

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

**Identificazione in-vivo della cinematica articolare per
lo sviluppo mediante fabbricazione additiva di ortesi
articolate piede-caviglia.**



Relatori:

Prof. Carlo Ferraresi

Prof. Walter Franco

Prof.ssa Daniela Maffiodo

Ing. Carlo De Benedictis

Candidato:

Fabiana Masiello

A.A 2018/2019

“Una nave nel porto è al sicuro, ma non è per questo che le navi sono state costruite”.

Io la nave, voi il vento.

A Mamma, Papà, Teresa e Pasquale.

Sommario

L'identificazione in-vivo della cinematica articolare del singolo paziente è fondamentale per la successiva progettazione di dispositivi quali HAFO *custom made*. Il loro utilizzo è necessario per il trattamento del sistema muscolo scheletrico o neurologico dell'articolazione tibio-tarsica con l'obiettivo di garantire al paziente un cammino che sia il più fisiologico possibile. L'obiettivo può essere raggiunto solo se il posizionamento del giunto che collega i due scafi dell'ortesi avviene in modo corretto.

L'ottenimento delle informazioni necessarie alla determinazione dell'asse articolare della caviglia avviene mediante l'acquisizione del movimento mediante tecniche di *motion capture* e la successiva analisi delle coordinate dei marker mediante la teoria degli assi elicoidali istantanei. Nell'analisi cinematica, non potendo effettuare analisi invasive, i marker non vengono posti a diretto contatto con l'osso ma sulla cute del soggetto; quest'ultima subisce deformazioni rispetto all'osso sottostante che si traducono in un'elevata variabilità dei parametri di dispersione degli IHA. La presenza dell'errore denominato Artefatto da Tessuto Molle(ATM) ha portato a condurre l'analisi cinematica utilizzando dei cluster di marker non applicati direttamente sulla pelle, ma su dei gusci rigidi indipendenti posizionati rispettivamente sulla gamba e sul piede. Il processo utilizzato è il *reverse engineering*; si è partiti dalla scansione di forme anatomiche giungendo alla progettazione dei gusci rigidi la cui fase realizzativa è avvenuta mediante fabbricazione additiva. I due gusci hanno permesso di individuare il movimento relativo tra loro durante movimenti normali di funzionamento della caviglia.

Indice

1	ANATOMIA E BIOMECCANICA DELLA CAVIGLIA	3
1.1	I legamenti della caviglia.....	7
1.2	Funzionalità della caviglia e muscoli coinvolti.....	8
1.2.1	Flessione plantare e dorsale.....	8
1.2.2	Movimento di eversione e inversione.....	10
1.2.3	Movimento di pronazione e supinazione.....	11
1.3	I primi studi sull'asse di rotazione della caviglia.....	12
2	ANALISI DEL CAMMINO	14
2.1	Ciclo del passo.....	15
2.1.1	Assi e piani del corpo umano.....	16
2.2	Patologie invalidanti.....	18
2.3	Ankle-foot orthosis.....	22
2.4	Stato dell'arte.....	23
2.4.1	Solid AFO.....	24
2.4.2	Posterior Leaf Spring AFO.....	25
2.4.3	AFO dinamiche.....	25
2.4.4	Hinged AFO.....	26
3	ANALISI DEL MOVIMENTO	29
3.1	Analisi cinematica.....	29
3.1.1	Sistemi non ottici.....	30

3.1.2	Sistemi ottici.....	31
3.2	Protocolli per il posizionamento dei marker.....	36
3.2.1	Protocollo Davis-Gage.....	36
3.2.2	Protocollo SAFLo.....	36
3.2.3	Protocollo CAST.....	37
3.2.4	IOR-gait.....	39
3.3	Teoria IHA.....	40
3.4	Analisi dinamica	41
3.4.1	Sistemi per analisi dinamiche.....	43
3.5	Altri dati	44
4	ERRORI ED ARTEFATTI.....	45
4.1	Errori strumentali.....	46
4.1.1	Compensazione errori strumentali.....	47
4.2	Incertezza nella determinazione dei reperi anatomici.....	48
4.3	Errori derivanti dall'artefatto da tessuto molle	48
4.3.1	Tecniche basate su fili intracorticali	49
4.3.2	Tecniche basate su fissatori esterni	50
4.3.3	Tecniche basate su marcatori percutanei.....	51
4.3.4	Tecniche basate su acquisizioni di immagini	51
4.4	Compensazione ATM.....	52
4.4.1	Procedura di solidificazione.....	52

4.4.2	Calibrazione multipla anatomica.....	52
4.4.3	Point cluster technique.....	53
4.4.4	Ottimizzazione globale.....	53
5	PROGETTAZIONE DEI GUSCI.....	54
5.1	Reverse Engineering.....	54
5.2	Strumenti fissi e strumenti handheld.....	56
5.3	Elaborazione delle scansioni	61
5.4	1° prototipo.....	64
5.5	2° prototipo	67
5.6	3° prototipo	70
6	PROVE DI ANALISI CINEMATICA	73
6.1	Setting del laboratorio.....	73
6.1.1	Marker set.....	73
6.2	Prove eseguite	76
6.2.1	Prove con i gusci	76
6.2.2	Prove con gusci e scarpa	78
6.3	File dei risultati e sistemi di riferimento utilizzati.....	79
6.3.1	Sistemi di riferimento	80
7	RISULTATI SPERIMENTALI E DISCUSSIONE.....	83
7.1	Calcolo e discussione coefficiente di rigidità	83
7.1.1	CV% Cammino	84

7.1.2	CV% flesso/estensione passiva su lettino.....	89
7.2	Calcolo IHA/MHA.....	90
7.2.1	Confronto “vecchio e nuovo” metodo per definire il modello rigido del piede.....	90
7.2.2	Confronto “vecchio e nuovo” sistema di riferimento.....	101
7.3	Conclusione e sviluppi futuri	109
	BIBLIOGRAFIA	112
	SITOGRAFIA.....	115

Introduzione

Tutte le cose sono belle in sé, e più belle ancora diventano quando l'uomo le apprende. La conoscenza è vita con le ali.

(Khalil Gibran)

Alla base del miglioramento vi è la conoscenza e come in ogni campo e disciplina, anche lo studio del movimento umano ha bisogno della comprensione dei meccanismi che vi sono alla base.

Le ragioni per studiare il movimento umano sono cambiate nel corso dei secoli. I disegni delle caverne nell'era Paleolitica ritraevano uomini e animali in movimento probabilmente motivati da questioni di sopravvivenza, basate sull'abilità di muoversi da un posto ad un altro, scappare dai predatori e andare alla ricerca di cibo. Nel 500-300dc, l'osservazione del movimento umano da parte dei filosofi greci era guidata dalla necessità di mettere armonia nell'universo. Essi ritenevano che i sensi ingannano e quindi non sarebbe stato possibile giungere alla verità tramite metodi sperimentali ma solo attraverso la logica. Successivamente la domanda posta è stata quindi: "è vero che i nostri sensi ci ingannano e limitano la possibilità di osservare il movimento umano?". La Gait Analysis permette di dare risposta negativa. Lo scopo alla base dello studio del movimento umano è il miglioramento della conoscenza della cinematica articolare del singolo paziente per poter applicare in seguito il trattamento adatto.

In questo lavoro di tesi l'articolazione in gioco è quella della caviglia e quindi lo scopo prefissato è quello della conoscenza della sua cinematica per poter sviluppare dispositivi utili al miglioramento di quest'ultima in soggetti patologici. I dispositivi interessati nell'analisi sono le AFO (ankle-foot orthosis) ed in particolare le HAFO ovvero ortesi articolate piede-

caviglia dotate di due gusci collegati tramite un giunto. È proprio quest'ultimo l'aspetto critico che, se non posizionato correttamente produce un movimento innaturale del soggetto interessato.

L'articolazione tibio-tarsica detta anche talo-crurale, o più comunemente caviglia, è considerata la “regina” delle articolazioni del retropiede in quanto permette lo svolgimento delle fondamentali attività di moto quali camminata, corsa, salto e mantenimento dell'equilibrio su qualsiasi tipologia di superficie, sia essa piana, regolare o accidentata.

1 Anatomia e Biomeccanica della caviglia

Il comportamento dell'articolazione della caviglia può essere assimilato a quello di una cerniera bidimensionale in cui il ROM (Range of Movement) del giunto è definito dal complesso tibia-fibula e dall'astragalo. Il movimento della cerniera rappresenta quello di estensione e flessione del piede nel piano sagittale.

I componenti ossei che entrano in gioco sono:

- la tibia;
- la fibula;
- l'astragalo.

Tibia e fibula costituiscono lo scheletro della gamba, in cui si dispongono medialmente e lateralmente, mentre l'astragalo fa parte, insieme a calcagno, scafoide, cuboide ed ai tre cuneiformi, del tarso.



Figure 1.1 Vista posteriore e laterale dell'articolazione di caviglia

Tibia

La tibia, posta sul lato mediale della gamba, è un osso lungo, robusto, pari e simmetrico; si articola prossimalmente con il femore, distalmente con l'astragalo e lateralmente con la fibula. L'osso presenta due curvature, una superiore concava lateralmente e una inferiore a concavità mediale, risultando pertanto non rettilineo. Possiede un corpo e due estremità o epifisi, una prossimale e una distale. L'estremità inferiore ha la forma di una piramide irregolare e presenta sei facce: anteriore, posteriore, laterale, mediale, inferiore e superiore. Di queste, in particolare, la faccia mediale costituisce il malleolo tibiale (o mediale), portandosi obliquamente in basso, dove si slarga e si prolunga in questo processo grossolanamente piramidale. Dall'apice orientato in basso di tale struttura origina il robusto legamento collaterale mediale dell'articolazione tibio-astragalica.

La faccia laterale contrae rapporti con il perone, la cui estremità distale è accolta nell'incisura fibulare, piccolo incavo della doccia verticale che si determina a sua volta per la biforcazione della cresta interossea.



Figure 1.2 Tibia e perone

Fibula

La fibula o perone è un osso lungo, pari e simmetrico che si pone nella parte laterale della gamba; si articola nella sua porzione prossimale e disto-mediale con la tibia e nella sua porzione più distale con l'astragalo. L'estremità inferiore dell'osso è detta malleolo laterale o peroniero; la sua faccia mediale di forma triangolare, ad apice rivolto verso il basso, è la faccia articolare per l'astragalo. Il malleolo peroniero è molto più voluminoso rispetto a quello mediale e riveste notevole importanza nella statica del piede.

Anche alcune ossa dello scheletro del piede entrano in gioco nell'articolazione della caviglia, in particolare le ossa del tarso ovvero l'astragalo, il calcagno, il navicolare o scafoide, i tre cuneiformi ed il cuboide.

Astragalo

L'astragalo è un osso breve che insieme alle estremità distali della tibia e del perone forma l'articolazione talo-crurale.



Figure 1.3 Astragalo

Può essere diviso in tre parti: la testa, il corpo e il collo.

La parte superiore del corpo è chiamata troclea ed è la zona che si articola con la tibia e con il perone, inserendosi nel mortaio tibio-fibulare.

Le articolazioni della caviglia, possono così distinguersi:

- articolazione tibio-tarsica o talo-crutale: è un ginglino angolare formato da una parte della tibia e dal perone che formano una struttura assimilabile ad un mortaio e dall'altra dall'astragalo, che con la sua troclea si insinua in questa cavità;
- articolazione sottoastragolica: la superficie superiore del calcagno si articola con quella inferiore del talo mediante due faccette articolari;
- articolazione tibio-peroneale inferiore: nella sua parte distale il perone forma un rigonfiamento che è il malleolo laterale; la superficie mediale di tale struttura si articola con l'incisura fibulare della tibia e con l'astragalo.

L'articolazione di caviglia è soggetta a numerose e importanti sollecitazioni; gioca così un ruolo essenziale la presenza dei legamenti, che tendono a stabilizzarla.

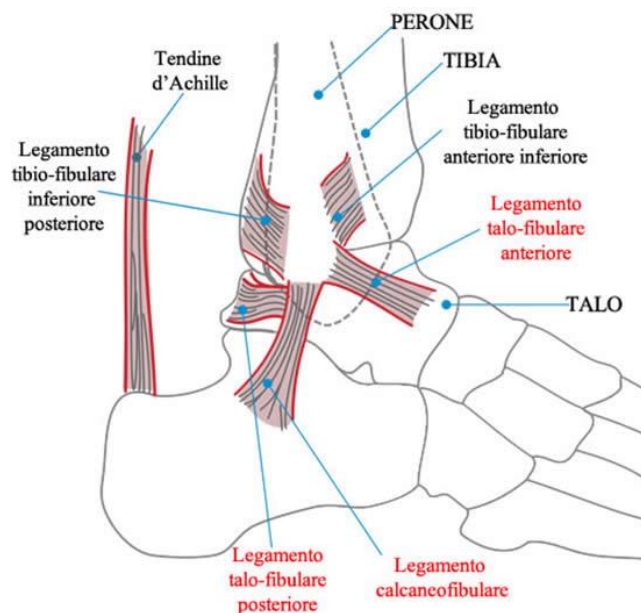


Figure 1.4 Vista laterale dei legamenti della caviglia

1.1 I legamenti della caviglia

I legamenti della caviglia sono bande di tessuto connettivo fibroso, deputate a tenere unite le estremità distali di tibia e perone ad astragalo, calcagno ed osso navicolare. Sono formati principalmente da collagene di tipo 1 e sono dotati di ridotta elasticità ma una buona resistenza alla trazione.

Si distinguono in:

- legamenti mediali (noti anche come legamenti deltoidei);
- legamenti laterali.

Tra i legamenti deltoidei sono presenti:

- il legamento tibio-calcaneare che dalla faccia mediale del malleolo tibiale si porta ai margini dell'apofisi del calcagno;
- il legamento tibio-scafoideo che, parte sempre dalla faccia mediale del malleolo tibiale, ma giunge alla faccia dorsale e mediale dello scafoide;
- il legamento tibio-astragalico anteriore che dall'apice del malleolo si porta alla faccetta malleolare mediale dell'astragalo;
- il legamento tibio-astragalico posteriore che nasce insieme al precedente ma si porta alla faccia malleolare mediale dell'astragalo.

Dell'apparato legamentoso laterale fanno parte tre fasci: il legamento fibulo-astragalico anteriore, il legamento peroniero-astragalico posteriore e il legamento fibulo-calcaneare.

La funzione dei legamenti sopracitati è proprio quella di dare stabilità all'articolazione, impedendo alla caviglia il compimento di movimenti eccessivamente ampi, che potrebbero arrecare danno alle ossa coinvolte.

1.2 Funzionalità della caviglia e muscoli coinvolti

Si analizzano di seguito i movimenti del piede, resi possibili dall'articolazione della caviglia e i corrispondenti muscoli interessati:

- flessione plantare: muscoli posteriori della gamba (solei e gastrocnemi);
- flessione dorsale: tibiale anteriore;
- eversione o pronazione: muscoli peronieri (breve e lungo);
- supinazione o inversione: muscolo tibiale posteriore.

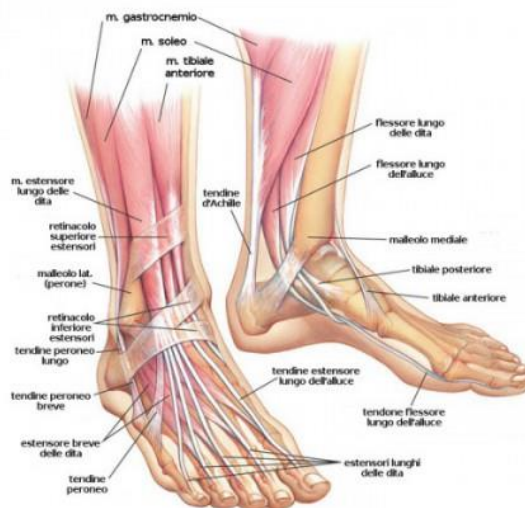


Figure 1.5 Anatomia muscolare e ossea della caviglia e del piede

Passando dalla massima flessione alla massima estensione il piede descrive sulla gamba, nel piano sagittale, un arco di circonferenza di 70°-80°.

1.2.1 Flessione plantare e dorsale

La flessione plantare o estensione della tibio-tarsica allontana il dorso del piede dalla faccia anteriore della gamba, mentre il piede tende a disporsi nel

piano di prolungamento della gamba. La flessione ha un'ampiezza di 20° - 30° , l'estensione ha un'ampiezza di 30° - 50° .

Il movimento di flessione-dorsale della caviglia si realizza quando il dorso del piede viene avvicinato alla faccia anteriore della gamba.

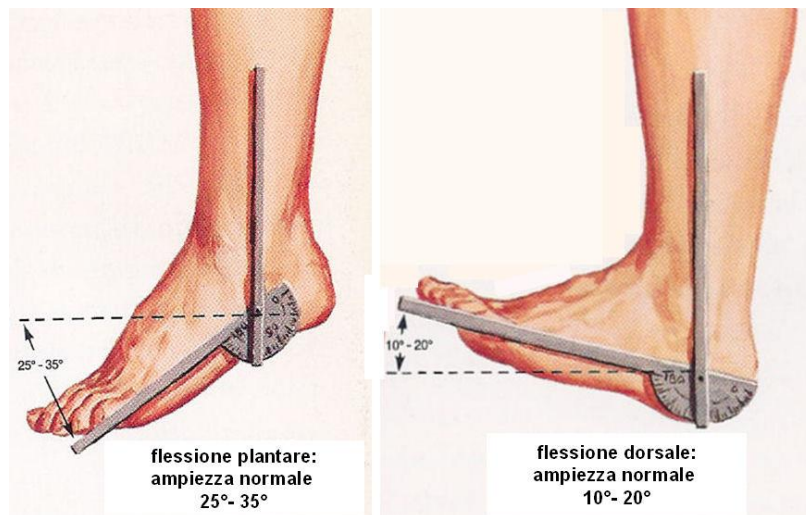


Figure 1.6 Flessione plantare e dorsale

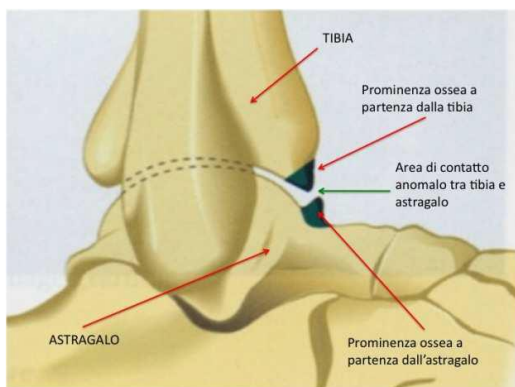


Figure 1.7 Area di contatto anomalo tra tibia e astragalo

La flessione è limitata da fattori ossei, capsulo-legamentosi e muscolari:

- fattori ossei: nella flessione estrema, la faccia superiore del collo dell'astragalo viene ad urtare contro il margine anteriore della superficie tibiale;
- fattori capsulo-legamentosi: limitazione offerta dalla tensione della parte posteriore della capsula e dei fasci posteriori dei legamenti della tibio-tarsica;

- fattori muscolari: sono i primi ad intervenire e sono dovuti alla resistenza indotta dal tono muscolare del muscolo tricipite della sura.

L'estensione è limitata da:

- fattori ossei: si verifica il contatto tra il margine posteriore della superficie tibiale e i tubercoli posteriori dell'astragalo;
- fattori capsulo-legamentosi: si verifica anche in questo caso la tensione della parte anteriore della capsula e dei fasci anteriori dei legamenti della tibio-tarsica;
- fattori muscolari: nel caso della plantar flessione la resistenza è offerta dal tono muscolare dei muscoli flessori.

1.2.2 Movimento di eversione e inversione

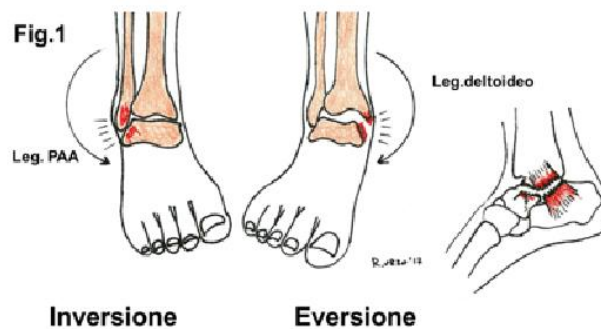


Figure 1.8 Movimento di eversione ed inversione

I movimenti di eversione ed inversione sono movimenti triplanari dell'articolazione subtalare in quanto ad un movimento in uno dei piani, segue un movimento negli altri due piani.

Nel movimento di inversione si ha la combinazione di adduzione, flessione plantare e supinazione mentre l'azione combinata, nel movimento di eversione, è data dall'abduzione, pronazione e flessione dorsale.

1.2.3 Movimento di pronazione e supinazione

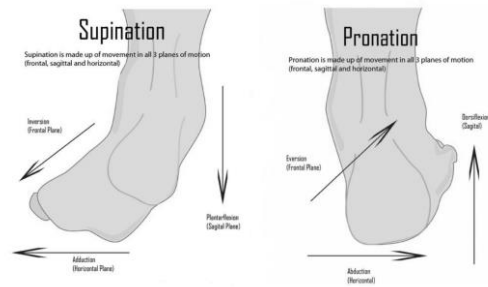


Figure 1.9 Movimento di supinazione e pronazione

Con il termine pronazione si intende la fisiologica rotazione del piede verso l'esterno mentre nella supinazione la rotazione è verso l'interno. L'ampiezza della supinazione è di circa 50° ed è maggiore di quella della pronazione. Gli assi che permettono i movimenti del piede (movimento triplanare) sono tre:

- asse trasversale passante per i malleoli, che permette i movimenti di flessione plantare e flessione dorsale;
- asse longitudinale della gamba, intorno al quale si effettuano i movimenti di abduzione e adduzione;
- asse longitudinale del piede; intorno al quale sono consentiti i movimenti di rotazione interna/esterna.

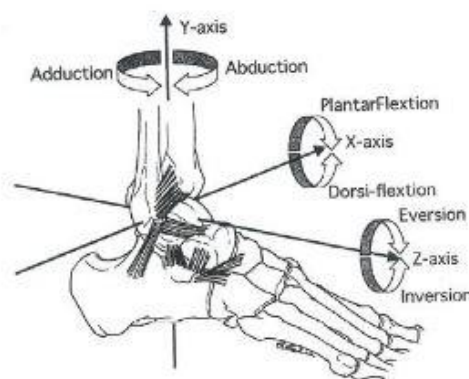


Figure 1.10 Assi del piede

1.3 I primi studi sull'asse di rotazione della caviglia

Pensando alla caviglia e al movimento compiuto da essa durante il cammino, si potrebbe erroneamente concludere che tale movimento avvenga attorno ad un asse fisso passante per i malleoli. In letteratura sono presenti diversi studi sul tema citato tra i quali quello condotto da Inman; egli teorizzò che l'asse fisso di rotazione della caviglia potesse essere individuato clinicamente posizionando le dita sull'apice dei due malleoli.

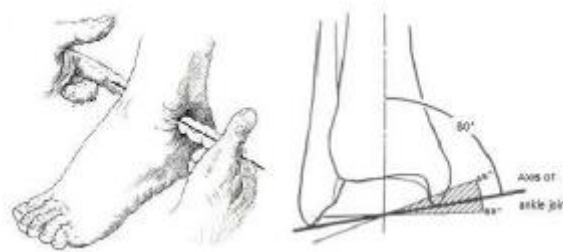


Figure 1.11 Metodo clinico di Inman per stimare l'asse della caviglia tramite palpazione dei malleoli [1]

Questo metodo partiva dall'assunto che la flessione plantare e dorsale avvenissero attorno allo stesso asse. Barnett and Napier (1952) e Hicks (1953) [1] dimostrarono invece che l'asse dell'articolazione della caviglia cambia continuamente posizione e orientamento durante il movimento. Loundberg et al. (1989) [2] analizzò la posa e l'orientamento dell'asse elicoidale medio del moto (MHA) in 8 volontari. L'asse ottenuto facendo compiere ai soggetti diversi atti motori tra cui planta/dorsi flessione, fu proiettato sui piani trasversale e coronale.

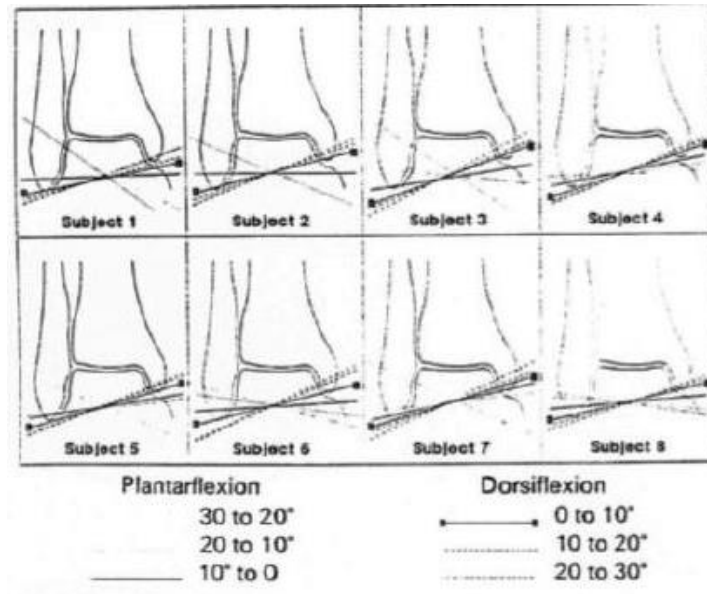


Figure 1.12 Assi elicoidali in flessione/estensione [Lundberg et al., 1989]

I risultati mostrarono che gli assi di plantarflexione, rispetto a quelli di dorsiflessione, risultavano più orizzontali e inclinati medialmente e verso il basso.

2 Analisi del cammino

La deambulazione può essere definita come un atto involontario (ad eccezione del suo avvio, delle variazioni di percorso e dell'arresto) che si manifesta in una successione di movimenti ritmici degli arti inferiori atti ad un controllo del centro di pressione e quindi al mantenimento dell'equilibrio statico e dinamico.

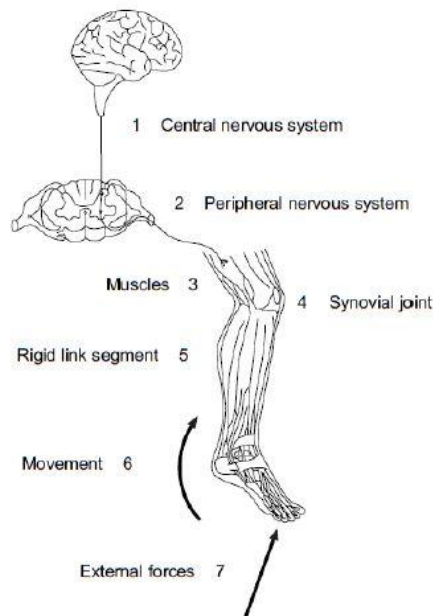


Figure 2.1 Eventi che controllano la deambulazione

I 7 eventi che si susseguono sono:

1. generazione del comando dal SNC;
2. trasmissione del comando al SNP;
3. contrazione dei muscoli opportuni;
4. generazione delle forze e momenti nelle articolazioni (forze intersegmentali);
5. azionamento dei segmenti dell'arto;
6. movimento coordinato dei segmenti, atto a generare la camminata;
7. interazione dell'arto con l'ambiente esterno.

Durante lo spostamento del corpo in avanti, un arto funge da sostegno mentre l'altro avanza fino al successivo appoggio; si ha poi un'inversione dei ruoli fino a che entrambi i piedi toccano il terreno.

Il tutto si ripete periodicamente; per questa ragione ci si riferisce alla camminata come "ciclo" del passo, ed è per questo che si possono identificare degli step, reperibili generalmente in ogni tipo di camminata tenendo però presente che non è possibile stabilire deterministicamente una durata fissa delle diverse fasi del passo e considerando che queste assumono caratteristiche differenti se valutate in un soggetto patologico.

2.1 Ciclo del passo

È proprio il passo l'unità funzionale di riferimento della Gait Analysis; si può quindi definire come “*l'intervallo di tempo tra due contatti iniziali successivi dello stesso piede*”.

