

**POLITECNICO DI MILANO**

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione

Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**POLITECNICO**  
**MILANO 1863**

**Sviluppo di un modello  
muscolo-scheletrico di caviglia per la  
simulazione dinamica del cammino**

Relatore: Prof. Carlo Albino Frigo

Tesi di Laurea di:

Cristina Brambilla Matr. 896316

Anno Accademico 2018-2019

*A mio papà*  
*A mia mamma*  
*A mio fratello*

*A Ste*

# Ringraziamenti

Innanzitutto, ringrazio il Professor Frigo che mi ha permesso di svolgere questo lavoro di tesi e il Politecnico di Milano che mi ha formato in questi anni.

Un ringraziamento speciale alla mia famiglia, in particolare i miei genitori, mio fratello e Elena, che mi hanno sempre sostenuto in tutto il mio percorso non solo di studio, ma anche di crescita. Grazie anche alla famiglia di Ste che mi ha accolto come un'altra figlia, nipote, cugina.

Un grazie agli amici della Balaustra che ci sono sempre stati, strappandomi un sorriso anche nei momenti peggiori. Ringrazio anche i colleghi di Automazione che con le numerosi colazioni assieme hanno reso più dolci questi anni universitari. Un grazie di cuore anche a Annapaola e Eleonora con cui ho condiviso questi lunghi cinque anni.

Infine, ringrazio Ste che non mi ha mai lasciata sola, aiutandomi e sopportandomi sempre.

# Indice

<b>Sommario</b>	<b>1</b>
<b>Abstract</b>	<b>6</b>
<b>Introduzione</b>	<b>11</b>
<b>1 Fisiologia di piede e caviglia</b>	<b>14</b>
1.1 Ossa . . . . .	15
1.2 Articolazioni e legamenti . . . . .	17
1.3 Retinacoli e aponeurosi plantare . . . . .	20
1.4 Archi del piede . . . . .	21
1.5 Muscoli . . . . .	23
1.5.1 Muscoli estrinseci . . . . .	23
1.5.2 Muscoli intrinseci . . . . .	25
1.6 Movimenti del piede . . . . .	25
1.6.1 Movimento di plantarflexione e dorsiflessione . . . . .	26
1.6.2 Movimento di inversione ed eversione . . . . .	27
1.6.3 Movimento di adduzione e abduzione . . . . .	28
1.6.4 Movimento di supinazione e pronazione . . . . .	29
<b>2 Stato dell'arte</b>	<b>30</b>
2.1 Descrizione del movimento articolare . . . . .	30
2.1.1 Angoli di Eulero . . . . .	32

---

2.1.2	Angoli di Grood and Suntay . . . . .	33
2.1.3	Modello geometrico (Leardini et al.) . . . . .	36
2.2	Biomeccanica della postura e del cammino . . . . .	38
2.2.1	Mantenimento della postura . . . . .	38
2.2.2	Cammino . . . . .	42
<b>3</b>	<b>Materiali e metodi</b>	<b>50</b>
3.1	Descrizione del modello . . . . .	50
3.1.1	Componenti ossee . . . . .	51
3.1.2	Vincoli e assi . . . . .	52
3.1.3	Componenti legamentose . . . . .	56
3.1.4	Componenti muscolari e tendinee . . . . .	59
3.2	Inserimento del movimento . . . . .	61
<b>4</b>	<b>Risultati</b>	<b>71</b>
4.1	Analisi qualitativa . . . . .	71
4.2	Angoli di plantarflexione/dorsiflessione . . . . .	74
4.3	Angoli di inversione/eversione e pronazione del calcagno . . . . .	76
4.4	Altezza dell'arcata plantare . . . . .	77
4.5	Lunghezza e forza delle aponeurosi . . . . .	79
4.6	Forza dei legamenti . . . . .	81
4.7	Forze di contatto . . . . .	83
<b>5</b>	<b>Discussione e Conclusioni</b>	<b>85</b>
5.1	Movimento nel complesso . . . . .	85
5.2	Confronto tra modello A e modello B . . . . .	89
5.3	Conclusione e sviluppi futuri . . . . .	90
	<b>Bibliografia</b>	<b>96</b>

