi l'uno che simulano i marker tecnici relativi al guscio inferiore e superiore;
- due marker che simulano i marker anatomici dei malleoli.

I marker presenti nel modello rigido si spostano di moto rettilineo uniforme lungo l'asse x del sistema di riferimento globale e, in aggiunta, i 4 marker che simulano quelli presenti sul guscio superiore compiono un moto di rotazione puro al fine di riprodurre il movimento di flessione-estensione della caviglia.

Al moto è stato, inoltre, aggiunto l'errore strumentale come un rumore bianco avente rapporto segnale rumore pari a 100dB/dec.

Gli assi di rotazione ottenuti sia con gli algoritmi della teoria SARA che con quelli IHA passano per i marker rappresentativi dei malleoli, dimostrando, quindi la correttezza degli algoritmi stessi.(fig: 5.12

Come ulteriore controllo, nel sistema di riferimento locale (definito dal cluster di marker che simulano i marker tecnici gamba) è stato aggiunto alle coordinate simulate un errore casuale pari alla distanza calcolata tra il centroide del guscio superiore e il marker sulla fibula nelle prove eseguite in laboratorio (fig: ??; si tratta

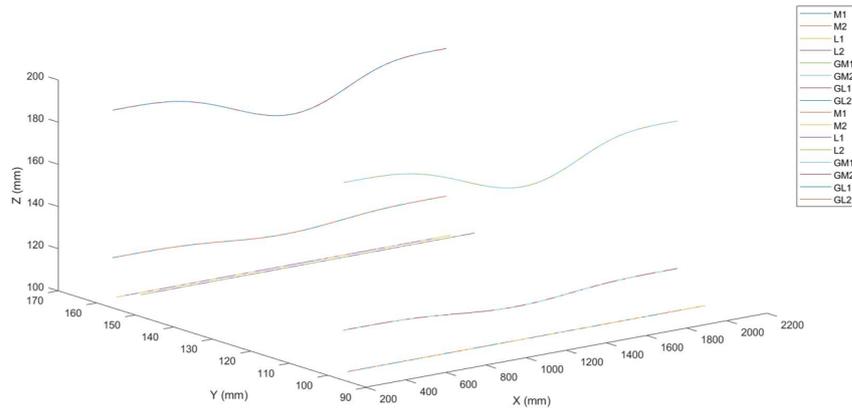


Figura 5.11: Moto del modello fittizio nel sistema di riferimento globale con errore strumentale

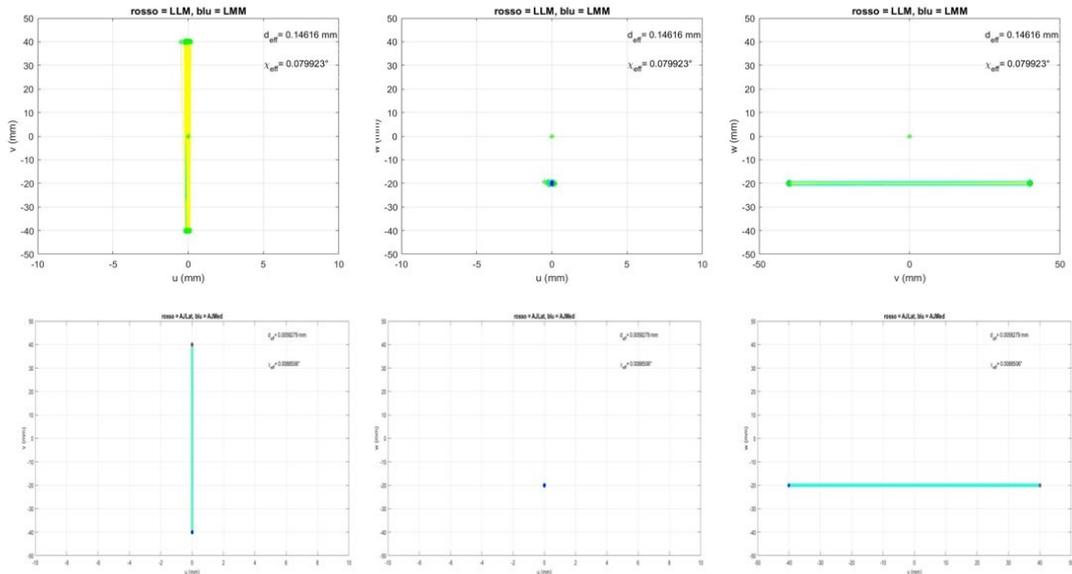


Figura 5.12: Asse di rotazione IHA (in alto) e SARA (in basso) nel sistema di riferimento gamba nel caso di movimento del modello

di un errore che simula un ipotetico movimento lungo la direzione longitudinale della gamba del guscio superiore.

Gli assi ottenuti, come nel caso delle coordinate prive di rumore casuale, risultano coerenti con il moto simulato; l'asse, infatti, passa per i due marker che simulano i malleoli (fig: 5.13 e fig: 5.14).

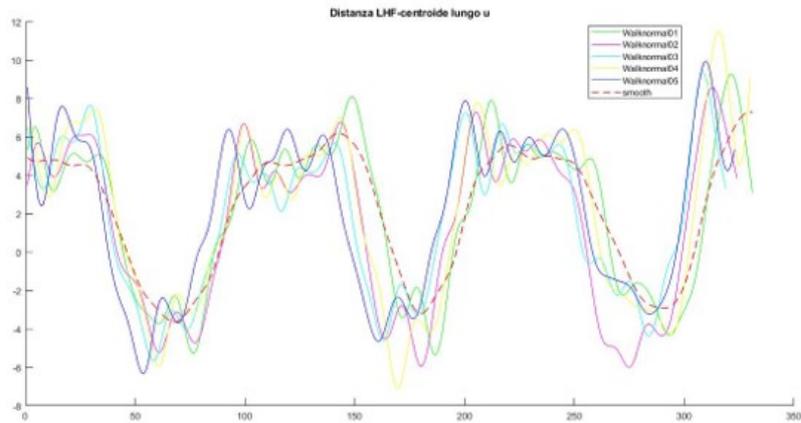


Figura 5.13: Distanza del marker LHF dal centroide del guscio superiore per ogni frame delle prove

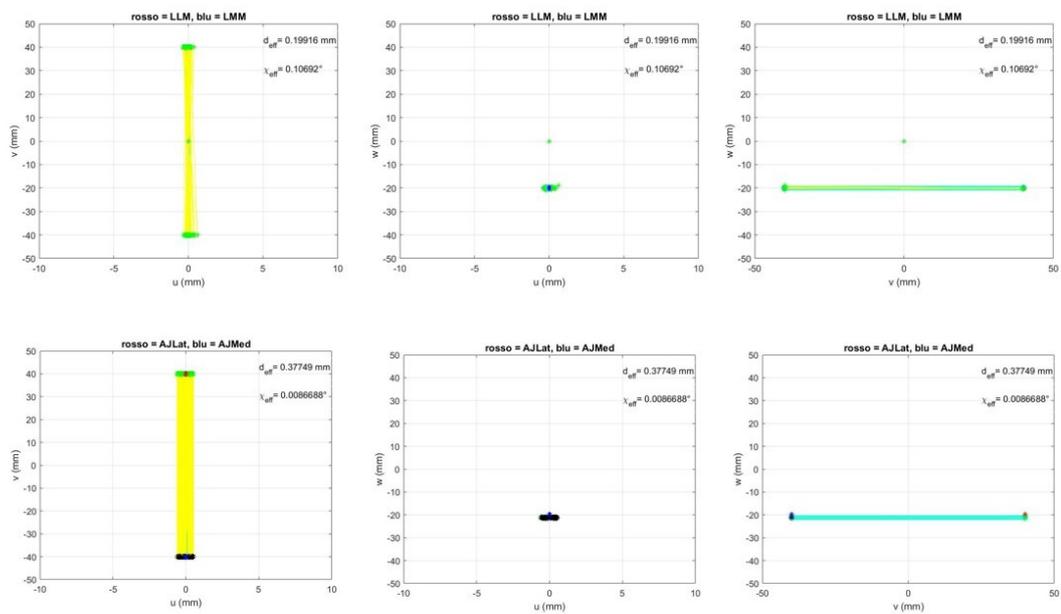


Figura 5.14: Asse di rotazione IHA (in alto) e SARA (in basso) nel sistema di riferimento gamba nel caso di movimento del modello con aggiunta del rumore casuale

In conclusione, si sono ritenute le prove eseguite precedentemente in laboratorio

non funzionali al calcolo dell'asse di rotazione anatomico a causa di un possibile movimento dei gusci durante l'esecuzione stessa.

Dunque, sono state effettuate ulteriori prove cercando di mantenere più adesi i gusci fabbricati su Rhinoceros alla superficie del soggetto e limitarne lo spostamento in ogni direzione; a tal scopo, inoltre, sono stati fabbricati nuovi gusci su SolidWorks (come citato nel capitolo 4).

5.5 Analisi dei risultati delle nuove prove

Dopo aver determinato gli assi dei vari cicli identificati durante le prove, è stata misurata la quantità di scorrimento del guscio superiore rispetto al marker anatomico durante le prove del cammino. L'obiettivo era di confrontare i risultati dei due modelli di gusci stampati.

Sono valutate esclusivamente le varie ripetizioni del cammino dal momento che nelle prove di dorsi-plantarflessione attiva non vi è alcuna variazione della distanza statica tra l'inizio e la fine della prova.

Le distanze, calcolate nel sistema di riferimento globale per entrambi i modelli di gusci durante l'intera esecuzione di prova del cammino, sono le seguenti:

- marker mediale prossimale del guscio gamba (SProxMed) - marker della tuberosità tibiale sinistra (LTT);
- marker laterale prossimale del guscio gamba (SProxLat) - LTT;
- marker laterale distale del guscio gamba (SDistLat) - LTT.

Si confronta la distanza calcolata tra le diverse ripetizioni in fig:5.15, fig:5.16 e fig: 5.17, dove viene anche riportata la distanza calcolata nella prima e nell'ultima prova durante i frame iniziali, in cui il soggetto è in posizione statica.

È possibile osservare come nel caso dei gusci rigidi realizzati con Rhinoceros il

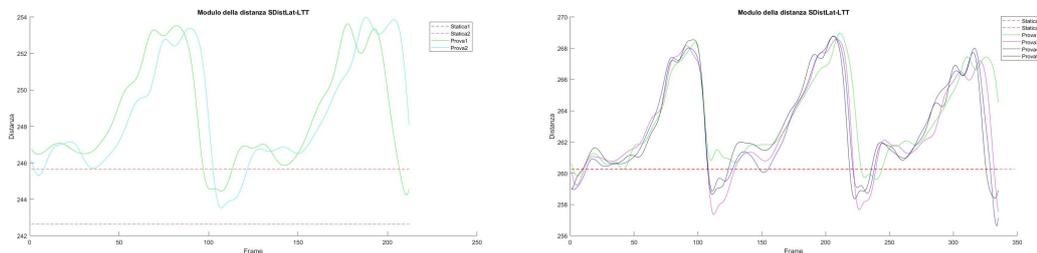


Figura 5.15: Distanza tra il marker SDistLat e LTT tra le varie prove con gusci realizzati su Rhinoceros (a sx) e SolidWorks (a dx)

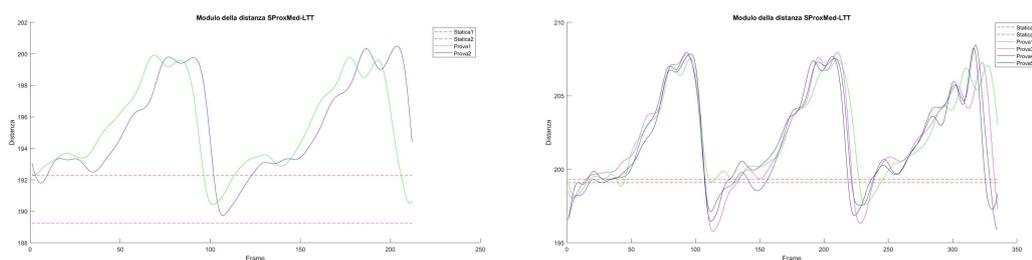


Figura 5.16: Distanza tra il marker SProxMed e LTT tra le varie prove con gusci realizzati su Rhinoceros (a sx) e SolidWorks (a dx)

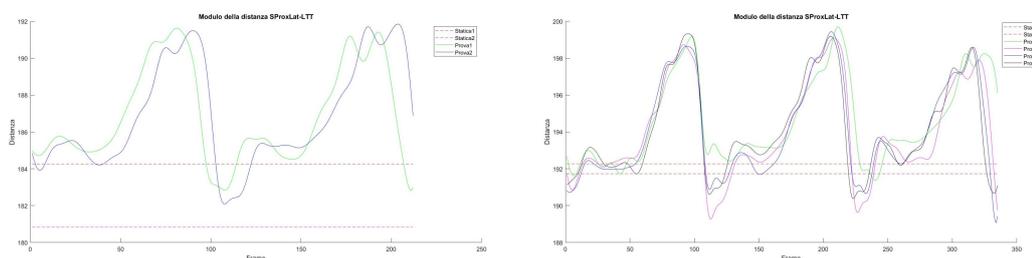


Figura 5.17: Distanza tra il marker SProxLat e LTT tra le varie prove con gusci realizzati su Rhinoceros (a sx) e SolidWorks (a dx)

valore delle distanze statiche vari di circa 3 mm tra la prima e la seconda ripetizioni, mentre si mantiene più stabile nelle prove effettuate con i gusci SolidWorks. Per evitare alterazioni nel calcolo dell'asse di rotazione è necessario che, durante il moto, i gusci siano stabili nella posizione di riferimento e, di conseguenza, che non ci sia un movimento lungo la direzione longitudinale della gamba. In conclusione, si ritiene che i gusci realizzati in Rhinoceros siano soggetti ad uno scorrimento sulla superficie corporea durante la deambulazione e, dunque, i risultati ottenuti da suddette prove non vengono considerati per la scelta dell'asse di rotazione.

5.6 Calcolo MHA e SARA

Per determinare l'asse di rotazione anatomica del soggetto, si sono considerati i risultati ottenuti dai metodi SARA e IHA, che sono stati acquisiti durante le prove di camminata e di flessione plantare-dorsale. L'obiettivo è stato quello di individuare la corretta posizione del giunto dell'ortesi da realizzare, tenendo in considerazione i seguenti parametri:

1. Coordinate dei punti di intersezione dell'asse con il piano laterale e mediale (A e B) nel sistema di riferimento anatomico del soggetto (i piani sono posti a ± 40 mm dal punto medio del segmento intermalleolare);
2. pendenza dell'asse di rotazione, intesa come inclinazione della retta rispetto all'asse v nel piano vw;
3. Valori di dispersione angolare e di scarto quadratico medio effettivo tra gli assi e il rispettivo asse medio.

Di seguito vengono riportati i valori dei parametri citati nei vari cicli distinguendo tra le prove del cammino e le prove di dorsi-plantarflexione attiva.

5.6.1 Calcolo nelle prove del cammino

Il range di coordinate scelto lungo l'asse u nel sistema di riferimento anatomico dei punti A e B va da -12 mm a 12 mm; invece, il limite inferiore della pendenza è pari a -0.3.