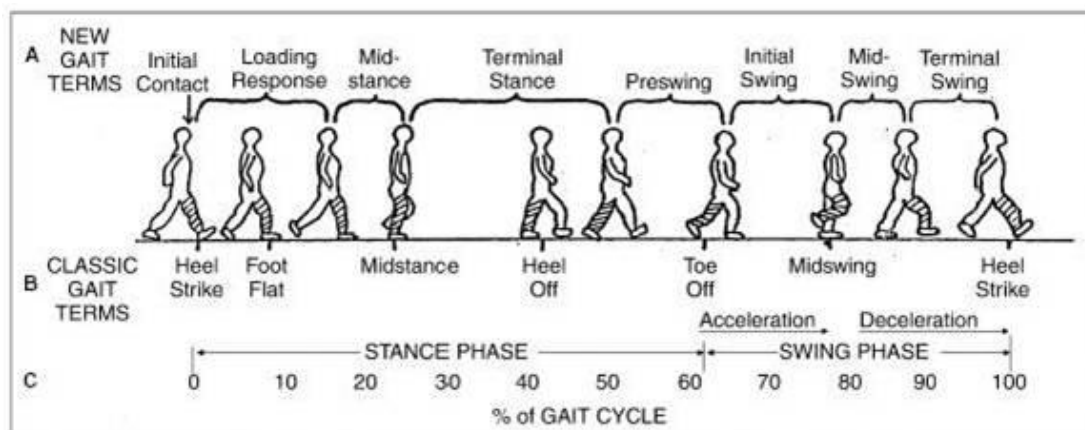


Figure 2.2 Fasi del ciclo del passo

Il ciclo può essere così suddiviso:

1. *heel strike*: va dallo 0 al 2% del ciclo del passo; è il momento in cui il piede (generalmente il tallone) entra in contatto con il pavimento;

2. *foot-flat* (0-10% del ciclo del passo); la pianta del piede destro è aderente al pavimento e si ha una conseguente flessione dorsale della caviglia come reazione al carico sull'arto del peso corporeo. Conseguentemente avviene il distacco del piede sinistro dal pavimento che avanza verso il destro (inizio della fase di appoggio singolo);
3. *midstance*: si estende dal 10% al 30% del ciclo del passo; appoggio completo del piede destro al suolo (termine della fase di appoggio singolo);
4. *heel-off*: si estende dal 30% al 50% del ciclo del passo; il piede sinistro tocca terra e si ha lo stacco del calcagno del piede destro;
5. *toe-off*: si estende dal 50% al 60% del ciclo del passo; avviene lo stacco dal terreno delle dita del piede destro. La contrazione dei muscoli posteriori della gamba permette l'estensione della caviglia e quindi una spinta verso l'alto e in avanti permettendo il trasferimento del peso;
6. *acceleration*: si estende dal 60% al 73% del ciclo del passo. Si verifica l'attivazione da parte del soggetto dei flessori dell'anca per accelerare la gamba destra in avanti;
7. *midswing*: si estende dal 73% all'87% del ciclo del passo; il piede supera il corpo;
8. *deceleration*: conclusione del ciclo del passo e della fase di pendolamento; i muscoli determinano una decelerazione della gamba per poi permettere il successivo impatto con il suolo.

2.1.1 Assi e piani del corpo umano

L'analisi del movimento necessita dell'identificazione di appropriati sistemi di riferimento. Tradizionalmente si proietta idealmente tutto ciò a cui si è interessati ovvero le posizioni, gli spostamenti e gli angoli su un sistema di piani, identificati immaginando il corpo in posizione eretta (ortostatica), con gli arti superiori pendenti lungo i fianchi e con le palme delle mani rivolte in

avanti. In questa posizione il centro della massa del corpo o cdg cade a tre centimetri al davanti della seconda vertebra sacrale.

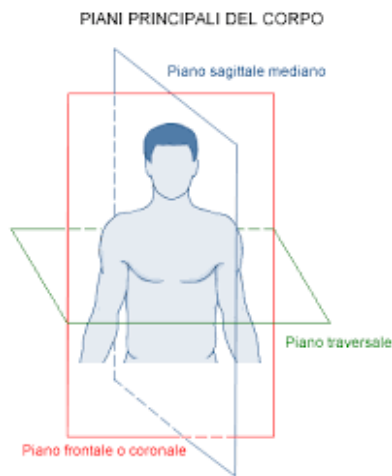


Figure 2.3 Piani principali del corpo

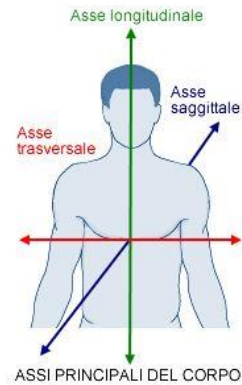


Figure 2.4 Assi principali del corpo

Qui si incontrano tre piani perpendicolari tra loro:

- piano mediale o sagittale: divide il corpo in una parte destra e una parte sinistra;
- piano frontale o coronale: divide il corpo in una parte anteriore e una posteriore;
- piano orizzontale o trasverso: divide il corpo in una parte superiore e una inferiore.

Vengono individuati successivamente gli assi di riferimento che sono perpendicolari a ciascuno dei piani anatomici:

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

2.2 Patologie invalidanti

Alterazioni del piede e conseguentemente del ciclo del passo, dovute a disordini di origine centrale o periferica, richiedono l'utilizzo di una ortesi. Quest'ultima avrà il compito di contenere le deformità, sostenere o sostituire l'azione di muscoli e semplificare quindi il compito motorio.

Fra le alterazioni del piede e del cammino si citano:

- piede piatto: paramorfismo che risulta dall'appiattimento della volta longitudinale mediale del piede, che si traduce nell'aumento della superficie d'appoggio e nella sua anomala distribuzione. Tale alterazione scaturisce dal cedimento delle strutture ossee che compongono la volta quali calcagno, astragalo e scafoide oppure da alterazioni dei tendini del tibiale posteriore o peroneo lungo. Con questa condizione si possono verificare problemi nel ciclo del passo in quanto, durante la fase di accelerazione dell'arto durante l'iniziale fase di swing, si ha ancora il piede in posizione prona;

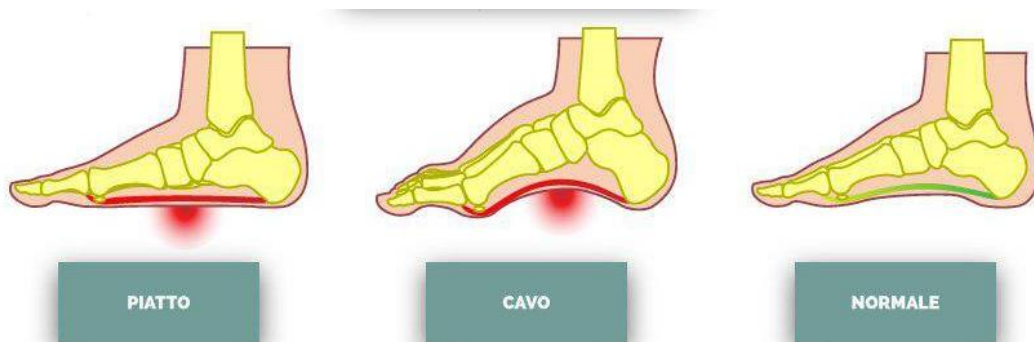


Figure 2.5 Alterazioni morfologiche del piede: piede cavo e piede piatto in confronto ad un piede normale

- piede cavo: patologia che interessa la volta plantare la quale non ha alcun contatto con il suolo, circoscrivendo l'area di appoggio al solo avampiede e al calcagno. Questa alterazione può comportare un'inversione del ritmo del passo in quanto il soggetto tende ad effettuare il primo contatto con il suolo tramite la parte anteriore e solo successivamente con il calcagno;



Figure 2.6 Piede equino

- piede equino: condizione patologica in cui l'angolo formato tra asse del piede ed asse della gamba è $>90^\circ$. Può esistere in forma isolata oppure, quando il retropiede non è allineato con la gamba, associarsi ad altre deformità (piede equino-varo). Da questa configurazione deriva il caratteristico andamento falciante del cammino; il soggetto, per evitare di strisciare con la punta del piede sul pavimento, fa compiere all'arto un movimento semicircolare verso l'esterno;
- ginocchio valgo: entità clinica in cui femori e tibie risultano non allineati; gli assi femorali tendono alla convergenza a livello delle ginocchia mentre quelli delle tibie divergono a partire da questo punto; si forma così un angolo ottuso aperto lateralmente. In genere è provocato dall'inadeguato trofismo dei muscoli dell'anca e della coscia e dalla ridotta capacità di dorsi-flessione della caviglia;
- ginocchio varo: deformità dell'arto inferiore in cui l'asse del femore e quello della tibia formano un angolo ottuso aperto medialmente, per cui l'asse longitudinale della gamba devia lateralmente. Fisiologico con l'inizio della deambulazione, assume caratteri di patologia se presente oltre il diciottesimo/ventiquattresimo mese di vita. Generalmente è ascrivibile a rachitismo, morbo di Blount, malattie metaboliche dell'osso e intossicazione da piombo.

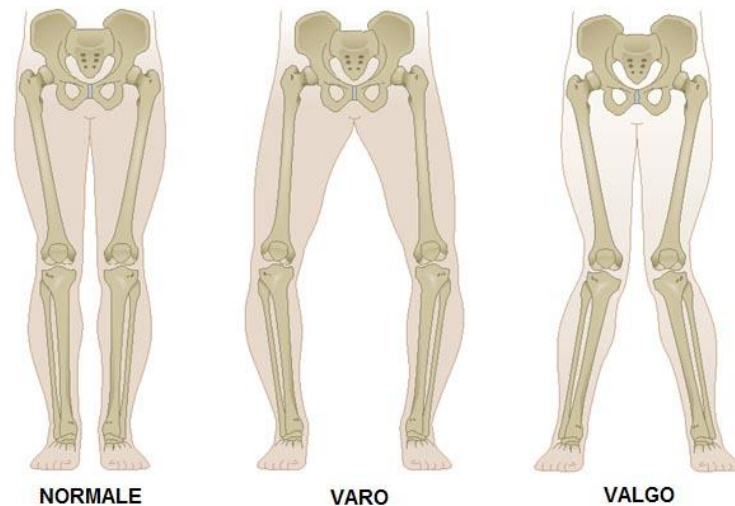


Figure 2.7 Alterazioni del ginocchio: ginocchio valgo e vero

- Drop foot: condizione in cui la caviglia perde la capacità di sostenere il piede durante la fase di swing ovvero di effettuare il movimento di dorsi-flessione; può essere causata dal danneggiamento o dalla compressione del nervo peroneo comune o dalla paralisi dei muscoli nella parte anteriore degli arti inferiori.

È spesso conseguenza di:

- Sclerosi multipla: patologia cronica autoimmune demielinizzante del SNC, in cui gli assoni perdono la capacità di trasmettere efficacemente i potenziali d'azione. Ne deriva perdita della comunicazione tra il cervello e la periferia, con un conseguente deterioramento dei muscoli striati volontari.
- Ictus: condizione di scarsa o nulla perfusione sanguigna a livello cerebrale che determina morte cellulare. Si distinguono un ictus emorragico ed uno ischemico. Entrambi possono esitare in deficit sensoriali, di movimento volontario e sensitivi di vario grado ed estensione.

Sono state evidenziate delle variazioni nel ciclo del passo comuni a persone colpite da emiparesi che causano la riduzione della velocità media di cammino.

Tra queste si evidenziano:

- una fase di stance più prolungata del normale su entrambi gli arti;
- una fase di stance maggiore sull'arto sano;
- un tempo maggiore nella fase di doppio supporto.

Nell'esempio sottostante si può notare che, mentre in un soggetto sano si ha una simmetria tra piede destro e sinistro, in un soggetto patologico l'aumento del tempo del ciclo del passo produce una evidente asimmetria.

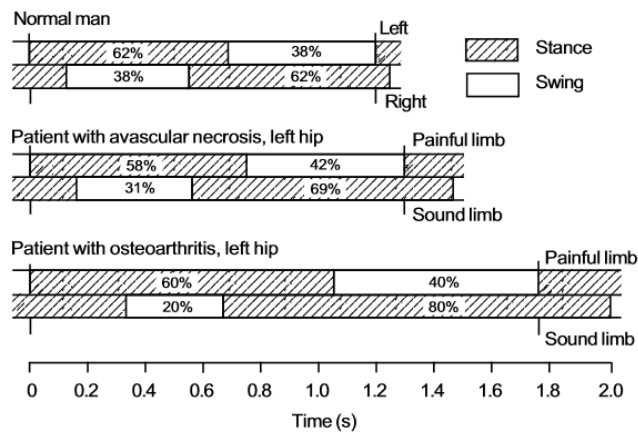


Figure 2.8 Percentuali del ciclo del passo in un soggetto sano e uno patologico [Vaughan et al., 1999]

- Sclerosi laterale amiotrofica: patologia neurodegenerativa del motoneurone (sia primo che secondo), che determina rigidità e contrattura muscolare con graduale debolezza e ipotrofia del muscolo striato volontario.
- Poliomielite: patologia virale acuta, detta anche paralisi infantile, in cui l'agente patogeno (poliovirus) si localizza a livello dei centri motori del

midollo spinale determinando paralisi flaccida con conseguenti problemi di deambulazione.

- Paralisi cerebrale infantile: disturbo non progressivo ma persistente della postura e del movimento. È provocata dalla perdita di tessuto cerebrale con alterazioni della funzione del SNC prima che questo abbia completato il suo sviluppo. La funzione motoria è generalmente quella maggiormente compromessa. Si distinguono forme emiplegiche, diplegiche e tetraplegiche. Tale condizione si associa quasi costantemente ad alterazioni muscolo- scheletriche: lussazione e sublussazione dell'anca, piede equino, piede piatto, valgo, pronato, cavo-varo sono le più frequenti.

2.3 Ankle-foot orthosis

Dopo aver analizzato il cammino nella sua forma fisiologica e le patologie ad esso associate, viene introdotto il concetto di ortesi. La norma internazionale, ratificata UNI, attualmente vigente per il settore delle Ortesi è la UNI EN ISO 22523:2007: “External limb prostheses and external orthoses- Requirements and test methods”

La definizione di ortesi presente nella norma è:

dispositivo applicato esternamente composto da un singolo componente o da un assemblaggio di essi; è applicato ad una parte o all'intero arto inferiore, arto superiore, busto, testa o collo e alle loro articolazioni per assistere il sistema neuromuscolare e quello scheletrico.

Dalla definizione si evince il concetto di applicazione esterna dell'ortesi, prerogativa che le differenzia dalle protesi, che vanno invece a sostituire parti mancanti.

Le ortesi agiscono essenzialmente su tre componenti:

- il momento presente sul giunto articolare;
- la direzione delle forze applicate;
- le forze assiali.

Generalmente viene sfruttato il momento presente sul giunto articolare per il controllo dello stesso su diversi piani di riferimento.

L'ortesi deve rispettare vincoli specifici per la salute del paziente:

- deve possedere resistenza tale da sostenere i carichi durante l'utilizzo;
- essendo un dispositivo che entra in contatto con il corpo umano, i materiali costituenti devono essere biocompatibili, non tossici e sterili;
- l'interfaccia ortesi-utente è progettata in modo da non arrecare fastidio o dolore al paziente. In particolare, è necessario evitare:
 - scarso afflusso di nutrienti o ossigeno con conseguente morte cellulare;
 - coagulazione termica e conseguente necrosi cellulare;
 - carichi eccessivi che possono portare a interruzioni tessutali;
 - sfregamento tra i componenti dell'interfaccia ortesi-utente.

2.4 Stato dell'arte

Come ogni dispositivo in commercio, esistono differenti tipi di ortesi di caviglia; la scelta della variante dipende dalle necessità del paziente. Possono essere utilizzate inizialmente versioni che forniscano massima stabilità limitando alcuni movimenti, regolandole poi a favore di un controllo più volontario riducendone la rigidità man mano che il paziente progredisce.

Principalmente esistono due tipi di AFO:

- Articolate

- Non articolate

Queste due categorie appartengono alla classe delle ortesi passive che, a differenza di quelle attive, si limitano ad un accoppiamento meccanico nel controllo delle articolazioni.

Lo scopo dell'utilizzo di ortesi non articolate è quello di bloccare i movimenti dell'articolazione su tutti i piani; sono indicate per esempio in caso di spasticità dei flessori plantari della tibiotarsica ovvero nel caso in cui il soggetto tendesse ad attuare il contatto piede-pavimento non tramite il tallone ma con la punta, oppure in condizioni di piede talo in fase di appoggio, dovuto a debolezza dei flessori plantari dell'articolazione di caviglia. Una sottocategorizzazione le distingue in ortesi rigide o semirigide.

2.4.1 Solid AFO



Figure 2.9 Esempio di Solid AFO (Boston Orthotic & Prosthetics)

L'AFO con design rigido tiene la caviglia in una posizione fissa, limitando completamente il movimento di flessione plantare; tuttavia, se l'AFO è troppo rigida provoca un eccessivo momento di flessione del ginocchio durante la risposta di carico, che si traduce in instabilità nella deambulazione.

I casi patologici per le quali vengono utilizzate sono: lieve o moderato drop foot, debolezza o assenza dei flessori plantari e dorsali di caviglia, debolezza degli estensori di ginocchio e pesanti spasticità. Non possono essere prescritte a pazienti che presentano edemi o ulcere, deformità del piede ad un grado avanzato e severe spasticità del ginocchio.

2.4.2 Posterior Leaf Spring AFO



Figure 2.10 Esempio di PLS AFO (Ottobock)

La Posterior leaf spring AFO viene classificata come semirigida; i materiali di cui è composta sono principalmente materiali soffici e materiale plastico rinforzato. Assiste il distacco del piede dal terreno prima della fase di swing del ciclo del passo e previene il drop-foot. Sono consigliate principalmente ad atleti in quanto, rispetto al design rigido, sono dotate di maggiore flessibilità e di un design meno ingombrante.

2.4.3 AFO dinamiche

L'AFO in fibra di carbonio rientra nella categoria delle AFO dinamiche. È in grado di migliorare significativamente l'andatura patologica



Figure 2.11 AFO in fibra di carbonio (Ottobock)

immagazzinando energia durante la fase di appoggio del cammino, cedendola poi nella fase di pre swing aumentando il push-off. Diverse ricerche hanno dimostrato che l'AFO in fibra di carbonio può ridurre il dispendio energetico del paziente compromesso.

2.4.4 Hinged AFO



Figure 2.12 Esempio di AFO articolata (Boston Orthotics & Prosthetics)

Le ortesi articolate utilizzano una cerniera che può essere ad asse fisso o mobile per collegare i due scafi solidali rispettivamente alla gamba e al piede.

Utilizzando un'ortesi articolata ad asse fisso sono possibili i movimenti di flessione plantare e dorsale e non quelli nei piani frontale e trasverso, impedendo quindi la prono-supinazione e l'inversione-eversione.

Nel piano sagittale, tramite alcuni fermi, si ottiene una limitazione del range articolare; sono le esigenze del paziente a dettare il

posizionamento dei fine corsa. Per esempio, nel caso di piede talo in fase di appoggio è possibile utilizzare ortesi articolate con fine corsa adibiti al blocco della flessione dorsale mentre, in caso di spasticità dei flessori plantari, i fine corsa bloccano il movimento di flessione plantare.

In genere le AFO articolate permettono un movimento articolare migliore rispetto agli altri tipi di ortesi. In vari studi si sono confrontate le prestazioni di AFO rigide ed articolate.

In [3] sono stati confrontati gli effetti dell'AFO rigida e di quella articolata sulla deambulazione in soggetti con paralisi cerebrale in cui si evidenzia, durante la fase di stance del cammino, una eccessiva flessione plantare.

I bambini sotto analisi sono stati sottoposti a tre diverse condizioni:

- AFO articolata (AAFO);
- AFO rigida (FAFO);
- solo scarpa.

Dallo studio si evince il beneficio dell'utilizzo dell'AFO, sia essa rigida che articolata in quanto si ha una lunghezza del passo maggiore e una riduzione del movimento di flessione plantare dell'articolazione della caviglia.

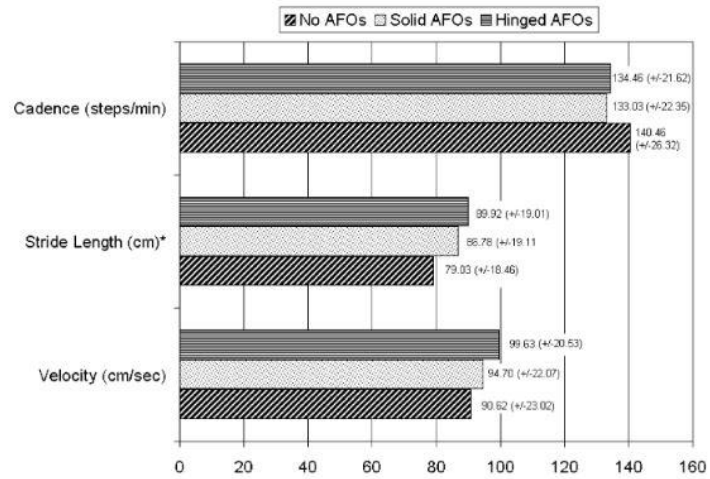


Figure 2.13 Media e deviazione standard della velocità del cammino, cadenza e lunghezza del passo in soggetti con e senza AFO [Sandra A. Radtka et al., 2005]

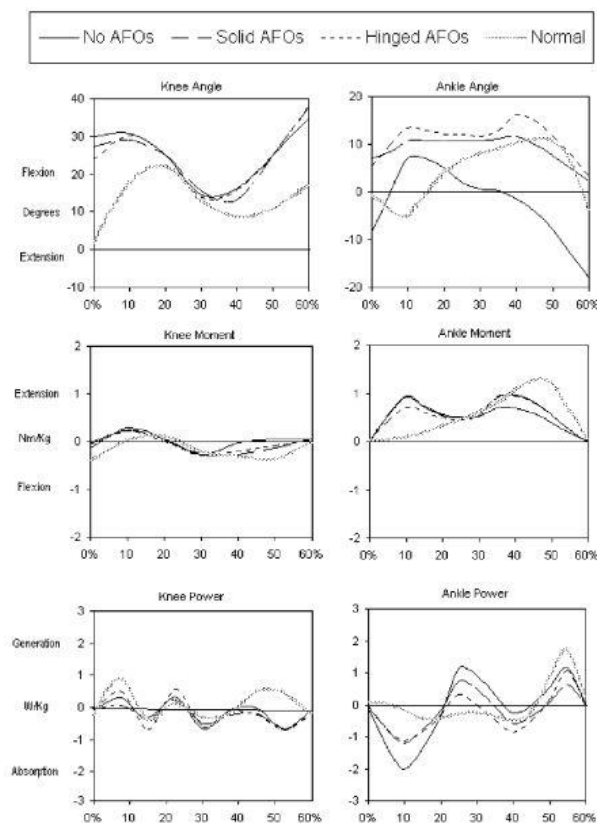


Figure 2.14 Confronto dell'angolo, del momento e della potenza alla caviglia e al ginocchio [Sandra A. Radtka et al., 2005]

È stato concluso però che l'AFO di tipo articolata produce un movimento di dorsiflessione dell'anca più vicino alla norma rispetto a quella rigida ed inoltre che l'AFO articolata permette un aumento significativo della generazione di energia durante la fase di pre-swing del ciclo del passo che si traduce in una maggiore contrazione dei muscoli adibiti alla flessione plantare.

3 Analisi del movimento

L'analisi del movimento è essenziale per giungere alla diagnosi di patologie del sistema nervoso o del sistema muscoloscheletrico e, successivamente, scegliere e pianificare i trattamenti necessari. L'obiettivo di quantificare il movimento è raggiungibile grazie all'utilizzo di sistemi computerizzati che permettono di fornire valutazioni funzionali dell'apparato locomotore.

L'analisi del movimento permette di ottenere le informazioni relative a:

- movimento relativo di ossa adiacenti o cinematica articolare;
- forze scambiate con l'ambiente.

La cinematica articolare può essere ottenuta catturando le posizioni istantanee dei marker, posti sulla cute del soggetto, mediante stereofotogrammetria (*motion capture*); le forze esterne vengono misurate mediante l'utilizzo di piattaforme di forza.

3.1 Analisi cinematica

La definizione di "Motion Capture" o "MoCap" è fornita in [4]:

"Motion Capture is the process of recording a live motion event and translating it into usable mathematical terms by tracking a number of key points in space over time and combining them obtaining a single 3D representation of performance".

Si evince che lo scopo della MoCap è quello di fornire una rappresentazione matematica quantitativa del movimento reale.

Le tecniche MoCap per l'analisi della cinematica di un soggetto si possono dividere in tecniche che si basano su approcci non ottici e quelle che

sfruttano principi ottici. Fra le tecniche “non ottiche” i sensori utilizzati possono essere:

- elettromeccanici;
- inerziali;
- magnetici.

I metodi ottici si differenziano in base all'utilizzo o meno di marker.

3.1.1 Sistemi non ottici

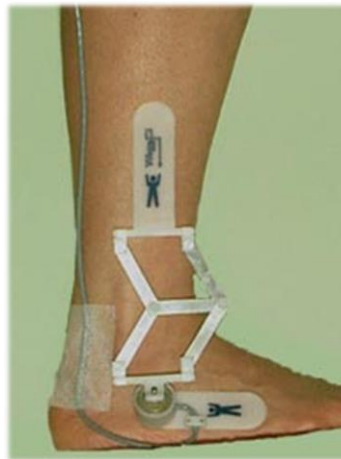


Figure 3.1 Goniometro posizionato alla caviglia.

Tra i sensori elettromeccanici figurano gli elettrogoniometri, che consentono di ottenere misure dirette degli spostamenti reciproci tra due segmenti corporei posizionando il dispositivo elettrico a diretto contatto con la superficie del corpo; la misura è resa possibile dalla presenza di un potenziometro ovvero una resistenza che modifica il suo valore in funzione dell'angolo tra i due segmenti. Questi sensori, essendo ingombranti, tendono a compromettere la naturalità del movimento e sono caratterizzati da accuratezza limitata.

Fanno parte dei sensori inerziali i giroscopi e gli accelerometri, che permettono di misurare rispettivamente l'accelerazione angolare e

l'accelerazione del segmento corporeo sul quale sono posizionati. Generalmente gli accelerometri vengono utilizzati in combinazione con giroscopi per aumentare l'accuratezza.

Ci sono poi i sistemi magnetici che presentano un generatore di campo magnetico e dei sensori che vengono posti sui segmenti corporei del soggetto; dalla misura del campo magnetico i sensori forniscono informazioni su posizione e orientamento del segmento corporeo corrispondente. Il problema di avere a che fare con un campo magnetico è che questo, in presenza di materiali ferromagnetici, viene distorto con conseguente diminuzione dell'accuratezza.

3.1.2 Sistemi ottici

Tra tutti i sistemi, quelli con sensori ottici (sistemi optoelettronici) hanno riscosso maggior successo in quanto permettono maggiore libertà di movimento al soggetto, possibilità di acquisire anche movimenti ampi come il cammino e sono dotati di accuratezza elevata. Nei sistemi marker-based l'obiettivo è quello di ricostruire la cinematica dei segmenti ossei mediante l'individuazione della traiettoria 3D dei marker.

Un sistema ottico per il *motion capture* comprende:

- un set di videocamere a infrarossi per la rilevazione del segnale luminoso e la trasduzione in segnale elettrico (mediante sensori CCD e CMOS);
- marker passivi o attivi;
- hardware/software dedicato per l'acquisizione dei segnali e l'elaborazione delle coordinate dei marker.

Un sistema optoelettronico dotato di due o più videocamere in posizioni differenti è definito sistema stereofotogrammetrico, che permette di ricostruire le coordinate 3D di ogni punto appartenente al segmento corporeo in analisi. La tecnica utilizzata è chiamata stereoscopia; questa permette di ottenere un'informazione tridimensionale del punto di interesse, a partire da due immagini bidimensionali dello stesso punto ottenute da due videocamere presenti in zone diverse dello spazio di analisi.

Le telecamere, operanti nella gamma del visibile o dell'infrarosso, riprendono la zona in cui il soggetto si muove e catturano la luce stroboscopica a diodi (LED)-emessa dal sistema di illuminazione-riflessa dai marker posti sui segmenti corporei del soggetto esaminato.

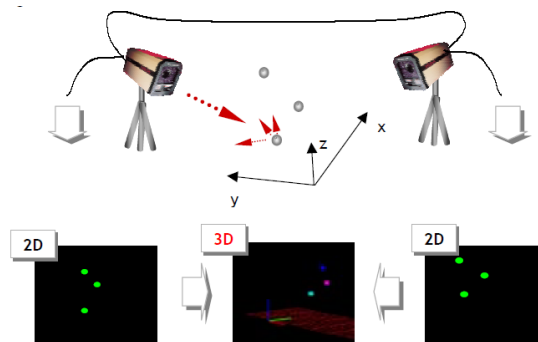


Figure 3.2 Sistemi optoelettronici per l'analisi del movimento [5].