# Sommario

Il complesso piede-caviglia svolge un ruolo fondamentale nel mantenimento del cammino stabile nonostante la presenza di discontinuità del terreno e disturbi, come il contatto con gli oggetti. L'analisi tradizionale del cammino prevede l'utilizzo di sistemi di telecamere, marcatori, pedane dinamometriche e elettrodi per la rilevazione del segnale elettromiografico. In generale, questa modalità di analisi non permette di studiare profondamente l'attività dei muscoli e lo sforzo a cui sono sottoposti legamenti e ossa. Inoltre, sul piede, data la struttura complessa con molti componenti di piccole dimensioni, è difficile posizionare adeguatamente i marcatori e gli elettrodi.

Al fine di compensare queste limitazioni, possono essere utilizzati in parallelo modelli muscolo-scheletrici che riproducono in modo semplificato l'anatomia e la fisiologia del corpo umano a partire dai dati sperimentali.

L'analisi del cammino tramite questo approccio permette di comprendere meglio i meccanismi che regolano il movimento, di individuare possibili fattori di rischio di alcune patologie e di studiare condizioni non fisiologiche. I modelli muscolo-scheletrici analizzano il cammino utilizzando una semplificazione degli arti inferiori per indagare il contributo dei vari muscoli in relazione alla velocità del cammino [19] o alla forza di reazione del terreno [3].

Questo lavoro di tesi si focalizza nel dettaglio sullo sviluppo di un model-

lo muscolo-scheletrico del complesso piede-caviglia orientato alla simulazione del cammino, con la finalità di essere utilizzato per prevedere l'esito di un'operazione chirurgica per trattare debolezza muscolare o instabilità dei legamenti, progettare nuove protesi di caviglia e valutare il miglior posizionamento.

Utilizzando, come punto di partenza del lavoro, i risultati ottenuti da un precedente lavoro [27], nel quale era stato realizzato un simulatore per realizzare un'analisi statica, il sistema è composto dalla tibia, dal perone e dalle ossa della caviglia e del piede, ricavate da una risonanza magnetica. I legamenti sono rappresentati da molle non lineari, mentre, i muscoli e i tendini sono modellizzati rispettivamente con attuatori lineari e barre inestensibili. Per rendere il modello meno pesante dal punto di vista computazionale, alcune componenti sono vincolate tra di loro con vincoli rigidi in modo da ridurre i gradi di libertà del sistema, come tra falangi prossimali e falangi distali, tra navicolare e cuneiformi, tra cuneiformi e metatarsali e tra cuboide e metatarsali, con cerniere tra metatarsali e falangi prossimali e tra astragalo e calcagno, e con vincoli sferici tra astragalo e navicolare.

A partire da dati sperimentali, sono state assegnate le variabili cinematiche di velocità lineare e angolare alla tibia. La tibia, durante la fase di appoggio, viene svincolata dal moto cinematico imposto in direzione assiale, in modo tale da effettuare l'analisi dal punto di vista dinamico, inserendo una forza verticale pari alla forza di reazione col terreno.

Per quanto riguarda il movimento degli altri componenti, esso viene risolto dinamicamente a partire dalle forze di attivazione dei muscoli: gli attuatori sono stati controllati in forza e agiscono solo in contrazione concentrica, non in contrazione eccentrica. Nella prima fase di appoggio e nella fase di volo sono azionati i muscoli flessori dorsali di tibiale anteriore, peroneo anteriore, estensore lungo