PROVA 1	CICLO 1				CICLO 2				CICLO 3			
	SARA		IHA		SARA		IHA		SARA		IHA	
u	14.682	0.289	5.797	3.293	14.456	-29.140	-3.217	3.149	21.062	18.394	5.895	5.980
v	-50	50	-50	50	-50	50	-50	50	-50	50	-50	50
w	-6.497	-43.395	-20.119	-26.283	-1.362	-32.849	-26.675	-26.362	-8.729	-35.214	-29.579	-31.339
PROVA 2	CICLO 1				CICLO 2				CICLO 3			
	SARA		IHA		SARA		IHA		SARA		IHA	
u	10.994	10.006	-0.555	12.321	13.523	5.408	44.462	-45.859				
v	-50	50	-50	50	-50	50	-50	50				
w	-9.439	-36.980	-23.451	-29.232	-3.269	-42.453	-23.304	-58.673				
PROVA 3	CICLO 1				CICLO 2				CICLO 3			
	SARA		IHA		SARA		IHA		SARA		IHA	
u	7.139	12.096	-6.039	9.470	11.255	12.201	-6.236	6.876	7.095	12.736	-3.185	8.122
v	-50	50	-50	50	-50	50	-50	50	-50	50	-50	50
w	-13.137	-40.116	-23.655	-31.957	-6.863	-33.186	-32.470	-27.507	-4.415	-36.338	-16.909	-35.161
PROVA 4	CICLO 1				CICLO 2				CICLO 3			
	SARA		IHA		SARA		IHA		SARA		IHA	
u	8.389	1.577	0.339	9.215	20.529	21.493	0.710	-2.855	-5.540	-11.550	-8.428	-8.489
v	-50	50	-50	50	-50	50	-50	50	-50	50	-50	50
w	-10.926	-47.576	-27.330	-34.784	9.743	-19.756	-20.536	-38.902	-9.925	-36.584	-28.619	-40.274
PROVA 5	CICLO 1				CICLO 2				CICLO 3			
	SARA		IHA		SARA		IHA		SARA		IHA	
u	11.627	6.582	-0.262	-1.624	11.530	11.765	-11.541	9.450	13.137	6.345	8.364	0.016
v	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50	50
w	-4.060	-46.010	-24.991	-42.501	-9.891	-36.054	-26.647	-32.241	-7.510	-41.260	-28.260	-39.282

Figura 5.18: Selezione degli assi seguendo i limiti imposti alle coordinate dei punti A e B (in rosso i cicli eliminati)

A differenza dei criteri precedenti, in questo caso è importante distinguere il range di limiti tra i due metodi, poiché i valori di dispersione degli assi SARA sono due ordini di grandezza inferiori rispetto ai valori degli assi calcolati con la teoria IHA. Per il terzo criterio di selezione, infatti, si sono scelti per l'asse calcolato con la teoria IHA rispettivamente valori pari a 25 mm e 37° per lo scarto quadratico medio effettivo e la dispersione angolare; nel calcolo con SARA i valori sono, invece,

		SARA	IHA
PROVA 1	ciclo 1	-0.3690	-0.0616
	ciclo 2	-0.3149	0.0031
	ciclo 3	-0.2648	-0.0176
PROVA 2	ciclo 1	-0.2754	-0.0578
	ciclo 2	-0.3918	-0.3537
PROVA 3	ciclo 1	-0.2698	-0.0830
	ciclo 2	-0.2632	0.0496
	ciclo 3	-0.3192	-0.1825
PROVA 4	ciclo 1	-0.3665	-0.0745
	ciclo 2	-0.2950	-0.1837
	ciclo 3	-0.2666	-0.1165
PROVA 5	ciclo 1	-0.4195	-0.1751
	ciclo 2	-0.2616	-0.0559
	ciclo 3	-0.3375	-0.1102

Figura 5.19: Selezione degli assi seguendo i limiti imposti alla pendenza dell'asse (in rosso i cicli eliminati)

rispettivamente 2 mm e 2°.

		$X_{eff} (^{\circ})$	$d_{eff} (mm)$	$X_{eff} (^{\circ})$	$d_{eff} (mm)$
		IHA		SARA	
PROVA 1	1°ciclo	33.4014	20.3713	0.8083	1.9576
	2°ciclo	33.6956	20.9459	1.9408	1.2759
	3°ciclo	36.0137	22.8084	1.7417	2.5394
PROVA 2	1°ciclo	36.6011	21.4724	1.9155	1.0125
	2°ciclo	41.6309	51.8546	1.8519	1.0118
PROVA 3	1°ciclo	36.0771	22.9068	1.3847	0.8599
	2°ciclo	39.0596	24.3992	1.8401	1.1314
	3°ciclo	27.6528	31.8223	1.9235	0.9281
PROVA 4	1°ciclo	33.2891	24.9917	1.6624	0.6153
	2°ciclo	35.7301	23.0124	1.7784	1.8645
	3°ciclo	34.0455	57.0595	2.0855	2.4771
PROVA 5	1°ciclo	35.1473	42.9641	1.6600	1.0051
	2°ciclo	38.9614	25.8545	1.7578	1.0360
	3°ciclo	41.8236	30.1716	2.0657	1.1741

Figura 5.20: Selezione degli assi seguendo i limiti imposti ai parametri di dispersione angolare e scarto quadratico medio effettivo (in rosso i cicli eliminati)

Inoltre, è stata verificata la conformità degli assi ottenuti utilizzando la teoria

IHA rispetto al limite superiore di velocità angolare e al numero di frame utilizzati per definire l'asse. In tutte le prove, non è stata riscontrata alcuna perdita di frame a seguito del filtraggio. Tuttavia, in generale, occorre precisare che negli assi MHA il calcolo è influenzato dall'entità della velocità angolare, il che può portare ad un errore nella stima dell'asse.

Vengono quindi rappresentati (fig: 5.21 e fig:5.22) gli assi IHA e SARA delle prove selezionate e poste a confronto nei vari piani (in ordine sagittale, trasversale e frontale) del sistema di riferimento anatomico, con tratteggiato l'asse medio tra le prove.

Si osserva che gli assi MHA presentano una maggiore dispersione nel piano sagit-

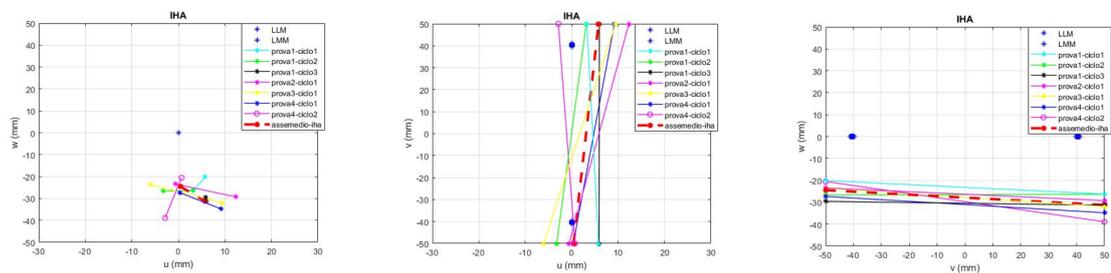


Figura 5.21: Rappresentazioni degli assi MHA selezionati nel sistema di riferimento anatomico

tale, mentre nel piano trasversale si è notato che quasi tutte le prove (ad eccezione del ciclo 2 della quarta prova) presentano una coordinata laterale positiva e una coordinata mediale positiva, ad eccezione del ciclo 1 e 2 della prima prova. Nel piano frontale, tutti gli assi hanno coordinate negative sia nel piano mediale che nel piano laterale, e distano più di 20 mm dai malleoli.

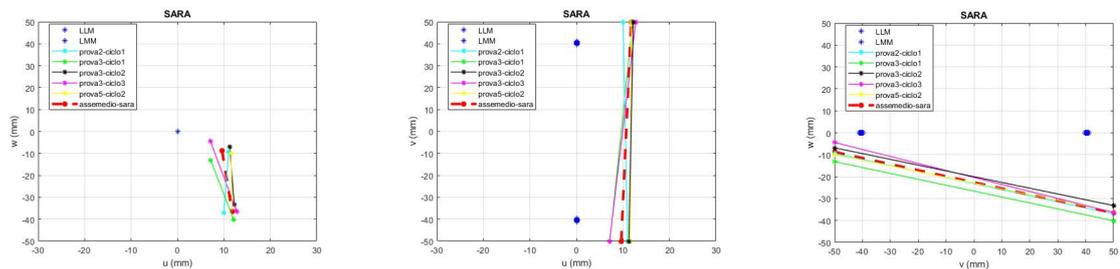


Figura 5.22: Rappresentazioni degli assi SARA selezionati nel sistema di riferimento anatomico

Gli assi SARA hanno approssimativamente il medesimo orientamento in ogni ciclo. E' evidente che, nel piano frontale, l'estremità laterale di ogni asse è posizionata più in basso rispetto al segmento intermalleolare di circa 30 mm, mentre nel piano trasversale le coordinate sono positive in entrambi i piani.

Di seguito (fig: 5.23 per l'asse MHA e fig: 5.24 per l'asse SARA) sono riportati i valori delle coordinate dei punti A e B e dei parametri di dispersione delle prove finali considerate, insieme ai valori dell'asse medio ottenuto.

Da questa analisi emerge che la pendenza e la direzione degli assi calcolati con

	IHA	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	X_eff (°)	d_eff (mm)
Prova 1	Ciclo 1	5.7975	-50	-20.1188	3.2934	50	-26.2832	33.4014	20.3713
	Ciclo 2	-3.2174	-50	-26.6754	3.1495	50	-26.3624	33.6956	20.9459
	Ciclo 3	5.8953	-50	-29.5787	5.9802	50	-31.3392	36.0137	22.8084
Prova 2	Ciclo 1	-0.5546	-50	-23.4507	12.3209	50	-29.2318	36.6011	21.4724
Prova 3	Ciclo 1	-6.0393	-50	-23.6553	9.4696	50	-31.9569	36.0771	22.9068
Prova 4	Ciclo 1	0.3385	-50	-27.3298	9.2152	50	-34.7840	33.2891	24.9917
	Ciclo 2	0.7097	-50	-20.5357	-2.8553	50	-38.9016	35.7301	23.0124
MEDIA		0.4185	-50.0000	-24.4778	5.7962	50.0000	-31.2656	34.9726 ± 1.656	22.3584 ± 2.0229

Figura 5.23: Tabella riassuntiva dei valori di coordinate A e B e di dispersione negli assi scelti MHA con relativa media finale

	SARA	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	X_eff (°)	d_eff (mm)
Prova 2	Ciclo 1	10.9939	-50	-9.4390	10.0060	50	-36.9804	1.9155	1.0125
Prova 3	Ciclo 1	7.1391	-50	-13.1367	12.0957	50	-40.1156	1.3847	0.8599
	Ciclo 2	11.2550	-50	-6.8630	12.2007	50	-33.1855	1.8401	1.1314
	Ciclo 3	7.0946	-50	-4.4153	12.7358	50	-36.3381	1.9235	0.9281
Prova 4	Ciclo 1	11.5304	-50	-9.8907	11.7648	50	-36.0539	1.7578	1.0360
MEDIA		9.6026	-50.0000	-8.7489	11.7606	50.0000	-36.5347	1.7643 ± 0.2694	0.9936 ± 0.1357

Figura 5.24: Tabella riassuntiva dei valori di coordinate A e B e di dispersione negli assi scelti SARA con relativa media finale

SARA si mantengono più o meno sempre uguali per ogni prova del cammino, con una variazione massima tra le prove pari a 0.1578; nel caso dell'asse MHA, invece, la pendenza e la direzione degli assi variano maggiormente, raggiungendo una variazione massima pari a 0.4033. Inoltre, gli assi MHA sono caratterizzati da una scarsa ripetibilità, evidenziata da parametri di dispersione elevati, a differenza

degli assi ottenuti con la teoria SARA che presentano una variabilità concentrata e parametri di dispersioni bassi.

5.6.2 Calcolo nelle prove di dorsi-plantarflexione

I valori limiti scelti per lo studio delle prove di dorsi-plantarflexione differiscono dai valori nelle prove del cammino a causa della meccanica diversa in esame: in questo caso, infatti, il soggetto non deve rispondere al carico esterno dato dal contatto con il suolo.

Il range di coordinate lungo l'asse u nel sistema di riferimento anatomico dei punti A e B va da -15 mm a 15 mm; invece, il limite inferiore della pendenza (intesa come inclinazione della retta rispetto all'asse v nel piano vw) è pari a -0.1.

		CICLO 1				CICLO 2				CICLO 3			
		SARA		IHA		SARA		IHA		SARA		IHA	
u		-1.890	14.752	-3.521	8.506	-0.841	14.900	-1.955	6.726	-9.708	6.052	-1.160	7.658
v		-40	40	-40	40	-40	40	-40	40	-40	40	-40	40
w		-11.118	-9.184	-17.639	-28.361	-11.012	-9.056	-25.746	-24.201	-11.957	-9.743	-22.831	-23.440

		CICLO 4				CICLO 5				CICLO 6				CICLO 7			
		SARA		IHA		SARA		IHA		SARA		IHA		SARA		IHA	
u		0.313	14.299	1.554	3.018	-0.841	14.900	-1.955	6.726	-1.734	14.886	0.168	8.020	-0.390	15.646	-0.390	15.646
v		-40	40	-40	40	-50	50	-50	50	-40	40	-40	40	-40	40	-40	40
w		-14.125	-13.048	-28.345	-29.450	-11.012	-9.056	-25.746	-24.201	-11.098	-10.237	-20.563	-21.051	-10.131	-10.795	-10.131	-10.795

Figura 5.25: Selezione degli assi seguendo i limiti imposti alle coordinate dei punti A e B (in rosso i cicli eliminati)

	SARA	IHA
ciclo 1	0.0242	-0.1340
ciclo 2	0.0244	0.0193
ciclo 3	0.0277	-0.0076
ciclo 4	0.0135	-0.0138
ciclo 5	0.0226	0.0364
ciclo 6	0.0108	-0.0061
ciclo 7	-0.0083	-0.0855

Figura 5.26: Selezione degli assi seguendo i limiti imposti alla pendenza dell'asse (in rosso i cicli eliminati)

Per il terzo criterio di selezione, invece, si sono scelti per l'asse calcolato con la teoria IHA rispettivamente valori pari a 25 mm e 37° per lo scarto quadratico medio effettivo e la dispersione angolare; nel calcolo con SARA i valori sono, invece, rispettivamente 2 mm e 3°.

Come nel caso dello studio delle prove di cammino, è necessario distinguere il range limite tra i due metodi a causa della notevole riduzione (due ordini di grandezza) della dispersione dei valori degli assi SARA rispetto ai valori degli assi calcolati con la teoria IHA.

Vengono quindi rappresentati (fig: 5.28 e fig:5.29) gli assi IHA e SARA delle

	IHA		SARA	
	$\chi_{eff} (^{\circ})$	$d_{eff} (mm)$	$\chi_{eff} (^{\circ})$	$d_{eff} (mm)$
1°ciclo	38.7849	15.8065	3.1587	2.07
2°ciclo	31.4807	15.7556	3.119	2.32
3°ciclo	29.0317	14.2514	2.8699	2.64
4°ciclo	38.8208	14.2461	2.909	2.15
5°ciclo	41.4782	13.9374	3.1702	2.24
6°ciclo	27.5272	12.299	3.2511	2.55
7°ciclo	35.2982	16.0834	3.0851	2.52

Figura 5.27: Selezione degli assi seguendo i limiti imposti ai parametri di dispersione angolare e scarto quadratico medio effettivo (in rosso i cicli eliminati)

prove finali di dorsi-plantarflexione attiva e poste a confronto nei vari piani (in ordine sagittale, trasversale e frontale) del sistema di riferimento anatomico, con tratteggiato l'asse medio tra le prove.

Gli assi MHA ottenuti dai cicli della prova di dorsi-plantarflexione presentano lo

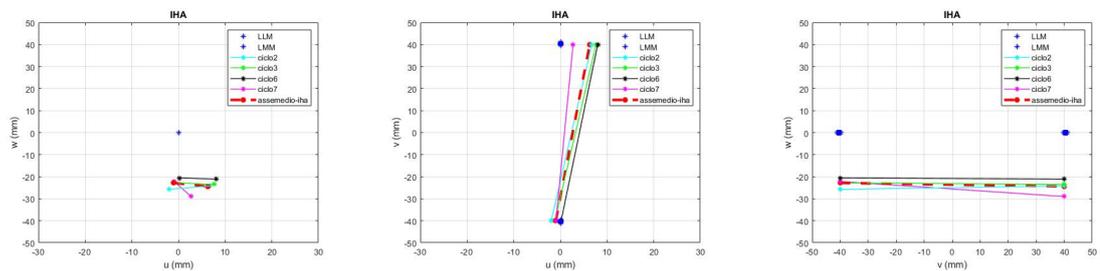


Figura 5.28: Rappresentazioni degli assi MHA selezionati nel sistema di riferimento anatomico

stesso andamento nei vari piani. In particolare, nel piano frontale, le coordinate mediali e laterali degli assi sono entrambe negative e distano circa 20 mm dai rispettivi malleoli. Nel piano trasversale, si osserva un andamento diverso degli assi, con le coordinate mediali che giacciono in prossimità del malleolo mediale e le coordinate laterali che sono tutte positive, variando da 5 mm circo fino a 10 mm lungo l'asse u.