Il sistema di *motion capture* ricostruisce la posizione tridimensionale del marker in ogni istante di tempo a patto che sia osservato da almeno 2 telecamere. L'ultimo vincolo è imposto per permettere la procedura di triangolazione, che prevede la combinazione delle immagini bidimensionali provenienti da ogni telecamera.

Per garantire un'accuratezza adeguata vengono utilizzate telecamere con frequenze di acquisizione che vanno da 100 a 1000 immagini al secondo.

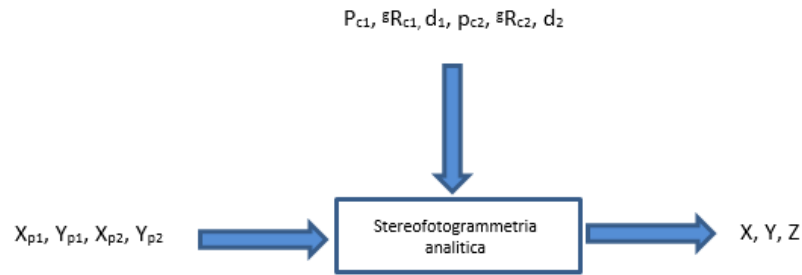


Figure 3.3 Passaggi per l'ottenimento delle coordinate dei marker rispetto al sistema di riferimento globale.

Le informazioni ottenute dalla registrazione sono le coordinate x , y e z dei marker rispetto al sistema di riferimento globale; da queste è poi possibile ricavare le informazioni derivate, quali velocità e accelerazione. Per ottenere la ricostruzione 3D della posizione del punto di interesse tramite stereofotogrammetria è necessario conoscere:

- posizionamento delle telecamere rispetto al sistema di riferimento del laboratorio;
- orientamento di ogni telecamera nel riferimento del laboratorio;
- distanza focale.

Questi parametri, insieme ad altri, vengono calcolati nella fase di calibrazione del sistema che può essere di tipo statico o dinamico.

Nella calibrazione statica vengono utilizzati marker in posizioni ben precise del laboratorio e la posizione dell'oggetto di calibrazione identifica la posizione del sistema di riferimento; per effettuare questo tipo di calibrazione è necessario disporre di oggetti sui quali vengono posti dei marker allineati a formare segmenti ortogonali. È una procedura lunga e impegnativa, ragion per cui si tende a preferire la calibrazione di tipo dinamico.

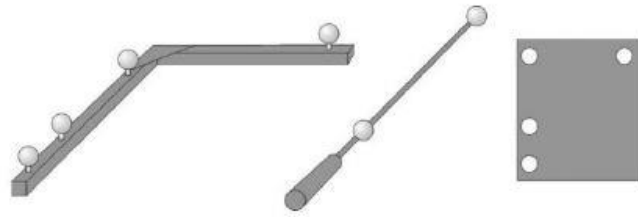


Figure 3.4 Al centro: bacchetta per la calibrazione dinamica. A destra e sinistra: oggetti per la calibrazione statica.

Quest'ultima prevede la tracciatura dei marker quando questi sono messi in movimento; si utilizza una bacchetta sulla quale vengono posti 2 marker a 500mm di distanza, che viene agitata nel volume di cattura in modo che ogni telecamera possa registrare la posizione con diversi orientamenti.

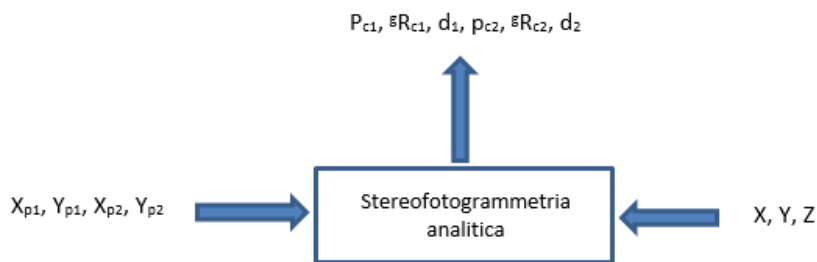


Figure 3.5 Processo per ottenere i parametri di calibrazione delle telecamere

Note le coordinate del punto X, Y, Z rispetto al sistema di riferimento globale e le coordinate immagine che si suppongono note, in uscita si ottengono i parametri di calibrazione ovvero il vettore posizione, la matrice di orientamento e la distanza focale. Di norma la calibrazione viene effettuata prima di iniziare una sessione di misura.

I marker che possono essere utilizzati nel sistema di motion capture si distinguono in:

- passivi: supporti di materiale plastico ricoperti da pellicola catarifrangente; richiedono un dispositivo aggiuntivo di illuminazione esterno ed una pre-elaborazione per identificare e classificarli;
- attivi (LED che generano segnale luminoso); in questo caso non occorre alcun sistema aggiuntivo di illuminazione ma i dispositivi devono essere alimentati.



Figure 3.6 Cluster di marker attivi [6]



Figure 3.7 Marker passivi [6]

La scelta della dimensione dei marker dipende dal tipo di analisi che occorre effettuare; generalmente vengono adoperati quelli aventi diametro compreso fra 14 e 20 mm. Maggiori dimensioni rappresentano un vantaggio nel riconoscimento dei marcatori da parte delle telecamere ma uno svantaggio per il problema del crosstalk in quanto, se i marker di ingombro maggiore vengono posti vicini, si potrebbe generare sovrapposizione delle informazioni. Con l'utilizzo di marker di piccole dimensioni si ottengono informazioni con maggiore risoluzione spaziale, diminuendo il problema del crosstalk ma rendendo più complicato il riconoscimento da parte delle telecamere. Il numero e il posizionamento dei marker, nella tecnica di MoCap, possono essere stabiliti in base al tipo di acquisizione da fare [7]. Sono stati comunque sviluppati numerosi protocolli sul posizionamento dei marker.

3.2 Protocolli per il posizionamento dei marker

Un protocollo è uno schema che regola l'acquisizione e l'elaborazione dei dati cinematici e dinamici e permette di standardizzare il processo e renderlo ripetibile; comprende:

- modello per il posizionamento dei marker;
- algoritmo per il calcolo della cinematica.

I marker devono essere facilmente individuabili dalle videocamere e non devono essere troppo vicini tra loro al fine di evitare il crosstalk. Il numero di marcatori da utilizzare dipende dal tipo di analisi che si intende svolgere, tuttavia di norma se ne utilizzano almeno 3 per ogni segmento rigido nei quali viene divisa la porzione di corpo interessata. Tra questi citiamo:

3.2.1 Protocollo Davis-Gage

Il posizionamento dei marker è sotto raffigurato:

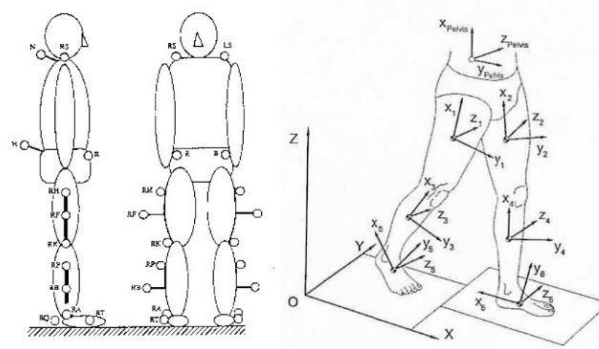


Figure 3.8 A sinistra: disposizione del marker set secondo il protocollo David (1991); a destra: sistemi di riferimento anatomici secondo il protocollo Davis (1991) [8].

3.2.2 Protocollo SAFLo

Prende il nome dal laboratorio S.A.F.Lo. presso il quale è stato sviluppato (servizio di analisi della funzionalità locomotoria); prevede l'utilizzo di

quattro telecamere sistemate a due a due in posizione posterolaterale su ciascun lato del soggetto.

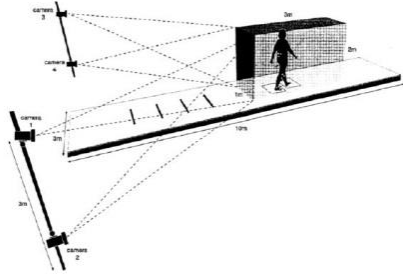


Figure 3.9 Disposizione delle telecamere per l'utilizzo del protocollo SAFLo [9]

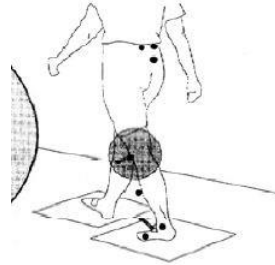


Figure 3.10 Posizionamento dei marker per l'utilizzo del protocollo SAFLo [9]

Il vantaggio di questo protocollo è che utilizza pochi marker, così distribuiti:

- prominenza inferiore del sacro;
- spine iliache posteriori;
- condili femorali laterali;
- malleoli laterali;
- quinte teste metatarsali.

A questi se ne aggiungono altri tre, posti all'estremità di bacchette posizionate su condili femorali laterali, parte anteriore dei piedi e asse tibiale anteriore. I marcatori posti sulle bacchette potrebbero oscillare durante il moto del soggetto e causare incertezza nelle variabili cinematiche.

3.2.3 Protocollo CAST

Sviluppato dall'Università "La Sapienza" di Roma, in partecipazione con l'Istituto Ortopedico "Rizzoli" di Bologna. Nel protocollo Calibrated Anatomical System Technique (CAST) viene per la prima volta introdotto il concetto di calibrazione anatomica, eseguita per limitare gli artefatti da tessuto molle. Questo tipo di calibrazione consiste nel posizionamento di un cluster di marker sulla cute del soggetto in alcune zone dove lo

slittamento dei tessuti rispetto all'osso è trascurabile; si associa quindi ad ogni cluster un sistema tecnico. Vengono definiti i punti anatomici degli arti inferiori secondo il protocollo Cast necessari per identificare i sistemi di riferimento anatomici.

ASIS (spina iliaca anteriore superiore)	Pelvi	
PSIS (spina iliaca posteriore superiore)		
AC (centro dell'acetabolo)		
FH (testa femorale)	Femore	
GT (gran trocantere)		
LE (epicondilo laterale)		
ME (epicondilo mediale)		
LP (apice antero-laterale della superficie patellare)		
MP (apice antero-mediale della superficie patellare)		
LC (condilo laterale)		
MC (condilo mediale)		
IE (eminenza intercondilare)		Gamba
TT (tuberosità tibiale)		
HF (testa della fibula)		
MM (malleolo mediale)		
LM (malleolo laterale)		
MMP (punto mediale della superficie tibiale)		
MLP (punto laterale della superficie tibiale)		
CA (calcagno)	Piede	
FM (prima testa metatarsale)		
SM (seconda testa metatarsale)		
VM (quinta testa metatarsale)		

Figure 3.11 Punti anatomici secondo il protocollo CAST.

Il protocollo CAST si dimostra molto affidabile nella definizione dei piani anatomici. Lo svantaggio è che prevede una lunga preparazione per via delle numerose calibrazioni necessarie.

3.2.4 IOR-gait

Al fine di ridurre il tempo di preparazione del paziente è stato sviluppato un altro protocollo chiamato IOR-gait, sviluppato nel 2007 presso l'Istituto ortopedico "Rizzoli" di Bologna. In questo caso i punti di reperi sono individuati sia tramite il posizionamento di marker sia mediante calibrazione anatomica. Quest'ultima viene eseguita solo per individuare le sei coordinate dei punti di reperi, tre per ogni gamba. I punti calibrati sono: epicondilo mediale (ME), malleolo mediale (MM) e seconda testa metatarsale (SM). I punti di reperi individuati con i marker sono elencati in tabella.

RASIS (spina iliaca superiore anteriore destra)	Bacino
LASIS (spina iliaca superiore anteriore sinistra)	
RPSIS (spina iliaca superiore posteriore destra)	
LPSIS (spina iliaca superiore posteriore sinistra)	
GT (gran trocantere)	Femore
LE (epicondilo femorale laterale)	
HF (apice esterno della testa della fibula)	Gamba
TT (prominenza della tuberosità tibiale)	
LM (malleolo laterale)	
CA (calcagno)	Piede
VM (quinta testa metatarsale)	
IM (prima testa metatarsale)	

Figure 3.12 Marker-set del protocollo Leardini [10].

3.3 Teoria IHA

L'analisi cinematica è stata condotta mediante l'utilizzo della teoria degli assi elicoidali istantanei introdotta nell'analisi cinematica articolare da Woltring et al [11].

Un'articolazione comprende due o più segmenti corporei, i quali, 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.

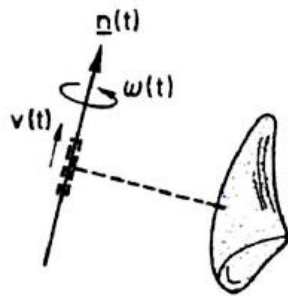
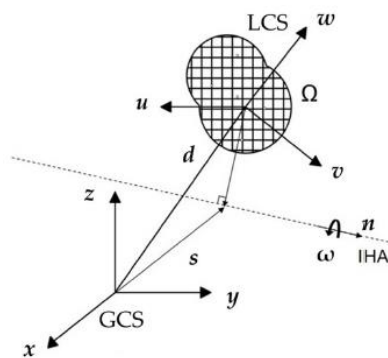


Figure 3.13 Asse istantaneo dell'elica [12]

Questo asse, variabile nel tempo, permette di valutare gli assi di cerniera delle articolazioni. L'IHA è completamente determinato dalla sua posizione $\underline{s}(t)$ e direzione $\underline{n}(t)$, mentre la quantità di moto istantaneo dipende dalla velocità di traslazione $\underline{v}(t)$ e da quella di rotazione $\underline{\omega}(t)$.



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

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

Figure 3.14 Rappresentazione grafica dell'asse elicoidale istantaneo e di alcuni suoi parametri

La posizione e direzione dell'IHA, e la velocità di rotazione e di traslazione può essere stimata eseguendo uno smoothing e un'interpolazione delle misure ottenute con la stereofotogrammetria. Per ottenere informazioni consistenti sulla cinematica articolare viene calcolato l'asse elicoidale medio tramite procedura dei minimi quadrati. L'MHA è definito da una coordinata s_{opt} e da un versore n_{opt} ; la posizione dell'asse medio più vicina a tutti gli IHA in termini di minimi quadrati può essere calcolata minimizzando la distanza d_i tra gli i -esimi assi e il punto generico s .

3.4 Analisi dinamica

La misura delle variabili dinamiche (forze) viene effettuata attraverso l'analisi dinamica, che permette quindi di studiare il movimento tenendo presente il contesto sperimentale, ovvero le forze che lo producono. Questo tipo di analisi può essere effettuata in maniera diretta o inversa.

Nel primo caso, considerato il più problematico, si parte dalla conoscenza di forze e momenti che agiscono sulle articolazioni e si giunge alla determinazione dei movimenti che ne conseguono; nell'analisi dinamica inversa invece, si conosce il movimento dei sistemi meccanici, le forze scambiate con l'ambiente e la stima delle proprietà inerziali di ogni segmento corporeo, con l'obiettivo di determinare le forze e i fenomeni che agiscono su di esso e che lo causano.

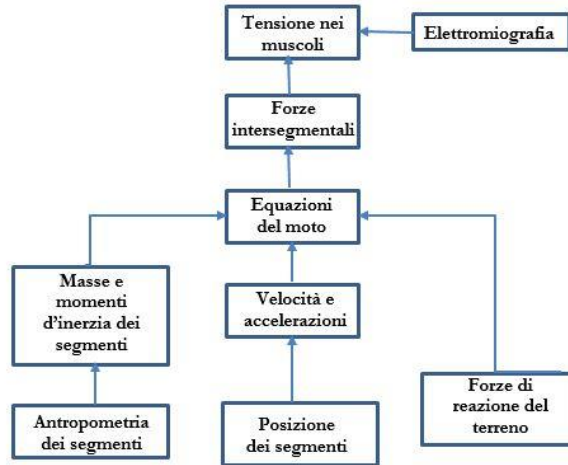


Figure 3.15 Processo di analisi dinamica inversa [13].

Il processo effettuato è quindi il calcolo delle forze intersegmentali applicando le equazioni cardinali della dinamica. Le informazioni necessarie per procedere al calcolo sono i dati antropometrici e inerziali, i dati cinematici e i dati relativi all'ambiente esterno.

Bisogna distinguere le forze che agiscono sul piede in:

- interne: dovute all'interazione tra i segmenti ossei e i tessuti molli costituenti il piede;
- esterne: dovute al contatto del piede con il terreno e alla forza di gravità.

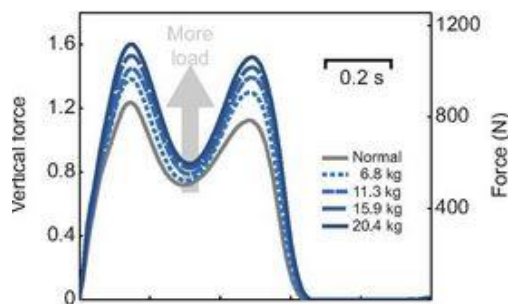


Figure 3.16 Variazioni della forza verticale [14].

Il contatto del piede con il terreno genera una forza di reazione al suolo, la cui componente verticale presenta un andamento come quello rappresentato in figura 3.16. Si osserva la presenza di due picchi intervallati da un avvallamento; questo andamento può essere

spiegato considerando l'altezza del baricentro a seconda del ciclo del passo.

Inizialmente, quando inizia la locomozione, il baricentro è alla massima altezza rispetto alla base d'appoggio e si ha quindi la massima energia potenziale. Il primo picco si presenta in corrispondenza dell'inizio dell'appoggio intermedio, evento in cui il CDG si abbassa rapidamente permettendo al corpo di spostarsi in avanti e diminuendo l'energia potenziale per convertirla in energia cinetica. L'avvallamento è generato dal sollevamento del CDG, conseguenza della rotazione in avanti sul piede vincolato al terreno. Infine, il secondo picco si verifica alla fine dell'appoggio terminale, in corrispondenza della rotazione dell'avampiede. Rispetto alla componente normale, le componenti tangenziali alla superficie d'appoggio della forza di reazione al suolo sono di lieve entità.

3.4.1 Sistemi per analisi dinamiche

Per il calcolo delle forze scambiate tra piede e pavimento vengono utilizzate le piattaforme dinamometriche che possono rilevare le tre componenti di forza e del momento rispetto ad un sistema di riferimento (verticale, antero-posteriore e medio-laterale). Sono composte da due piattaforme parallele tra le quali sono posizionati i sensori, che possono essere di tipo piezoelettrico oppure basati su estensimetri elettrici (strain gage).



Figure 3.17 Pedana di forza Kistler [15].

Le misure effettuate possono essere considerate attendibili solo se la pedana non interferisce in alcun modo sul cammino del soggetto.

3.5 Altri dati



Figure 3.18
Elettromiografia per la
misura dell'attività elettrica
muscolare.

Oltre ai movimenti che il soggetto compie e alle forze a cui l'arto interessato è sottoposto durante il moto, è importante anche conoscere il livello di attività muscolare. La metodica che lo permette è l'elettromiografia

che, tramite elettrodi di superficie o elettrodi ad ago, fornisce una misura dell'attività elettrica muscolare.

4 Errori ed artefatti

Un sistema stereofotogrammetrico deve rispettare requisiti di accuratezza delle misure effettuate e di precisione per poter stimare le traiettorie dei marker e di conseguenza la posizione istantanea e l'orientamento del segmento osseo in analisi.

L'approccio ottico, considerato il migliore per alcuni aspetti (accuratezza, affidabilità, nessun ostacolo al movimento e acquisizioni total body), presenta tuttavia diversi svantaggi che potrebbero inficiare i requisiti citati, tra cui:

- il movimento del soggetto può essere influenzato dalla presenza dei marker presenti, anche se rispetto ad altri sistemi l'ingombro è molto inferiore;
- durante la deambulazione è possibile che uno o più marker, ad esempio quello posto sul malleolo mediale, vengano nascosti alle telecamere facendo perdere temporaneamente le proprie tracce;
- il posizionamento dei marker non è completamente ripetibile.

Un adeguato posizionamento dei marker ed un numero maggiore di telecamere permettono il superamento parziale dei limiti sopra enunciati.

A causa della presenza di tessuti molli tra ossa e marker si introduce inoltre un notevole artefatto nella misura chiamato artefatto da tessuto molle (ATM). Gli errori introdotti dagli ATM sono errori sistematici, tempo varianti, variabili a seconda del punto del corpo di cui si analizza il movimento e diversi da persona a persona [16]. Gli effetti di questi errori si evidenziano nel calcolo degli angoli articolari.

In sostanza i sistemi stereofotogrammetrici sono soggetti ad errori che in base alla loro natura possono essere divisi in:

- errori strumentali: dovuti all'incertezza del sistema di visione;
- errori dovuti all'individuazione dei reperi anatomici;
- errori derivati da artefatti da tessuto molle.

Per ottenere misure stereofotogrammetriche affidabili è necessario tenere in considerazione alcuni accorgimenti, riassunti nell'articolo pubblicato nel 1996 di Cappozzo et al [17]:

- ogni marker dovrebbe essere all'interno del campo di vista di almeno due telecamere per ogni istante di tempo;
- marker posti su uno stesso segmento dovrebbero essere adeguatamente distribuiti per evitare la propagazione dell'errore di posizione;
- il movimento tra i marker e i sottostanti segmenti ossei dovrebbe essere minimo;
- il montaggio dei marker sul soggetto dovrebbe essere facile, veloce e sicuro.

Affrontiamo più nel dettaglio i vari errori.

4.1 Errori strumentali

Esistono errori intrinseci nel sistema di misura stereofotogrammetrico che determinano, anche in condizioni statiche, una ricostruzione errata delle coordinate dei marcatori.

Gli errori strumentali possono essere di due tipi:

- Sistemati
- Casuali

I primi sono dovuti principalmente ad inaccurately nella calibrazione del sistema. Ciò evidenzia come questa debba provvedere all'attenuazione degli errori strumentali sistematici ed essere quindi eseguita in modo scrupoloso, eventualmente ripetuta più volte nel corso delle operazioni di acquisizione in modo da mantenere inalterate le prestazioni del sistema. La seconda tipologia di errore strumentale, rappresentata dagli errori random, è prodotta dal rumore elettronico o dalla quantizzazione intrinseca al processo di digitalizzazione.

4.1.1 Compensazione errori strumentali

Essendo errori non sovrapposti frequenzialmente alla banda del segnale ed aventi inoltre banda limitata, è possibile applicare diverse tecniche di filtraggio per compensarli. Esempi sono le tecniche di filtraggio nel dominio del tempo e della frequenza, che permettono di ottimizzare la frequenza di taglio del filtro. Esistono diversi algoritmi destinati allo scopo di definire un criterio oggettivo per la determinazione di un'appropriata frequenza di taglio [18].

Il primo metodo è quello di utilizzare la Fast Fourier Transform (FFT) per esaminare il contenuto cumulativo del segnale nel dominio della frequenza; tipicamente la scelta è quella di considerare la frequenza alla quale la potenza del segnale è contenuta tra il 95 o 99%.

Un altro metodo è l'utilizzo dell'analisi dei residui che esamina le differenze tra il modello cinematico grezzo e filtrato su un intervallo preimpostato di frequenze di taglio. Il termine residuo si riferisce al contenuto del segnale che rimane quando i dati filtrati vengono quindi sottratti dai dati grezzi.

4.2 Incertezza nella determinazione dei reperi anatomici

I sistemi optoelettronici permettono l'acquisizione delle posizioni istantanee assunte nello spazio da appositi marker posti su punti di reperi anatomici che si distinguono in:

- sottocutanei: identificabili per palpazione, presentano prominenze ossee;
- interni: al contrario dei primi non presentano prominenze palpabili dall'esterno.

Molto spesso si incorre in un errore di localizzazione, dovuto per esempio al fatto che i reperi non sono punti in senso stretto ma superfici, alla presenza dello strato di tessuto molle che li ricopre e alla procedura di palpazione adottata.

4.3 Errori derivanti dall'artefatto da tessuto molle

L'informazione che si vuole ottenere dall'analisi del movimento è rappresentata dalla cinematica del sistema scheletrico. Tuttavia, quello che si ottiene realmente è solo una stima della stessa, in quanto i marker vengono posti sulla pelle del soggetto e non a contatto diretto con la superficie ossea. Tra il marker e l'osso si interpone uno strato di tessuto molle che, durante la deambulazione, può portare ad uno spostamento relativo tra i marker appartenenti allo stesso cluster, oppure ad uno spostamento dell'intero cluster rispetto all'osso, influenzando quindi in modo più o meno accentuato la ricostruzione della cinematica di interesse.

L'errore introdotto dall'artefatto da tessuto molle è il più rilevante tra quelli considerati (può essere dell'ordine anche di alcuni cm); a causa della sua natura, l'artefatto ha un contenuto frequenziale simile a quello della cinematica articolare di interesse ed è quindi difficile distinguere i due tramite

una tecnica di filtraggio; data la sua importanza e le conseguenze che comporta, in passato è stato oggetto di diversi studi, tesi a quantificarlo [16].

Le tecniche utilizzate per tracciare la cinematica del segmento osseo, da confrontare successivamente con le traiettorie dei cluster di marker superficiali sono:

- fili intracorticali;
- fissatori esterni;
- tracciatori scheletrici percutanei;
- tecniche radiologiche.

4.3.1 Tecniche basate su fili intracorticali

Lafortune, 1984; Levens et al., 1948 furono i primi ad utilizzare fili intracorticali per lo studio del movimento umano in vivo. La tecnica consiste nell'inserimento di perni di acciaio inossidabile (diametro 2.5mm) nelle cortecce della cresta iliaca, del tubercolo tibiale e di quello adduttore.

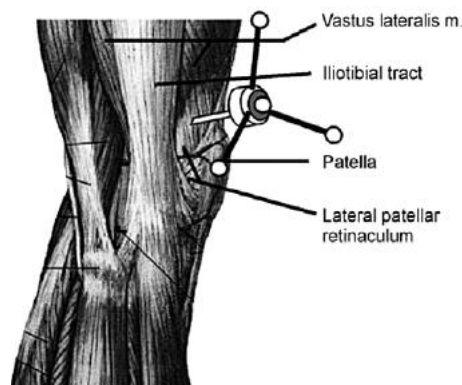


Figure 4.1 Setup sperimentale con fili intracorticali impiantati nell'arto inferiore Ramsey et al., 2003

Lafortune and Lake, 1991 [19] reintrodussero l'uso dei fili intracorticali per misurare la cinematica scheletrica 3D dell'arto inferiore durante il cammino e la corsa. Come Levens, Lafortune utilizzò come sito di impianto il tubercolo del grande adduttore per evitare contrasto con il muscolo tensore

della fascia lata. L'ampiezza del movimento relativo tra i marker solidali con l'osso e quelli posti sulla pelle raggiunse 10mm. Fuller et al., 1997 [20] condussero lo studio durante il cammino posizionando 20 marker sui segmenti della coscia e della gamba; è stato osservato che l'ampiezza dell'ATM è maggiore di 20mm e che è dipendente dal task effettuato. Camomilla et al, 2013 condussero lo studio durante la salita delle scale dei soggetti, ponendo 12 marker sulla coscia; l'ampiezza dell'ATM è risultata appartenere al range 1mm-35mm. La limitazione del metodo che prevede l'utilizzo di fili intracorticali è la sua invasività e di conseguenza la possibilità di compromettere la cinematica naturale del soggetto.

4.3.2 Tecniche basate su fissatori esterni

I fissatori esterni possono essere usati per trattare le fratture dell'osso; sono rigidamente associati con l'osso sottostante, dando la possibilità di ottenere la sua cinematica.

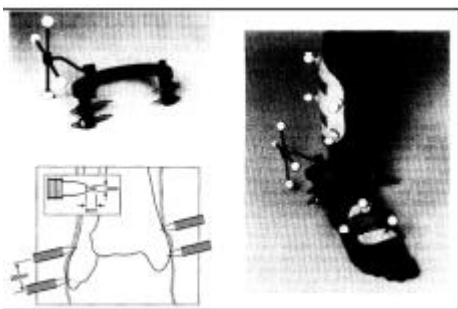
Il primo studio è stato condotto da Angeloni et al., 1992 [21]. Furono posti marker sia su riferimenti anatomici e quindi direttamente sulla cute del soggetto, sia sui fissatori esterni; si osservò che il range di spostamento dei marker, rispetto all'osso sottostante, era minore nel caso di marker posti su fissatori rispetto a quelli posti direttamente sulla cute.