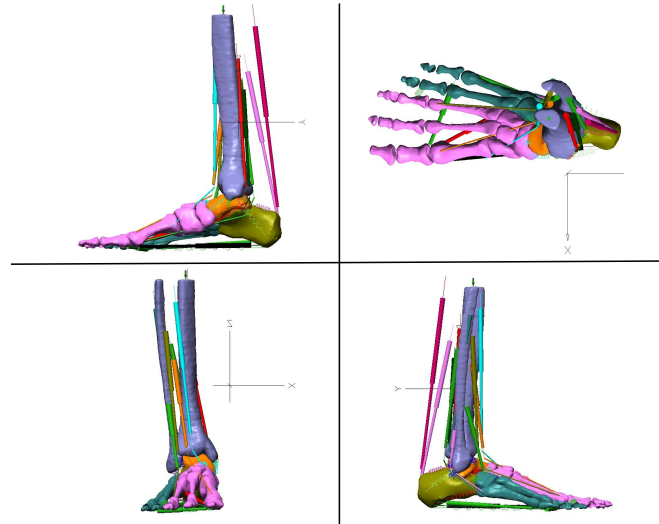


Figura 1: Modello in SimWise4D, vista mediale, trasversale, frontale e laterale.

delle dita e estensore lungo dell'alluce. Nella parte finale di appoggio, con picco nella fase di *heel-off*, sono attivi i muscoli flessori plantari, ovvero gastrocnemio, soleo, flessore lungo delle dita e flessore lungo dell'alluce. I profili di forza sono stati scelti in base alla letteratura [14].

Il ciclo del passo ha una durata di  $1.04s$ , per un totale di 52 frames. Poiché la posizione iniziale imposta non è il risultato di una simulazione dinamica, il primo passo simulato presenta degli artefatti dovuti alla transizione iniziale: perciò, è stato considerato il passo successivo, evitando gli errori di stabilizzazione iniziale.

Per analizzare la sensibilità del modello rispetto alla rigidità della fascia plantare, sono stati simulati due modelli aventi aponeurosi con caratteristiche meccaniche differenti: modello A più rigida, modello B meno rigida. L'andamento forza-deformazione è stato ricavato da Gefen [11], calcolato sperimentalmente in vivo durante la fase di *stance* del passo, ed è mostrato in Figura 2.

I modelli ottenuti riproducono entrambi in modo corretto il ciclo del passo, evidenziando tutte le fasi e sottofasi del cammino, trovando corrispondenza in



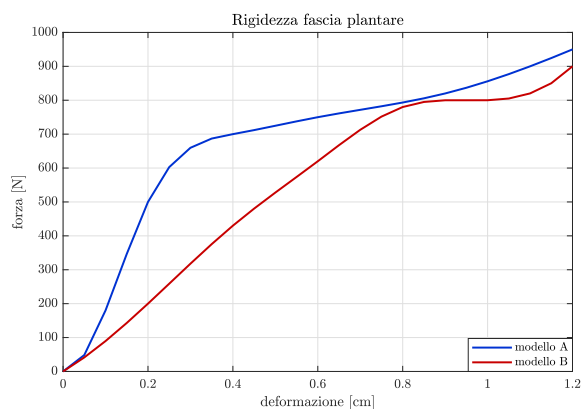


Figura 2: Rigidezze fascia plantare utilizzate.

letteratura con gli angoli di plantarflessione/dorsiflessione e inversione/eversione, così come con la variazione dell'altezza nell'arcata plantare e della lunghezza nelle aponeurosi. Le forze di contatto al terreno mostrano come la forza verticale si scarica inizialmente sul calcagno e, successivamente, sul primo e sul terzo metatarsale. L'astragalo, invece, risulta molto sollecitato a causa dell'azione dei muscoli flessori.