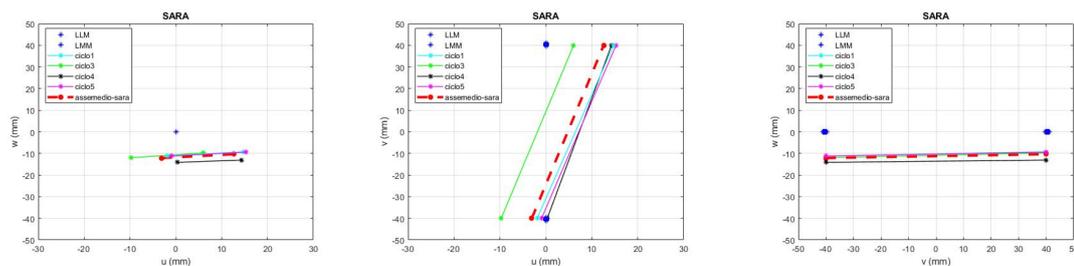


Figura 5.29: Rappresentazioni degli assi SARA selezionati nel sistema di riferimento anatomico

Dalla rappresentazione grafica (fig: 5.29) è evidente che gli assi ottenuti con la teoria SARA hanno lo stesso andamento (in termini di pendenza) nel piano trasversale, dove presentano coordinate mediali negative e coordinate laterali positive. Il ciclo che si discosta maggiormente in termini di valori assunti è il terzo, pur mantenendo lo stesso orientamento degli altri. Nel piano frontale, tutti gli assi hanno coordinate negative e si discostano dai malleoli, sia laterale che mediale, di circa 10 mm.

I valori delle coordinate dei punti A e B e dei parametri di dispersione delle prove finali considerate, insieme ai valori dell'asse medio ottenuto, sono riportati di seguito (fig: 5.30 per gli assi MHA e fig: 5.31 per gli assi SARA).

IHA	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	$\chi_{eff} (^{\circ})$	d_eff (mm)
2°ciclo	-1.955	-40	-25.746	6.726	40	-24.201	31.481	15.756
3°ciclo	-1.160	-40	-22.831	7.658	40	-23.440	29.032	14.251
6°ciclo	0.168	-40	-20.563	8.020	40	-21.051	27.527	12.299
7°ciclo	-0.950	-40	-22.159	2.732	40	-28.996	35.298	16.083
MEDIA	-0.9744	-40	-22.825	6.2838	40	-24.422	30.8345 ±3.8855	14.5974 ±1.8922

Figura 5.30: Tabella riassuntiva dei valori di coordinate A e B e di dispersione negli assi scelti MHA con relativa media finale

SARA	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	$\chi_{eff} (^{\circ})$	d_eff (mm)
1°ciclo	-1.8903	-40	-11.118	14.752	40	-9.1841	3.1587	2.07
3°ciclo	-9.7076	-40	-11.957	6.0517	40	-9.743	2.8699	2.64
4°ciclo	0.31258	-40	-14.125	14.299	40	-13.048	2.909	2.15
5°ciclo	-0.9275	-40	-11.212	15.284	40	-9.4074	3.1702	2.24
MEDIA	-3.0532	-40	-12.103	12.5965	40	-10.346	3.0270± 0.1501	2.2750± 0.285

Figura 5.31: Tabella riassuntiva dei valori di coordinate A e B e di dispersione negli assi scelti SARA con relativa media finale

In generale, dall'analisi delle prove di dorsi-plantarflessione attiva emerge che, a differenza degli assi MHA, la direzione e la pendenza degli assi calcolati con la teoria SARA non variano. Inoltre, gli assi MHA sono caratterizzati da una scarsa ripetibilità, come evidenziato da parametri di dispersione elevati. Al contrario, gli assi ottenuti con la teoria SARA presentano una variabilità concentrata e parametri di dispersione bassi.

Capitolo 6

Progettazione dell'ortesi

Per la realizzazione dell'ortesi personalizzata occorre porre particolare attenzione al posizionamento del giunto, vincolato, infatti, dalla posizione dell'asse di rotazione della caviglia, che varia tuttavia durante la deambulazione.

Scopo, quindi, del lavoro è individuare una posizione del giunto che segua al meglio la variabilità dell'asse, al fine di favorire movimenti di flessione-estensione del piede e avere un cammino più fisiologico possibile. Così facendo, si ottiene un prototipo di ortesi che risponde a richieste di tipo funzionale e non ancora riguardante aspetti ergonomici o di resistenza meccanica, bensì utile solo a garantire un'efficacia terapeutica.

Individuata l'asse di rotazione anatomica, calcolata a partire da dati cinematici prodotti dalla stereofotogrammetria, e rappresentata nel sistema di riferimento anatomico del soggetto, si realizzano il giunto mediale e quello laterale in modo tale da permettere il movimento di flessione-estensione nel piano sagittale. Quindi, questi si congiungono ai precedenti gusci stampati mediante modifiche progettuali.

6.1 Posizionamento del giunto

Dall'analisi dei risultati delle prove di cammino e di dorsiflessione-plantarflexione descritte in precedenza, è stato osservato che gli assi di rotazione calcolati con il metodo IHA mostravano una bassa ripetibilità e quindi una maggiore dispersione rispetto agli assi ottenuti tramite l'algoritmo SARA, i quali sono risultati molto più concentrati. Affinché il moto relativo tra i gusci segua quello individuato durante una deambulazione normale anche con l'utilizzo del giunto, l'asse medio SARA in entrambi i task motori risulta più conforme e consistente in termini di ripetibilità tra le prove; quindi, di seguito vengono rappresentati gli assi SARA medi delle prove scelte. Per una corretta rappresentazione ed un confronto accurato, gli assi vengono rappresentati nel sistema di riferimento anatomico, a partire dal modello della gamba

in Solidworks su cui sono stati aggiunti i gusci personalizzati:

- dopo aver riportato delle sfere di diametro pari a 14 mm in accordo con le posizioni dei marker durante le prove in laboratorio, viene inserito il sistema di riferimento anatomico usando l'origine (il punto medio dell'asse intermalleolare) e l'asse u e v come descritto in precedenza (fig:6.1);
- si definiscono il piano mediale e quello laterale posti a ± 40 mm dall'origine e su questi vengono posizionate le coordinate A e B degli assi medi;
- si traccia l'asse che congiunge le coordinate, che, quindi, corrisponde all'asse di rotazione anatomica.



Figura 6.1: Sistema di riferimento anatomico importato sul modello Solidworks

Di seguito si visualizzano l'asse SARA medio derivante dalla prova del cammino (fig: 6.2) e l'asse medio SARA ottenuto dalla prova di dorsi-plantarflessione (fig: 6.3).

Per la costruzione del giunto, si è selezionato l'asse medio SARA ottenuto dalle prove di dorsi-plantarflessione, che, plottato nel sistema di riferimento anatomico, risulta discostato di poco dai malleoli rispetto all'asse medio SARA del cammino. Nonostante l'asse medio SARA calcolato durante la prova di camminata presenti bassi valori di dispersione, i dati relativi alla prova di flessione-estensione risultano, in generale, più consistenti. Ciò suggerisce che il calcolo dell'asse di rotazione durante la prova di camminata sia fortemente influenzato dal carico al quale il soggetto è sottoposto, carico non presente nel movimento di flessione-estensione.

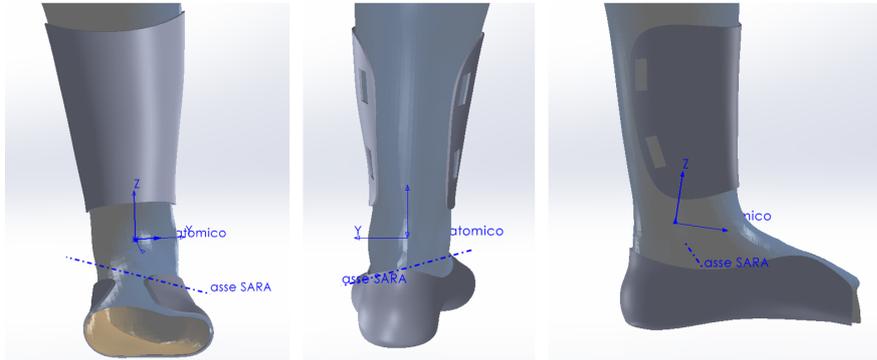


Figura 6.2: Asse medio SARA ottenuto dalle prove di cammino nel sistema di riferimento anatomico nella vista frontale anteriore e posteriore e vista mediale

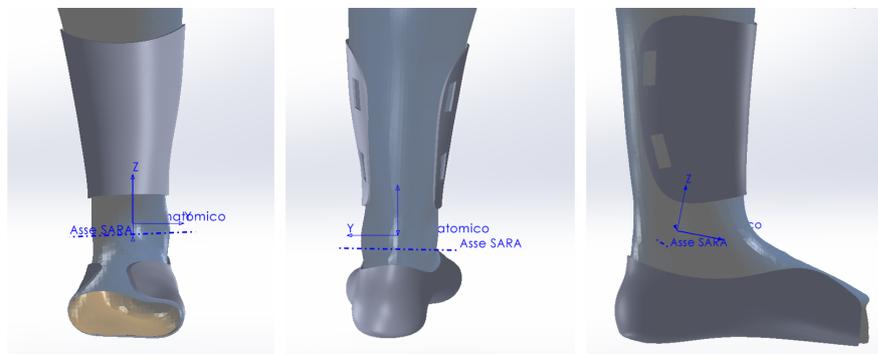


Figura 6.3: Asse medio SARA ottenuto dalle prove di flessione-estensione nel sistema di riferimento anatomico nella vista frontale anteriore e posteriore e vista mediale

6.2 Prototipo del giunto

Il giunto dell'ortesi deve simulare al meglio il comportamento del giunto di caviglia anatomico, per cui sono stati stabiliti i seguenti requisiti da rispettare:

- la posizione dei giunti mediale e laterale nel piano mediale e laterale coincide con la coordinate dell'asse medio SARA di flessione estensione (A e B);
- il movimento principale è quello di flessione-estensione nel piano sagittale, a discapito di movimenti secondari, cioè quelli nel piano trasversale e frontale, che sono limitati.

Per la costruzione del giunto si è fatto riferimento allo studio svolto in [23], in cui si è progettato un meccanismo di giunzione per collegare le parti della gamba e del piede e consentire un movimento di 20° in senso antiorario (movimento di

estensione) e 10° in senso orario (movimento di flessione) durante il cammino.



Figura 6.4: Prototipo di ortesi prodotto in [23]

A partire dal modello, quindi, il prototipo di giunto consta di tre componenti:

1. uno solidale al guscio superiore che presenta un anello terminale che, inserendosi nel sistema, garantisce il movimento di flesso-estensione;
2. una base solidale al guscio inferiore che presenta sia l'apertura per consentire il passaggio e la successiva rotazione dell'anello, che un'apertura per la chiusura giunto;
3. un componente che permette la chiusura del sistema, garantendone il bloccaggio.

6.2.1 Anello solidale al guscio superiore

La componente solidale al guscio superiore termina con un anello, il cui centro è collineare all'asse di rotazione SARA scelto; l'anello, inserendosi nell'apertura della base, è in grado di ruotare di 60° in senso orario e di 30° in senso antiorario al fine di garantire il movimento di flesso-estensione nel piano sagittale.

Per stabilire la dimensione dell'anello si è tenuto conto della grandezza della base e, di conseguenza, del gioco dato dalla differenza tra i due diametri: il diametro interno dell'anello è di 18 mm, quello esterno di 23 mm; lo spessore dell'anello è pari a 4 mm.

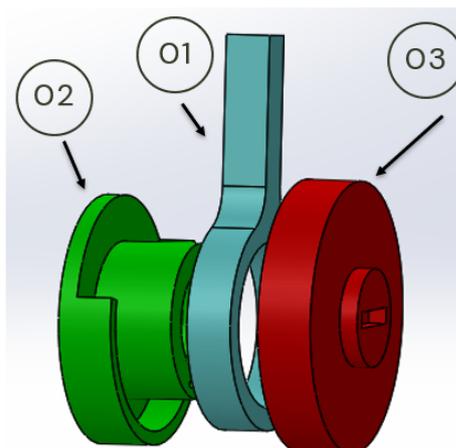


Figura 6.5: Modello di giunto in vista laterale

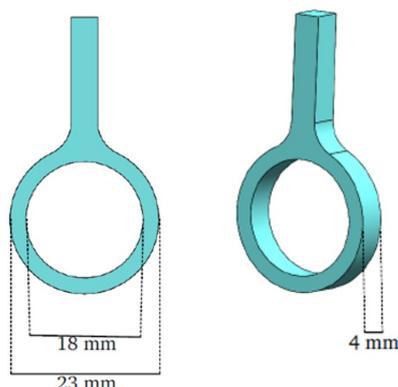


Figura 6.6: Realizzazione dell'anello in vista laterale

6.2.2 Base solidale al guscio inferiore

La componente solidale al guscio inferiore presenta una cavità per l'ingresso dell'anello ed un bordo frazionato per permettere la rotazione dell'anello e garantire i gradi di rotazione; inoltre, vi è un'ulteriore cavità per l'ingresso del sistema di bloccaggio (o cap), caratterizzata sia da un canale esterno, in cui si inserisce la linguetta del cap, che da una guida interna in cui la linguetta si inserisce perché avvenga e termini il bloccaggio. Anche in questo caso, come nel precedente, il centro della base è collineare all'asse SARA scelto.

Le dimensioni della base e del sistema di bloccaggio garantiscono un gioco di 0.5 mm; nel dettaglio della componente base si ha:

- diametro totale della base di 27 mm e spessore bordo di 3 mm;
- cilindro cavo interno con diametro pari 17 mm (diametro cavità di 11 mm);
- altezza della base di 11 mm in totale, di cui 4 mm necessari per inserire l'anello, 2 mm come spessore della base e altri 5 mm per l'inserimento del cap.

Le dimensioni determinano un gioco di 0.5 mm tra l'anello e la sezione cava della base in cui questo è inserito; così facendo, è permesso un minimo di movimento secondario nel piano trasversale durante la deambulazione.

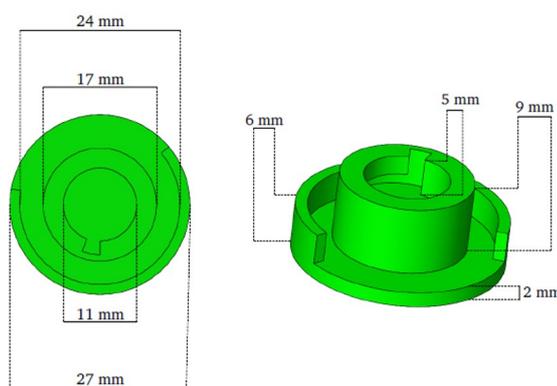


Figura 6.7: Realizzazione della base in vista laterale

Per garantire la tenuta del cap si è creato un canale avente stesse dimensioni della linguetta presente sul cap: quest'ultima entra e attraversa l'intero canale e, grazie ad una rotazione manuale (in senso orario per il giunto mediale e in senso antiorario per quello laterale), scorre lungo la guida interna creata; la guida, nel dettaglio, si estende per 180° e presenta una progressiva diminuzione dell'altezza da 2.2 mm fino a 2 mm, in modo tale che la linguetta, una volta inserita, non possa più muoversi.

6.2.3 Sistema di bloccaggio

Il terzo componente funge da tappo che si incastra con la base solidale al guscio piede: arrivato sul fondo del canale esterno della base, ruotando si interfaccia con i due gradini della guida interna al fine di evitare che si crei un disaccoppiamento tra le componenti e, quindi, tra i due gusci.

Il cap consta di un cilindro interno, caratterizzato dalla presenza della linguetta,

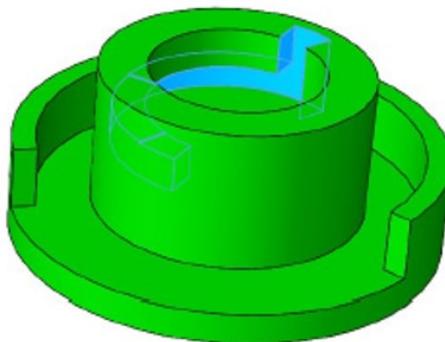


Figura 6.8: Canale per l'inserimento della linguetta come sistema di bloccaggio

che si interfaccia in modo diretto con la base; questo meccanismo implica necessariamente che la geometria e le dimensioni della sezione della linguetta siano analoghe a quelle della sezione di ingresso della base e che il suo spessore sia uguale alla larghezza della canale della base stesso (2 mm).

Il cap è caratterizzato da un diametro esterno di 29.5 mm in modo da poter racchiudere i due precedenti componenti con un gioco massimo garantito di 0.5 mm; invece, raggiunge un'altezza di 5 mm, corrispondente all'ingresso nella cavità della base.