Cappozzo et al., 1996 [22] effettuarono prove durante il cammino, ciclismo, flessione del ginocchio, rotazione esterna dell'anca ponendo 4 marker sui riferimenti anatomici della gamba; è stata osservata un'ampiezza dell'ATM maggiore di 40mm.

Cappello et al., 1997 ripeterono la prova del ciclismo ponendo 8 marker sulla coscia osservando un range di ampiezza dell'ATM pari a 3,9mm-9,4mm.

4.3.3 Tecniche basate su marcatori percutanei

A differenza dei fili intracorticali che vengono inseriti nell'osso, i marcatori percutanei scheletrici consistono in un numero di viti inserite nel periostio. Holdens et al., 1997 [23] condussero uno studio in cui i marcatori percutanei furono fissati nella parte della tibia e della fibula e furono strumentati con marker riflettenti. Altri marker furono posti su un guscio posto sulla superficie laterale della gamba e sulla porzione dorsale del medio piede.



I volontari camminarono ad una velocità prefissata per sei volte lungo un corridoio sotto il quale era presente una piattaforma;

Figure 4.2 Holden et al., 1997.

si osservò che l'ATM risultava simile nello stesso soggetto sottoposto a diversi cicli di prove, ma diverso tra i tre soggetti sotto analisi.

4.3.4 Tecniche basate su acquisizioni di immagini

È un metodo non invasivo che però, dato il limitato volume di acquisizione, permette di ottenere solo informazioni 2D. Nel caso di tecniche radiologiche viene stimato lo spostamento dei marker posti sulla cute del soggetto rispetto all'osso visibile.

Con l'utilizzo di stereofotogrammetria e fluoroscopia tridimensionale è possibile quantificare l'artefatto da tessuto molle senza limitazioni del campo di vista imposte dalle tecniche radiologiche tradizionali. In particolare, mediante la stereofotogrammetria è possibile ricostruire il moto dei marker e mediante fluoroscopia 3D la cinematica ossea di riferimento [24].

4.4 Compensazione ATM

A differenza degli errori strumentali il cui contenuto frequenziale differisce da quello della cinematica dei segmenti corporei, in questo caso si ha la loro sovrapposizione e quindi l'impossibilità di applicare tecniche di filtraggio, al fine di evitare la perdita di informazioni sulla cinematica di interesse.

È stato inoltre osservato che lo spostamento del cluster rispetto all'osso può essere visto come la somma di una deformazione interna, ovvero uno spostamento relativo tra i marker del cluster, più uno spostamento rigido, ovvero uno spostamento dell'intero cluster rispetto all'osso. La deformazione può essere ridotta mediante l'utilizzo di placche rigide, mentre lo spostamento rigido del cluster di marker rispetto all'osso richiede metodi di compensazione quali ottimizzazione globale, calibrazione dinamica e multipla [16].

4.4.1 Procedura di solidificazione

Introdotta da Chéze et al., 1995 [25]; consiste nell'individuare il sottoinsieme di 3 marker che costituiscono il triangolo meno perturbato dell'intero modello. Tramite una procedura iterativa si identifica la forma "solida" che si adatta meglio al triangolo tempo variante; viene calcolato il valore medio per ogni vertice del triangolo durante il movimento.

Con questo metodo non sono stati ottenuti miglioramenti sostanziali rispetto al metodo basato sui minimi quadrati.

4.4.2 Calibrazione multipla anatomica

Cappello et al., 1997 ottennero miglioramenti attuando la tecnica della doppia calibrazione agli estremi di un movimento articolare; in un istante intermedio tra le due posizioni di riferimento, il modello del cluster e la posizione dei

punti di repere anatomici sono dati da una combinazione dei due. I miglioramenti osservati riguardano la riduzione dell'errore nella ricostruzione della posa dei punti di repere anatomico e dei sistemi di riferimento anatomici.

4.4.3 Point cluster technique

La tecnica Point Cluster technique [26] è basata su un cluster di marker uniformemente distribuiti sul segmento; ad ogni marker viene assegnata una massa arbitraria. Gli autovalori e gli autovettori del tensore d'inerzia sono i principali momenti di inerzia e gli assi principali del "point cluster". Per rendere minimi i cambiamenti degli autovalori (assunzione di corpo rigido), la massa di ogni marker è "aggiustata" ad ogni frame.

4.4.4 Ottimizzazione globale

Viene effettuata una minimizzazione globale ai minimi quadrati dell'errore complessivo, eseguendo una stima simultanea della posa dei segmenti corporei di un modello muscoloscheletrico multi-link. La tecnica è stata utilizzata in [27] ottenendo una riduzione dei valori medi di dislocazione angolare di anca e ginocchio rispettivamente da 3.88cm a 1.33cm e da 3.24cm a 0.69cm.

Nonostante il diverso numero di soluzioni proposte, il problema relativo all'artefatto da tessuto molle non può considerarsi risolto in modo soddisfacente. È stato anche questo che ci ha spinti ad effettuare una nuova analisi sperimentale mediante la progettazione di gusci rigidi *custom made* sui quali posizionare i marker prima di effettuare l'analisi del movimento.

5 Progettazione dei gusci

Nel precedente capitolo sono state discusse le diverse tipologie di errore che affliggono le misure effettuate con sistemi stereofotogrammetrici ed in particolare l'artefatto da tessuto molle dovuto alla presenza interposta di tessuto molle tra il marker e il segmento osseo.

Negli anni sono state proposte diverse tecniche per minimizzarlo o compensarlo ma ad oggi la stima effettiva della cinematica del sistema scheletrico mediante l'utilizzo di marker sulla pelle non è ancora stato raggiunto in modo soddisfacente.

Mediante la progettazione di appositi gusci rigidi sui quali posizionare i marker per effettuare l'analisi del cammino, questo studio si pone i seguenti obiettivi:

- minimizzazione dell'ATM;
- riduzione dello scorrimento relativo tra marker dello stesso cluster;
- verifica della metodologia utilizzata, a partire dall'identificazione della cinematica articolare specifica di un soggetto, per la progettazione e realizzazione dei gusci di un'ortesi *custom-made*.

5.1 Reverse Engineering

Il processo utilizzato per la progettazione dei gusci è il Reverse Engineering che, a partire dall'osservazione oggettiva di un oggetto (ad esempio attraverso scansione 3D), permette di ricavare la sua forma e le dimensioni, ad esempio nella forma di un modello CAD 3D; successivamente il file digitale ottenuto può essere elaborato e utilizzato come base per ulteriori attività di progetto, fino alla realizzazione di un nuovo oggetto pronto per

la fabbricazione. Ad oggi questo tipo di procedura si affida frequentemente a tecniche di *additive manufacturing* per quanto riguarda la fase realizzativa, grazie alla relativa semplicità con cui è possibile fabbricare parti o interi dispositivi di forma complessa.

In questo lavoro, l'acquisizione delle forme anatomiche specifiche del soggetto è stata fatta tramite uno scanner 3D che permette di ottenere una nuvola di punti (point cloud) in cui ogni punto corrisponde ad un punto reale della superficie dell'oggetto in esame. Lo scanner adottato utilizza una tecnologia senza contatto: la luce emessa dal dispositivo si propaga nell'aria, interagisce con l'oggetto che incontra lungo il proprio percorso, viene modificata in base alla natura dell'oggetto stesso e ritorna alla sorgente che l'ha emessa, dove un dispositivo di rilevazione si occupa di registrare i segnali.

Gli strumenti che lavorano senza contatto possono essere passivi o attivi in base alla sorgente della luce impiegata per effettuare la misurazione:

- i sistemi passivi sfruttano la luce naturale e permettono di ottenere informazioni di carattere geometrico osservando una scena inerte;
- nei sistemi attivi la luce è integrata nel sensore ed è nota a priori.

Nella seconda categoria rientrano i sistemi basati su luce laser che permettono di acquisire la superficie di interesse indipendentemente dalla presenza di target in quanto viene utilizzata una luce codificata.

Lo scanner utilizzato in questo lavoro di tesi è lo EinScan-Pro:



Figure 5.1 EinScan-Pro+



Figure 5.2 Scanner posto su un trepiedi per la modalità Free Scan

Associato al dispositivo vi è il software che permette di acquisire la nuvola di punti, di aggiungere o eliminare parti della scansione, di creare modelli “aperti” o “chiusi” - adatti per essere stampati in 3D (*watertight models*).

Lo scanner prevede 4 modalità di funzionamento:

- handheld rapid scan;
- handheld HD scan;
- free scan: lo scanner è posizionato su un trepiedi per una maggiore facilità d’uso;
- automatic scan: l’oggetto da scansionare è posto su un tavolino rotante che compie un giro di 360 gradi in 90 secondi mentre lo scanner acquisisce punti.

5.2 Strumenti fissi e strumenti handheld

Per avere riferimenti fissi sulla superficie, il sensore oppure l’oggetto devono rimanere fermi. Si parla di strumenti fissi quando a muoversi è l’oggetto: il sensore è posto su un piano o su un treppiede e l’oggetto da scansionare viene fatto ruotare (anche tramite l’uso di un piano rotante) per poter acquisire tutte le porzioni della superficie. Si parla di strumenti handheld (portatili) quando a muoversi è il sensore: è l’utente che

impugnando lo strumento deve ruotare attorno all'oggetto che è fermo nella sua posizione. Il sistema handheld ha due principali vantaggi: volume di scansione potenzialmente illimitato e post processing non necessario.

La modalità da noi adottata è Handheld rapid scan (per non avere limiti nel volume di scansione) della quale vengono riportate le specifiche nella tabella sottostante.

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

Figure 5.3 Specifiche per la modalità Handheld Rapid Scan

Il processo di scansione finalizzato alla progettazione e allo sviluppo dei gusci di gamba e piede “custom made” su un soggetto donna di 24 anni ha seguito i passaggi di seguito elencati e discussi:

1. scansione della gamba sinistra (al di sotto del ginocchio) e della parte superiore del piede, con il soggetto in appoggio bipodale e con il piede sinistro posizionato in una schiuma fenolica per la presa d'impronta plantare;
2. scansione della schiuma fenolica per ottenere l'informazione della pianta del piede in condizioni di appoggio;
3. elaborazione delle scansioni con programmi appositi;
4. costruzione delle superfici dei gusci;
5. realizzazione del modello solido per la stampa 3D.

Mediante lo scanner Einscan-Pro descritto in precedenza, sono state effettuate due scansioni.

La prima riguardante la gamba e la parte superiore del piede; in particolare vengono acquisiti tutti i punti a partire da una sezione posta poco sotto il ginocchio fino a quelli all'interfaccia tra piede e schiuma.

La seconda è effettuata sulla schiuma utilizzata per ottenere la forma della pianta del piede in appoggio. La condizione di appoggio determina una modifica conformazionale del piede ed è proprio questa quella che si vuole catturare; non è quindi possibile utilizzare lo scanner per acquisire direttamente i punti relativi alla pianta del piede in quanto in questo modo il piede non si troverebbe sottoposto al carico dovuto ad una normale condizione di appoggio.



Figure 5.4 Scansione della gamba e successivamente della schiuma fenolica nella quale è impressa la forma del piede in condizioni di appoggio.

I file ottenuta dalla scansione sono rappresentati in figura 5.5 e 5.6:

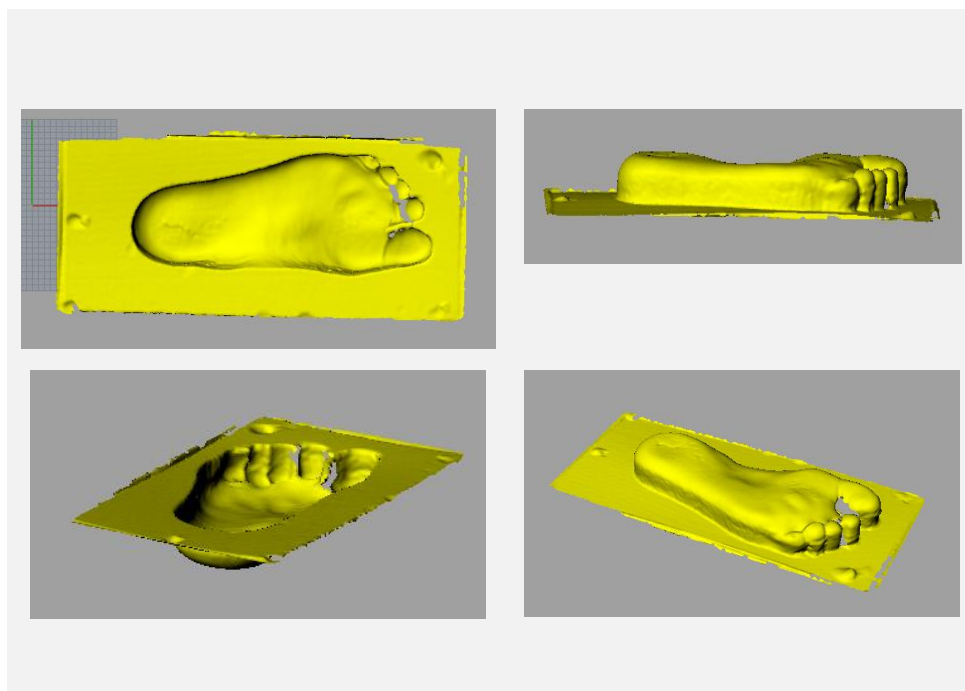


Figure 5.5 Diverse viste della scansione della schiuma fenolica.

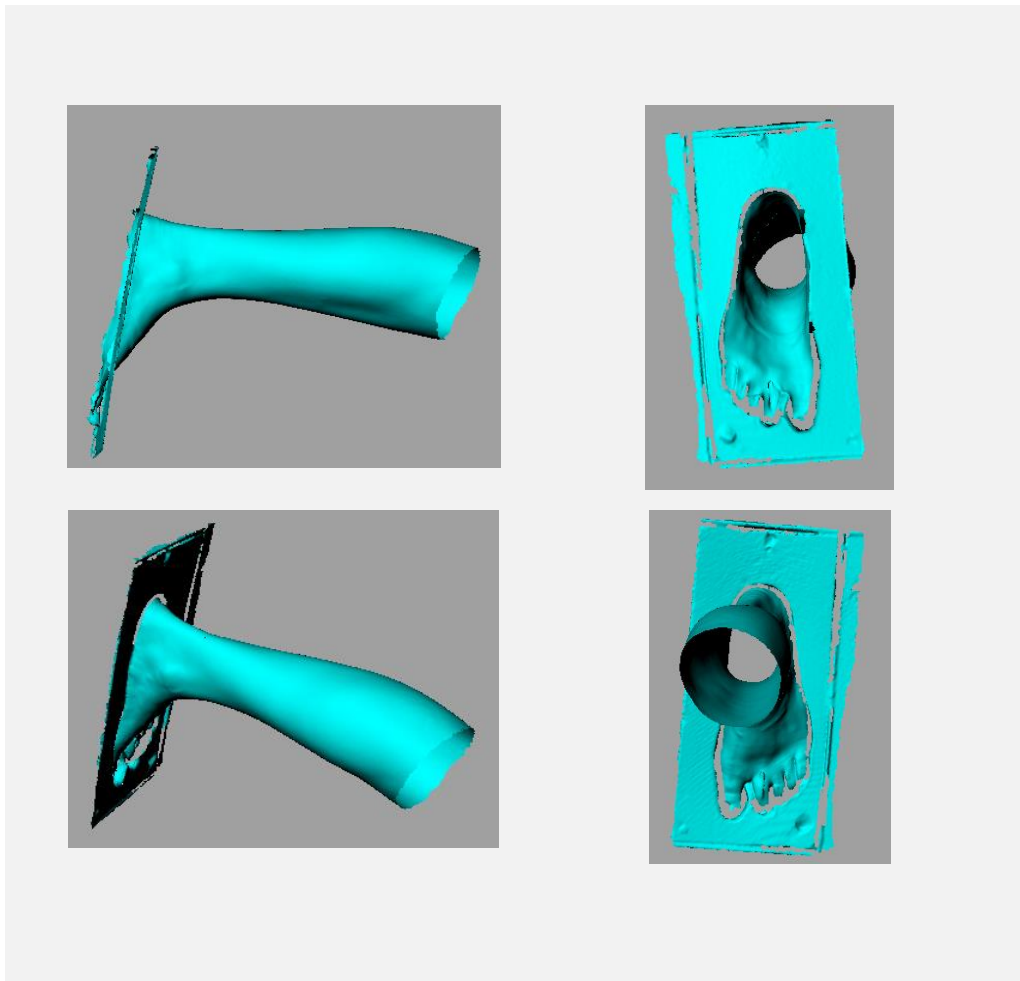


Figure 5.6 Diverse viste della scansione della gamba e della parte superiore del piede.

Essi contengono *point cloud* che ricreano la superficie scansionata; non avendo impostato dei limiti alla scansione sono stati acquisiti punti relativi non solo alla superficie interessata ma anche facenti parte dell'ambiente di lavoro. Da ognuna delle scansioni effettuate viene generato un file .stl successivamente analizzato con un apposito programma di elaborazione dei dati.

5.3 Elaborazione delle scansioni

Il programma utilizzato per l'elaborazione delle scansioni è Meshlab ovvero un software open source per l'elaborazione e la modifica di nuvole di punti.

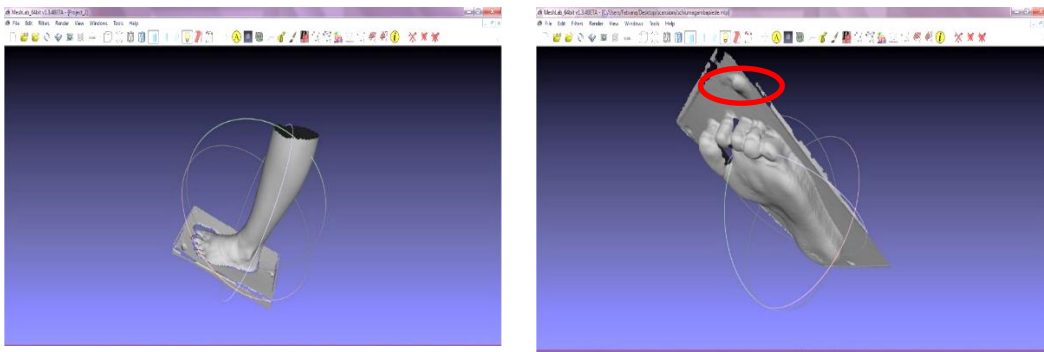


Figure 5.7 Importazione delle scansioni in MeshLab

I punti acquisiti e relativi all'ambiente di lavoro non vengono eliminati immediatamente in quanto sono utili per l'allineamento delle due scansioni. Infatti, la funzione presente in Meshlab chiamata "Align", permette l'allineamento delle due scansioni ma solo dopo aver definito 4 punti su entrambe; l'acquisizione dei punti dell'ambiente di lavoro ci ha permesso di ottenere anche la posizione di marker posizionati precedentemente sulla spugna (evidenziato in rosso nel tondino).

Solo dopo l'allineamento delle due scansioni è stato possibile, tramite le funzioni di selezione ed eliminazione presenti in Meshlab, effettuare una "pulizia" della scansione eliminando i punti non relativi a gamba e piede ma all'ambiente di lavoro.

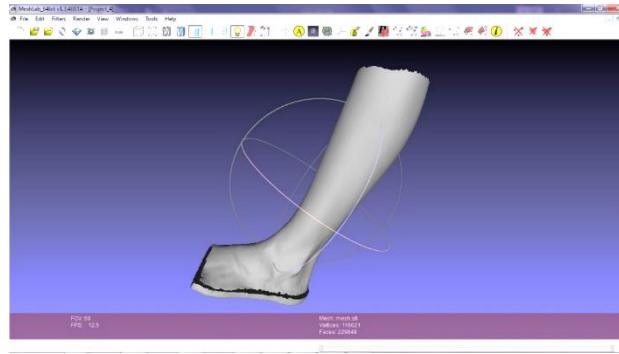


Figure 5.8 Align delle due scansioni

Dopo aver allineato le due scansioni effettuate ed eliminato la parte di spugna scansionata ma non utile, è necessario ottenere la fusione delle due scansioni in un unico modello. Il passo successivo è stato quello di applicare un filtro per la ricostruzione della superficie che fonde le due mesh in una.

Meshlab offre tre differenti algoritmi per la ricostruzione delle superfici:

1. Ball-Pivoting algorithm
2. Poisson surface reconstruction algorithm
3. VCG

Il primo algoritmo prova a ricostruire una superficie connettendo i punti in ingresso e non creando nuovi punti; non lavora bene in presenza di dati in ingresso molto rumorosi. Il secondo e il terzo approccio usano i dati in ingresso per costruire una rappresentazione implicita che verrà successivamente “poligonalizzata”.

L’algoritmo da noi utilizzato è stato il VCG (sviluppato dalla Visual Computing Lab) che rappresenta un’estensione del metodo volumetrico descritto in [28].

Il modello ottenuto dopo la ricostruzione è il seguente:

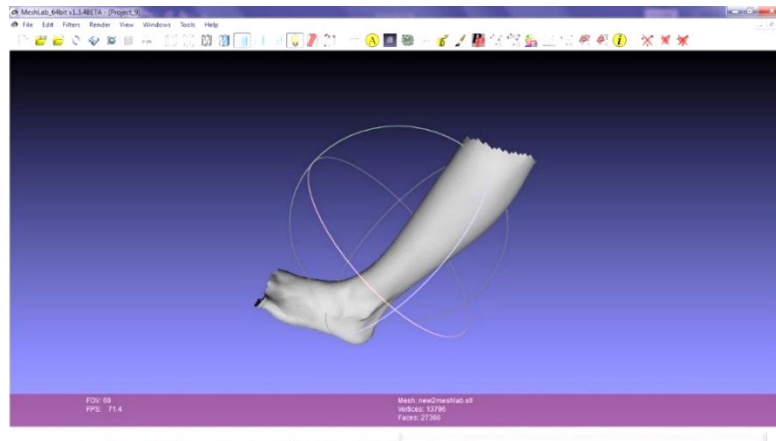


Figure 5.9 Modello totale di gamba e piede ottenuto dopo la ricostruzione delle superfici

A questo punto il file salvato in formato .stl è stato importato in Rhinoceros; qui è avvenuta la progettazione dei gusci. Rhinoceros è un software commerciale che permette la modellazione 3D di superfici.

Gli step eseguiti sono:

1. costruzione delle polylines tramite il comando *polylines on mesh*;
2. costruzione delle superfici usando i comandi *Patch* e *Sweep 2 rails*.
3. infine, tramite *offset* delle superfici oppure importando il file in Blender, è stato ottenuto il solido corrispondente ai due gusci.

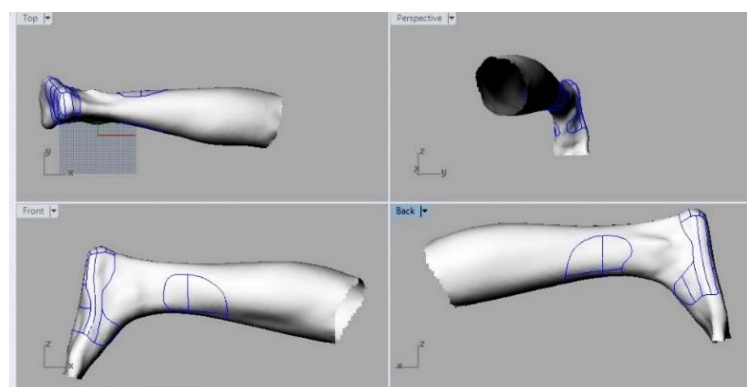


Figure 5.10 Costruzione delle polylines.

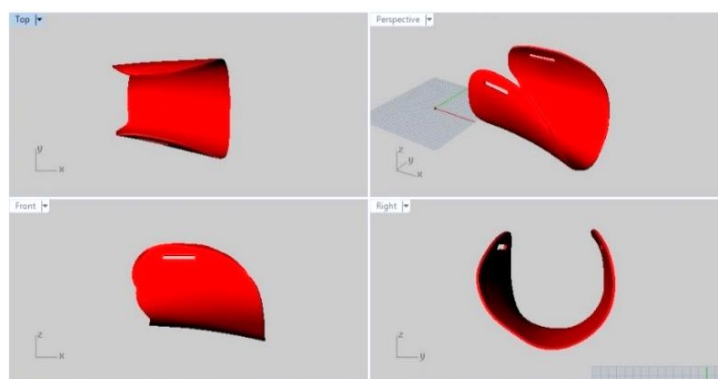


Figure 5.11 Solido del guscio "gamba".

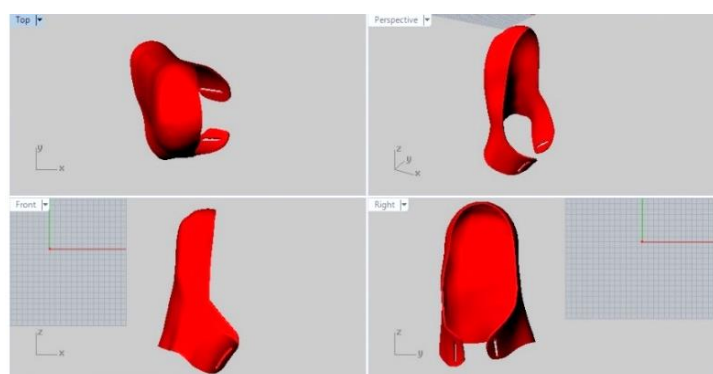


Figure 5.12 Solido del guscio "piede".

La tecnica sopra descritta è stata applicata per la progettazione di tre prototipi.

5.4 1° prototipo

La forma dei gusci è stata definita affinché questi, in uno step successivo, siano parte integrante di una ortesi; in particolare il guscio della gamba è caratterizzato da un'ondulazione in cui la parte centrale ha un'altezza minore rispetto a quelle laterali per evitare il contatto del guscio con il tendine del muscolo tibiale anteriore. Le zone laterali presentano una forma più allungata per permettere, con un allungamento maggiore, il successivo collegamento del guscio della gamba con quello del piede mediante un giunto.



Figure 5.13 Viste laterale e frontale del primo prototipo dei gusci di gamba e piede.

Come si vede dalle figure in alto, sono state inserite delle asole sia sul guscio della gamba che su quello del piede per poterli fissare meglio mediante l'utilizzo del velcro.

Entrambi i gusci sono caratterizzati da uno spessore di 1.5 mm.

Le dimensioni sono:

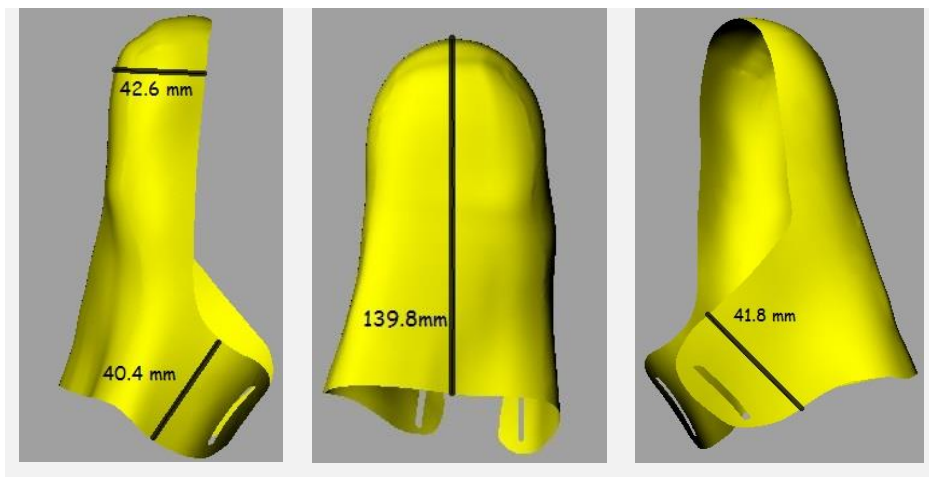


Figure 5.14 Dimensioni del guscio "piede" in diverse viste.