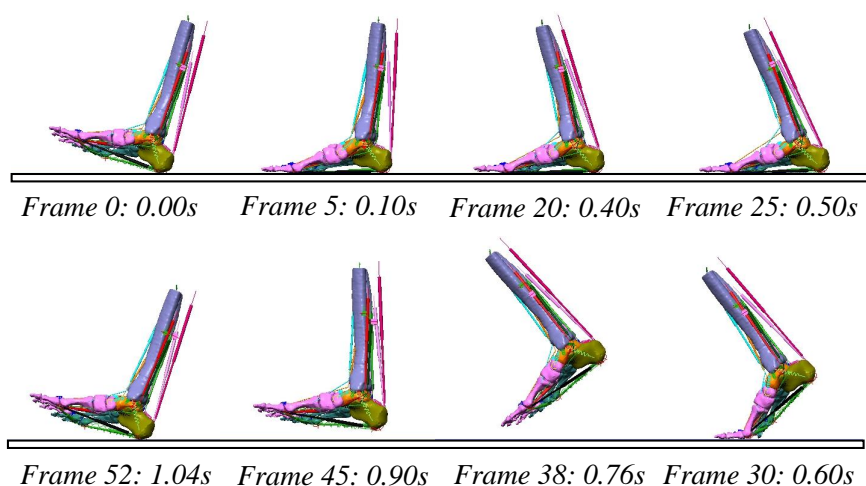


Figura 3: Frames della simulazione.

Confrontando i due modelli, la discrepanza maggiore si ha nell'arcata plan-

tare e nelle aponeurosi, essendo la fascia plantare la maggiore differenza tra i due. Una minore rigidità ha come conseguenza anche una maggiore mobilità delle articolazioni interne del piede: si può notare infatti un maggiore contributo dell'angolo tra avampiede e astragalo nella flessione totale. Inoltre, anche i legamenti dell'articolazione sotto-astragalica risultano maggiormente sollecitati.

# Abstract

The foot-ankle complex plays a fundamental role in maintaining a stable walking despite the presence of ground discontinuities and other disturbances, like the contact with objects. Traditional gait analysis uses systems of cameras, superficial markers, dynamometric platforms and electrodes for the measurement of the electromyographic signal. In general, this modality of analysis doesn't allow the study of muscle activity deeply and the stress of ligaments and bones. Moreover, the adequate positioning of markers and electrodes is difficult on the foot, given its complex structure with lots of small components.

In order to overcome these limitations, muscle-skeletal models, that reproduce, in a simplified way, the anatomy and the physiology of the human body, starting from experimental data, can be used.

Gait analysis using these approach allows to better understand the mechanism regulating the movements, to identify possible risk factors of some pathologies and to study non physiological conditions. Muscle-skeletal models analyse gait using a simplification of lower limbs in order to investigate the single muscle contribution with respect to walking velocity [19] or ground reaction force [3].

Questo lavoro di tesi si focalizza nel dettaglio sullo sviluppo di un modello muscolo-scheletrico del complesso piede-caviglia orientato alla simulazione del

cammino, con la finalità di essere utilizzato per prevedere This thesis focuses in details on the development of a muscle-skeletal model of the foot-ankle complex to simulate gait, in order to predict the result of a surgical intervention to treat muscle weakness or ligaments instability, to design new ankle prosthesis and to evaluate its best positioning.

Starting from the results obtained in a previous work [27], in which a simulator for a static analysis was developed, the system is composed by the tibia, the fibula and the bones of foot and ankle, taken from a magnetic resonance. The ligaments are represented by nonlinear springs, instead muscles and tendons are modelled by linear actuators and inextensible rods, respectively.

To make the model lighter in computational terms, some components are constrained with rigid joints, as between proximal and distal phalanges, between navicular and cuneiforms, between cuneiforms and metatarsals and between cuboid and metatarsals, with a revolute joints, between metatarsals and proximal phalanges and between talus and calcaneus, and with spherical joints between talus and navicular, in order to decrease the degrees of freedom of the system.

Starting from experimental data, kinematics variables of linear and angular velocities are assigned to the tibia. The tibia, during the stance phase of gait is not constrained in axial direction to kinematical movement, in order to make a dynamical analysis, applying a vertical force, equal to the ground reaction force.