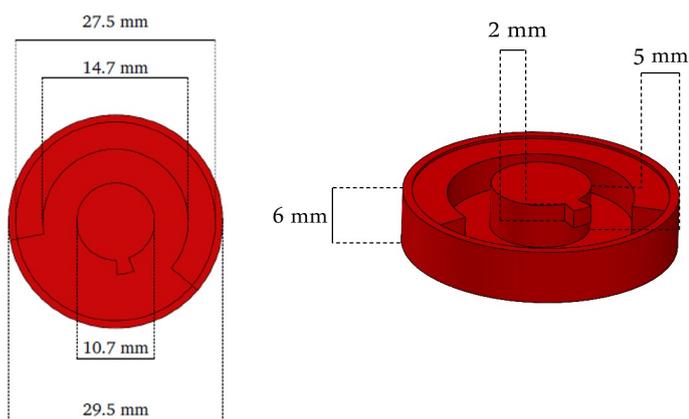


Figura 6.9: Realizzazione del cap in vista laterale

6.3 Integrazione del giunto nei gusci

Per la costruzione finale dell'ortesi, a partire dai modelli di gusci precedentemente realizzati su Solidworks, sono state opportunamente aggiunte le componenti dei giunti mediale e laterale, garantendo sempre che il centro di questi passi per l'asse di rotazione SARA medio.

Per quanto riguarda il guscio della gamba sono state effettuate le seguenti modifiche:

- creazione di prolungamenti laterali di circa 33 mm, angolati in modo da evitare il contatto con la cute durante il movimento, su cui si aggiunge la componente del giunto solidale al guscio superiore;
- spostamento delle aperture usate per l'inserimento del velcro (indispensabile per sostenere il guscio e non farlo muovere);
- operazioni di nervatura affinché ci sia una maggiore angolazione, quindi una maggiore tenuta del giunto, e successive operazioni di smussatura per garantire meno disagi causati da un possibile contatto con la cute del soggetto.

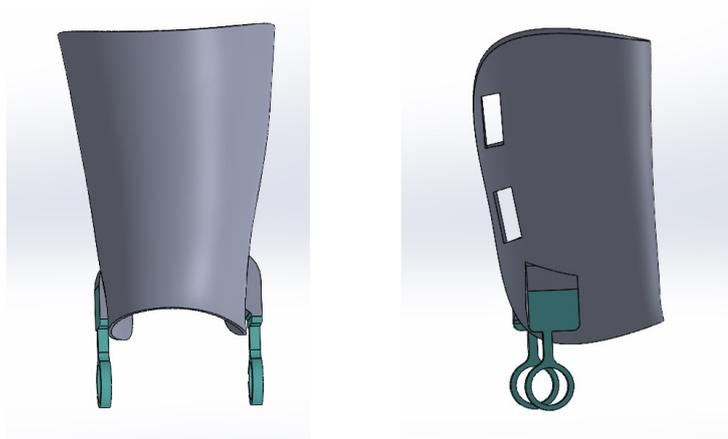


Figura 6.10: Guscio superiore in vista frontale e laterale

Per il guscio del piede, invece, sono state effettuate le seguenti variazioni:

- creazione di prolungamenti laterali di lunghezza pari a 59.4 mm, angolati in modo da evitare il contatto con la cute durante il movimento, su cui si aggiunge la componente del giunto solidale al guscio inferiore;
- allungamento di 60 mm della pianta del piede al fine di evitare il più possibile lo scivolamento del piede durante il cammino; la lunghezza della pianta del guscio inferiore è ora pari a 232 mm circa;

- operazioni di nervatura al fine di aumentare l'angolazione e quindi la tenuta del giunto, seguite da operazioni di smussatura per ridurre eventuali fastidi derivanti dal contatto con la pelle del soggetto (come nel caso del guscio superiore).

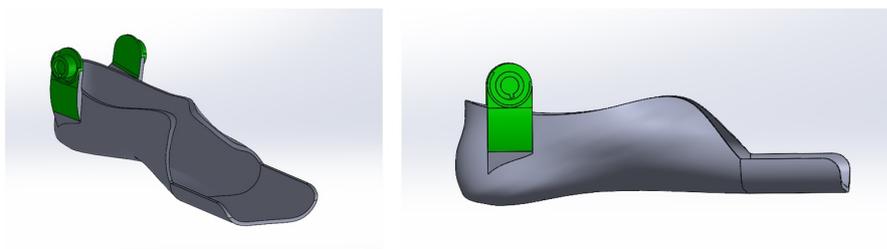


Figura 6.11: Guscio inferiore in vista frontale e laterale

In figura 6.12 è rappresentata l'ortesi finale realizzata, in cui è possibile notare la sovrapposizione delle componenti del giunto, posizionato rispettando le coordinate dell'asse SARA medio.

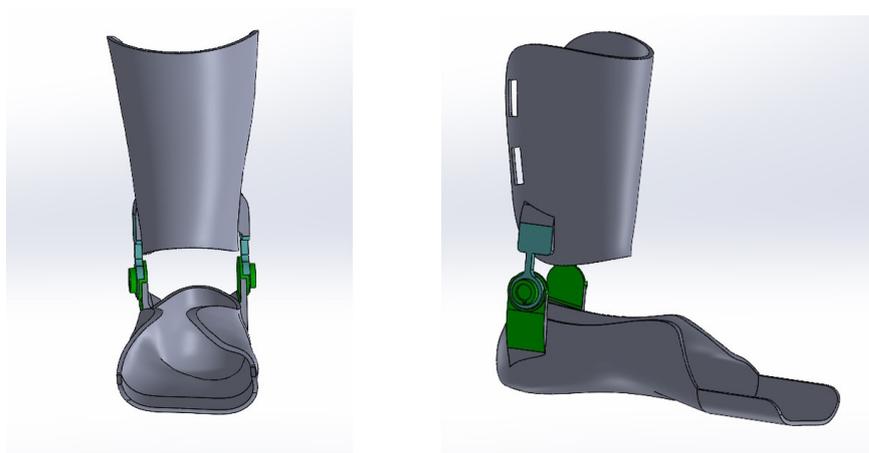


Figura 6.12: Orttesi in vista frontale e laterale

6.4 Stampa dell'ortesi

Completata la progettazione delle singole componenti dell'ortesi, si è passati alla fase di stampa presso il laboratorio VirtualLab del Politecnico di Torino, in cui si utilizza la stampante a doppio estrusore che prevede l'uso di filamenti di 2.85 mm

di acido polilattico (PLA) per il modello e di PVA come materiale di supporto, facilmente rimovibile perché solubile in acqua. La stampa, avvenuta in direzione verticale, ha richiesto una durata di 22 ore e 51 minuti per il guscio inferiore, 13 ore per il guscio superiore e 35 minuti per ciascun sistema di bloccaggio. In figura 6.13 si mostra il risultato della stampa in più viste.



Figura 6.13: Ortesi di caviglia ottenuta con stampante a doppio estrusore in vista frontale e laterale

Rimosso il materiale di supporto, tuttavia, sono stati riscontrati problemi durante l'indossamento: una zona di collegamento debole tra il cerchio e il guscio, per cui potrebbe non rispondere correttamente sotto azione di un carico (specialmente in direzione trasversale al giunto).

6.5 Secondo prototipo di ortesi

Per risolvere i problemi, si decide di ispessire il giunto solidale al guscio superiore e di ridurre lo spessore del guscio stesso; nel dettaglio risulta:

- lo spessore del guscio di 2.5 mm;
- lo spessore del cerchio di 5 mm;
- aumento di 2 mm dello spessore nella zona di collegamento tra il cerchio e il guscio, con un raccordo di raggio pari a 2 mm.

La figura 6.15 mostra l'ortesi finale realizzata, evidenziando la sovrapposizione delle componenti del giunto posizionato in accordo alle coordinate dell'asse SARA

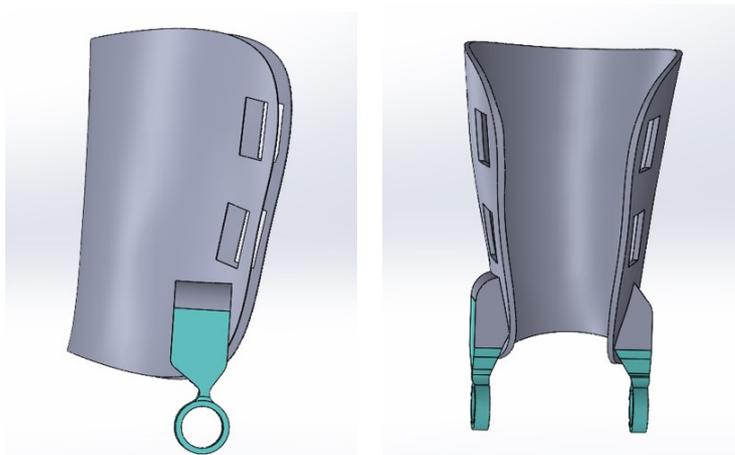


Figura 6.14: Nuovo modello di guscio superiore in vista laterale e frontale-posteriore

medio e le modifiche effettuate al guscio superiore.

A causa dell'aumento dello spessore del cerchio, si è modificato anche il cap au-

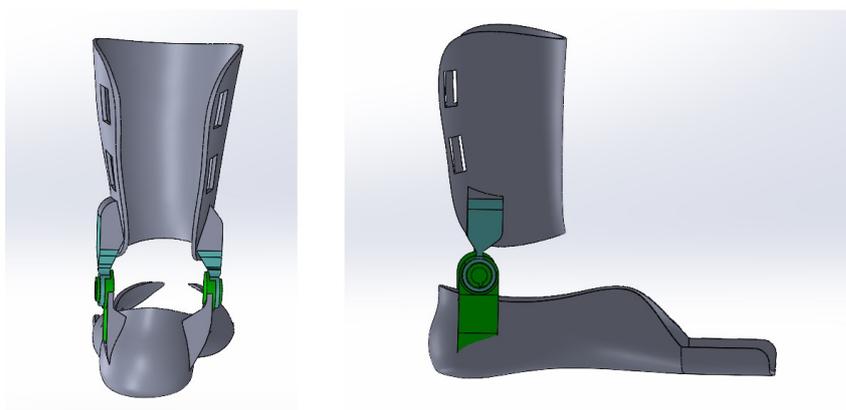


Figura 6.15: Nuovo modello di ortesi in vista laterale e frontale-posteriore

mentando l'estrusione del cilindro interno di 2 mm; in questo modo è reso possibile l'inserimento nel canale del giunto solidale al guscio inferiore e permettere, così, il bloccaggio.

Si effettua la stampa in direzione verticale (come nel primo prototipo) del solo guscio superiore e dei due cap presso il laboratorio VirtualLab, utilizzando anche in questo caso l'acido polilattico (PLA) per il modello e il PVA come materiale di

supporto.

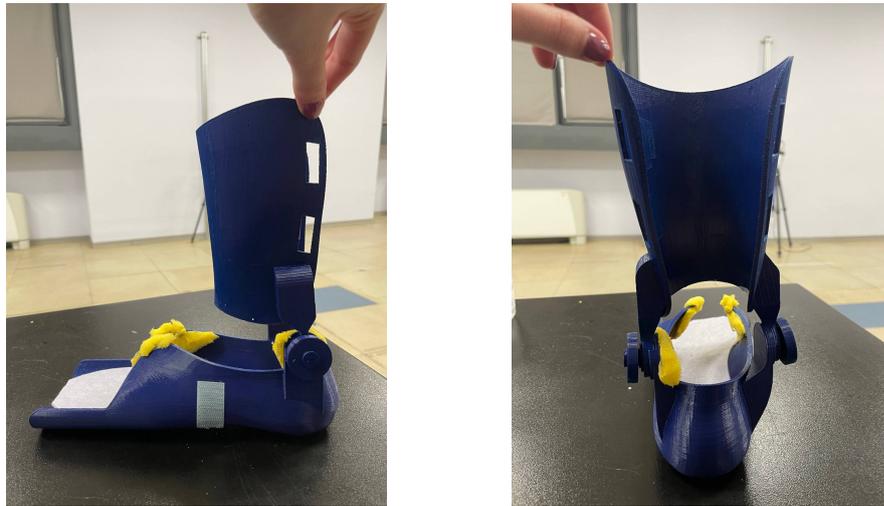


Figura 6.16: Prototipo di ortesi stampato in 3D in vista laterale a sx e frontale-posteriore a dx

Capitolo 7

Simulazioni FEM per lo studio meccanico

Completata la costruzione dei due prototipi di ortesi, è stato necessario eseguire analisi numeriche per lo studio meccanico dei prototipi. In particolare, sono state effettuate prove di flessione e torsione per valutare la rigidità dell'ortesi in diverse condizioni; i risultati di questi test sono stati confrontati con i valori riportati nella letteratura scientifica al fine di verificare se l'ortesi costruita rientrava nei range di normalità.

La misura della rigidità è stata eseguita mediante l'applicazione di un momento agente sul guscio rigido della gamba: applicando un momento e misurando l'angolo, è stato possibile risalire al valore di K .

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

- M è il valore del momento, misurato in Nm, ottenuto moltiplicando il modulo della forza imposta per il braccio;
- α è il valore di spostamento angolare, misurato in gradi, compiuto dallo scafo della gamba rispetto allo scafo del piede; si ottiene tramite considerazioni trigonometriche noti il valore dello spostamento e il valore del braccio della forza.

Per ottenere dati significativi, è necessario applicare delle forze sia nel piano frontale (con prove di flessione o inversione/eversione) sia nel piano trasversale (mediante prove di torsione o rotazione interna/esterna). In letteratura sono presenti diversi studi che indicano i valori tipici di rigidità delle AFO realizzate in materiale plastico con varie geometrie degli scafi. Tali valori sono generalmente compresi tra circa 0,2

Nm/deg e 1,5 Nm/deg e vengono, quindi, confrontati con i valori risultanti dalle simulazioni. [24]

7.1 Studio dei modelli in Ansys

Le prove di flessione e torsione sono state eseguite in vitro tramite simulazioni di analisi FEM (analisi agli Elementi Finiti) utilizzando Ansys-Workbench, software di modellazione che permette di svolgere simulazioni fisiche e di post-elaborazione a partire da modelli CAD.

Si cerca di simulare gli studi di caratterizzazione meccanica svolti in-vivo in precedenti lavori di tesi. I prototipi realizzati vengono, infatti, importati nel software per l'esecuzione della seguente routine:

1. Assegnazione del materiale. Si definiscono le proprietà del PLA (materiale plastico usato nella stampa) tramite i dati acquisiti dalla letteratura, considerando articoli ([25]) relativi ad elementi in PLA stampati in 3D.

L'assunzione di materiale lineare-isotropo rappresenta la maggior sorgen-

Caratteristica materiale	Densità [g/cm ³]	Modulo di Young [MPa]	Coefficiente di Poisson	Tensione di snervamento [MPa]	Tensione a rottura [MPa]
Isotropo elastico	1.252	3149	0.36	70	73

Figura 7.1: Tabella delle proprietà del PLA impostate in Ansys

te di errore per l'analisi, dove si considerano oggetti realizzati in *additive manufacturing*.

2. Creazione della mesh. Si effettua la mesh del modello, infittendo la zona di congiunzione tra i gusci (sizing mesh di 0.005m) per garantire un'accuratezza maggiore dei risultati.
3. Definizione dei vincoli. La pianta del guscio del piede viene vincolata in ogni direzione così da valutare la risposta del modello in termini di movimento del guscio superiore rispetto a quello inferiore.

I movimenti tra i due gusci, invece, sono stati bloccati precedentemente su SolidWorks. In Ansys, i modelli vengono riconosciuti come due corpi in contatto a livello del giunto; questo garantisce la non compenetrazione dei componenti durante l'applicazione del carico nelle prove.

4. Definizione dei carichi. Si impone il carico su uno o due nodi della mesh (rispettivamente per la prova di flessione e di torsione) in base alla simulazione da effettuare, variando il punto di applicazione, il modulo e la direzione.

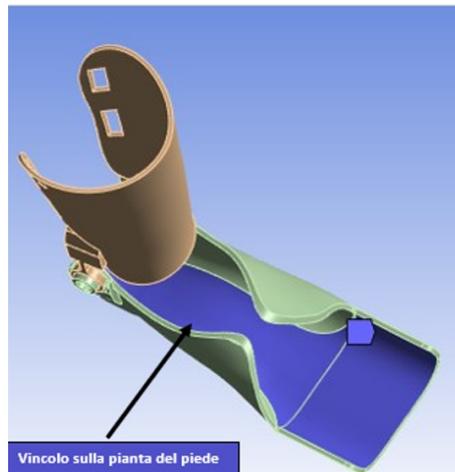


Figura 7.2: Il guscio inferiore è vincolato in ogni direzione in entrambi i prototipi

5. Definizione dei risultati della simulazione. Per l'analisi FEM svolta, si ricercano i risultati di tensione massima di Von Mises e di spostamento lungo una direzione specifica del nodo in cui si è applicato il carico.