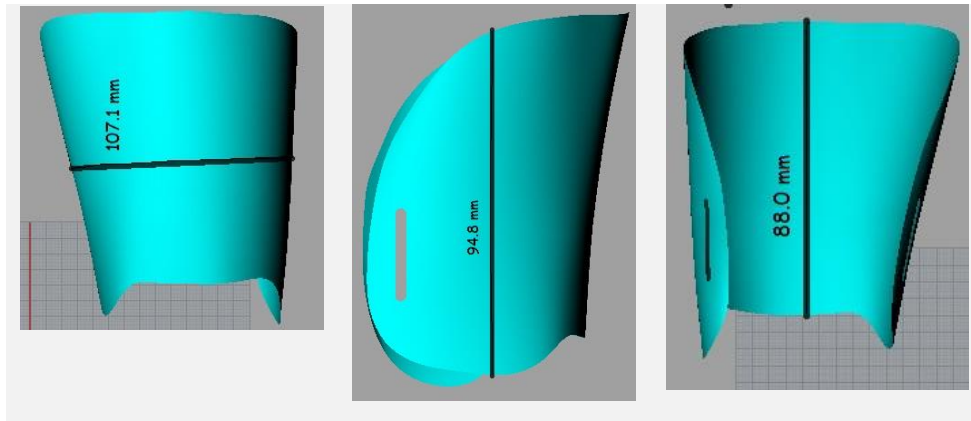


Figure 5.15 Dimensioni del guscio "gamba" in diverse viste.

I gusci sono stati stampati presso il laboratorio di Mirafiori del Politecnico di Torino in cui è presente la stampante Makerbot Replicator che utilizza la tecnologia FDM (Fused Deposition Modeling) con le seguenti impostazioni:

Temperatura estrusione	220°
Velocità	120mm/s
Diametro filamento	2.00mm

Figure 5.16 Impostazioni della stampante Makerbot Replicator

Il tempo di stampa è stato di circa 9 ore per i singoli gusci; il materiale utilizzato per la stampa è il PLA.

L'acido polilattico o PLA è un termopolimero non biodegradabile in condizioni naturali ma idrosolubile a temperature superiori a 70-80°C. Rispetto all'ABS è più pesante e meno resistente ma tra i vantaggi si annoverano i seguenti:

- è estraribile a temperature inferiori, da 200-230 °C;
- non emette sostanze tossiche per l'uomo (se estruso alle giuste temperature);

- non necessita del piano riscaldato;
- ha un indice di ritrazione del 2-3% al massimo quindi nel caso in cui si voglia stampare oggetti grandi e piuttosto lineari, è preferibile rispetto all'ABS;
- a livello estetico, il PLA risulta appena più lucente rispetto all'ABS.

Dopo aver calzato i modelli, ci si è resi conto che la parte posteriore del guscio del piede risultava essere di altezza inadeguata per il sostegno alla camminata. Si è realizzato così un secondo prototipo in cui l'altezza nella parte laterale del guscio del piede fosse leggermente superiore. È stato notato inoltre, che l'altezza del guscio della gamba risultava essere troppo ridotta per poter posizionare un numero di marker adeguato; è stata così aumentata la sua lunghezza potendo inserire un secondo set di asole.

5.5 2° prototipo

Anche il secondo prototipo è stato stampato presso il laboratorio di Mirafiori del Politecnico di Torino utilizzando come materiale di stampa il PLA. Lo spessore dei gusci è pari a 1.5 mm.



Figure 5.17 Vista laterale



Figure 5.18 Vista posteriore



Figure 5.19 Vista laterale esterna



Figure 5.20 Vista laterale con guscio piede inserito in un sandalo.

Le dimensioni sono:

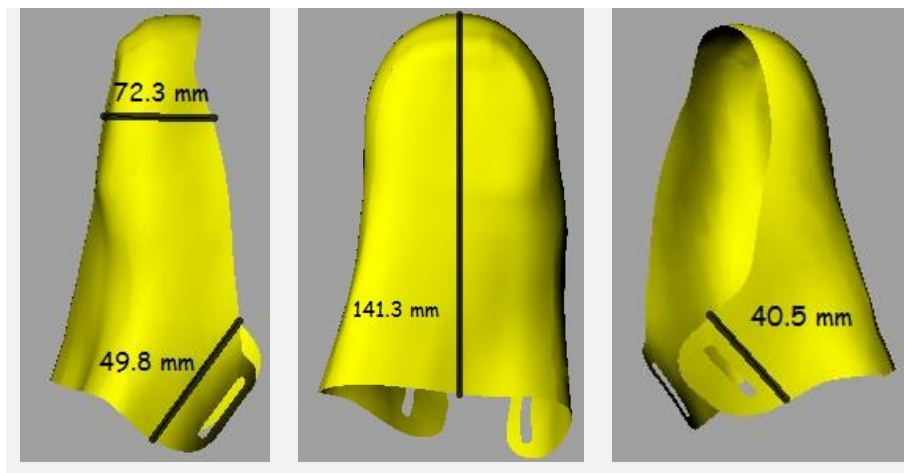


Figure 5.21 Dimensioni del guscio piede del secondo prototipo in diverse viste.

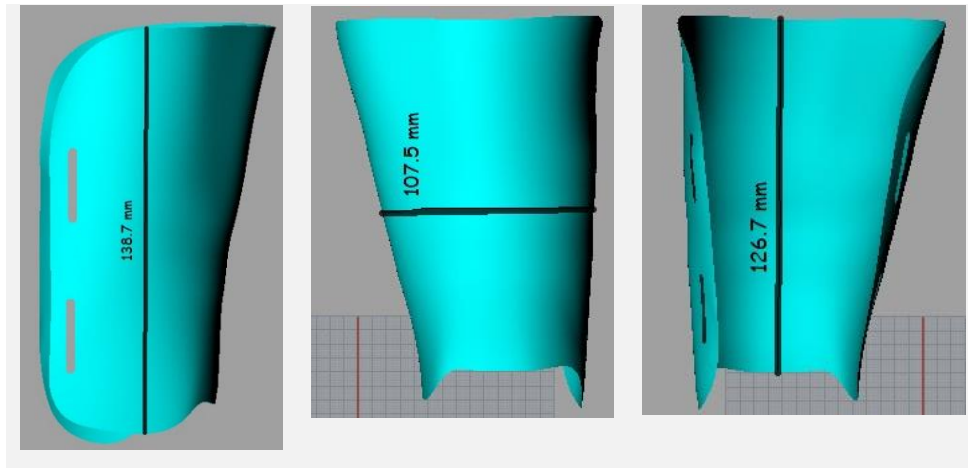


Figure 5.22 Dimensioni del guscio gamba del secondo prototipo in diverse viste.

Dopo la stampa del secondo prototipo è stato osservato come la rigidità data dal PLA non fosse adeguata al dispositivo, rendendolo troppo fragile a fronte di deformazioni moderate, del tutto analoghe a quelle necessarie per indossarlo. È stato deciso così di procedere alla stampa di un terzo prototipo usando come materiale di stampa l'ABS invece che il PLA.

Sia il PLA che l'ABS sono polimeri termoplastici che quindi rispondono ad un innalzamento di temperatura con una diminuzione di viscosità; il materiale deve essere lavorato non allo stato fuso ma allo stato di transizione vetrosa in modo che il polimero conservi le sue caratteristiche meccaniche una volta indurito. Sono due materiali molto simili e per scegliere tra i due è necessario conoscere lo scopo per il quale vengono utilizzati e soprattutto gli sforzi a cui devono essere sottoposti.

ABS

L'acrilonitrile-butadiene-stirene o ABS è un termopolimero molto diffuso che possiede le proprietà necessarie per questo tipo di applicazioni tra le

quali la leggerezza e la rigidità ed inoltre, può essere sia estruso che stampato ad iniezione.

Le proprietà meccaniche sono buone in quanto possiede una certa rigidità e durabilità ed inoltre rispetto al PLA è meno friabile, sopporta temperature più alte (200-250°C) ed è estrudibile in maniera più agevole avendo un coefficiente di attrito inferiore. Se però il materiale si raffredda troppo in fretta tende a ritirarsi e deformarsi, soprattutto negli angoli; per questo, quando si stampa in ABS si usa un piatto riscaldato.

5.6 3° prototipo

Il terzo prototipo in ABS è stato stampato presso il Centro Interdipartimentale IAM (Integrated Additive Manufacturing) del Politecnico di Torino.



Figure 5.23 A destra e sinistra: vista laterale dei gusci del terzo prototipo; al centro: vista frontale dei gusci.

In questo caso non c'è la presenza delle asole quindi i gusci verranno bloccati mediante l'utilizzo di velcro adesivo.

Confronto finale dei tre prototipi:



Figure 5.24 Vista laterale del primo prototipo (a sinistra), del secondo prototipo (al centro) e del terzo prototipo (a destra).



Figure 5.25 Vista laterale del primo prototipo (a sinistra), del secondo prototipo (al centro) e del terzo prototipo (a destra).



Figure 5.26 Vista frontale del primo prototipo (a sinistra), del secondo prototipo (al centro) e del terzo prototipo (a destra).

Per effettuare le analisi stereofotogrammetriche e poter determinare la cinematica articolare dell'articolazione della caviglia, è stato utilizzato il terzo prototipo in quanto i pezzi in ABS hanno mostrato una struttura più adeguata rispetto a quelli in PLA, una finitura superficiale migliore ed un design che rispecchia la morfologia naturale e che ha permesso il posizionamento di un numero appropriato di marker.

6 Prove di analisi cinematica

Per poter verificare le prestazioni dei prototipi realizzati, aventi lo scopo di minimizzare l'artefatto da tessuto molle, sono state effettuate delle prove usando tecniche stereofotogrammetriche.

Le prove di *gait analysis* sono state effettuate in un'unica sessione all'interno di un ambiente a temperatura controllata e nel quale il soggetto, non presentante problematiche del complesso piede-tibiotarsica, si trovava in condizioni di comfort.

6.1 Setting del laboratorio

Per il presente lavoro di tesi è stata utilizzata la strumentazione presente all'interno del Laboratorio di Analisi del Movimento presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli di Bologna.

La strumentazione utilizzata si compone di:

- 8 telecamere M2;
- Datastation Vicon 612 (Vicon Motion Capture, Oxford UK);
- marker sferici passivi da 14 mm di diametro.

I dati cinematici sono stati campionati a 100 Hz dalle telecamere.

6.1.1 Marker set

I marker sono stati posizionati sull'arto inferiore sinistro del soggetto seguendo il protocollo definito dalla IOR di Bologna; i punti scelti sono stati:

- RASIS: spina iliaca anterosuperiore destra;
- RPSIS: spina iliaca posterosuperiore destra;

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

Ad essi sono stati aggiunti 4 marker sul guscio della gamba e 4 posti su quello del piede:



Figure 6.1 Posizione dei marker tecnici sui gusci della gamba e del piede

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



Figure 6.2 Viste laterali del posizionamento dei marker tecnici e anatomici



Figure 6.3 A sinistra vista: frontale del posizionamento dei marker; a destra: vista dei marker posti sulla spina iliaca e sul gran trocantere.

6.2 Prove eseguite

Sono stati realizzati due gruppi di prove:

- A. con i gusci;
- B. con i gusci e la scarpa.

6.2.1 Prove con i gusci

I movimenti eseguiti sono i seguenti:

1. cammino normale (5 ripetizioni);
2. cammino veloce (5 ripetizioni): il soggetto ha percorso il tragitto con una velocità maggiore rispetto alla precedente;
3. dorsiplantarflessione 3 pose (3 ripetizioni): partendo con la gamba destra all'indietro-condizione di massima plantarflexione per l'articolazione di caviglia sinistra- si ritorna in posizione neutra e si conclude portando la gamba destra avanti- massima dorsiflessione per la caviglia sinistra;
4. dorsiplantarflessione attiva (1 ripetizione): il soggetto ha eseguito il movimento in posizione eretta;

5. dorsiplantarflessione passiva con 4 operatori diversi con soggetto seduto e gamba sospesa;
6. dorsiplantarflessione passiva con 4 operatori diversi con soggetto sdraiato su lettino;

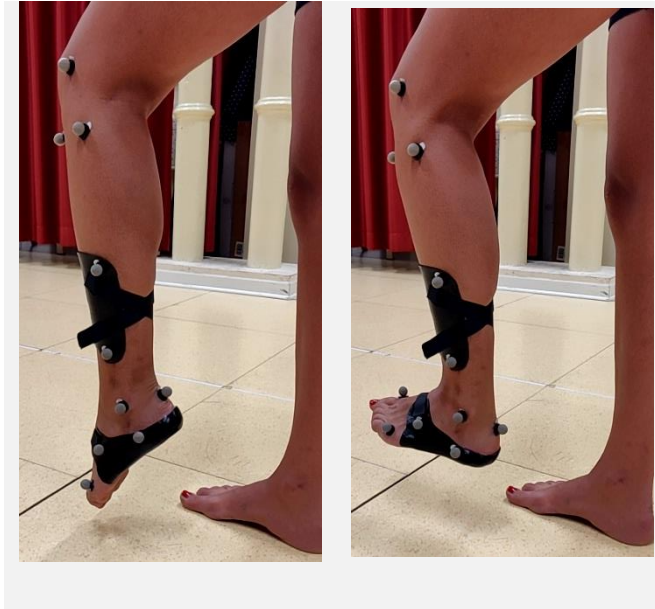


Figure 6.4 Istanti rappresentanti la prova di dorsiplantarflessione attiva.



Figure 6.5 Istanti rappresentanti la prova di dorsiplantarflessione passiva eseguita da operatore.

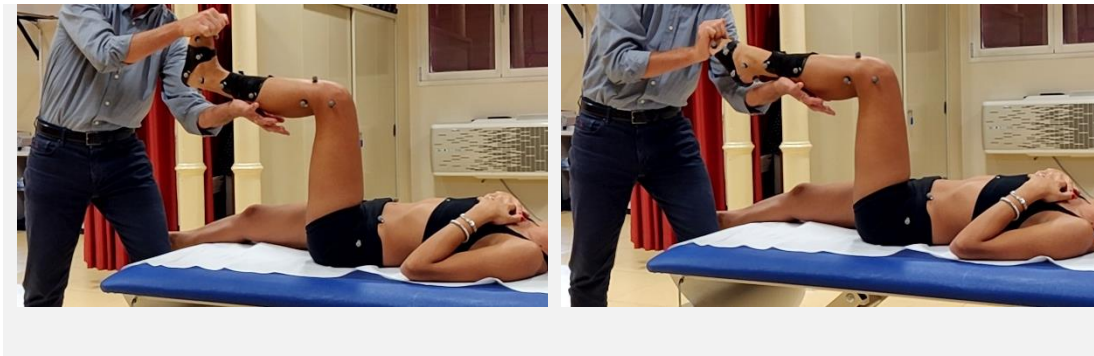


Figure 6.6 Istanti rappresentanti la prova di dorsiplantarflessione passiva su lettino eseguita da operatore.

6.2.2 Prove con gusci e scarpa

È stata utilizzata una scarpa ginnica morbida in modo da non intralciare i movimenti fisiologici. Data la presenza della scarpa non è stato possibile mettere i marker direttamente sul guscio del piede quindi sono stati posizionati sulla scarpa in corrispondenza del guscio; i marker sul guscio della gamba invece, mantengono la stessa posizione delle precedenti prove.

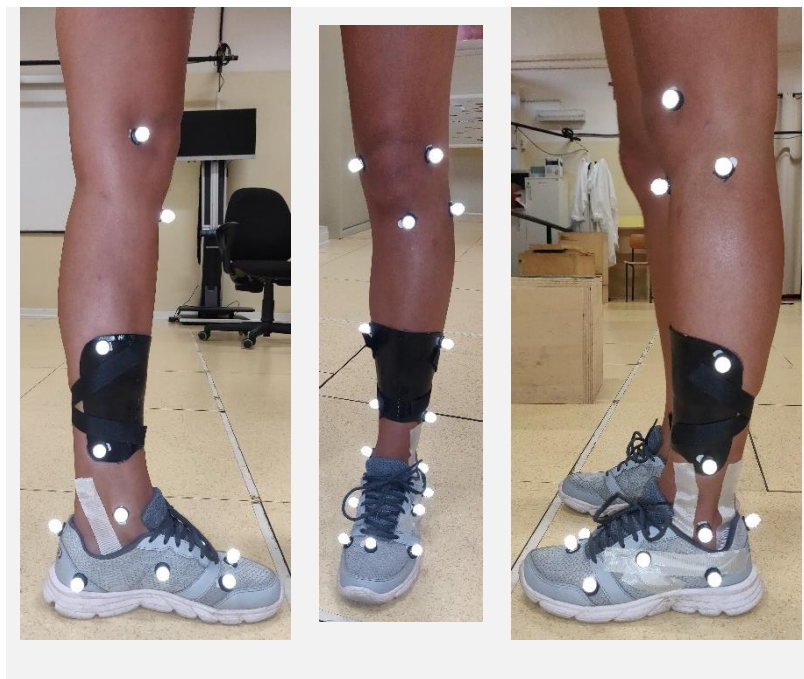


Figure 6.7 Viste laterali e frontale del posizionamento dei marker sulla scarpa.

I movimenti eseguiti sono i seguenti:

1. cammino normale (5 ripetizioni);
2. cammino veloce (5 ripetizioni);
3. dorsiplantarflessione 3 pose (3 ripetizioni);
4. dorsiplantarflessione attiva (1 ripetizione).



Figure 6.8 Prova di dorsiplantarflessione in tre pose.

6.3 File dei risultati e sistemi di riferimento utilizzati

Il file .csv prodotto dal sistema di acquisizione Vicon contiene diversi tipi di informazioni tra le quali, quelle da noi utilizzate:

- coordinate X,Y e Z dei marker (in mm) relative ad un sistema di riferimento globale del laboratorio;
- coordinate dell'angolo articolare della caviglia utile successivamente per poter identificare i singoli cicli del passo.

Le coordinate dei marker nel sistema di riferimento globale devono essere convertite in uno o più sistemi di riferimento locali di nostro interesse; questo è stato possibile mediante apposite routine Matlab.

6.3.1 Sistemi di riferimento

Si sono considerati 3 sistemi di riferimento locali, uno anatomico e due tecnici.

Il sistema di riferimento anatomico locale u, v, w solidale alla gamba sinistra è così definito:

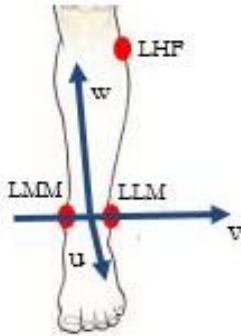


Figure 6.9 Sistema di riferimento anatomico della gamba.

- Sho: origine posta nel punto medio del segmento intermalleolare (LLM-LMM);
- Asse v : passante per i malleoli con verso positivo dal malleolo mediale al malleolo laterale;
- Asse u : è perpendicolare al piano “quasi frontale” definito dai malleoli e dalla testa della fibula HF e rivolto verso la parte anteriore del piede;
- Asse w : ortogonale al piano uv , orientato verso l'alto.

Si considerano poi i due sistemi di riferimento locali definiti utilizzando i marker tecnici presenti rispettivamente sul guscio della gamba e del piede:

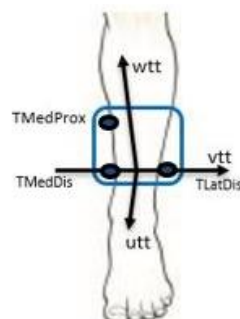


Figure 6.10 Sistema di riferimento tecnico della gamba.

- Shogus: origine posta nel punto medio del segmento TMedDis-TLatDis;
- Asse vtt: passante per i marker TMedDis e TLatDis con verso positivo dal mediale al laterale;
- Asse utt: perpendicolare al piano formato dai marker TMedDis TLatDis e TMedProx, rivolto verso la parte anteriore del piede;
- Asse wtt: ortogonale al piano uv.

Sistema di riferimento locale formato dai marker tecnici del piede:

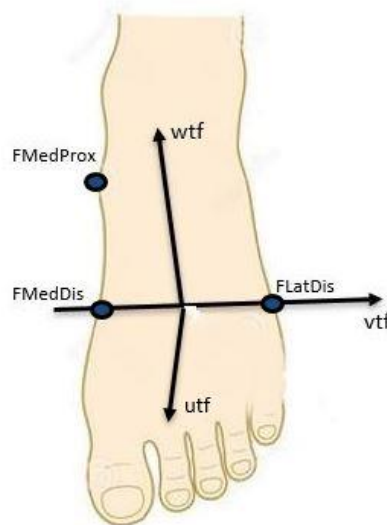


Figure 6.11 Sistema di riferimento tecnico del piede.

- Shogus: origine posta nel punto medio del segmento FMedDis-FLatDis;
- Asse v: segmento passante per i marker FMedDis, FLatDis con verso positivo dal mediale al laterale;
- Asse u: perpendicolare al piano formato dai marker FMedDis, FLatDis e FMedProx;
- Asse w: ortogonale al piano uv.

È quindi possibile definire 4 cluster di marker, due anatomici e due tecnici:

- cluster anatomico della gamba composto dai marker: LTT, LHF, LMM, LLM;
- cluster tecnico della gamba composto dai marker presenti sul guscio della gamba: TMedDis, TLatDis, TMedProx, TLatProx;
- cluster anatomico del piede composto da: LCA, LFM, LSM, LVM;
- cluster tecnico del piede composto dai marker presenti sul guscio del piede: FMedProx, FMedDis, FLatProx, FLatDis.

7 Risultati sperimentali e discussione

In questo capitolo vengono riportati i risultati sperimentali delle analisi condotte che hanno riguardato:

- rigidità dei cluster di marker tecnici e anatomici;
- studio del comportamento in plantar-dorsiflessione tramite il calcolo degli IHA/MHA.

Mediante l'utilizzo dei gusci rigidi della gamba e del piede sui quali applicare i marker per poter effettuare l'analisi cinematica, lo scopo era quello di minimizzare l'artefatto da tessuto molle e ridurre lo scorrimento relativo tra marker dello stesso cluster; il primo passo è stato quello di verificare l'effettiva maggiore rigidità dei cluster di marker tecnici rispetto a quelli anatomici.

7.1 Calcolo e discussione coefficiente di rigidità

Entrambi, sia i cluster tecnici che anatomici, sono composti da 4 marker quindi è stato possibile calcolare, per ognuno, 6 distanze; mediante il calcolo della loro media e deviazione standard si ottengono sei valori di CV% dei quali si considera la media e il valore massimo. La media fornisce un'informazione totale sulla rigidità del cluster mentre il valore massimo mette in evidenza il valore che si discosta dagli altri e che perturba la media. Il coefficiente di rigidità è un indice di dispersione definito come:

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

rapporto tra la deviazione standard e il valore assoluto della media.

Si riportano di seguito esempi di calcolo relativi alle prove effettuate.

7.1.1 CV% Cammino

I valori di CV% ottenuti, considerando i diversi cluster di marker, sono:

- cluster tecnico della gamba

Camminoveloce00	Media [mm]	Std	CV%
TMedDis_TLatDis	82.36373339	0.874037534	1.061192224
TMedProx_TMedDis	111.3953622	0.633025993	0.568269613
TLatProx_TLatDis	107.4450063	0.306729577	0.28547588
TMedProx_TLatProx	113.4529272	0.785848811	0.692665082
TMedProx_TLatDis	153.9787258	0.601237461	0.390467877
TMedDis_TLatProx	137.3720063	0.763997295	0.556152098

Tabella 1 CV% calcolato per il cluster tecnico della gamba.

- cluster anatomico della gamba

Camminoveloce00	Media [mm]	Std	CV%
LTT_LHF	75.06198828	1.271379627	1.693772915
LTT_LMM	335.6001844	1.651538757	0.492114973
LLM_LHF	355.0798115	3.72789634	1.049875611
LLM_LMM	77.28898895	9.28896E-06	1.20185E-05
LLM_LTT	356.386281	1.832512986	0.514192909
LMM_LHF	347.5607404	3.638033279	1.04673309

Tabella 2 CV% calcolato per il cluster anatomico della gamba.

- cluster anatomico del piede

Camminoveloce00	Media [mm]	Std	CV%
LCA_LFM	185.8003528	3.661137648	1.97046862
LCA_LVM	170.1376592	1.508415315	0.886585205
LCA_LSM	193.9027585	2.87408E-05	1.48223E-05
LFM_LSM	35.06261936	5.064848507	14.44515156
LVM_LSM	58.72133523	6.665816746	11.35160963
LVM_LFM	84.38890051	3.42653936	4.060414746

Tabella 3 CV% calcolato per il cluster anatomico del piede.

- cluster tecnico del piede

Camminoveloce00	Media [mm]	Std	CV%
FMedDis_FlatDis	85.38008987	0.888259294	1.040358818
FMedProx_FMedDis	69.25900605	0.868025243	1.253303061
FFlatProx_FFlatDis	67.33263665	1.454037444	2.159483894
FMedProx_FFlatProx	82.89226348	0.99661428	1.202300719
FMedProx_FFlatDis	110.4375384	1.031311862	0.933841769
FMedDis_FFlatProx	106.1693922	1.670769535	1.573682867

Tabella 4 CV% calcolato per il cluster tecnico del piede.

Riassumendo, mediante il calcolo del massimo e della media del CV%:

Tecnico gamba		Anatomico gamba		Tecnico piede		Anatomico piede	
max(CV%)	mean(CV%)	max(CV%)	mean(CV%)	max(CV%)	mean(CV%)	max(CV%)	mean(CV%)
1.0611922	0.592370462	1.69377292	0.79945025	2.159483894	1.36049519	14.4451516	5.4523741

Tabella 5 Calcolo del massimo e della media del CV% per una prova di Cammino.

Si può osservare dalla TABELLA 5 che nel cluster anatomico del piede il valore massimo di CV% è molto elevato e dovuto al fatto che i marker sono posti sulle teste metatarsali che, durante la deambulazione, subiscono una deformazione elevata. Con l'utilizzo di marker lontani dalle teste metatarsali e posizionati su un guscio rigido, come avviene nel caso del cluster di marker tecnico del piede, si ottengono deformazioni decisamente minori.

Il procedimento è stato ripetuto per tutte le prove del cammino analizzate ottenendo:

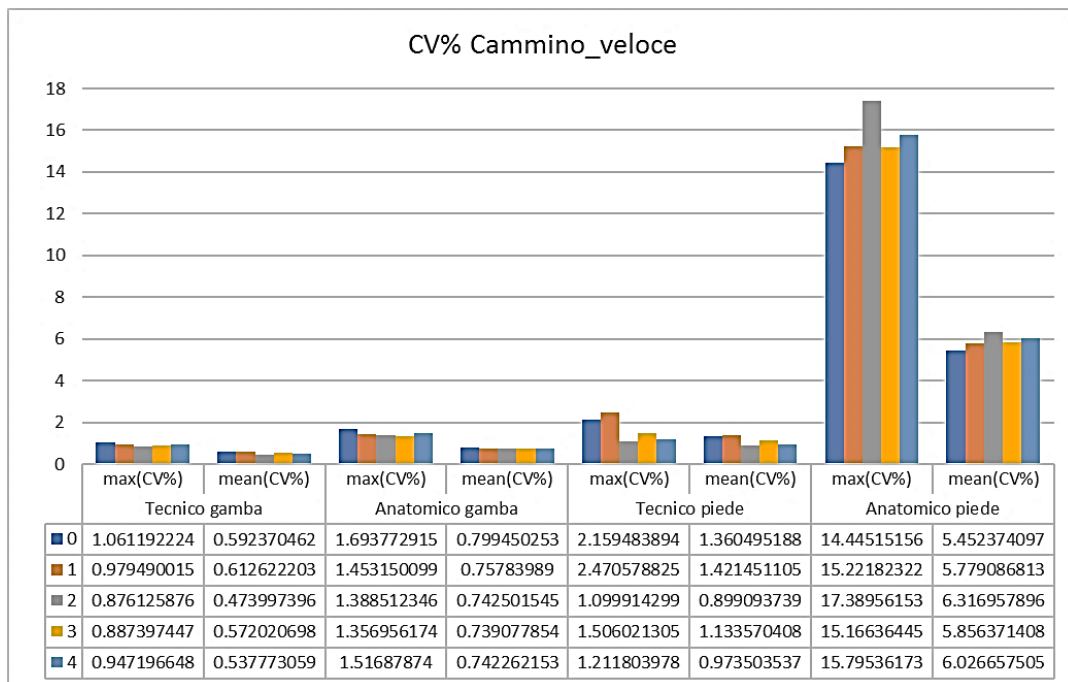


Tabella 6 Calcolo del massimo e della media del CV% per le 5 prove del cammino effettuate.

Le diverse prove del cammino sono state eseguite dallo stesso soggetto e nelle stesse condizioni fisiologiche e ambientali; è possibile riscontrare una certa ripetibilità dei dati.

Dai valori ottenuti si osserva che i cluster di marker tecnici sono più rigidi rispetto a quelli anatomici; in questo modo viene limitato il movimento tra

marker dello stesso cluster. Entra in gioco però il movimento dell'intero cluster ovvero dei gusci rigidi sui quali i marker sono posizionati, rispetto all'osso sottostante. È stato analizzato il movimento dei marker anatomici nei sistemi di riferimento locali ovvero quelli tecnici relativi alla gamba e al piede. Per fare ciò sono state costruite due matrici di trasformazione per permettere la trasformazione delle coordinate dei marker dal sistema di riferimento globale del laboratorio a quelli locali di gamba e piede.