The movement of the other components is solved dynamically by the activation of muscles: the actuators are controlled in force and they act only in a concentric contraction, not in eccentric contraction. In the first part of stance and in the swing phase, the dorsiflexor muscles, so tibialis anterior, fibularis anterior, extensor digitorum longus and extensor hallucis longus, are active. In the last part of stance phase, in particular during the heel-off, plantarflexors muscles,

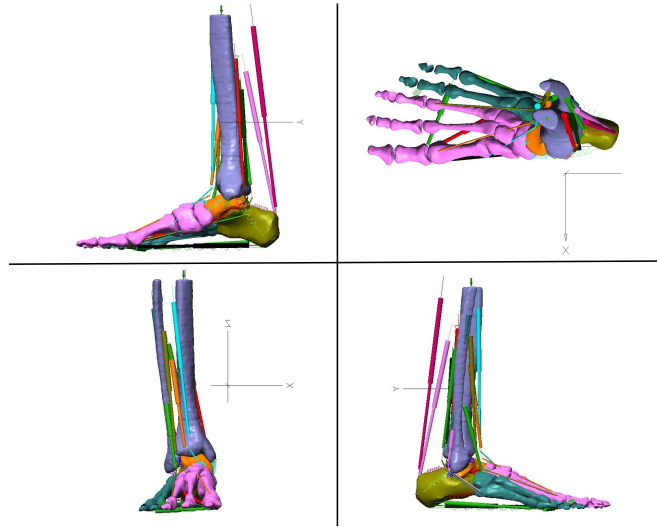


Figura 4: Muscle-skeletal model in SimWise4D: medial, transverse, frontal and lateral view.

as gastrocnemius, soleus, flexor digitorum longus and flexor hallucis longus, are present. Force profiles are chosen on the basis of literature [14].

The gait cycle simulated lasts 1.04s, 52 frames. Since the initial position imposed is not the result of a dynamical simulation, the first simulated cycle shows artefacts due to the initial transition: so, the cycle considered is the following one, avoiding errors of the initial stabilization.

To analyse the sensibility of the model with respect to the stiffness of the plantar fascia, two model, whose aponeurosis have different mechanical characteristics, are simulated: model A stiffer, model B softer. The force-deformation curves are taken from Gefen [11], calculated experimentally in vivo during the *stance* phase of gait and they are shown in Figure 5.

The obtained models reproduce correctly the gait cycle, highlighting all the phase and subphases of walking, matching with the plantarflexion/dorsiflexion and inversion/eversion angles in literature, such as the variation in height of the

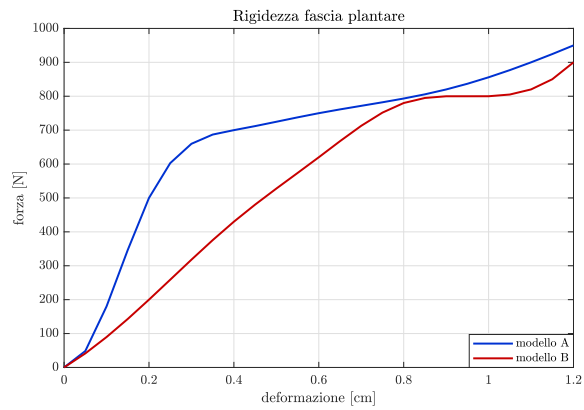


Figura 5: Stiffness of plantar fascia.

longitudinal arcs and in length of the plantar aponeurosis. The contact forces to the ground show how the vertical force is distributed on the calcaneus initially and, subsequently, on the first and third metatarsal. The talus, instead, is the most solicited due to the force of flexor muscles.