Essendo una simulazione, l'analisi comprende una serie di semplificazioni (come l'assunzione del PLA lineare-isotropo) che non permettono di quantificare la reale rigidità del prototipo, bensì lo scopo delle prove svolte consiste nel confrontare le risposte dei due prototipi quando sollecitati nelle medesime condizioni.

7.2 Prove di flessione

Per le prove di flessione o inversione-eversione, sono stati applicati carichi laterali sia medialmente (eversione) che lateralmente (inversione del piede). Sono state eseguite varie prove per ogni direzione, con variazioni del modulo e del punto di applicazione della sollecitazione.

Il carico è stato applicato nel piano sagittale, e il modulo è stato variato in un intervallo da 2.5N a 30N, con un passo di 2.5, come suggerito dai lavori di tesi precedenti.

Nella prima simulazione è stato calcolato il braccio del carico mediale, pari a 14.842 cm, e del carico laterale, pari a 14.592 cm. Successivamente, il punto di applicazione è stato variato diminuendo il braccio di 2 cm per volta.

Durante ogni simulazione, il software ha fornito in output lo spostamento del nodo in cui il carico è stato applicato lungo la sua direzione di applicazione, permettendo così il calcolo dello spostamento angolare in gradi, nota la distanza

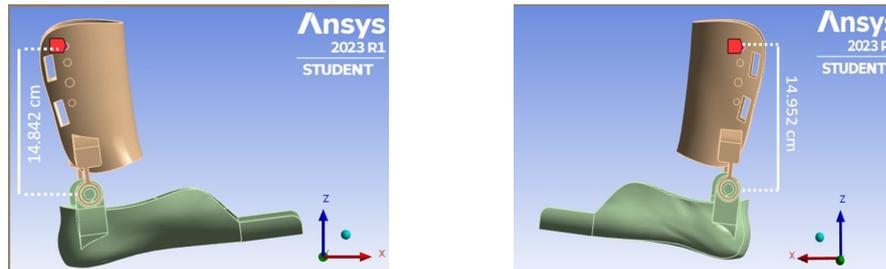


Figura 7.3: Braccio del carico per le prove di flessione applicato medialmente (a sx) e lateralmente (a dx)

verticale tra il punto di applicazione del carico e il centro del giunto. Il momento è stato calcolato come prodotto tra il modulo del carico e il braccio della forza. Successivamente, come già indicato, è stata calcolata la rigidezza flessionale.

Di seguito si riportano gli andamenti dello spostamento angolare (in gradi) rispetto al momento applicato. La rigidezza è la pendenza della retta risultante.

Per le prove con braccio pari a 14.982 cm e 14.952 cm (fig:7.4), nel caso di carico applicato medialmente il valor medio di rigidezza flessionale pari a 0.6376 Nm/deg nel primo prototipo e a 0.8767 Nm/deg nel secondo prototipo. Nel caso laterale, invece i valori sono rispettivamente pari a 0.6644 Nm/deg nel primo prototipo e 0.8774 Nm/deg nel secondo prototipo.

I valori medi di rigidezza flessionale ottenuti nel secondo caso (fig:7.5) per il carico

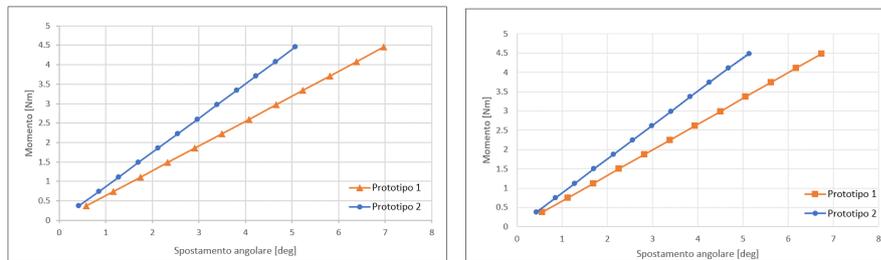


Figura 7.4: Prova di flessione con braccio pari a 14.982 cm e 14.952 cm rispettivamente per il carico applicato medialmente (a sx) e lateralmente (a dx)

applicato medialmente sono stati di 0.6496 Nm/deg nel primo prototipo e di 0.8823 Nm/deg nel secondo prototipo. Per quanto riguarda il carico laterale, invece, si sono registrati valori di 0.6869 Nm/deg nel primo prototipo e di 0.9039 Nm/deg nel secondo prototipo.

In caso di carico applicato medialmente (con braccio pari a 10.982 cm fig:7.6), si è ottenuto un valore medio di rigidezza flessionale di 0.6415 Nm/deg nel primo

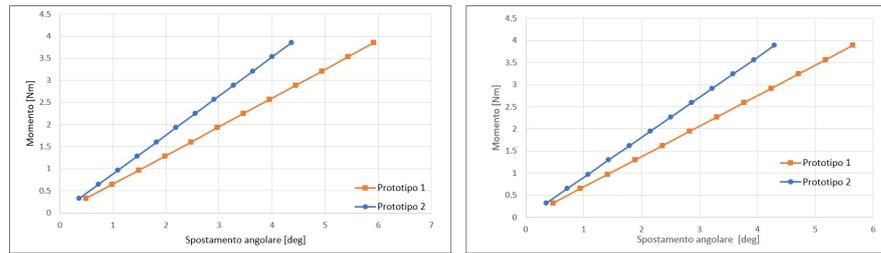


Figura 7.5: Prova di flessione con braccio pari a 12.982 cm e 12.952 cm rispettivamente per il carico applicato medialmente (a sx) e lateralmente (a dx)

prototipo e di 0.8579 Nm/deg nel secondo prototipo. Per quanto riguarda il carico laterale (con braccio pari a 10.952 cm), i valori sono stati di 0.6991 Nm/deg nel primo prototipo e di 0.8827 Nm/deg nel secondo prototipo.

Per le ultime prove di flessione (braccio di 8.982 cm e 8.952 cm rispettivamente per

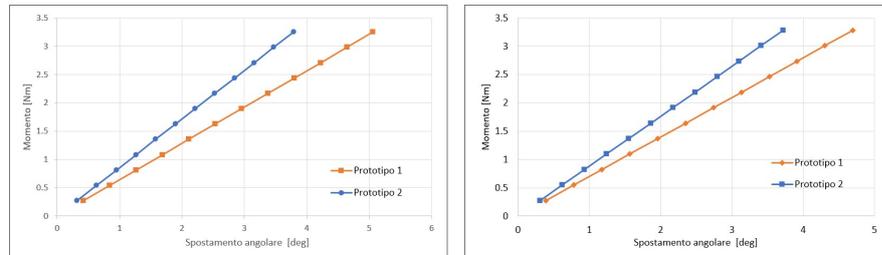


Figura 7.6: Prova di flessione con braccio pari a 10.982 cm e 10.952 cm rispettivamente per il carico applicato medialmente (a sx) e lateralmente (a dx)

carico applicato medialmente e lateralmente 7.7), si è ottenuto un valore medio di rigidezza flessionale pari a 0.6368 Nm/deg nel primo prototipo e a 0.8047 Nm/deg nel secondo prototipo quando il prototipo è sollecitato dal carico mediale. Nel caso di carico laterale, invece, i valori sono stati pari a 0.7298 Nm/deg nel primo prototipo e 0.8593 Nm/deg nel secondo prototipo.

In generale, durante le prove di inversione (carico applicato lateralmente), l'ortesi sembra essere più rigida rispetto alle prove di eversione (carico applicato medialmente). Inoltre, i valori di rigidezza ottenuti per tutti i casi analizzati sono compresi nei range di valori tipici delle AFO realizzate in materiale plastico, che vanno generalmente da circa 0,2 Nm/deg a 1,5 Nm/deg. Dai risultati preliminari è emerso che il secondo prototipo presenta una maggiore rigidezza rispetto al primo.

Nelle prove di flessione, è stata effettuata un'ulteriore analisi volta a valutare lo snervamento del prototipo, ovvero la deformazione che modifica la forma ma non il

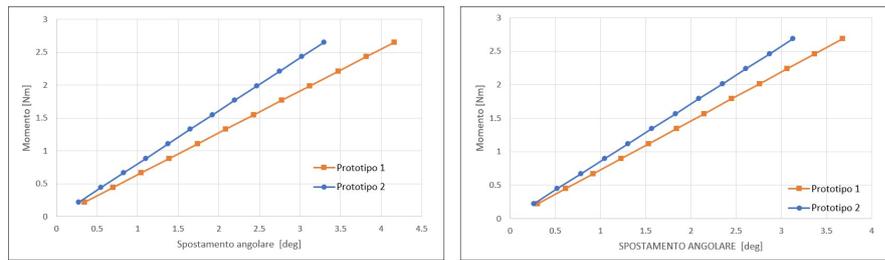


Figura 7.7: Prova di flessione con braccio pari a 8.982 cm e 8.952 cm rispettivamente per il carico applicato medialmente (a sx) e lateralmente (a dx)

volume dell'oggetto. Al fine di valutare lo snervamento, è stato calcolato il rapporto tra la tensione massima di Von Mises che si è verificata durante l'applicazione del carico e la tensione di rottura del materiale (pari a 73MPa).

Dalle simulazioni effettuate è emerso che i due prototipi presentano una distribuzione della tensione massima differente. Nel primo prototipo, i valori di tensione più elevati si concentrano sulle "alette" che collegano il giunto con il guscio superiore, mentre nel secondo prototipo questa distribuzione non si verifica grazie all'ispessimento della zona. Nel secondo prototipo, invece, la tensione risulta concentrata in prossimità dell'anello del giunto.

La distribuzione di tensione rimane costante indipendentemente dal modulo del carico applicato e dal suo punto di applicazione, sia che il carico sia applicato lateralmente che medialmente. Pertanto, nella figura 7.8 viene rappresentato un singolo caso (carico applicato medialmente con valore di 10N), che è rappresentativo del comportamento generale.

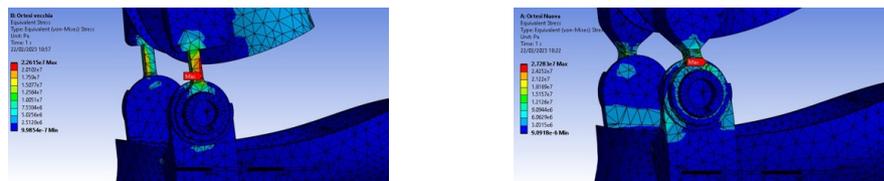


Figura 7.8: Andamento della tensione massima di Von Mises con modulo di carico pari a 10N nel primo (a sx) e nel secondo (a dx) prototipo

Nelle tabelle (fig:7.9 e fig:7.10 si riportano i valori di tensione massima di Von Mises ottenuti con valore di carico compreso tra 20N e 30N, perché più significativo, e il relativo rapporto con il valore di tensione di rottura del PLA (pari a 73MPa). In particolare, si confrontano i due prototipi al variare del braccio della forza applicata.

Dai risultati ottenuti, emerge che il secondo prototipo presenta valori di tensione

1° Prototipo				2° Prototipo			
Braccio = 14.842 cm		Braccio = 12.842 cm		Braccio = 14.842 cm		Braccio = 12.842 cm	
Tensioni max [MPa]	Rapporto						
45.2310	0.6196	41.1580	0.5638	54.5660	0.7475	43.3630	0.5940
50.8840	0.6970	46.3030	0.6343	61.3870	0.8409	48.7840	0.6683
56.5380	0.7745	51.4480	0.7048	68.2080	0.9344	54.2040	0.7425
62.1920	0.8519	56.5930	0.7752	75.0280	1.0278	59.6250	0.8168
67.8460	0.9294	61.7380	0.8457	81.8490	1.1212	65.0450	0.8910
Braccio = 10.842 cm		Braccio = 8.422 cm		Braccio = 10.842 cm		Braccio = 8.842 cm	
Tensioni max [MPa]	Rapporto						
35.6800	0.4888	29.8760	0.4093	36.5290	0.5004	30.1610	0.4132
40.1400	0.5499	33.6110	0.4604	41.0950	0.5629	33.9320	0.4648
44.6000	0.6110	37.3450	0.5116	45.6610	0.6255	37.7020	0.5165
49.0600	0.6721	41.0800	0.5627	50.2270	0.6880	41.4720	0.5681
53.5190	0.7331	44.8140	0.6139	54.7930	0.7506	45.2420	0.6198

Figura 7.9: Valori di tensione massima di Von Mises e di rapporto con tensione a rottura con carico applicato medialmente

1° Prototipo				2° Prototipo			
Braccio = 14.952 cm		Braccio = 12.952 cm		Braccio = 14.952 cm		Braccio = 12.952 cm	
Tensioni max [MPa]	Rapporto						
56.2990	0.7712	48.2020	0.6603	58.7220	0.80441	46.0290	0.63053
63.3370	0.8676	54.2270	0.7428	66.0620	0.90496	51.7820	0.70934
70.3740	0.9640	60.2530	0.8254	73.4020	1.00551	57.5360	0.78816
77.4120	1.0604	66.2780	0.9079	80.7420	1.10605	63.2890	0.86697
84.4490	1.1568	72.3030	0.9905	88.0820	1.20660	69.0430	0.94579
Braccio = 10.952 cm		Braccio = 8.952 cm		Braccio = 10.952 cm		Braccio = 8.952 cm	
Tensioni max [MPa]	Rapporto						
35.8080	0.4905	33.2510	0.4555	38.1480	0.52258	29.9210	0.46111
46.0390	0.6307	37.4070	0.5124	42.9160	0.58789	33.6610	0.51234
51.1540	0.7007	41.5640	0.5694	47.6850	0.65322	37.4010	0.56358
56.2700	0.7708	45.7200	0.6263	52.4530	0.71853	41.1410	0.61481
61.3850	0.8409	49.8760	0.6832	57.2220	0.78386	44.8810	1.02468

Figura 7.10: Valori di tensione massima di Von Mises e di rapporto con tensione a rottura con carico applicato lateralmente

massima superiori rispetto al primo prototipo. Questo può essere attribuito alla minore spessore del guscio presente nel secondo prototipo.

7.3 Prove di torsione

Le prove di torsione (o di rotazione interna ed esterna) sono state condotte con lo stesso metodo delle prove di flessione, ma con un sistema di sollecitazione differente: una coppia di forze è stata applicata per simulare la rotazione dello scafo della

gamba rispetto al piede.

Durante le prove, è stato possibile calcolare il momento applicato e l'angolo di torsione utilizzando il modulo noto della forza applicata, lo spostamento in corrispondenza del punto di applicazione e il braccio della coppia, ossia la distanza tra i punti di applicazione della coppia stessa.

Sono state effettuate diverse simulazioni, variando il modulo della coppia di forza applicata nel piano frontale con un range compreso tra 2.5N e 30N, con incrementi di 2.5N. Anche in questo caso, i valori sono stati scelti in base ai lavori di tesi precedenti. Essendo una simulazione FEM, non è necessario variare il verso delle forze applicate, perché si ottengono i medesimi risultati.

Il valor medio di rigidezza torsionale, corrispondente alla pendenza dell'asse (in fig:

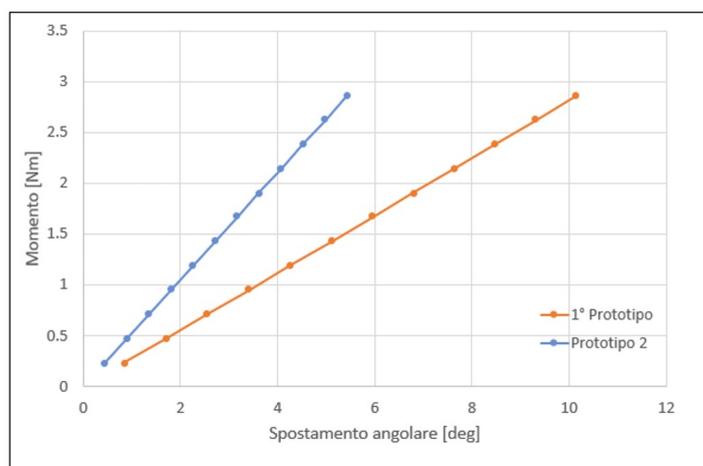


Figura 7.11: Spostamento angolare nella prova di torsione - confronto tra i due prototipi

7.11, è pari a: 0.2804 Nm/deg nel primo prototipo e 0.5264 Nm/deg nel secondo prototipo. In entrambi i casi, come nelle prove di flessione, i valori di rigidezza rientrano nei range di valori tipici delle AFO realizzate in materiale plastico (presi dalla letteratura e generalmente compresi tra circa 0,2 Nm/deg e 1,5 Nm/deg). Dai risultati è possibile, comunque, constatare una maggiore rigidezza del secondo prototipo rispetto al primo.