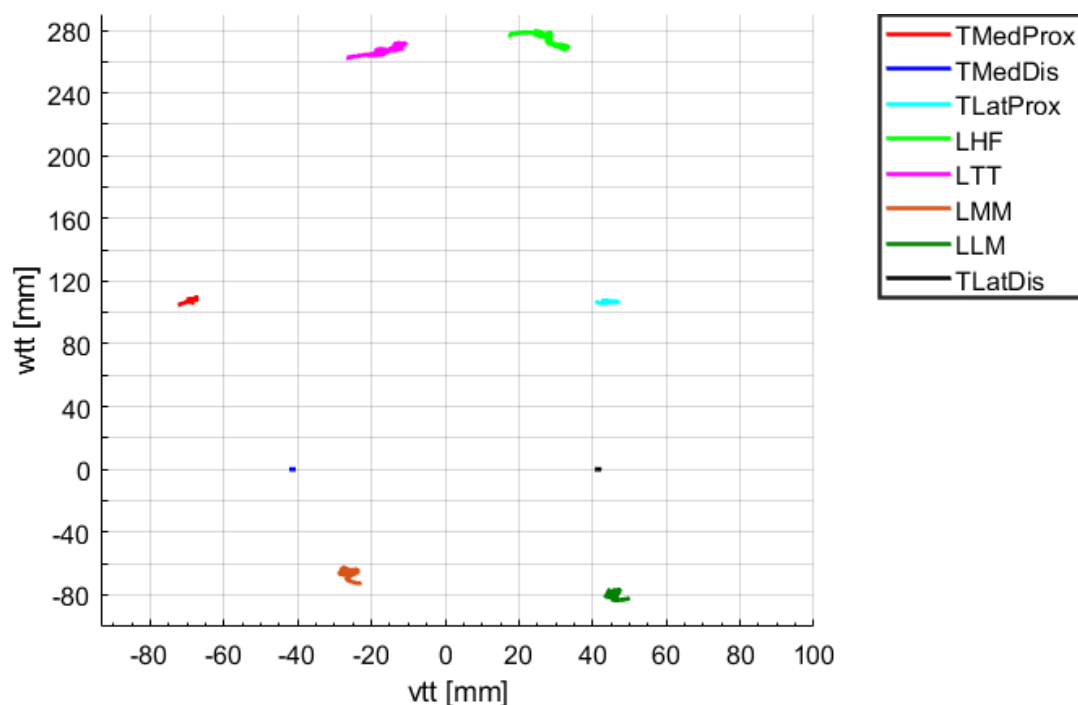


Figure 7.1 Movimento dei marker tecnici e anatomici nel sistema di riferimento tecnico della gamba; piano frontale.

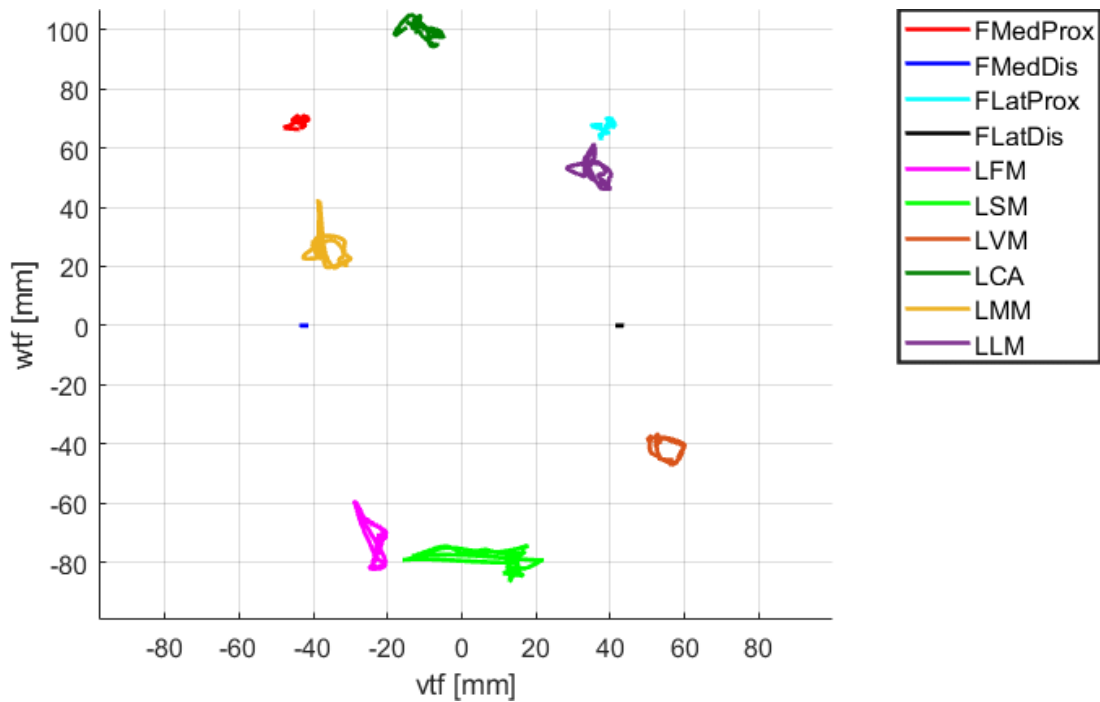


Figure 7.2 Movimento dei marker tecnici e anatomici nel sistema di riferimento tecnico del piede; piano frontale.

Utilizzando i sistemi di riferimento solidali al guscio della gamba e del piede, i marker utilizzati per definire tali sistemi di riferimento (TMedDis, TLatDis, TMedProx e FMedDis, FLatDis, FMedProx) dovrebbero essere dei singoli punti; ciò non accade in quanto l'origine del sistema di riferimento è posizionato nel punto (0,0) e quindi ogni marker subisce un certo spostamento rispetto a quel punto. Inoltre, questo spostamento potrebbe essere associato al movimento dei gusci rispetto al segmento sottostante. Si può notare però che lo spostamento dei marker che definiscono il sistema di riferimento è minore rispetto a quello dei marker anatomici quindi, pur essendo presente lo spostamento dei gusci, si ottiene un miglioramento anche in termini di movimento dell'intero cluster rispetto al segmento sottostante.

Lo stesso procedimento per stabilire la rigidità dei cluster può essere ripetuto per tutte le prove effettuate ed in particolare è interessante

osservare i risultati ottenuti con la prova di flessione/estensione passiva eseguita da 4 operatori diversi.

7.1.2 CV% flessione/estensione passiva su lettino

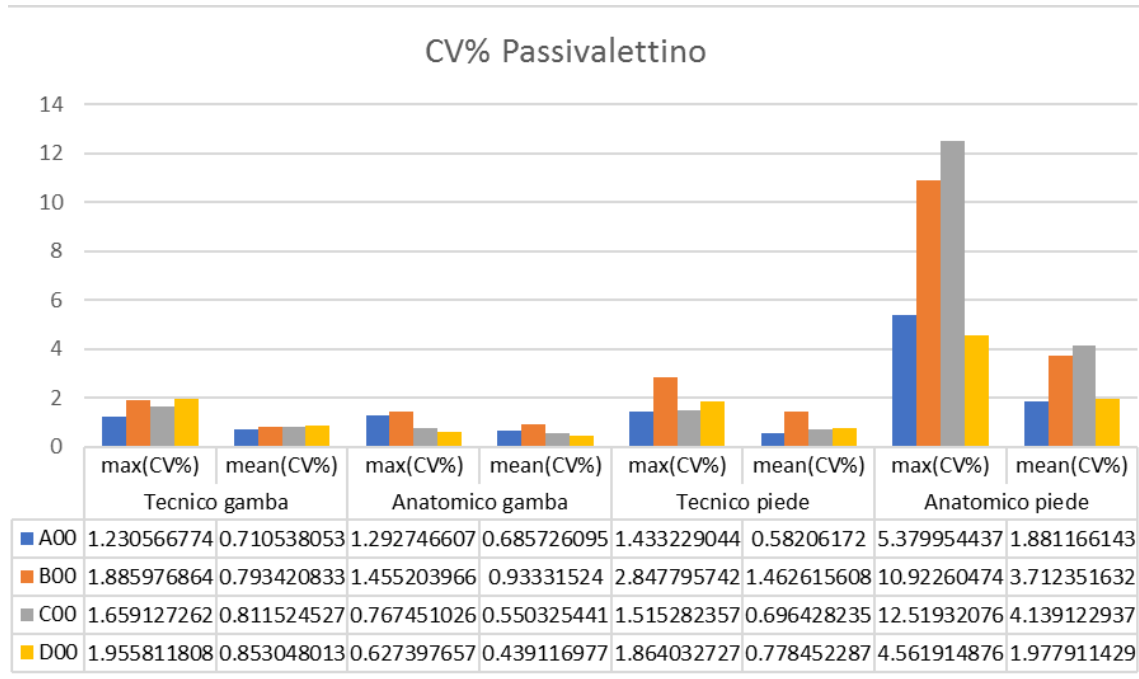


Tabella 7 Calcolo del massimo e della media di CV% per le prove di flessione/estensione passiva eseguite da 4 operatori diversi.

In questo caso si evince una variabilità inter-operatore; ogni operatore ha effettuato il movimento non considerando una tecnica o una velocità standard quindi i valori ottenuti di CV% presentano una dispersione abbastanza elevata. Si osserva dalla tabella che il miglioramento ottenuto mediante l'utilizzo di marker tecnici si evince sul piede e poco sulla gamba in quanto in questo tipo di movimento la gamba non subisce deformazioni eccessive.

I valori di CV% sono inferiori rispetto a quelli ottenuti nelle prove del cammino TABELLA 6; questo potrebbe essere dovuto al fatto che in questo caso il soggetto è steso su un lettino e le forze muscolari che entrano in gioco sono minori rispetto a quelle del cammino.

7.2 Calcolo IHA/MHA

Il calcolo degli assi elicoidali istantanei, e successivamente dell'asse medio MHA, è utile per la determinazione dell'asse articolare; vengono utilizzate routine Matlab visionabili per intero in [29]. Per l'analisi ci si basa su due parametri di dispersione:

- d_{eff} : scarto quadratico medio effettivo della distanza tra IHA e MHA;
- χ_{eff} : dispersione angolare degli IHA.

7.2.1 Confronto “vecchio e nuovo” metodo per definire il modello rigido del piede

È necessario definire un modello geometrico rigido del piede. Nelle prove svolte in [29], questo viene fatto considerando i marker anatomici del piede ovvero quelli relativi al calcagno e alle teste metatarsali mentre in questo lavoro, avendo stabilito che l'utilizzo dei gusci aumenta la rigidità del cluster, vengono considerati i marker tecnici del piede presenti sul guscio. Viene quindi mostrata una prima differenza nel calcolo degli assi e dei parametri di dispersione in questi due casi:

- sistema di riferimento anatomico e modello rigido del piede definito mediante i marker anatomici LCA, LFM, LSM, LVM;
- sistema di riferimento anatomico e modello rigido definito mediante i marker tecnici presenti sul guscio del piede TMedDis, TLatDis, TMedProx, TLatProx.

Tutte le prove sono state ottenute mediante un numero di cicli interi del passo; ciò è stato possibile grazie alla presenza dei dati relativi all'angolo articolare della caviglia.

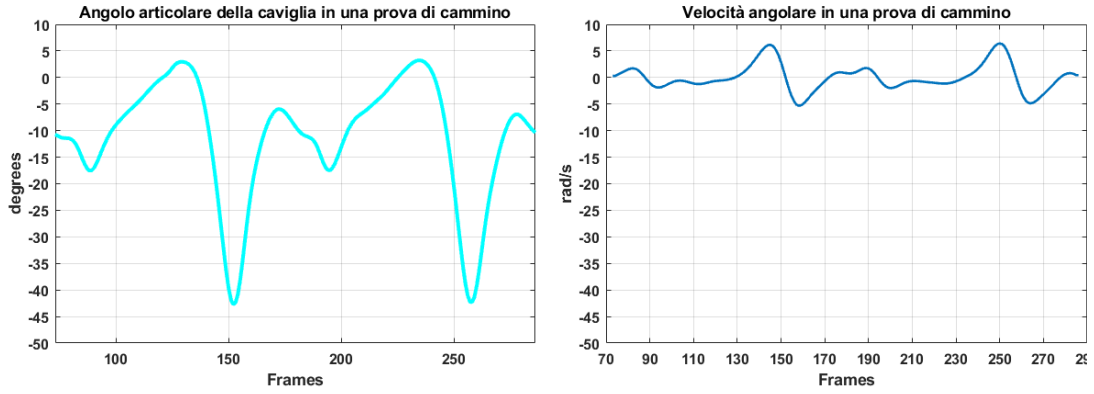


Figure 7.3 A sinistra: angolo articolare della caviglia; a destra: velocità angolare. Entrambi ottenuti per una prova di cammino; è possibile identificare due cicli completi del passo.

Cammino

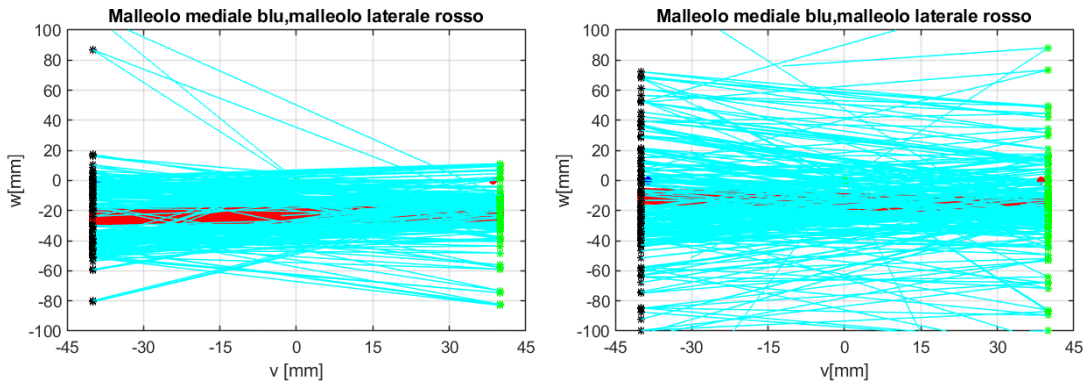


Figure 7.4 IHA (in ciano) e MHA (in rosso): piano frontale; il sistema di riferimento è quello anatomico della gamba. A sinistra: modello rigido del piede definito con i marker tecnici del piede. A destra: modello rigido del piede definito mediante i marker anatomici del piede.

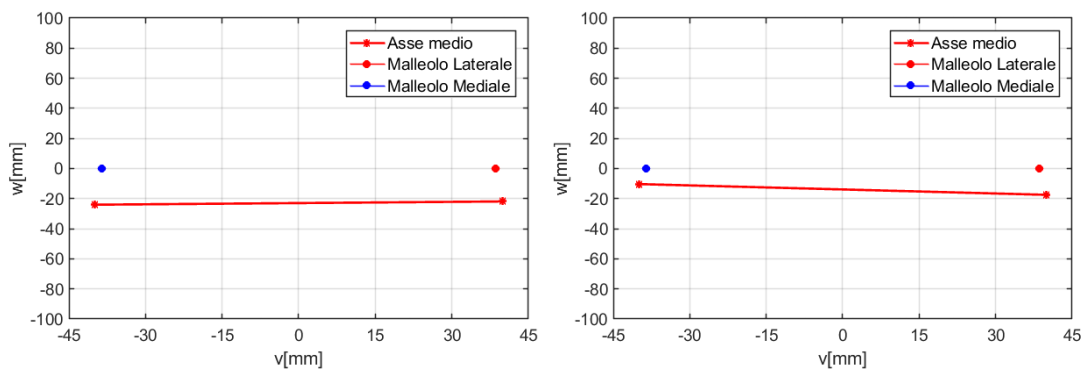


Figure 7.5 MHA e posizione dei malleoli: piano frontale. Il sistema di riferimento è quello anatomico della gamba. A sinistra: modello rigido del piede definito mediante i marker tecnici del piede. A destra: modello rigido del piede definito mediante i marker anatomici del piede.

Si osserva, dalla *figura 7.4*, nel caso del sistema rigido del piede definito sulla base dei marker anatomici, una dispersione degli assi molto elevata dovuta

al fatto che si imposta come modello rigido un segmento molto deformabile durante la deambulazione.

Nelle *figure 7.6, 7.7, 7.8* è mostrato il posizionamento degli assi medi calcolati per le diverse prove di Cammino, sia per il modello rigido definito dal cluster di marker tecnico, sia per quello anatomico identificato con 'ex'. In *TABELLA 8* si riportano i valori relativi ai punti A e B rappresentanti l'intersezione degli MHA con due piani sagittali posti a 40mm (uno laterale, l'altro mediale) dal punto medio del segmento intermalleolare e i parametri di dispersione.

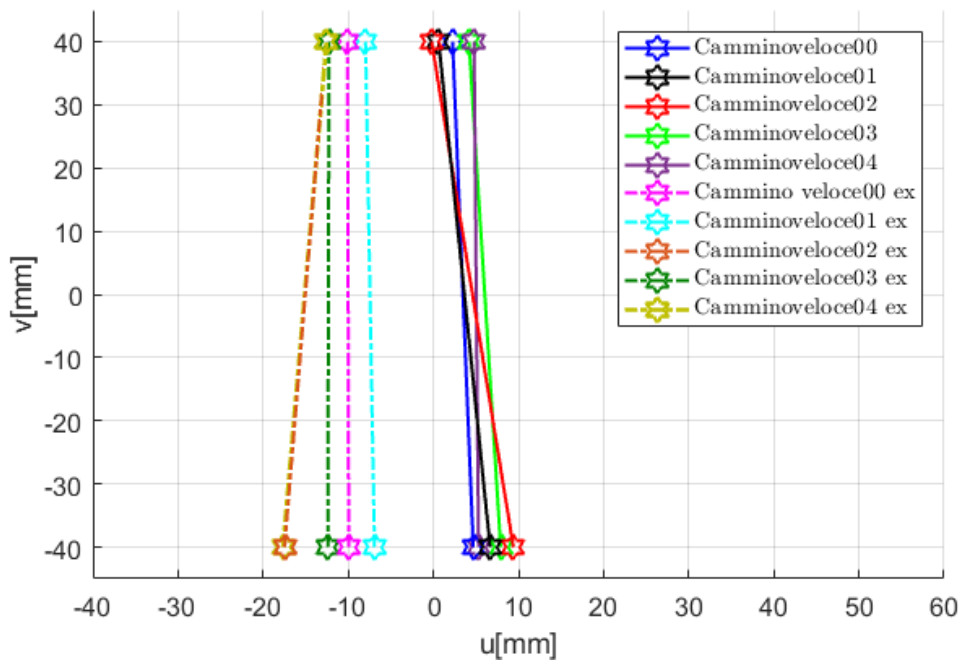


Figure 7.6 MHA calcolati per le prove del cammino con due diversi modelli rigidi del piede: piano trasversale (ex: modello rigido definito sulla base del cluster anatomico del piede).

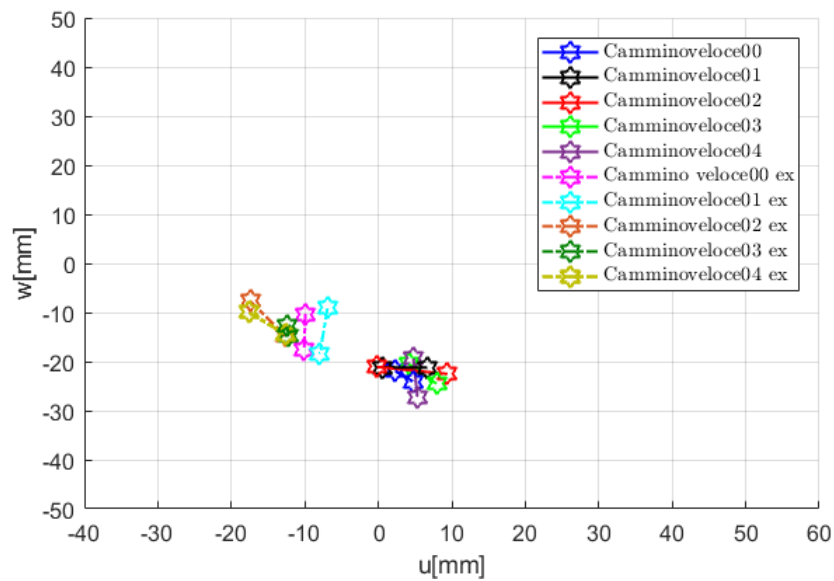


Figure 7.7 MHA calcolati per le prove del cammino con due diversi modelli rigidi del piede: piano sagittale (ex: modello rigido definito sulla base del cluster anatomico del piede).

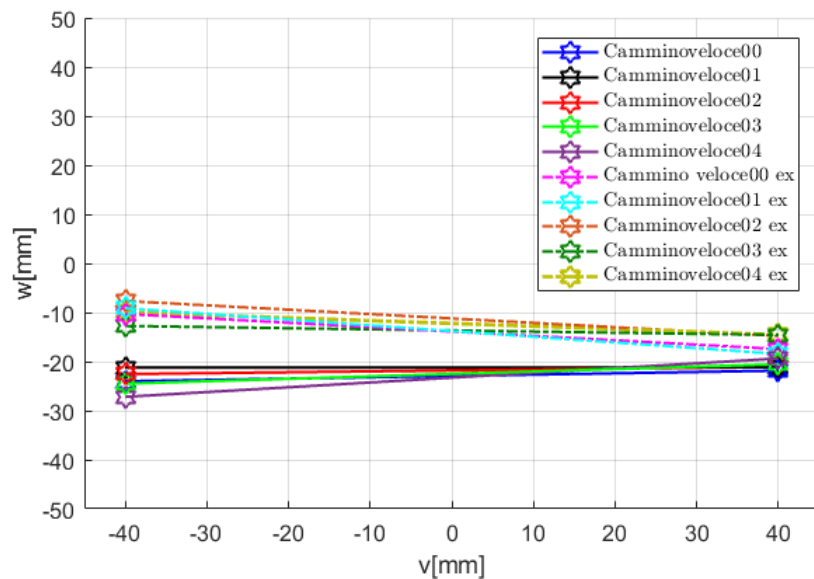


Figure 7.8 MHA calcolati per le prove del cammino con due diversi modelli rigidi del piede: piano frontale (ex: modello rigido definito sulla base del cluster anatomico del piede).

Gli MHA risultanti con il sistema di riferimento anatomico e modello rigido del piede definito con i marker tecnici del piede si trovano in una posizione diversa dello spazio e più concentrati rispetto a quelli in cui il modello rigido è definito mediante il cluster di marker anatomici del piede. Dalla

figura 7.6 si evince che sia l'estremità laterale che quella mediale hanno un'ascissa u maggiore rispetto alle prove *ex*.

Camminoveloce00	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	<i>deff</i>	<i>Xeff</i>
	4.686817	-40	-24.0138	2.25729	40	-21.8427	21.11363	31.52024
Camminoveloce01	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	<i>deff</i>	<i>Xeff</i>
	6.670035	-40	-21.2171	0.622155	40	-21.1664	16.8217	30.78804
Camminoveloce02	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	<i>deff</i>	<i>Xeff</i>
	9.400394	-40	-22.5366	-0.20107	40	-21.0835	17.4239	35.65325
Camminoveloce03	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	<i>deff</i>	<i>Xeff</i>
	7.907601	-40	-24.4951	4.174794	40	-20.5381	17.3181	35.2237
Camminoveloce04	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	<i>deff</i>	<i>Xeff</i>
	5.304787	-40	-27.1849	4.782307	40	-19.374	21.7517	37.66814
Cammino veloce00 ex	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	<i>deff</i>	<i>Xeff</i>
	-9.94644	-40	-10.3012	-10.0916	40	-17.4507	46.82502	32.75182
Camminoveloce01 ex	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	<i>deff</i>	<i>Xeff</i>
	-6.91895	-40	-9.13835	-7.97186	40	-18.4288	31.57231	34.80448
Camminoveloce02 ex	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	<i>deff</i>	<i>Xeff</i>
	-17.4802	-40	-7.64985	-12.6069	40	-14.7829	18.88303	39.14557
Camminoveloce03 ex	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	<i>deff</i>	<i>Xeff</i>
	-12.394	-40	-12.743	-12.2708	40	-14.5807	15.912	39.87416
Camminoveloce04 ex	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	<i>deff</i>	<i>Xeff</i>
	-17.6641	-40	-9.94917	-12.552	40	-14.5131	16.35429	40.28319

Tabella 8 Punti A e B in cui gli MHA intersecano i due piani a ± 40 mm; parametri di dispersione degli assi

Flesso/estensione passiva

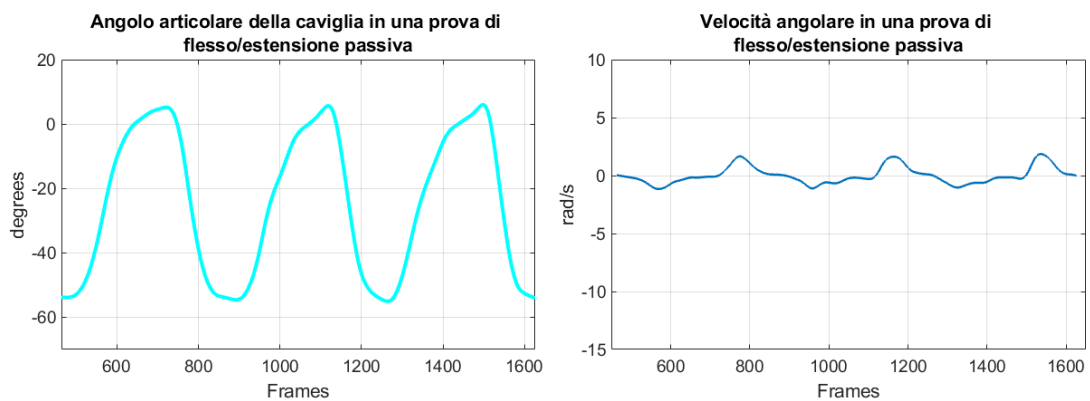


Figure 7.9 Angolo articolare della caviglia e velocità angolare per una prova di dorsiplantarflessione passiva. Si individuano tre ripetizioni passando dalla massima dorsiflessione alla massima plantarflessione.

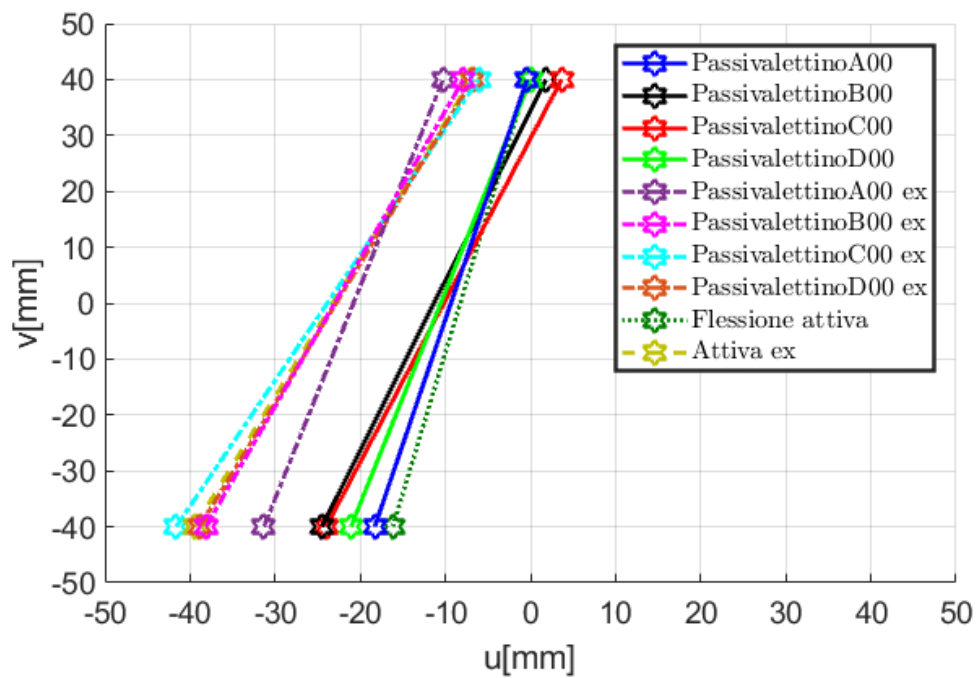


Figure 7.10 MHA con cluster tecnico e anatomico del piede: piano trasversale (ex: modello rigido definito sulla base del cluster anatomico del piede).