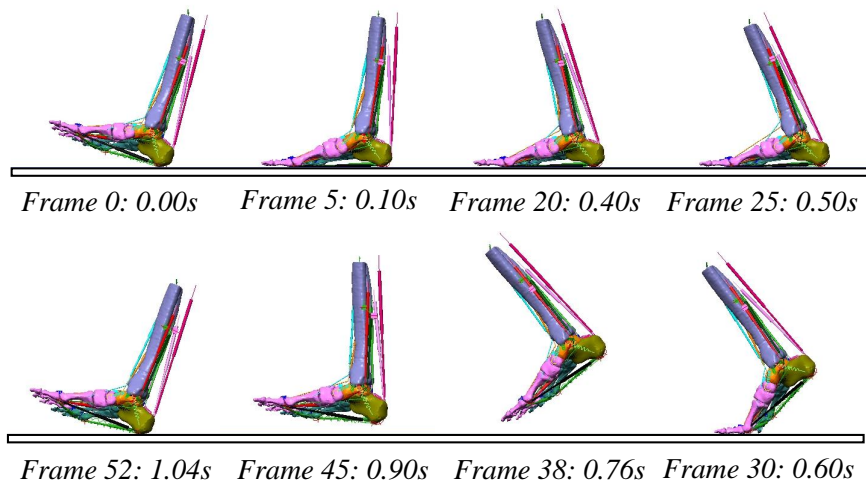


Figura 6: Frames of the simulation.

Comparing the two models, the greater discrepancy is in the plantar arcs and in the aponeurosis, because the plantar fascia is the major difference between the two. The lower stiffness has as consequence also a greater mobility of the

internal joints of the foot: it can be noticed a greater contribute of the angle between forefoot and talus to the total flexion. Moreover, the ligaments of the subtalar joint are more solicited.

# Introduzione

Il cammino è una delle attività principali che l'essere umano svolge durante la quotidianità. Il complesso piede-caviglia svolge un ruolo fondamentale nel mantenimento del cammino stabile nonostante la presenza di discontinuità del terreno e disturbi, come il contatto con gli oggetti.

L'analisi del cammino in laboratorio, con l'utilizzo di marcatori e un sistema di telecamere, viene spesso utilizzato al fine di tracciare il movimento e misurare alcune variabili, tra cui velocità e accelerazione dei segmenti corporei e angoli articolari. L'affiancamento di pedane dinamometriche e elettrodi superficiali permette di avere in uscita anche la forza di reazione al terreno e l'attività elettromiografica di alcuni muscoli.

Il metodo sperimentale, però, risulta limitato per indagare a fondo l'attività dei muscoli e lo sforzo a cui sono sottoposti legamenti e ossa. Inoltre, per quanto riguarda il piede, essendo composto da diverse ossa interne non rilevabili facilmente tramite palpazione, risulta complicato osservare i movimenti delle singole articolazioni. La possibilità di conoscere queste variabili permetterebbe di individuare possibili fattori di rischio di alcune patologie, osservare le conseguenze della debolezza muscolare, dell'instabilità dei legamenti o delle conformazioni del piede non fisiologiche.



A questo scopo, all'analisi sperimentale del cammino, si sono affiancate tecniche di valutazione tramite modelli muscolo-scheletrici, che riproducono in modo semplificato e con l'utilizzo di molle e attuatori l'anatomia e la fisiologia del corpo umano. A partire da dati sperimentali raccolti con la gait analysis tradizionale, questi modelli permettono la simulazione di diverse conformazioni e la misurazione di variabili non calcolabili sperimentalmente. Inoltre, essi sono utilizzati per la valutazione della migliore soluzione a varie patologie.

Nella caviglia, ad esempio, è possibile analizzare le possibili strategie per il trattamento dell'artrosi come artrodesi, ovvero vincolo rigido tra tibia e astragalo, e artroplastica, cioè inserimento di una protesi che sostituisca l'articolazione. Questi modelli possono essere applicati anche per la progettazione e il posizionamento di nuove protesi di caviglia e, infine, anche per valutare la riuscita di un'operazione che agisca su tendini e legamenti.