La tabella (fig: 7.12) riporta i valori di tensione massima di Von Mises dei due prototipi ottenuti con un valore di carico compreso tra 20N e 30N, poiché questo intervallo è considerato più significativo. Inoltre, sono presentati i rapporti tra questi valori di tensione e il valore di tensione a rottura del PLA, che è pari a 73MPa.

In conclusione, è possibile affermare che la rigidezza del primo prototipo è

1° Prototipo		2° Prototipo	
Tensioni max [MPa]	Rapporto	Tensioni max [MPa]	Rapporto
56.2030	0.7699	49.3260	0.6757
63.2280	0.8661	55.4910	0.7602
70.2540	0.9623	61.6570	0.8446
77.2790	1.0586	67.8230	0.9291
84.3040	1.1548	73.9890	1.0135

Figura 7.12: Valori di tensione massima di Von Mises e di rapporto con tensione a rottura nelle prove di torsione

discriminante nel suo utilizzo, per cui le prove di analisi cinematica si eseguono indossando esclusivamente il secondo. Inoltre, la maggiore flessibilità del secondo prototipo lo rende più adatto per l'utilizzo nei test di motion capture, dove è essenziale avere una libertà di movimento ottimale per raccogliere dati accurati.

Capitolo 8

Verifica in-vivo e in-vitro dell'ortesi

Dopo aver completato le prove di caratterizzazione meccanica e aver verificato che il secondo prototipo presentava una migliore rigidezza in risposta ai carichi, abbiamo eseguito una serie di prove cinematiche utilizzando tecniche di *motion capture*. Questo ci ha permesso di studiare il comportamento dell'ortesi durante il cammino e in alcuni movimenti isolati, al fine di valutare l'impatto dell'ortesi sulla cinematica del movimento.

In questo capitolo, esamineremo i risultati di queste prove per confrontarli con quelli ottenuti durante le prove cinematiche precedenti, senza l'utilizzo dell'ortesi. L'obiettivo dell'analisi è valutare la cinematica dell'ortesi, con particolare attenzione ai seguenti aspetti:

- Calcolare l'angolo articolare di caviglia ottenuto dalle prove del cammino con e senza ortesi, implementando il protocollo Plug-in-Gait;
- Verificare che l'asse passante per i giunti dell'ortesi corrisponda all'asse di rotazione utilizzato per la progettazione dell'ortesi;
- Calcolare l'asse di rotazione nelle prove del cammino e di dorsi-plantarflessione attiva tramite algoritmo SARA e IHA;
- Calcolare i parametri spazio temporali delle prove con e senza ortesi.

8.1 Prove eseguite

Le prove sono state eseguite presso il laboratorio di Analisi del Cammino del Politecnico di Torino, utilizzando il software in dotazione Vicon-Nexus (come in 5.1). Durante la sessione di prova sono state svolte:

- 5 ripetizioni a velocità normale (costituiti da due cicli ciascuno), implementando il protocollo PiG per il posizionamento dei marker (fig: 8.1) e indossando l'ortesi, al fine di valutare l'angolo articolare di caviglia;
- 1 prova di flessione-estensione attiva, costituita da 7 cicli, applicando il protocollo personalizzato per il posizionamento dei marker (fig: 8.2) e indossando l'ortesi al fine di valutare e confrontare l'asse di rotazione di caviglia;
- 1 prova di dorsiflessione-plantarflexione passiva, con un cluster di marker personalizzato (fig: 8.3) e posizionato sull'ortesi, utile a valutare la corretta caratterizzazione dell'ortesi.

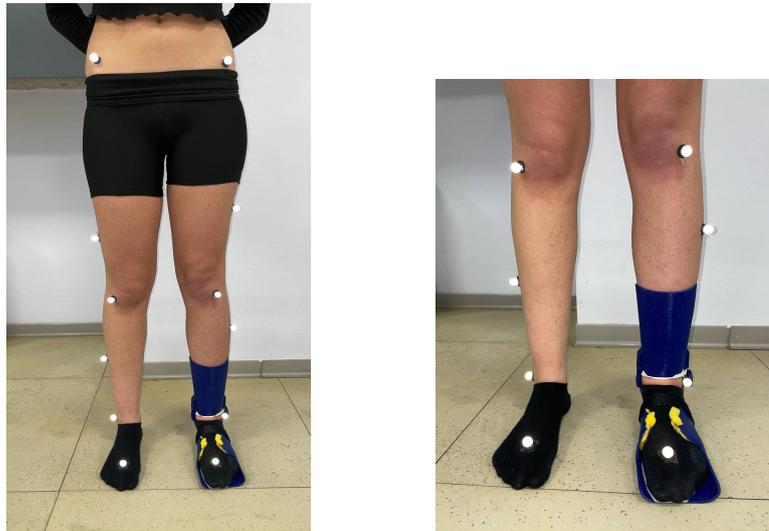


Figura 8.1: Posizionamento dei marker (vista frontale a sx e ingrandimento della parte inferiore della gamba a dx) secondo il protocollo PiG applicato per la prova del cammino

Le prove eseguite hanno, quindi, una doppia finalità: valutare la cinematica del soggetto con l'ortesi indossata e confrontare gli assi medi calcolati secondo la teoria IHA e SARA delle prove del cammino utilizzando i gusci rigidi e l'ortesi.

8.2 Calcolo angolo articolare di caviglia

A partire dalle prove del cammino implementando il protocollo Plug-in-Gait (protocollo di default del sistema Vicon-Nexus) con e senza ortesi, si visualizzano le medie degli angoli tra le varie prove ottenuti in output dal software e visualizzati nel sistema di riferimento anatomico (fig: 8.4).



Figura 8.2: Posizionamento dei marker (vista frontale a sx e laterale a dx) personalizzato per la prova di dorsi-plantarflexione attiva e per le prove di cammino utili per valutare l'asse di rotazione articolare

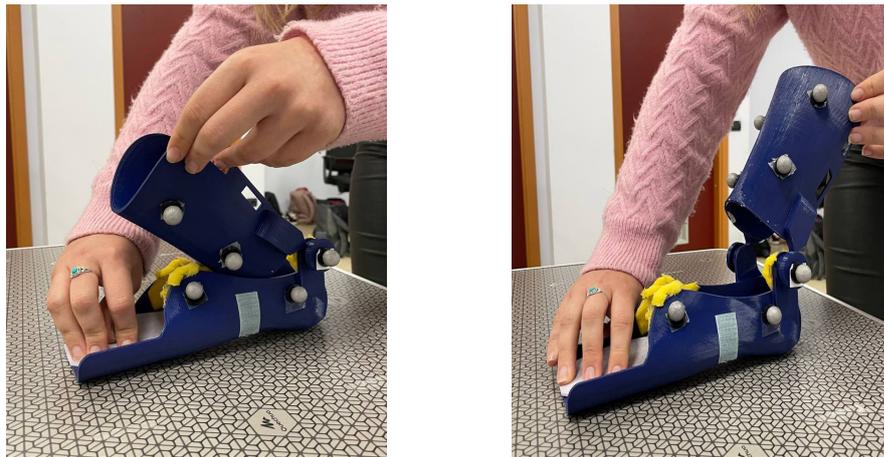


Figura 8.3: Posizionamento dei marker (flessione plantare a sx e dorsale a dx) personalizzato per la prova di dorsi-plantarflexione passiva

I tre angoli indicati riguardano i tre movimenti principali dell'articolazione della caviglia: la flessione ed estensione del piede lungo l'asse x, l'inversione ed eversione lungo l'asse y e la rotazione interna ed esterna lungo l'asse z. Analizzando in dettaglio i vari piani di movimento, è possibile osservare che nel piano sagittale (asse x), l'angolo articolare risulta meno influenzato rispetto agli altri due piani. Questo perché il movimento di flessione ed estensione del piede

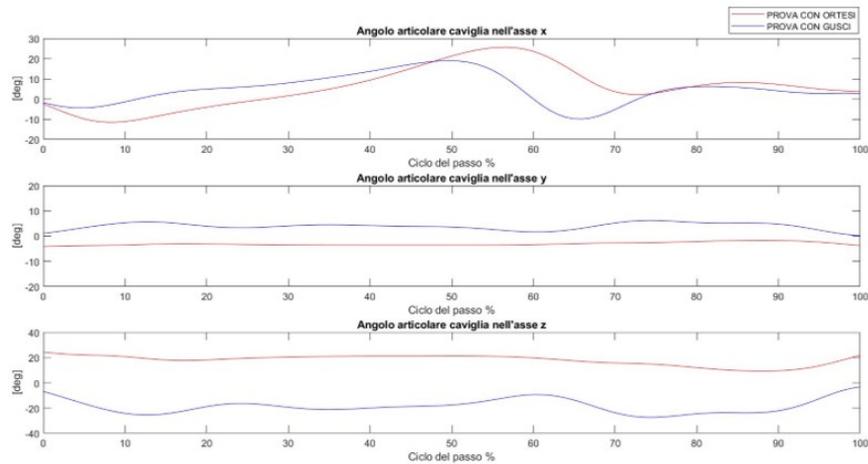


Figura 8.4: Media dell'angolo articolare di caviglia nei tre piani con e senza ortesi.

dovrebbe essere completamente libero. Gli andamenti sono piuttosto simili, ad eccezione del tratto compreso tra il 50% e il 70% del ciclo del passo: qui si osserva una maggiore flessione dorsale, seguita da una limitata flessione plantare quando si indossa l'ortesi.

Negli altri piani, invece, gli angoli articolari ottenuti indossando l'ortesi oscillano meno rispetto a quelli ottenuti senza ortesi. Questo significa che il movimento è limitato in questi piani, in quanto gli angoli risultano meno variabili quando si indossa l'ortesi rispetto a quando si utilizzano solo i gusci.

8.3 Caratterizzazione ortesi

Per verificare la corretta caratterizzazione dell'ortesi durante la fase di progettazione, vengono mostrati nel sistema di riferimento locale piede (definito in fig: 5.8) i seguenti assi:

1. Asse SARA medio ottenuto dalla prova di dorsi-plantarflessione passiva, eseguita dall'operatore muovendo l'ortesi passivamente con le mani;
2. Asse SARA medio calcolato precedentemente per definire il posizionamento del giunto e utilizzato per la costruzione dell'ortesi (fig: 6.3);
3. Fascio di assi teorico, dove ogni asse è calcolato come distanza tra i centri dei giunti, ovvero marker LMJ e LLJ, per ogni frame di un ciclo della prova di dorsi-plantarflessione passiva.

A partire dalla posizione dei due assi presenti nel grafico a sinistra (figura 8.5), anche se non coincidono, si può ipotizzare che l'ortesi segua un movimento coerente

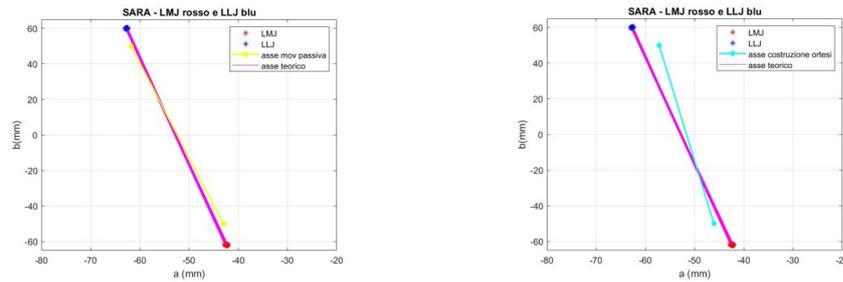


Figura 8.5: Assi calcolati nel sistema di riferimento piede: a sx confronto tra asse teorico e asse SARA medio ottenuto dalla prove di dorsi-plantarflessione passiva; a dx confronto tra asse teorico e asse ottenuto per la costruzione dell'ortesi.

con la posizione dei giunti. Tuttavia, si nota una leggera differenza tra i due assi, probabilmente dovuta a un'inesattezza nel posizionamento dei marker (e quindi nella definizione del sistema di riferimento del piede) durante le due sessioni di prova. Per confermare questa ipotesi, si sono valutate le seguenti distanze tra i marker posizionati sull'ortesi e quelli sui soli gusci nel sistema di riferimento globale:

- marker sul secondo metatarso (LSM) e marker in posizione distale-laterale sul guscio del piede (FDistLat);
- marker in posizione distale-laterale sul guscio del piede (FDistLat) e marker in posizione prossimale-laterale sul guscio del piede (FProxLat).

Dalle misurazioni effettuate, la prima distanza risulta essere di 7.92 cm nella prova con i soli gusci e di 7.41 cm nella prova con l'ortesi, mentre la seconda distanza risulta essere di 9.59 cm nella prova con i soli gusci e di 9.25 cm nella prova con l'ortesi. Questi risultati confermano l'ipotesi precedentemente formulata, poiché rivelano un effettivo spostamento dei marker tra le due sessioni di prova.

Nel grafico a destra (fig: 8.5), si può notare una corrispondenza tra l'asse SARA medio utilizzato per il posizionamento dei giunti e l'asse teorico, passante per il centro dei giunti. La minima differenza osservata non è attribuibile al posizionamento dei marker, poiché le misurazioni sono state effettuate nella stessa sessione di prove. Potrebbe invece essere legata ai giochi dell'ortesi in piani diversi dal sagittale.

8.4 Calcolo dell'asse di rotazione articolare

Durante la sessione di prova, sono state eseguite diverse ripetizioni di prove cinematiche indossando l'ortesi e seguendo il protocollo personalizzato descritto in

fig:8.2; lo scopo della prova è analizzare l'asse di rotazione articolare di caviglia, calcolato mediante algoritmo SARA (*Symmetrical Axis Rotation Approach* e IHA (*Instantaneous Helical Axis*).

L'asse di rotazione ottenuto per ogni ciclo della prova viene rappresentato nel sistema di riferimento anatomico (definito in fig:5.6) e caratterizzato dai parametri di dispersione angolare e lineare; in particolare, questi vengono confrontati con i valori ottenuti nelle prove eseguite con i gusci.

8.4.1 Prova di dorsi-plantarflexione attiva

Di seguito sono rappresentati gli assi di rotazione ottenuti durante la prova di dorsi-plantarflexione attiva nel sistema di riferimento anatomico, utilizzando la teoria SARA (fig: 8.6) e IHA (fig: 8.7) per ogni ciclo della prova. L'asse tratteggiato in rosso rappresenta l'asse di rotazione precedentemente calcolato per definire il posizionamento del giunto e utilizzato per costruire l'ortesi.

È possibile notare che, nonostante la differenza rispetto all'asse di costruzione

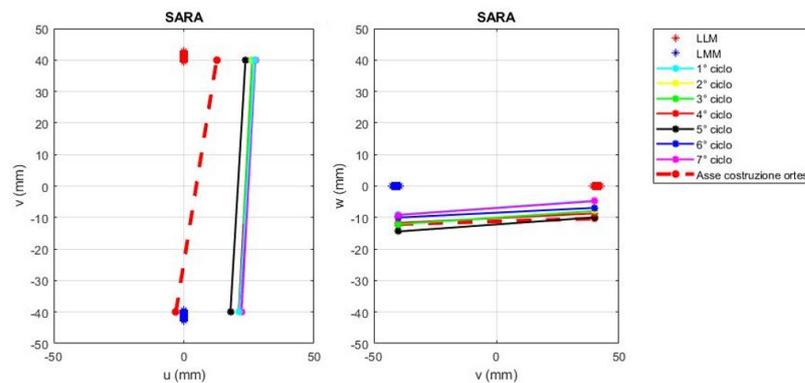


Figura 8.6: Assi di rotazione di caviglia calcolati con l'algoritmo SARA e rappresentanti nel sistema di riferimento anatomico per le prove di dorsi-plantarflexione attiva

dell'ortesi, la forte concentrazione degli assi medi SARA e IHA suggerisce che l'analisi dell'asse di rotazione articolare della caviglia è stata eseguita con successo e che il protocollo personalizzato utilizzato durante la prova ha fornito risultati affidabili.