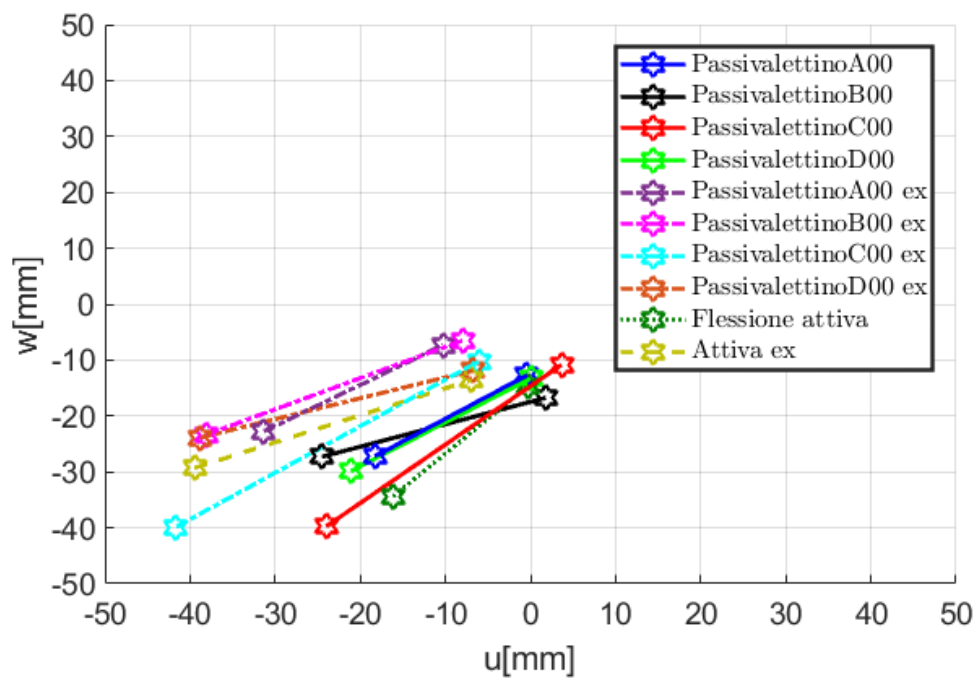


Figure 7.11 MHA con cluster tecnico e anatomico del piede: piano sagittale (ex: modello rigido definito sulla base del cluster anatomico del piede).

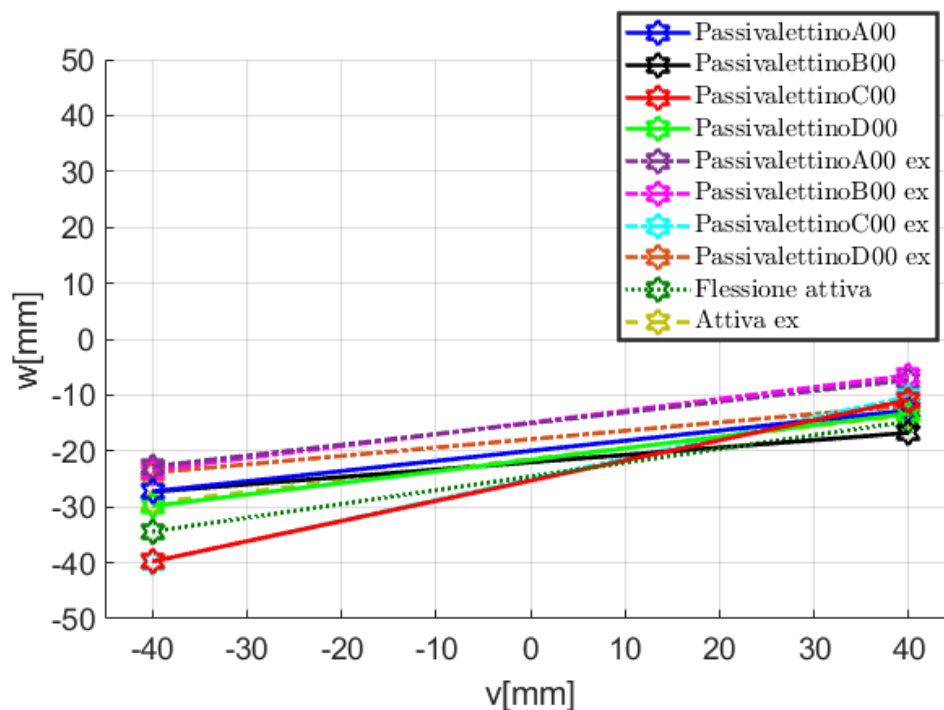


Figure 7.12 MHA con cluster tecnico e anatomico del piede: piano frontale (ex: modello rigido definito sulla base del cluster anatomico del piede).

È evidente, sia considerando il modello rigido del piede costruito sulla base dei marker tecnici che su quelli anatomici, la non ripetibilità della posizione e orientamento degli assi dovuta alla variabilità inter-operatore ovvero al diverso movimento, forza e velocità applicate dai 4 operatori. Inoltre, dal confronto dei parametri di dispersione ottenuti nei due casi si evince una differenza meno marcata rispetto alle prove del cammino; ciò è dimostrazione del fatto che il cluster di marker anatomico del piede subisce le deformazioni maggiori nelle prove del cammino.

PassivalettinoA00	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	deffg	chig
	-18.3023	-40	-27.2225	-0.39566	40	-12.7058	5.505167	15.41251
PassivalettinoB00	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	deffg	chig
	-24.502	-40	-27.292	1.807677	40	-16.7363	11.61982	20.50273
PassivalettinoC00	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	deffg	chig
	-24.0078	-40	-39.7597	3.647645	40	-10.8431	4.960557	9.891399
PassivalettinoD00	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	deffg	chig
	-21.0982	-40	-29.8542	0.007092	40	-13.3049	4.328342	12.21411
PassivalettinoA00 ex	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	deffg	chig
	-31.3281	-40	-22.7467	-10.2718	40	-7.30953	9.337645	17.7752
PassivalettinoB00 ex	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	deffg	chig
	-38.1397	-40	-23.3561	-7.8944	40	-6.4611	16.78338	20.94588
PassivalettinoC00 ex	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	deffg	chig
	-41.637	-40	-39.8459	-6.10592	40	-10.258	7.250249	13.58891
PassivalettinoD00 ex	Au	Av	Aw	Bu	Bv	Bw	deffg	chig
	-38.9004	-40	-23.8876	-6.75891	40	-11.8738	6.105513	13.08541

Tabella 9 Punti A e B in cui gli MHA intersecano i due piani a ± 40 mm; parametri di dispersione degli assi per le prove di flesso/estensione passiva eseguite da diversi operatori.

Confronto tra le prove:

- flesso/estensione passiva;
- flesso/estensione attiva;
- cammino.

Si riportano di seguito gli MHA calcolati utilizzando il sistema di riferimento anatomico della gamba e il modello rigido definito sulla base dei marker tecnici del piede.

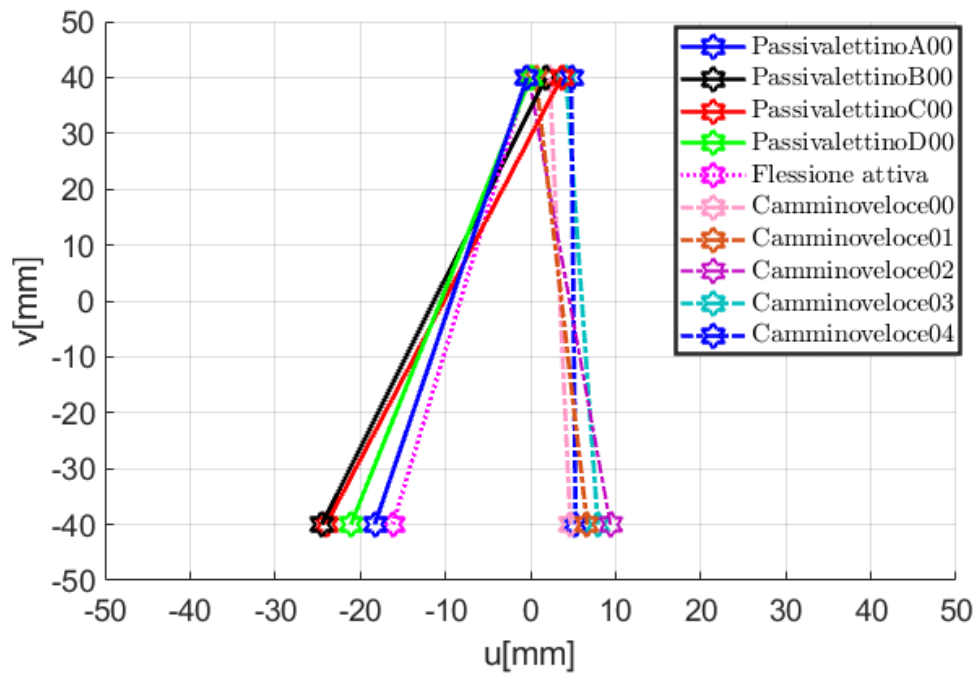


Figure 7.13 Flesso/estensione attiva e passiva, Cammino: piano trasversale.

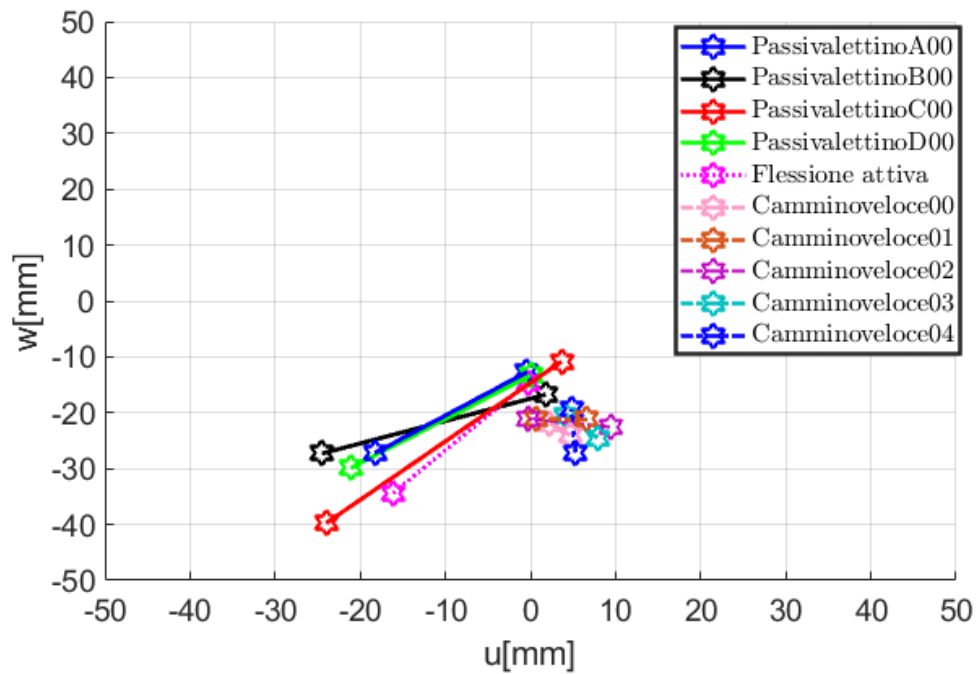


Figure 7.14 Flesso/estensione attiva e passiva, Cammino: piano sagittale.

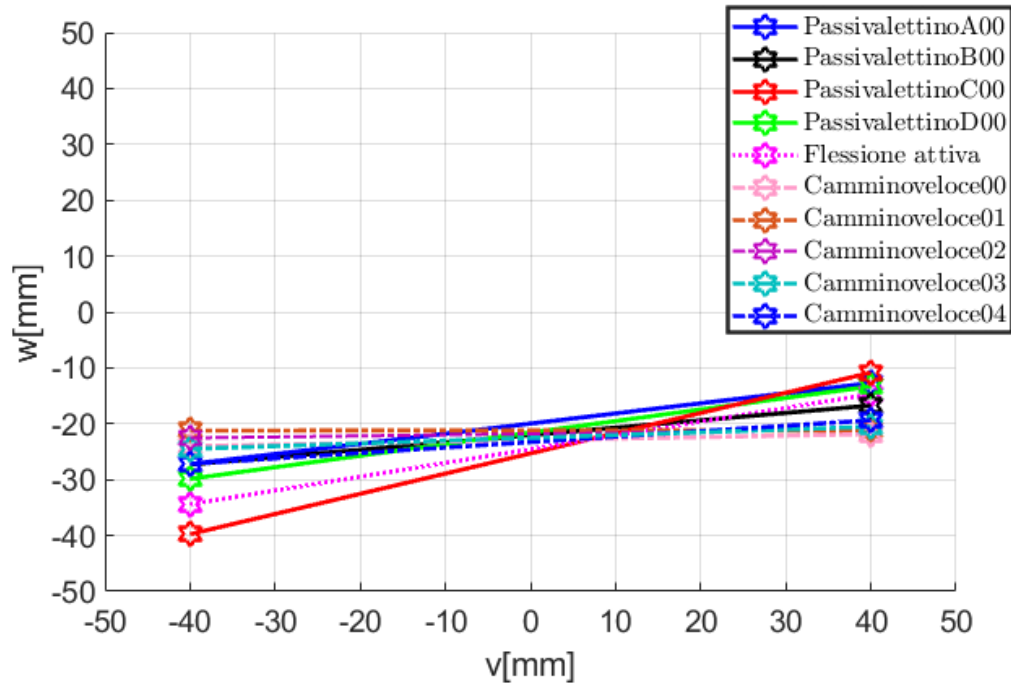


Figure 7.15 Flesso/estensione attiva e passiva, Cammino: piano frontale.

Facendo riferimento alla *figura 7.13*, gli MHA calcolati per le prove del Cammino hanno l'estremità laterale ($v = -40$) ad un'ascissa maggiore rispetto alle prove di flesso/estensione passiva. Si evidenzia un orientamento medio dell'asse di rotazione della caviglia, in condizioni di cammino, simile a quello del segmento intermalleolare; diverso è il caso in condizioni di flesso/estensione passiva. La posizione e l'orientamento dell'asse ottenuto da una prova di flesso/estensione attiva sono paragonabili a quelli ottenuti con prove passive.

Confronto prove del cammino con e senza scarpa

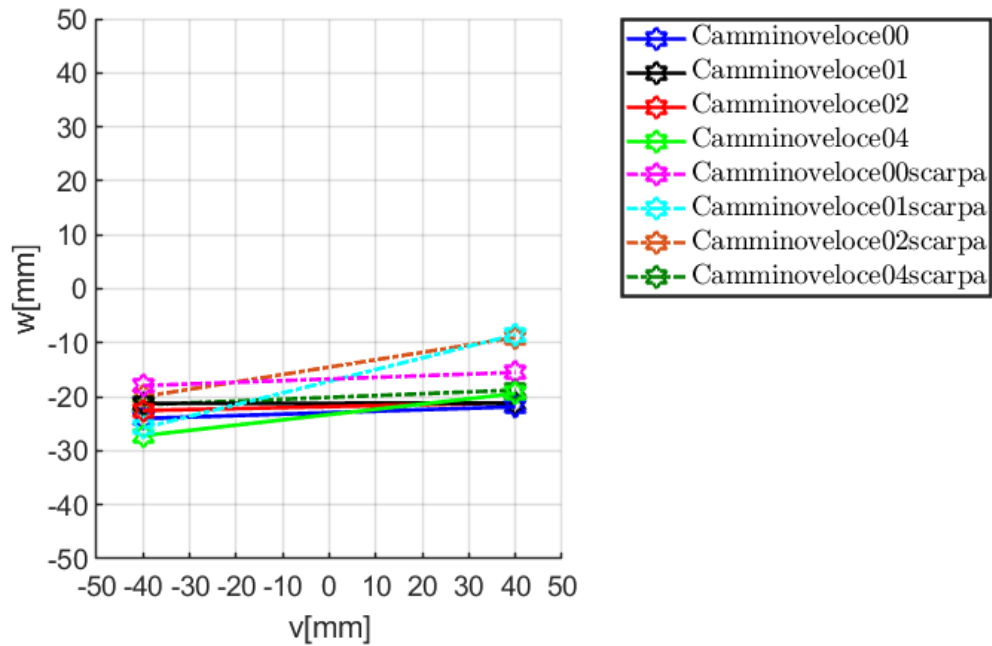


Figure 7.16 Prova del cammino con e senza scarpa: piano frontale. (ex: modello rigido definito sulla base del cluster anatomico del piede).

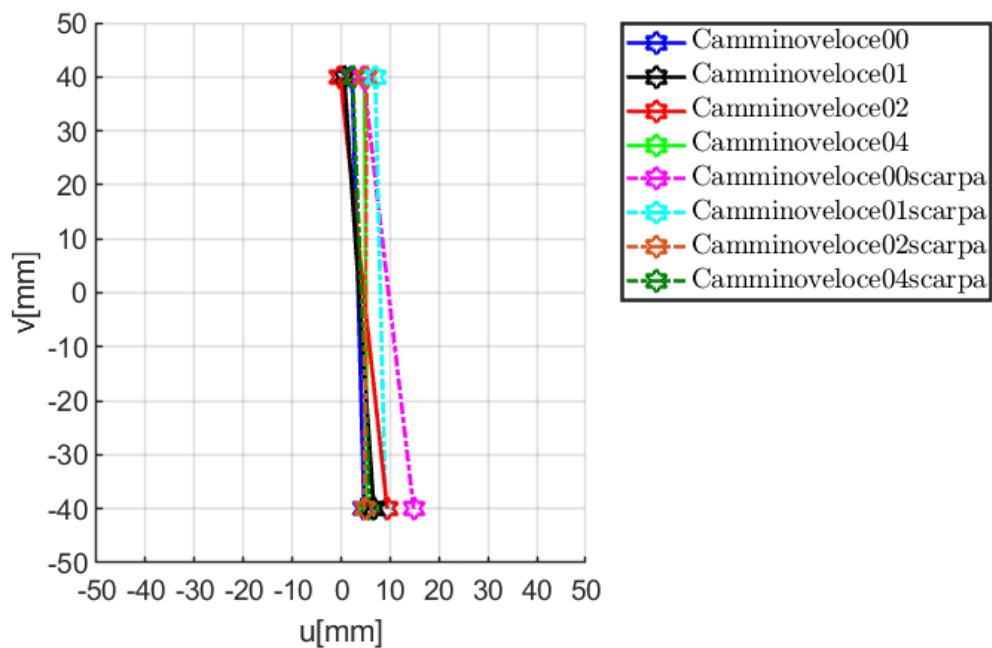


Figure 7.17 Prova del cammino con e senza scarpa: piano trasversale.

Si nota un diverso posizionamento e orientamento degli MHA ottenuti dalle prove con scarpa dovuto al fatto che i marker sono stati posizionati

sulla scarpa e non sul guscio del piede; entra quindi anche in gioco la deformabilità della calzatura. Nonostante ciò, la differenza può essere considerata accettabile. Questo è un aspetto importante da considerare in quanto l'ortesi deve poter essere indossata anche all'interno della scarpa in modo da permettere delle analisi in cui il soggetto sia in una condizione tipica di cammino.

7.2.2 Confronto “vecchio e nuovo” sistema di riferimento

Viene infine effettuato il calcolo degli MHA e il confronto nei casi:

- AT: sistema di riferimento anatomico della gamba e modello rigido del piede definito mediante il cluster tecnico del piede;
- TT: sistema di riferimento tecnico della gamba e modello rigido del piede definito mediante il cluster tecnico del piede.

Cammino:

Per una singola prova del cammino l'MHA ottenuto nel sistema di riferimento tecnico della gamba è:

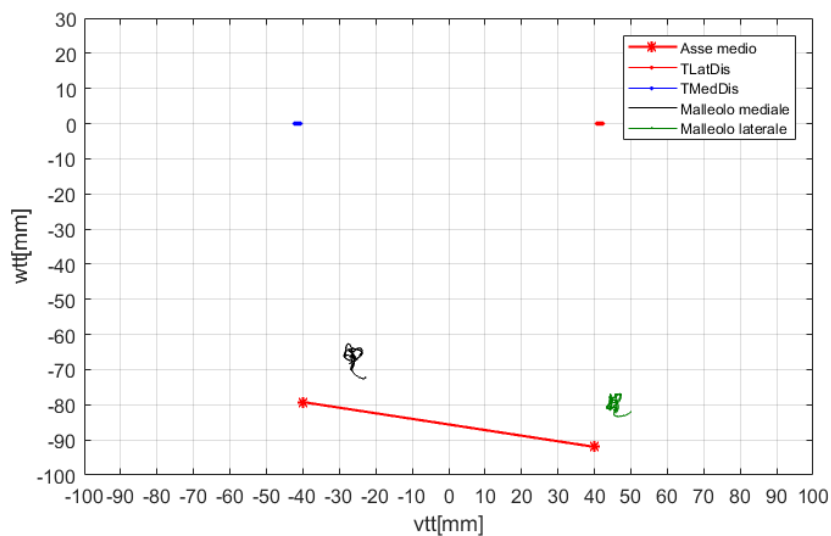


Figure 7.18 MHA nel sistema di riferimento tecnico della gamba per una prova di cammino.

L'MHA interseca due piani sagittali, posti a 40mm (uno laterale, l'altro mediale) dal punto medio del segmento TMedDis-TLatDis, nei punti A e B. I malleoli subiscono un certo spostamento nel sistema di riferimento tecnico della gamba. Per poter fare un confronto tra l'asse ottenuto in TT e in AT, è necessario 'trasportare' l'asse ottenuto in TT in AT. Questo è stato fatto premoltiplicando le coordinate dei punti A e B dell'asse medio in TT per una nuova matrice di trasformazione. Si ottiene:

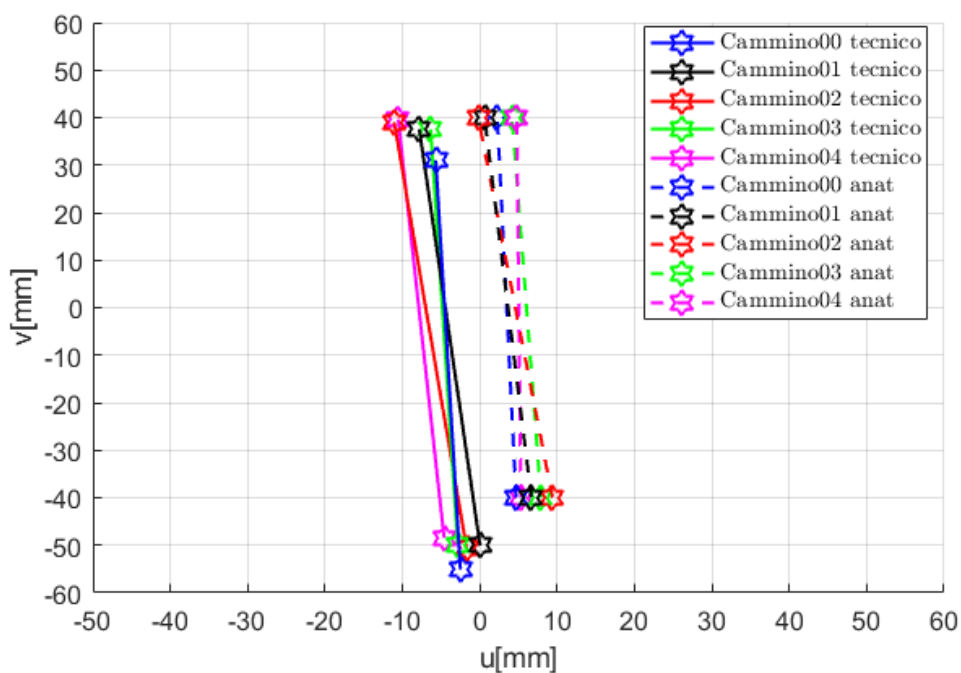


Figure 7.19 Confronto MHA (Cammino) ottenuti nel sistema di riferimento tecnico e anatomico della gamba: piano trasversale.

Si osserva un diverso posizionamento degli assi nello spazio; in particolare, mediante il sistema di riferimento tecnico, gli assi sono nella zona delle u negative ovvero si trovano leggermente più indietro rispetto all'asse passante per i malleoli. Inoltre, come si osserva dalla *figura 7.21*, hanno in w una distanza minore dall'asse passante per i malleoli rispetto a quella degli assi ottenuti mediante il sistema di riferimento anatomico.

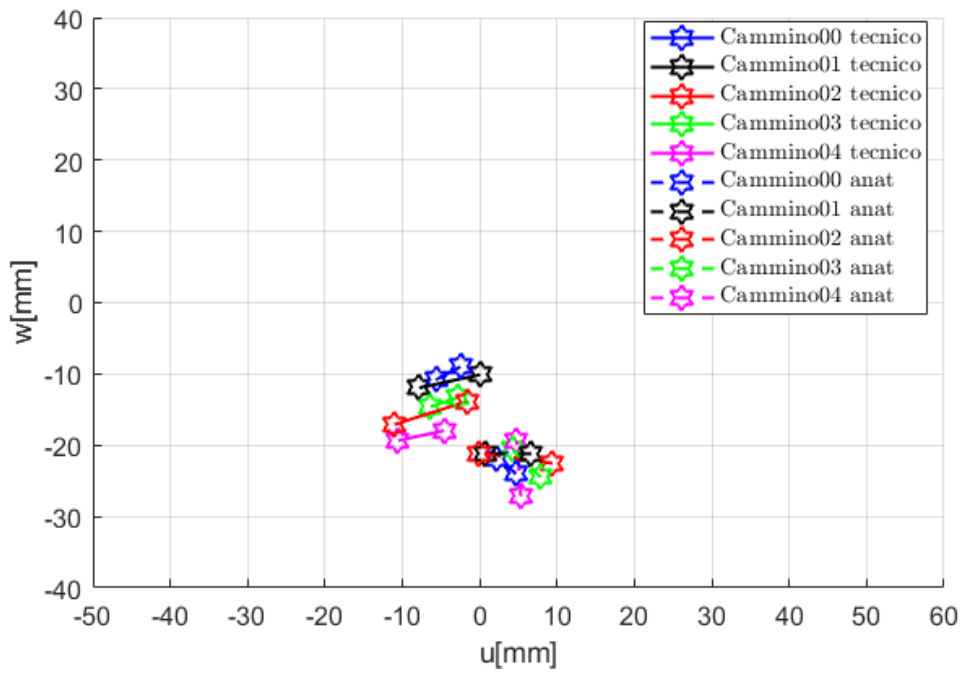


Figure 7.20 Confronto MHA (Cammino) ottenuti nel sistema di riferimento tecnico e anatomico della gamba: piano sagittale.

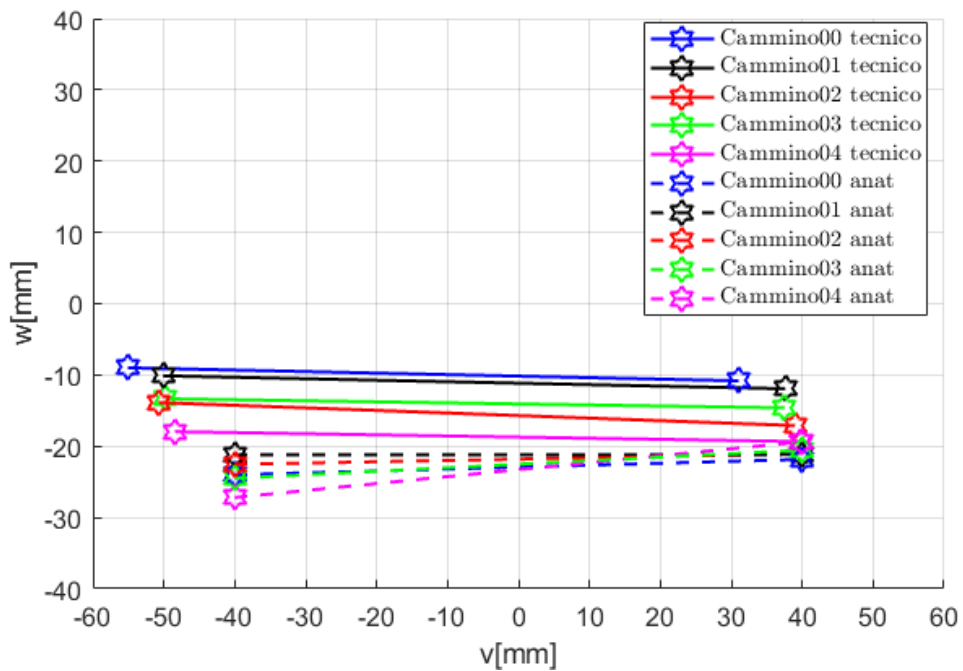


Figure 7.21 Confronto (Cammino) MHA ottenuti nel sistema di riferimento tecnico e anatomico della gamba: piano frontale.