Molti studi riportano l'utilizzo di modelli muscolo-scheletrici che riproducono gli arti inferiori per la simulazione del cammino. Liu et al. [19] simulano diverse velocità di cammino per quantificare il contributo che i singoli muscoli hanno sull'accelerazione del centro di massa. Anderson e Pandy hanno svolto diversi studi utilizzando un modello muscolo-scheletrico per studiare il contributo dei muscoli in relazione alla forza di reazione al terreno [3] oppure utilizzando la teoria dell'ottimizzazione dinamica basandosi su dati sperimentali [2]. John et al. [15], attraverso simulazioni muscolo-scheletriche, spiegano come le proprietà intrinseche dei muscoli contribuiscono alla stabilità del cammino, nonostante i disturbi esterni, e a evitare il ritardo dovuto ai segnali elettrici neuronali. Infine, van der Krogt et al. [26] studiano quanto la stabilità del cammino sia robusta in relazione alla debolezza muscolare.

Questi modelli, però, indagano il cammino considerando nel complesso gli arti inferiori, senza però considerare in modo dettagliato il complesso piede-caviglia.

Questa tesi, invece, ha lo scopo di riprodurre il cammino utilizzando un modello muscolo-scheletrico molto dettagliato dell'articolazione della caviglia e del piede. In questo modo è possibile analizzare gli angoli di plantar flessione/dorsiflessione e inversione/eversione, la variazione dell'altezza dell'arcata plantare e la tensione a cui sono sottoposti alcuni legamenti. Per poter simulare il passo, vengono imposte delle variabili cinematiche alla tibia e vengono attivati i muscoli principali per lo svolgimento del movimento.

Il resto della tesi è strutturato in questo modo:

- nel **Capitolo 1**, viene introdotta brevemente l'anatomia e la fisiologia del piede e della caviglia, illustrando anche i movimenti principali dell'articolazione;
- nel **Capitolo 2**, è esposto lo stato dell'arte riguardante la descrizione del movimento della caviglia e del cammino;
- nel **Capitolo 3**, è descritto il modello muscolo-scheletrico della caviglia e verranno spiegate le variabili che sono state assegnate, necessarie per la simulazione;
- nel **Capitolo 4**, sono riportati i risultati più rilevanti, prendendo in esame l'andamento degli angoli dell'articolazione, la variazione dell'altezza dell'arcata plantare e della lunghezza dell'aponeurosi, la tensione dei legamenti e le forze di contatto tra componenti e ground;
- nel **Capitolo 5**, vengono discussi i risultati ottenuti in relazione a dati sperimentali presenti in letteratura e le considerazioni conclusive del lavoro svolto, suggerendo anche degli sviluppi che potrebbero essere svolti in futuro.

# Capitolo 1

## Fisiologia di piede e caviglia

Per poter comprendere meglio il modello sviluppato, è necessario introdurre brevemente l'anatomia e la fisiologia del piede e della caviglia.

Il complesso dell'articolazione della caviglia comprende la parte inferiore della gamba e il piede, permettendo agli arti inferiori l'interazione con il terreno, necessaria per il cammino e altre attività quotidiane. Il piede ha due funzioni principali: il supporto del corpo nella posizione eretta e nella progressione e l'assorbimento dei colpi nel cammino, nella corsa e nel salto. Per il primo scopo, il piede deve distribuire il peso ed essere flessibile per accomodare il cammino e la corsa su superfici irregolari e inclinate. Per la seconda funzione, il piede deve agire come una leva regolabile per resistere a inerzia e spinte: per fare ciò è necessario che il piede sia arcato. L'articolazione della caviglia, detta tibio-tarsica o talo-crurale, è una articolazione diartrodiale (o sinoviale), ovvero è composta da superfici ossee che scivolano su cartilagine articolare, tra la parte distale di tibia e fibula (o perone) e l'astragalo (talo).