La validità degli algoritmi e del metodo di calcolo è rafforzata, inoltre, dall'analisi dei parametri di dispersione angolare e lineare (fig: 8.8), in cui è possibile osservare che le prove condotte indossando l'ortesi rispetto a quelle della sessione precedente (con gusci) possiedono parametri di dispersione inferiori, dunque una variabilità più concentrata sia per gli assi SARA che IHA.

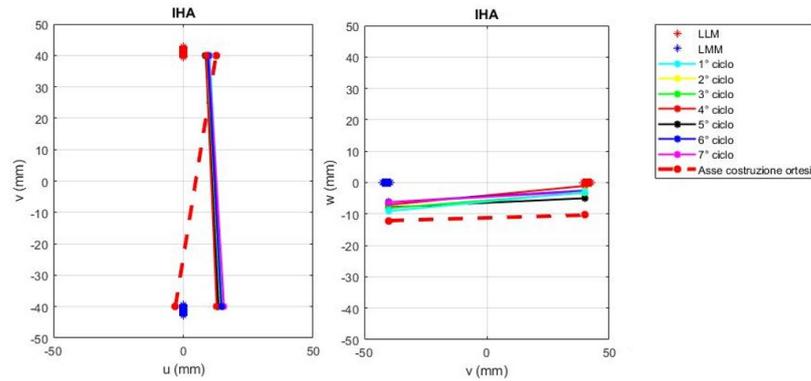


Figura 8.7: Assi di rotazione di caviglia calcolati con l’algoritmo IHA e rappresentanti nel sistema di riferimento anatomico per le prove di dorsi-plantarflessione attiva

	CON GUSCI				CON ORTESI			
	IHA		SARA		IHA		SARA	
	$X_{eff} (^{\circ})$	$d_{eff} (mm)$						
1° CICLO	38.7849	15.8065	3.1587	2.07	5.6665	5.2434	2.3432	0.81677
2° CICLO	31.4807	15.7556	3.119	2.32	5.2453	4.053	2.2107	0.86343
3° CICLO	29.0317	14.2514	2.8699	2.64	6.6845	5.4424	2.3596	1.305
4° CICLO	38.8208	14.2461	2.909	2.15	8.0847	4.8293	2.1282	1.1704
5° CICLO	41.4782	13.9374	3.1702	2.24	6.9492	8.9847	2.3646	0.89757
6° CICLO	27.5272	12.299	3.2511	2.55	9.1114	5.1449	2.2465	1.12
7° CICLO	35.2982	16.0834	3.0851	2.52	8.6815	6.0067	2.3089	1.2269

Figura 8.8: Confronto dei parametri di dispersione angolare e lineare tra le prove di dorsi-plantarflessione attiva eseguite con i gusci e indossando l’ortesi

8.4.2 Prove di cammino

Le prove del cammino svolte implementando il protocollo personalizzato e indossando l’ortesi sono state suddivise per ciclo, da cui si sono calcolati gli assi di rotazione medi. Di seguito si riportano gli assi SARA (fig: 8.9) e gli assi IHA (fig: 8.10) nel sistema di riferimento anatomico; in entrambi i grafici viene rappresentato l’asse tratteggiato in rosso, ossia l’asse di rotazione calcolato precedentemente per definire il posizionamento del giunto e utilizzato per la costruzione dell’ortesi

Nonostante la differenza evidente rispetto all’asse di costruzione dell’ortesi, è possibile notare una maggiore concentrazione degli assi medi SARA rispetto agli

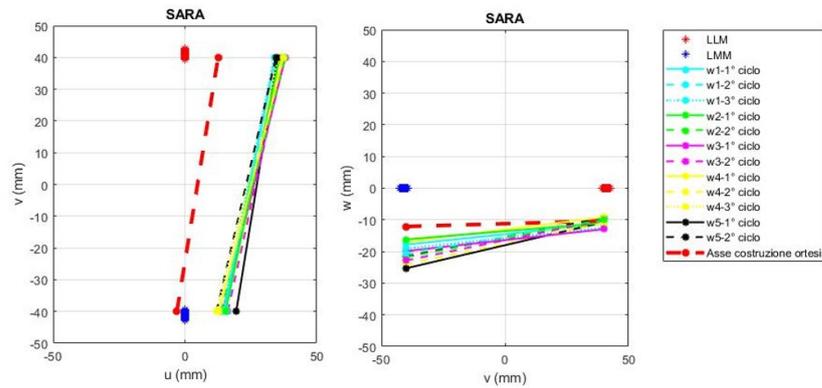


Figura 8.9: Assi di rotazione di caviglia calcolati con l’algoritmo SARA e rappresentanti nel sistema di riferimento anatomico per le prove di cammino

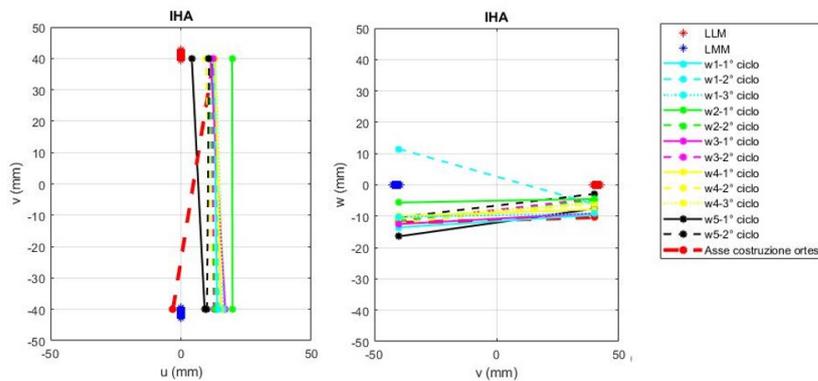


Figura 8.10: Assi di rotazione di caviglia calcolati con l’algoritmo IHA e rappresentanti nel sistema di riferimento anatomico per le prove di cammino

assi medi IHA durante la prova di cammino. Gli assi medi SARA mostrano una maggiore corrispondenza con la pendenza dell’asse di costruzione rispetto agli assi medi IHA, dove si può notare un’inversione della pendenza in alcuni cicli della prova. Questi risultati suggeriscono che l’utilizzo dell’algoritmo SARA può fornire risultati più accurati e affidabili per l’analisi dell’asse di rotazione articolare della caviglia, rispetto all’algoritmo IHA.

Inoltre, dall’analisi dei parametri di dispersione è possibile osservare che le prove condotte indossando l’ortesi rispetto a quelle della sessione precedente (con gusci) nel caso degli assi IHA presentino parametri inferiori, dunque una variabilità più concentrata. Per gli assi SARA, invece, i parametri di dispersione rimangono più o meno simili.

In conclusione, gli assi di rotazione articolare della caviglia calcolati mediante

CON GUSCI					CON ORTESI						
		SARA		IHA				SARA		IHA	
		X_{eff} (°)	d_{eff} (mm)								
PROVA 2	1° CICLO	1.9155	1.0125	33.4014	20.3713	PROVA 1	1° CICLO	1.721	1.4546	12.8357	15.8127
	2° CICLO	1.3847	0.8599	33.6956	20.9459		2° CICLO	1.7192	1.4737	10.6397	16.0763
PROVA 3	1° CICLO	1.8401	1.1314	36.0137	22.8084		3° CICLO	1.9955	1.6738	16.4542	18.393
	2° CICLO	1.9235	0.9281	36.6011	21.4724	1° CICLO	1.7244	1.4254	16.5104	35.4521	
	3° CICLO	1.7578	1.0360	36.0771	22.9068	2° CICLO	2.0018	1.6558	13.6314	15.8305	
PROVA 5	1° CICLO	1.7578	1.0360	36.0771	22.9068	PROVA 3	1° CICLO	2.0724	1.551	12.1598	14.8593
	2° CICLO	1.7578	1.0360	36.0771	22.9068	2° CICLO	1.9081	1.6648	14.706	13.5473	
PROVA 4	1° CICLO	1.7479	1.3743	11.1403	15.1019	PROVA 4	1° CICLO	1.7479	1.3743	11.1403	15.1019
	2° CICLO	2.2005	1.7361	13.1234	14.4252	2° CICLO	2.2005	1.7361	13.1234	14.4252	
	3° CICLO	2.2371	1.3983	15.323	16.859	3° CICLO	2.2371	1.3983	15.323	16.859	
PROVA 5	1° CICLO	1.6575	2.2174	14.6125	26.9536	PROVA 5	1° CICLO	1.6575	2.2174	14.6125	26.9536
	2° CICLO	2.0627	1.441	13.8338	14.416	2° CICLO	2.0627	1.441	13.8338	14.416	

Figura 8.11: Confronto dei parametri di dispersione angolare e lineare tra le prove di cammino eseguite con i gusci e indossando l'ortesi

l'utilizzo dell'algoritmo SARA mostrano una maggiore concentrazione e consistenza rispetto all'algoritmo IHA, come precedentemente verificato per la selezione dell'asse di rotazione utilizzato per la costruzione dell'ortesi. Ciò è dimostrato dai valori costanti di pendenza e direzione degli assi SARA per ogni prova cinematica analizzata, e confermato anche dai parametri di dispersione lineare e angolare dell'algoritmo SARA, notevolmente inferiori rispetto a quelli dell'algoritmo IHA. Questi risultati indicano che l'utilizzo dell'algoritmo SARA può fornire una maggiore affidabilità e precisione nell'analisi dell'asse di rotazione articolare della caviglia, e possono essere utili per la progettazione e selezione di ortesi personalizzate per la correzione di disturbi dell'asse di rotazione articolare della caviglia.

8.5 Calcolo dei parametri spazio-temporali

Per analizzare gli aspetti cinematici del passo durante l'utilizzo dell'ortesi, è stato effettuato un confronto tra i parametri spazio-temporali ottenuti dalle prove del cammino, condotte implementando il Plug-in-Gait, sia con l'ortesi che senza. Nello specifico, sono stati calcolati i seguenti parametri:

- Fase di *Stance* e *Swing*, espressi in percentuale rispetto al ciclo del passo, per valutare la simmetria del soggetto durante il cammino;
- Lunghezza passo, definita come la distanza spaziale [mm] percorsa tra due *Heel Strike* successivi della medesima gamba;
- Passo, ossia la distanza temporale [s] tra due *Heel Strike* consecutivi della stessa gamba.

La fase di stance, nota anche come fase di appoggio, è quella che inizia con il contatto del tallone con il terreno e si conclude con la sollevazione dell'alluce, ovvero il momento in cui il piede lascia il suolo. Per calcolare la durata della fase di stance, è stata misurata la differenza temporale tra il momento in cui il marker posto sul secondo metatarso lascia il terreno (*Toe off*) e il momento in cui il marker posto sul calcagno tocca il suolo (*Heel Strike*). Successivamente, la durata ottenuta è stata rapportata al ciclo totale del passo, esprimendo il risultato come percentuale. La fase di swing, o fase di oscillazione, inizia, invece, con la sollevazione dell'alluce e termina con il contatto del tallone con il terreno: è ottenuta come differenza temporale tra *Heel Strike*, individuato dal marker sul calcagno, che segue il *Toe Off* descritto dal marker sul secondo metatarso dello stesso piede.

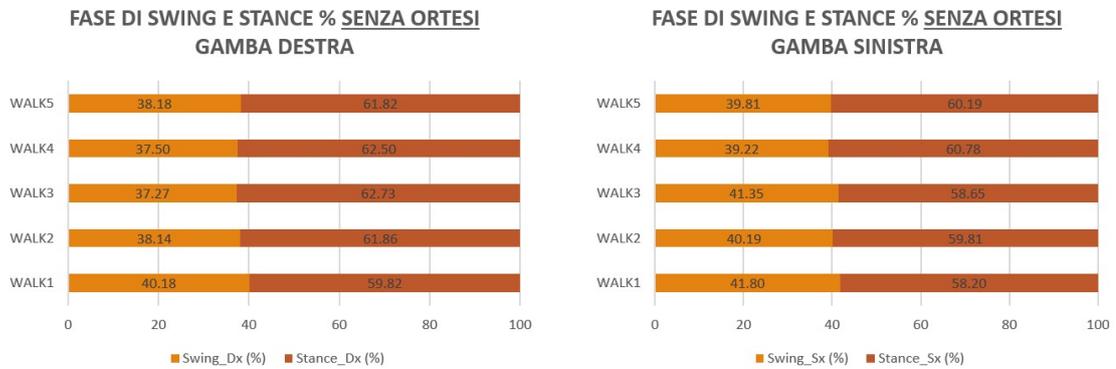


Figura 8.12: Fasi percentuali di *stance* e *swing* del ciclo del passo in una prova del cammino senza ortesi

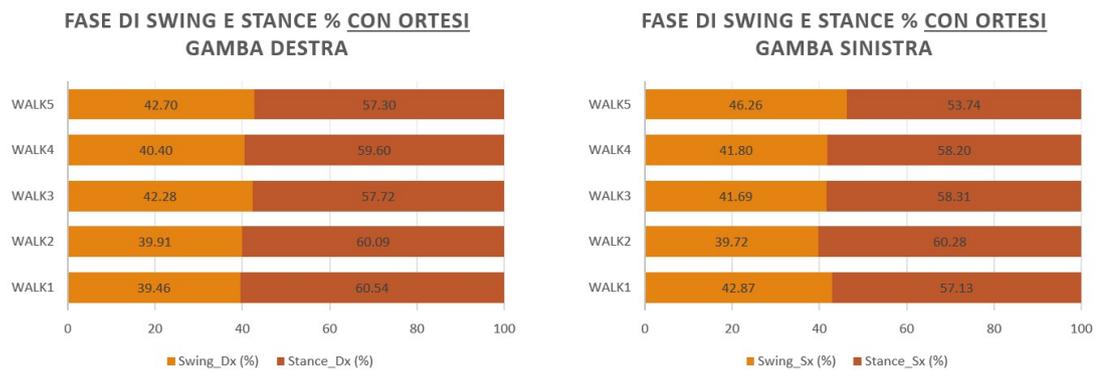


Figura 8.13: Fasi percentuali di *stance* e *swing* del ciclo del passo in una prova del cammino indossando l'ortesi

Dai dati ottenuti è emerso che le fasi di swing e stance della gamba destra e sinistra rappresentano rispettivamente circa il 40% e il 60% del ciclo del passo, rientrando quindi nei range normali delle fasi. Analizzando i grafici, è possibile notare che la simmetria tra la gamba destra e sinistra è mantenuta sia indossando l'ortesi che non; questo è probabilmente dovuto al fatto che il soggetto parte da una condizione di salute ottimale e, di conseguenza, l'ortesi per la cavaglia non influisce in modo significativo sull'andamento del passo.

È, inoltre, valutata la lunghezza del passo (mm) della gamba sinistra, individuando le coordinate del marker posto sul metatarso in due successivi istanti di *Heel Strike*; si è ottenuto un valor medio è pari a: 1354.31 mm per la prova senza ortesi e 1226.23 mm per la prova con ortesi.

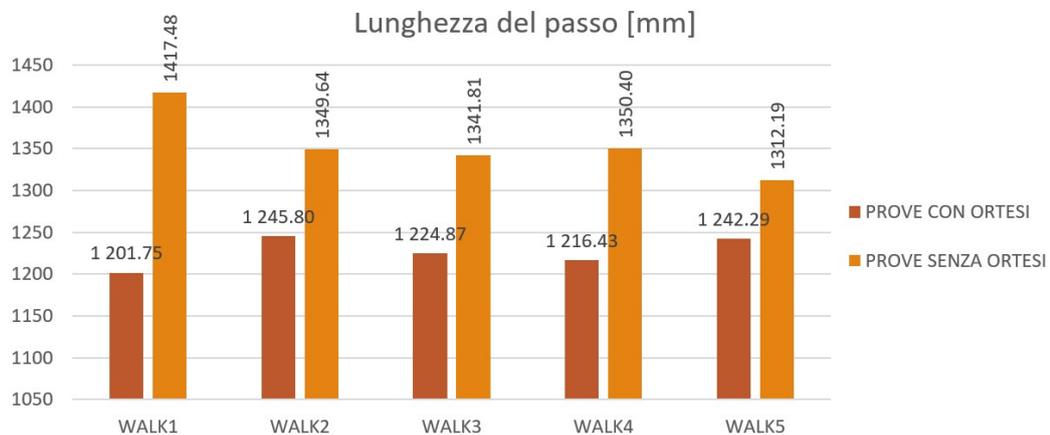


Figura 8.14: Lunghezza del passo [mm] della gamba sinistra con e senza ortesi

La durata del passo della gamba sinistra, calcolata come differenza tra due *Heel Strike* successivi della stessa gamba assume valor medio pari a: 104.54 s per la prova senza ortesi e 110.6 s per la prova con ortesi.