Flesso/estensione passiva eseguita da 4 operatori diversi:

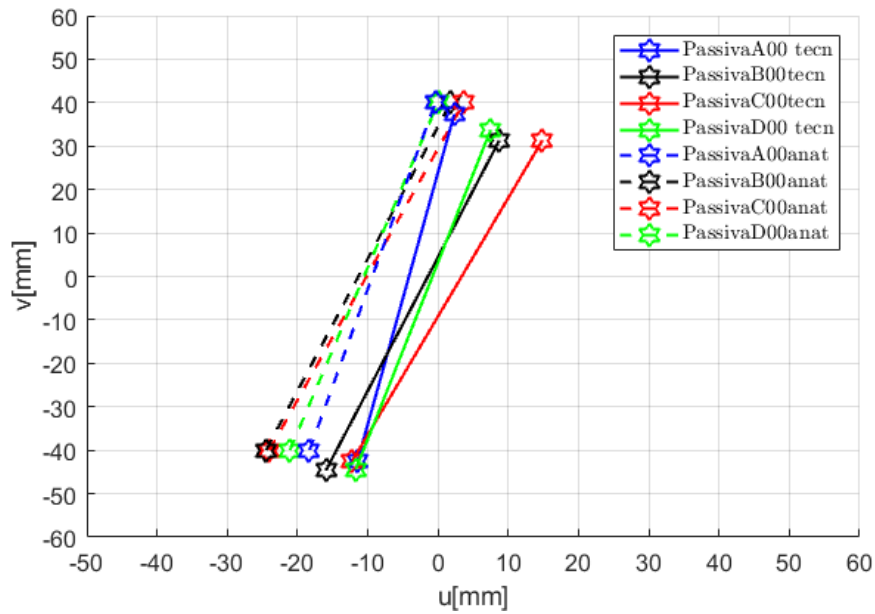


Figure 7.22 Confronto MHA (flesso/estensione passiva) ottenuti nel sistema di riferimento tecnico e anatomico della gamba: piano trasversale.

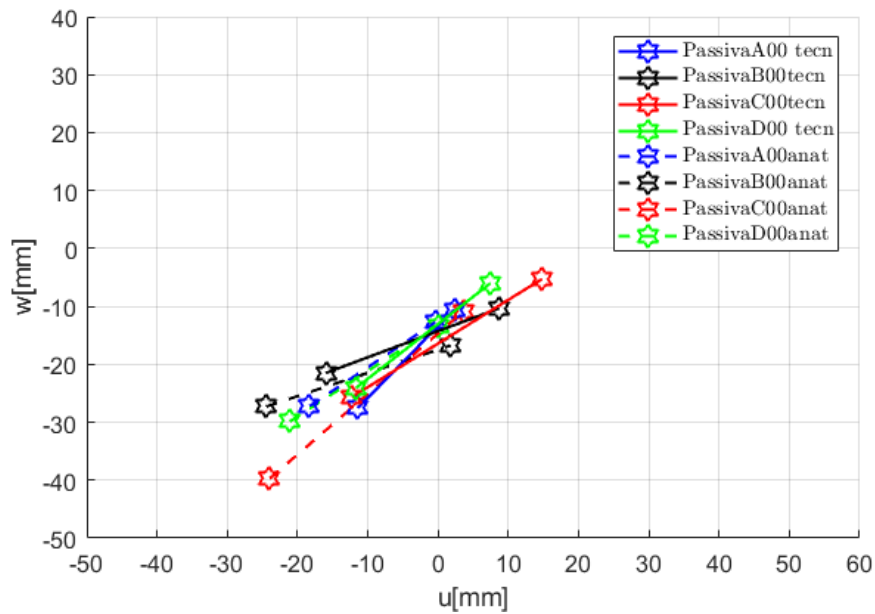


Figure 7.23 Confronto MHA (flesso/estensione passiva) ottenuti nel sistema di riferimento tecnico e anatomico della gamba: piano sagittale.

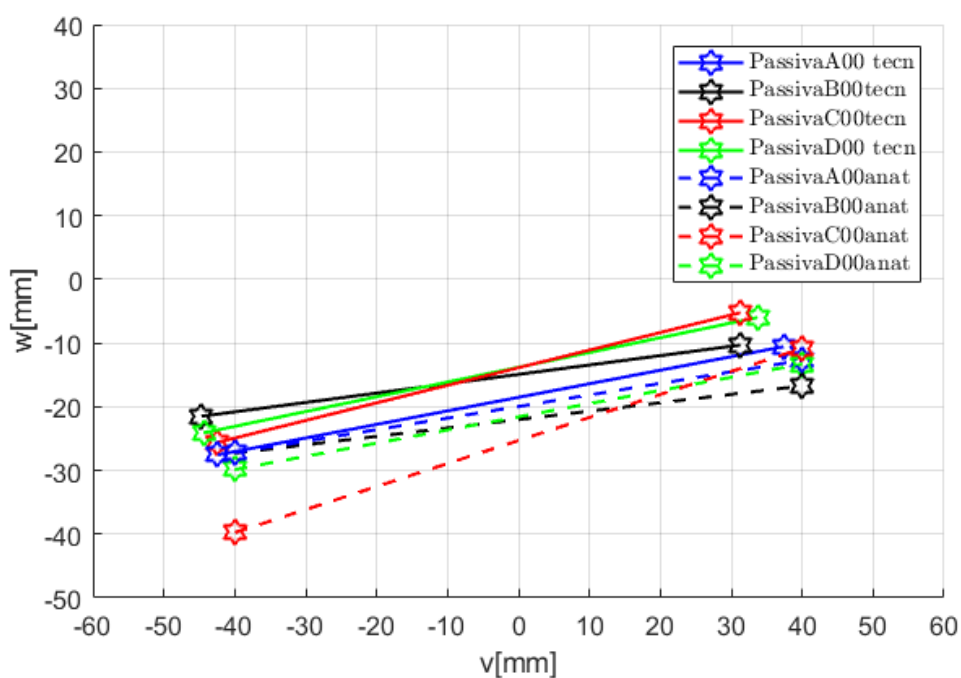


Figure 7.24 Confronto MHA (flesso/estensione passiva) ottenuti nel sistema di riferimento tecnico e anatomico della gamba: piano frontale.

Si riassumono i risultati ottenuti in termini di parametri di dispersione:

- AT (sistema di riferimento anatomico della gamba e modello rigido del piede definito sulla base dei marker tecnici del piede):

Condizioni di prova	$deff[mm]$	$\chi_{eff}[deg]$
Cammino	18.89 ± 2.35	34.17 ± 2.92
Flessione attiva	6.72	9.38
Flessione passiva op1	5.51	15.41
Flessione passiva op2	11.62	20.5
Flessione passiva op3	4.96	9.89
Flessione passiva op4	4.33	12.21
Cammino scarpa	21.15 ± 4.21	37.60 ± 3.05
Flessione attiva scarpa	7.58	10.49

Tabella 10 Dati di dispersione per le prove condotte utilizzando il sistema di riferimento anatomico della gamba e il modello rigido del piede costruito mediante il cluster tecnico del piede.

- TT (sistema di riferimento tecnico della gamba e modello rigido del piede definito sulla base dei marker tecnici del piede):

Condizioni di prova	$deff[mm]$	$\chi_{eff}[deg]$
Cammino	27.37 ± 3.59	31.23 ± 2.27
Flessione attiva	8.02	9.07
Flessione passiva op1	11.41	16.77
Flessione passiva op2	14.24	22.85
Flessione passiva op3	10.97	12.44
Flessione passiva op4	8.34	10.47
Cammino scarpa	26.59 ± 2.95	34.33 ± 2.37
Flessione attiva scarpa	10.7	11.05

Tabella 11 Dati di dispersione per le prove condotte utilizzando il sistema di riferimento tecnico della gamba e il modello rigido del piede costruito mediante il cluster tecnico del piede.

In entrambi i casi, in AT e TT, nessuna delle prove di flesso/estensione passive o attive raggiunge la variabilità ottenuta nelle prove di cammino. Questa variabilità nei risultati dipende dalla natura e dall'entità delle forze che entrano in gioco, che determinano una deformazione dei gusci e il conseguente movimento dei cluster di marker presenti su di essi.

Partecipano: i fattori muscolari, la forza di gravità, la forza esterna impressa dall'operatore nel caso di forze passive e l'accoppiamento delle superfici articolari. I valori minori, in termini di parametri di dispersione, sono ottenuti nella prova di flesso/estensione attiva non soggetta a carichi esterni eccetto la forza di gravità. Mediante l'utilizzo di AT si ottengono parametri di dispersione leggermente inferiori rispetto a TT, soprattutto nella prova del cammino; ciò può essere spiegato facendo riferimento alla TABELLA 6 in cui è stato osservato che, durante il cammino, il cluster anatomico della gamba è più rigido di quello tecnico e di conseguenza gli assi ottenuti in AT presentano parametri di dispersione minori rispetto a quelli in TT.

Basandosi sui soli valori dei parametri di dispersione sembrerebbe ragionevole considerare il caso in cui questi assumono i valori più bassi

ovvero in AT; poiché però un dispositivo ortesico è composto da due scafi, rispettivamente della gamba e del piede, collegati tramite un giunto, è opportuno considerare la cinematica ottenuta dal movimento relativo dei due gusci e quindi i risultati ottenuti in TT.

È possibile confrontare i valori ottenuti con:

- G: risultati ottenuti in [29] in cui è stato utilizzato il cluster di marker anatomico del piede per definire il modello rigido e in cui i marker sono stati posti direttamente a contatto con la cute del soggetto; (il soggetto delle prove è diverso da quello analizzato in questo lavoro)

Task	d_{eff} [mm]	χ_{eff} [deg]
Cammino (piede nudo)	21,86 ± 2,93	37,20 ± 2,12
Flex-ext attiva (piede nudo)	21,95 ± 1,08	32,93 ± 0,31
Flex-ext forzata attiva (piede nudo)	24,86 ± 1,92	28,55 ± 1,12
Flex-ext forzata attiva (scarpa)	42,02 ± 4,00	28,30 ± 0,86
Flex-ext forzata passiva (scarpa)	26,33 ± 12,00	21,54 ± 2,67
Flex-ext passiva "mediopiede" (scarpa), op. 1	36,16 ± 8,99	30,26 ± 3,40
Flex-ext passiva "mediopiede" (scarpa), op. 2	22,79 ± 1,62	28,57 ± 1,78
Flex-ext passiva "triplanare" (scarpa)	23,10 ± 6,45	20,23 ± 1,71

Tabella 12 Dati di dispersione riguardanti le prove condotte in [30].

- L: prove di flessione passiva descritte in [30] in cui le prove sono state effettuate ponendo i marker direttamente a contatto con segmenti ossei prelevati da amputati

	α [deg]	β [deg]	χ_{eff} [deg]	d_{eff} [mm]
A	-12.0 (2.6)	0.7 (2.1)	11.0 (1.9)	13.7 (7.8)
B	7.2 (0.9)	2.1 (0.9)	9.5 (1.6)	3.6 (0.8)
C	16.5 (0.6)	6.2 (0.4)	3.6 (0.7)	2.0 (0.6)
D	19.2 (1.0)	-1.7 (0.8)	6.8 (0.7)	3.4 (1.4)
E	20.9 (2.2)	3.3 (2.5)	11.8 (2.6)	5.5 (0.9)
F	12.6 (1.3)	-4.3 (1.8)	9.2 (2.5)	4.1 (0.8)
G	12.5 (1.0)	7.3 (0.8)	6.8 (1.8)	3.5 (1.8)

Tabella 13 Dati di dispersione per le prove condotte in [31] riguardanti prove passive.

I confronti che possono essere effettuati sono:

Condizioni di prova	Metodologia			
	TT(Attuale)		G(Precedente)	
	$deff[mm]$	$\chi_{eff}[deg]$	$deff[mm]$	$\chi_{eff}[deg]$
Cammino	27.37 ± 3.59	31.23 ± 2.27	21.86 ± 2.93	37.20 ± 2.12
Flex/ext attiva	8.02	9.07	21.95 ± 1.08	32.93 ± 0.31
Flex/ext attiva scarpa	10.7	11.05	42.02 ± 4.00	28.30 ± 0.86

Tabella 14 Confronto parametri di dispersione nei casi TT (Attuale) e G (Precedente).

Condizioni di prova	Metodologia			
	TT(Attuale)		L(in vitro)	
	$deff[mm]$	$\chi_{eff}[deg]$	$deff[mm]$	$\chi_{eff}[deg]$
Flex/ext passiva op1	11.41	16.77	13.7(7.8)	11.0(1.9)
Flex/ext passiva op2	14.24	22.85	3.6(0.8)	9.5(1.6)
Flex/ext passiva op3	10.97	12.44	2.0(0.6)	3.6(0.7)
Flex/est passiva op4	8.34	10.47	5.5(0.9)	11.8(2.6)

Tabella 15 Confronto parametri di dispersione nei casi TT (Attuale) e L (in vitro).

I risultati ottenuti in questo lavoro (TT) possono essere considerati intermedi tra quelli sopra citati avendo ottenuto:

- una diminuzione dei parametri di dispersione rispetto a quelli ottenuti in [29];
- parametri di dispersione abbastanza confrontabili con quelli ottenuti in [30].

Ciò dimostra che l'utilizzo di gusci rigidi per il posizionamento dei marker e la successiva analisi del movimento condotta considerando il movimento relativo dei due gusci, fornisce risultati migliori rispetto al solo posizionamento dei marker sulla cute.

7.3 Conclusione e sviluppi futuri

Lo scopo iniziale del lavoro era la determinazione dell'asse articolare della caviglia per la successiva progettazione di un'ortesi articolata piede-caviglia (HAFO). L'analisi cinematica era già stata condotta in tesi precedenti [29] con l'ottenimento di risultati poco soddisfacenti a causa dell'elevata variabilità dei parametri di dispersione. La causa principale è l'utilizzo di un modello rigido del piede definito sulla base dei marker anatomici del piede che durante il movimento subiscono una deformazione elevata; ad essa si sommano le incertezze associate all'ATM. In questo lavoro quindi, il primo passo è stato quello di attuare una tecnica che permettesse la riduzione dell'artefatto da tessuto molle. Mediante fabbricazione additiva sono stati sviluppati due gusci rigidi, per la gamba e per il piede, a partire da scansioni dei rispettivi segmenti anatomici del soggetto; su questi, successivamente, sono stati posizionati i marker per condurre l'analisi cinematica con tecniche di *motion capture* avvenuta presso il Laboratorio di Analisi del Movimento dello IOR di Bologna. Dai dati ottenuti sono stati osservati miglioramenti per quanto riguarda la rigidità dei cluster di marker posizionati sui gusci progettati. Mediante apposite routine Matlab i dati cinematici sono stati processati, ottenendo le informazioni riguardanti gli assi elicoidali istantanei (IHA), gli assi medi (MHA) e i parametri di dispersione che li caratterizzano. Rimane ancora aperta la domanda su quale prova considerare valida ai fini della rappresentazione del movimento articolare fisiologico; essendo l'HAFO usata come supporto alla deambulazione, sembrerebbe ragionevole utilizzare le prove del cammino ma, come visto dai risultati ottenuti, è la prova soggetta a maggiori influenze esterne. Inoltre, i dati ottenuti da prove di cammino di soggetti patologici potrebbero non essere significativi ai fini della progettazione dell'ortesi, prediligendo in questo caso, le prove di flesso/estensione

passiva. Un altro aspetto ancora da considerare è quello relativo alla rigidità e allo spessore dei gusci; rinforzare i gusci in punti soggetti a maggiore deformazione potrebbe apportare miglioramenti ai risultati ottenuti. Sulla base degli MHA ottenuti sarà possibile stabilire la posizione e la struttura del giunto meccanico che articola lo scafo della gamba con quello del piede. Gli scafi dell'ortesi relativi alla gamba e al piede potrebbero essere gli stessi gusci utilizzati in fase di analisi cinematica, opportunamente modificati per permettere la loro interazione e l'inserimento del giunto.

Bibliografia

- [1]. Jeffrey E. Johnson. «Axis of Rotation of the Ankle». In: James B. Stiehl. Inman's foynets of the ankle. Williams Wilkins, 1991. Cap.4,pp.21-23.
- [2]. Lundberg A., (1989). The axis of rotation of the ankle joint. Journal of Bone and Joint Surgery, 71-B, 94-99.
- [3]. Sandra A. Radtka et al. «A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy». In: Gait and Posture 21 (2005), pp. 303-310.
- [4]. A. Menache, Understanding Motion Capture for Computer Animation and Video Games, Morgan Kaufmann, 2000.
- [5]. Menato S., Confronto tra tecnologia markerless e marker-based nell'analisi del cammino tramite acquisizione simultanea. AA. 2009/2010, http://tesi.cab.unipd.it/23501/1/tesi_silviamenato.pdf
- [6]. Tesi di Adriano D'Amico, Analisi della cinematica intersegmentale 3D del piede tramite stereofotogrammetria optoelettronica: test di validazione sperimentale. Anno Accademico 2007/2008.
- [7]. P.D.F.J. Perales, Human Motion Analysis & Synthesis using Computer Vision and Graphics Techniques. State of Art and Applications.
- [8]. R.B. Davis III, S. Ounpuu, D. Tyburski, J.R. Gage. A gait analysis data collection and reduction technique. 1991, Human movement science, Vol. 10, p. 575-587.
- [9]. C. Frigo, M. Rabuffetti, D. C. Kerrigan, L. C. Deming, A. Pedotti. Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method. 1998, Medical & biological engineering & computing, Vol. 36, p. 179-185.
- [10]. Leardini, Sawacha, Paolini, Ingrosso, Nativo, Benedetti. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. Gait & Posture. 2007
- [11]. Woltring H.J., Huiskes R, de Lange A, Veldpaus FE. (1985). Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. Journal of Biomechanics; 18(5), 379-89.
- [12]. Woltring H. J., A. de Lange, J. M. G. Kauer, R. Huiskes. (1987) Instantaneous Helical Axis Estimation Via Natural, Cross-Validated Splines. Developments in Biomechanics, Volume 3, 121-128.
- [13]. Christopher L. Vaughan. Dynamics of human gait. 2a ed. Western Cape: Kiboho Publishers, 1999.
- [14]. Tonello N.F. , Analisi sperimentale del passo con riguardo alle forze di interazione del piede e dell'azione muscolare, AA. 2009/2010, http://tesi.cab.unipd.it/25101/1/TonelloNicola_matr540038.pdf
- [15]. M. King P. Tebbutt J. Wood. The Vicon Manual. A cura di OMG Plc. 2002, pp. 13-14.
- [16]. Leardini, L. Chiari, U. Della Croce, A. Cappozzo, e others, «Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation.», Gait & posture, vol 21, n° 2, pag 212, 2005.

- [17]. Cappozzo, A. Cappello, U. Della Croce, F. Pensalfini, «Surface-Marker Cluster Design Criteria for 3-D Bone Movement Reconstruction», IEEE transactions on biomedical engineering, vol 44, NO. 12, December 1997, pag 1165-1174.
- [18]. Sinclair, Jonathan; Taylor, Paul John; Hobbs, Sarah Jane. «Digital Filtering of Three-Dimensional Lower Extremity Kinematics: an Assessment». Journal of Human Kinetics, 2013, Vol.39, P.25-36.
- [19]. Lafortune, M.A., Lake, M.J., 1991. Errors in 3-D analysis of human movement. In Proceedings of the 1st Int. Symp. On 3-D Anal Hum Mov (Montreal). Pp. 55-56.
- [20]. Fuller, J., Liu, L., Murphy, M., Mann, R., 1997. A comparison of lower-extremity skeletal kinematics measured using skin-and pin-mounted markers. Human Movement Science, 16(2), 219-242.
- [21]. Angeloni, C., Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., 1992. Quantification of relative displacement between bones and skin-and plate-mounted markers. In: Proceedings of the VIII Meeting on European Society of Biomechanics, Rome, Italy (Vol. 20, p. 279).
- [22]. Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M.G., Della Croce, U., 1996. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. Clinical Biomechanics, 11(2), 90-100.
- [23]. Holden et al., 1997. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. Gait & Posture, 5(3), 217-227.
- [24]. Stagni R., Fantozzi S., Cappello A., Leardini A., Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subject. Clinical Biomechanics 2005; 20:320-329.
- [25]. Chèze L, Fregly BJ, Dimnet J. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. J Biomech 1995; 28:879-84.
- [26]. Andriacchi TP, Alexander EJ, Toney MK, Dyrby C, Sum J. A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. ASME J Biomech Eng 1998; 120: 743-9.
- [27]. Cappello et al. « Optimization and smoothing techniques in movement analysis». In: International Journal of Bio-Medical Computing 41 (1996), pp. 137-151.
- [28]. CURLESS B., LEVOY M.: A volumetric method for building complex models from range images. In Comp. Graph. Proc., Annual Conf. Series (SIGGRAPH96) (1996), ACM Press, pp. 303–312.
- [29]. De Benedictis C., Sviluppo di un'ortesi articolata piede-caviglia ad asse di rotazione flottante basato sulla cinematica articolare fisiologica.
- [30]. Leardini A., O' Connor J. J., Catani F., Giannini S. (1999). Kinematics of the human ankle complex in passive flexion; A single degree of freedom system. Journal of Biomechanics, 32, 111-118.
- [31]. S.Storelli N. Petrone F. Panizzolo. Ortesi di arto inferiore – Esperienza e prospettiva di innovazione. Padova, 2008. Cap. 2, pp.17-20.

- [32]. Ramsey, D.K., Wretenberg, P.F., Benoit, D.L., Lamontagne, M., Németh, G., 2003. Methodological concerns using intra-cortical pins to measure tibiofemoral kinematics. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 11(5), 344-349.
- [33]. Lafortune, M.A., Lake, M.J., 1991. Errors in 3-D analysis of human movement. In *Proceedings of the 1st Int. Symp. On 3-D Anal Hum Mov (Montreal)*. Pp. 55-56.
- [34]. Lu TW, O' Connor JJ. Bone position estimation from skin marker coordinates using global optimization with joint constraint. *J Biomech* 1999; 32(2): 129-34.
- [35]. Valentina Ventura, Modello muscolo scheletrico dinamico per la simulazione del movimento della caviglia fisiologica e protesizzata, AA. 2013/2014,
- [36]. Belloni Roberto, RED (Reverse Engineering Device) Uno strumento low cost per l'acquisizione digitale di superfici tridimensionali, AA. 2014/2015.
- [37]. Giulia Paderi. «Studio progettuale di un'ortesi piede-caviglia articolata con asse di rotazione flottante». Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica. Politecnico di Torino, 2015.
- [38]. C. E. Dombroski et al. «The use of a low cost 3D scanning and printing tool in the manufacture of custom-made foot orthoses: a preliminary study». In: *BMC Research Notes* 7:443 (2014).
- [39]. Andriacchi, T. P. and E. J. Alexander (2000). "Studies of human locomotion: past, present and future." *J. Biomech* 33(10): 1217-24.
- [40]. Benedetti, M. G., A. Cappozzo, et al. (1994). *Anatomical Landmark Definition and Identification*.
- [41]. Benoit, D. L., D. K. Ramsey, et al. (2005). "Effect of skin movement artifact on knee kinematics during gait and cutting motion measured in vivo." *Gait Posture*.
- [42]. Veldpaus, F. E., H. J. Woltring, et al. (1988). "A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker co-ordinates." *J. Biomech* 21(1): 45-54.
- [43]. Leardini, A., M. G. Benedetti, et al. (1999). "An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait." *Clin Biomech (Bristol, Avon)*14(8): 528-36.
- [44]. Carlo Ferraresi, Carlo De Benedictis, Walter Franco, Daniela Maffiodo, Alberto Leardini. In-vivo analysis of ankle joint movement for patient-specific kinematic characterization. *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine* I-8.
- [45]. Plug in Gait Manual, p. 3.
- [46]. Plug in Gait Manual, pp. 17-18.

Sitografia

- www.3drap.it
- <http://www.valentiniweb.com/piermo/bio3.htm>
- http://medicina.marionline.it/docmedicina/anatomia/ARTICOLAZIONE_caviglia_jessica.pdf
- www.stampa3d-forum.it
- <http://www.inftub.com/medicina/Anatomia-della-caviglia-Legame44815.php>
- http://tesi.cab.unipd.it/23549/1/TESI_FASSINA_CHIARA.pdf
- http://people.unica.it/pau/files/2015/09/3_Stereofotogrammetria_.pdf
- [TFW https://trainingforwimps.wordpress.com](https://trainingforwimps.wordpress.com)
- <https://www.medicinapertutti.it>
- www.einscan.com
- <https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/tibia.html>
- http://www.aemmedi.it/files/la_scuola_AMD/a_statuto/exercise_treatment_2013/16_Monge.pdf
- http://www.sardegna.ricerche.it/documenti/13_238_20110620120738.pdf
- http://www.salute.gov.it/imgs/C_17_pagineAree_328_listaFile_itemName_13_file.pdf
- <https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/muscoli-gamba.html>
- <http://www.traininglabfirenze.it>
- <https://www.bostonoandp.com/>
- <http://www.medicaltec.it>
- <https://www.ottobock.it/>

Ringraziamenti

Desidero ringraziare il Prof. Carlo Ferraresi, uno dei relatori di questa tesi, per avermi dato la possibilità di partecipare a questo progetto che ha accentuato in me la passione per la biomeccanica avuta fin dall'inizio di questo percorso di studi. Ringrazio i Prof. Walter Franco e la Prof.ssa Daniela Maffiodo per essere stati sempre presenti durante il lavoro svolto. Un ringraziamento speciale va a Carlo De Benedictis per avermi supportato fin dall'inizio e aiutato passo dopo passo.

...ed ora posso dire che è finita o che questa fine segnerà il mio inizio.

In questi anni in me e intorno a me sono cambiate tante cose ma c'è una cosa che non cambierà mai, l'amore per Voi, la mia famiglia. Una frase dice: *“Quando parti, più che muoverti verso una destinazione, vai verso un destino. Il tuo.”* Non sarei mai giunta qui senza di voi quindi GRAZIE Papà, GRAZIE Mamma, per avermi dato la possibilità di fare ciò che più desideravo. Con la vostra educazione, lealtà, sincerità mi avete aperto la strada per diventare una Donna che potrà camminare a testa alta. Per ogni mio giorno felice o triste ci siete sempre stati; vi ho sentito al mio fianco in quelle telefonate di sfogo o di felicità, avete sempre festeggiato con me i successi e mi avete incoraggiato quando più ne avevo bisogno. A te mamma, che metti sempre noi prima di ogni cosa, volevo ricordarti che non conosco nessuno più forte di te; altrimenti da chi ho preso? GRAZIE Teresa e Pasquale, non potevo avere fratelli ma soprattutto persone migliori di voi al mio fianco; sappiamo di poter contare l'uno sull'altro e sono la persona più felice del mondo quando posso fare qualcosa per aiutarvi anche a 900 km di distanza.

Ogni giorno imparo da voi qualcosa, da te Teresa la costanza e la pazienza che metti nel fare ogni minima cosa e da te Pasquale, che con il duro lavoro non è mai troppo tardi per iniziare a fare quello che ci fa stare bene.

Grazie ai miei nonni che sono sicura staranno brindando per me da lassù.

Vorrei poter aprire la porta e dirvi “finalmente ce l’ho fatta” ma vorrei anche sentirvi dire ancora “studia così fai subito”. Grazie per i valori che mi avete trasmesso.

Ringrazio te, Alessandro, che da un anno mi sei accanto e mi supporti e appoggi nelle scelte e decisioni che mi si sono presentate. Hai conosciuto, forse più di chiunque altro, tutti i lati del mio carattere e soprattutto le mie debolezze. Mi hai fatto credere nelle mie potenzialità e capire che ‘Masiè’ da sola può fare tutto ma anche che se quel tutto lo condividi con una persona che ti tende la mano è tutto molto più semplice e spero che la tua mano continui ad essere nella mia.

Ringrazio Annachiara, coinquilina e amica sulla quale ho sempre potuto contare.

Ringrazio ogni singola persona che ho incontrato durante questo percorso, perché ognuno di voi ha fatto crescere in me sensazioni e sentimenti che porterò sempre con me.