Dai due grafici ottenuti (fig: 8.15) si possono trarre le seguenti osservazioni generali:

- Si registra una riduzione della lunghezza del passo a causa della limitazione della flessione plantare del piede causata dall'ortesi. Questo si traduce in una ridotta estensione del piede verso il basso durante la fase di spinta.
- Si osserva un aumento della durata del passo quando il soggetto indossa l'ortesi. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che il soggetto percepisce una minore

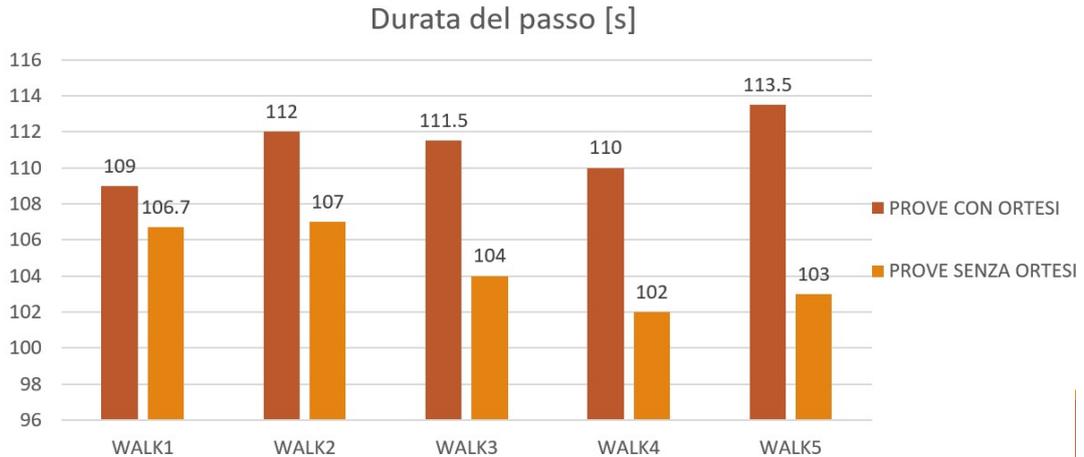


Figura 8.15: Durata del passo [s] della gamba sinistra con e senza ortesi

stabilità durante la deambulazione con l'ortesi, e di conseguenza cammina più lentamente per ridurre il rischio di caduta.

In sintesi, sono stati analizzati i risultati delle prove cinematiche eseguite con l'ortesi, al fine di valutarne l'impatto sulla cinematica del movimento: sono state esaminate le prove del cammino con e senza ortesi, confrontando i risultati ottenuti e valutando l'angolo articolare di caviglia utilizzando il protocollo Plug-in-Gait; sono stati confrontati gli assi di rotazione utilizzati per la progettazione dell'ortesi con quelli calcolati nelle prove di dorsi-plantarflessione attiva e passiva.

Nella valutazione della cinematica dell'ortesi durante il cammino e in alcuni movimenti isolati, è stato importante verificare che l'asse passante per i giunti dell'ortesi corrispondesse all'asse di rotazione utilizzato per la progettazione dell'ortesi. Ciò perché un'eventuale deviazione dell'asse di rotazione può influenzare la cinetica del movimento e la distribuzione dei carichi sulle articolazioni, portando a potenziali problemi biomeccanici. È stato, inoltre, calcolato anche l'asse di rotazione nelle prove del cammino e di dorsi-plantarflessione attiva tramite algoritmo SARA e IHA. L'asse di rotazione è un parametro di riferimento importante che permette di valutare il movimento dell'articolazione in modo più accurato, considerando l'interazione tra le varie componenti del movimento.

Infine, l'analisi dei parametri spazio-temporali del cammino con e senza ortesi ha permesso di valutare l'impatto dell'ortesi sulla funzionalità del movimento. Questi parametri comprendono la lunghezza del passo, il tempo di appoggio, il tempo di oscillazione e altri fattori che permettono di caratterizzare il cammino in modo dettagliato. Questa valutazione è stata fondamentale per verificare l'efficacia dell'ortesi nella correzione del movimento, anche se non si sono registrate effettive variazioni nei risultati dal momento che l'ortesi non influisce in modo significativa

la deambulazione visto che il soggetto in esame parte da una condizione di salute ottimale.

Capitolo 9

Conclusione e sviluppi futuri

Il presente lavoro di tesi ha avuto come obiettivo primario la progettazione di una ortesi di caviglia (AFO) articolata custom-made, che superasse le limitazioni dei dispositivi commerciali esistenti, migliorando l'efficienza del movimento e il comfort dell'utente durante la deambulazione. Il fine ultimo era quello di consentire una camminata più naturale e simile a quella fisiologica; la progettazione di un tale dispositivo richiede un'accurata valutazione delle esigenze del paziente e l'utilizzo di tecnologie avanzate, al fine di garantire una migliore distribuzione dei carichi sulle articolazioni coinvolte e una perfetta adattabilità dell'ortesi alle caratteristiche anatomiche del paziente. In particolare, quest'ultimo aspetto è stato reso possibile dalle tecniche di Reverse Engineering applicate: si è partiti dalla scansione delle parti anatomiche coinvolte, per progettare e realizzare i due scafi rigidi costituenti l'ortesi.

Grazie all'utilizzo di algoritmi SARA e IHA, è stato possibile progettare un'ortesi che garantisse un'asse di rotazione articolare medio diverso dall'asse intermalleolare (utilizzato come base per il posizionamento dei giunti nei dispositivi commerciali), minimizzando il rischio di problemi biomeccanici. In questo modo, è possibile sviluppare ortesi più efficaci e personalizzate, che migliorano la qualità della vita dei pazienti e riducono il rischio di problemi biomeccanici. Tale calcolo è reso possibile dall'analisi dei risultati delle prove di Motion Analysis, in cui si sono eseguite prove del cammino e di dorsi-plantarflessione attiva utilizzando il sistema di cattura di Vicon-Nexus e implementando un protocollo personalizzato per il posizionamento dei marker.

I risultati hanno mostrato che la teoria SARA è stata più stabile e coerente rispetto alla teoria degli assi elicoidali istantanei. Inoltre, gli assi di rotazione medi SARA ricavati dalla prova di dorsi-plantarflessione attiva hanno presentato una maggiore concentrazione e bassi parametri di dispersione, con valori costanti di pendenza e direzione per ogni prova del cammino. Ciò è dovuto al fatto che la

prova del cammino è maggiormente influenzata da fattori esterni e non rispecchia necessariamente la fisiologia del movimento articolare, in particolar modo dipende dal carico esterno che si applica durante la deambulazione con l'interazione con il suolo stesso. Per questo motivo, sarebbe opportuno ampliare i campioni considerati, in termini sia di numero di ripetizioni che di numero di soggetti coinvolti, al fine di valutare se esistono effettivamente tendenze simili all'interno di un gruppo omogeneo di pazienti relative all'orientamento dell'asse e ai parametri di dispersione.

Una volta individuato il posizionamento dei giunti e collegati ai due scafi, sono stati progettati in Solidworks due diversi prototipi di ortesi differenti in termini di dimensioni dello spessore. È stato, quindi, importante sottoporre a valutazione e verifica i due prototipi per verificare se raggiungono gli obiettivi prefissati. In particolare, è stato necessario valutare le prestazioni statiche e dinamiche dell'ortesi, la cinematica articolare durante il movimento e l'effetto dell'ortesi sulla funzionalità del movimento.

Per quanto riguarda le prestazioni statiche, è importante, in generale, caratterizzare la rigidità dell'ortesi, in modo da poterla confrontare con altri dispositivi in commercio. In questo modo, è possibile verificare se l'ortesi ha un'adeguata rigidità per supportare la gamba e il piede del soggetto durante il cammino. Tale analisi è stata svolta tramite simulazione FEM in Ansys e ha evidenziato una maggiore rigidità a carichi di tensione e flessione di uno dei due prototipi, il quale è stato stampato in PLA con la stampante 3D.

Per la valutazione della cinematica articolare durante il movimento, è stato necessario utilizzare tecniche di analisi del movimento per svolgere sia prove del cammino che prove di dorsi-plantarflexione attiva e passiva mediante il software Vicon-Nexus. In generale, le prove hanno consentito di verificare se l'ortesi consente al soggetto di effettuare un movimento naturale e se il giunto dell'ortesi corrisponde all'asse di rotazione dell'articolazione che si intende supportare.

È stato evidenziato che il dispositivo limita notevolmente il movimento della caviglia nei piani frontale e trasversale, mentre consente una maggiore mobilità nel piano sagittale. La nostra valutazione ha, inoltre, dimostrato che l'ortesi ha mantenuto l'asse di rotazione corretto durante il cammino e ha avuto un impatto minimo sulla funzionalità del movimento del soggetto.

Tuttavia, è importante sottolineare che la valutazione dell'ortesi dovrebbe essere estesa anche ai pazienti che soffrono di patologie del piede e della caviglia, poiché questi soggetti presentano spesso condizioni che possono influire sulla biomeccanica del movimento e sulla distribuzione dei carichi sulle articolazioni.

In sintesi, la progettazione dell'AFO è solo il primo passo per la creazione di un dispositivo efficace per la correzione del movimento. Una volta realizzata,

l'AFO deve essere sottoposta a valutazione e verifica per garantire che sia in grado di supportare il soggetto durante il movimento e migliorare la sua funzionalità. Solo attraverso una valutazione accurata delle prestazioni statiche e dinamiche dell'ortesi, della cinematica articolare durante il movimento e dell'effetto dell'ortesi sulla funzionalità del movimento, è possibile garantire che il dispositivo sia efficace e in grado di migliorare la qualità di vita del soggetto.

Bibliografia

- [1] Michael J. Timmons e Robert B. Tallitsch Frederic H. Martini. *Anatomia Umana*. EdiSES s.r.l., 2012 (cit. alle pp. 1, 2).
- [2] R. Ferreira, F. Silva, P. Flores, A. Leal e J. Espregueira-Mendes. «A medical device for support of the ankle pathologies diagnosis». In: *2015 IEEE 4th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG)*. 2015, pp. 1–7. DOI: 10.1109/ENBENG.2015.7088889 (cit. alle pp. 2, 3).
- [3] Claire L. Brockett e Graham J. Chapman. «Biomechanics of the ankle». In: *Orthopaedics and Trauma* 30.3 (2016), pp. 232–238. ISSN: 1877-1327. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2016.04.015>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877132716300483> (cit. alle pp. 3, 6).
- [4] Arne Lundberg, Gunnar Németh e G Selvik. «The axis of rotation of the ankle joint». In: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 71 (feb. 1989), pp. 94–9. DOI: 10.1302/0301-620X.71B1.2915016 (cit. a p. 6).
- [5] Morshed Alam, Imtiaz Ahmed Choudhury e Azuddin Bin Mamat. «Mechanism and Design Analysis of Articulated Ankle Foot Orthoses for Drop-Foot». eng. In: *TheScientificWorld* 2014 (2014), pp. 867869–14. ISSN: 2356-6140 (cit. a p. 8).
- [6] Jim Richards. *Biomechanics in Clinic and Research*. Gen. 2008. ISBN: 0443 10170 1 (cit. alle pp. 8, 10).
- [7] Farah Syazwani Shahar, Mohamed Thariq Hameed Sultan, Seng Hua Lee, Mohammad Jawaid, Ain Umaira Md Shah, Syafiqah Nur Azrie Safri e Praveena Nair Sivasankaran. «A review on the orthotics and prosthetics and the potential of kenaf composites as alternative materials for ankle-foot orthosis». eng. In: *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 99 (2019), pp. 169–185. ISSN: 1751-6161 (cit. a p. 9).
- [8] Stephen Milner. «Common disorders of the foot and ankle». eng. In: *Surgery (Oxford)* 28.10 (2010), pp. 514–517. ISSN: 0263-9319 (cit. a p. 11).

-
- [9] Mohsen Hamed, Parisa Salimi, Abbas Aliabadi e Milad Vismeh. «Toward intelligent ankle foot orthosis for foot-drop, a review of technologies and possibilities». In: *2015 2nd International Conference on Biomedical Engineering (ICoBE)*. 2015, pp. 1–6. DOI: 10.1109/ICoBE.2015.7235875 (cit. a p. 12).
- [10] Salisu Ibrahim Yusuf, Steve Adeshina e Moussa Mahamat BOUKAR. «Parameters for Human Gait Analysis: A Review». In: *2019 15th International Conference on Electronics, Computer and Computation (ICECCO)*. 2019, pp. 1–4. DOI: 10.1109/ICECCO48375.2019.9043216 (cit. a p. 13).
- [11] Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce, Alberto Leardini e Aurelio Cappozzo. «Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors». eng. In: *Gait & Posture* 21.2 (2005), pp. 197–211. ISSN: 0966-6362 (cit. alle pp. 20–22).
- [12] Alberto Leardini, Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce e Aurelio Cappozzo. «Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation». eng. In: *Gait & posture* 21.2 (2005), pp. 212–225. ISSN: 0966-6362 (cit. a p. 22).
- [13] Andrea Ancillao, Erwin Aertbeliën e Joris De Schutter. «Effect of the soft tissue artifact on marker measurements and on the calculation of the helical axis of the knee during a gait cycle: A study on the CAMS-Knee data set». In: *Human Movement Science* 80 (2021), p. 102866. ISSN: 0167-9457. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.humov.2021.102866>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945721001147> (cit. a p. 22).
- [14] Pastorelli S. Gastaldi L Lisco G. «Evaluation of functional methods for human movement modelling». In: *Acta of bioengineering and biomechanics* 17 (2015), pp. 32–8 (cit. alle pp. 23, 26).
- [15] Irene Reichl e Winfried Auzinger. «Identifying Tibio-Femoral Joint Kinematics: Individual Adjustment versus Numerical Robustness». eng. In: *IFAC Proceedings Volumes* 45.2 (2012), pp. 819–824. ISSN: 1474-6670 (cit. a p. 24).
- [16] R.M. Ehrig e M.O. Heller. «On intrinsic equivalences of the finite helical axis, the instantaneous helical axis, and the SARA approach. A mathematical perspective». eng. In: *Journal of biomechanics* 84 (2019), pp. 4–10. ISSN: 0021-9290 (cit. a p. 24).
- [17] *Plug-in Gait Reference Guide*. Vicon Motion Systems Ltd, ott. 2018 (cit. a p. 32).
- [18] Syam Prabhakaran Nair, Sheila Gibbs, Graham Arnold, Rami Abboud e Weijie Wang. «A method to calculate the centre of the ankle joint: A comparison with the Vicon® Plug-in-Gait model». eng. In: *Clinical biomechanics (Bristol)* 25.6 (2010), pp. 582–587. ISSN: 0268-0033 (cit. a p. 35).

-
- [19] *Vicon Nexus User Guide*. Vicon Motion Systems Ltd, ott. 2018 (cit. alle pp. 35–37).
- [20] Wego Wang. *Reverse Engineering: Technology of Reinvention*. eng. Baton Rouge: CRC Press, 2010. ISBN: 9781439806302 (cit. a p. 41).
- [21] Brian Curless e Marc Levoy. «A volumetric method for building complex models from range images». eng. In: *Proceedings of the 23rd annual conference on computer graphics and interactive techniques*. SIGGRAPH '96. ACM, 1996, pp. 303–312. ISBN: 9780897917469 (cit. a p. 44).
- [22] Alberto Dal Maso e Francesca Cosmi. «3D-printed ankle-foot orthosis: a design method». In: *Materials Today: Proceedings* 12 (2019). 35th Danubia Adria Symposium on Advances in Experimental Mechanics, pp. 252–261. ISSN: 2214-7853. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2019.03.122>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214785319304808> (cit. a p. 48).
- [23] Parveen Kalra e Rajendra Belokar. «Customized design and additive manufacturing of kids' ankle foot orthosis». In: *Rapid Prototyping Journal* ahead-of-print (lug. 2019). DOI: 10.1108/RPJ-07-2019-0194 (cit. alle pp. 72, 73).
- [24] Shady Farah, Daniel G. Anderson e Robert Langer. «Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review». In: *Advanced Drug Delivery Reviews* 107 (2016). PLA biodegradable polymers, pp. 367–392. ISSN: 0169-409X. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.06.012>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169409X16302058> (cit. a p. 83).
- [25] Paweł Żur, Alicja Żur e Andrzej Baier. «Finite Elements Analysis of PLA 3D-printed Elements and Shape Optimization». In: (gen. 2019). DOI: 10.33422/EJEST.2019.01.51 (cit. a p. 83).