Il piede può essere suddiviso come in Figura 1.1:

- Retropiede, composto da calcagno e astragalo;
- Mesopiede, che comprende navicolare, cuboide e tre cuneiformi;

- Avampiede, che include cinque metatarsi, quattordici falangi.

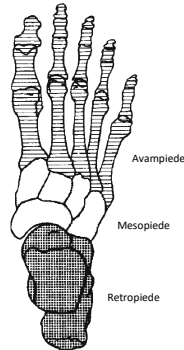


Figura 1.1: Divisione del piede in avampiede, mesopiede e retropiede [28].

Il complesso piede-caviglia è molto articolato, include infatti 28 ossa distinte e 31 articolazioni. Nelle sezioni seguenti verranno descritte in dettaglio le ossa, le articolazioni, i legamenti, gli archi del piede e i muscoli.

## 1.1 Ossa

La tibia e il perone sono le ossa inferiori della gamba e la parte distale di queste ossa, in contatto con il piede, formano l'articolazione della caviglia. La **tibia distale** si articola con l'astragalo, ha una forma più larga anteriormente che posteriormente e, medialmente, forma la superficie articolare malleolare. Il **perone distale**, invece, si proietta lateralmente e posteriormente con il malleolo laterale e si articola con la superficie talare laterale.

Passando alle ossa specifiche del **piede**, possono essere suddivise in tre macro gruppi principali, evidenziati in Figura 1.2:

- Sette ossa tarsali, che costituiscono la caviglia;
- Cinque ossa metatarsali (da I a V), che compongono il metatarso;

- Falangi, che sono le ossa delle dita: ogni dito ha tre falangi, ad eccezione dell'alluce che ne ha solamente due.

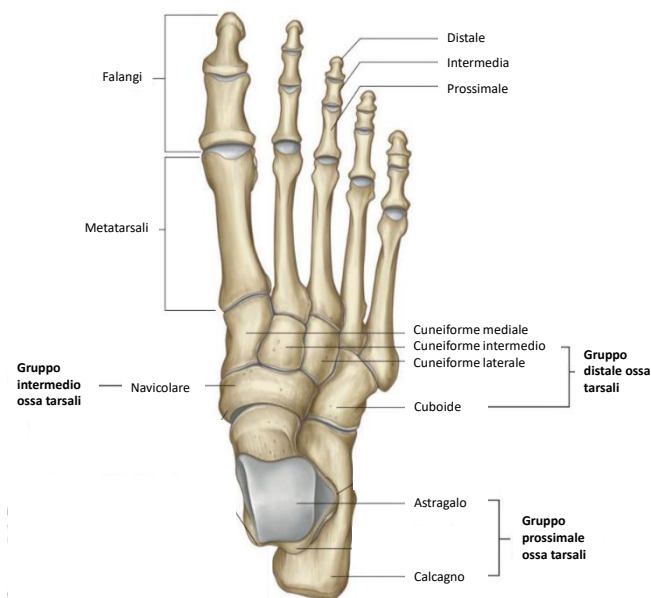


Figura 1.2: Ossa del piede [9].

### Ossa tarsali

Le ossa tarsali hanno il ruolo di supportare e distribuire il peso corporeo, possono essere suddivise in gruppo prossimale e gruppo distale, separate da un osso intermedio nella parte mediale del piede. Il **gruppo prossimale** è formato da due grandi ossa, il talo (astragalo) e il calcagno. L'**astragalo** è supportato dal calcagno, si articola superiormente con tibia distale, malleolo mediale della tibia e malleolo laterale del perone, formando l'articolazione della caviglia, e si proietta in avanti permettendo l'articolazione con il navicolare nella parte mediale del piede. Inferiormente, il talo si articola con il calcagno. Il **calcagno** è il più grande delle ossa tarsali e posteriormente forma la struttura ossea del tallone, mentre anteriormente si articola con il cuboide nella parte laterale del piede.

L'osso **intermedio** tarsale è il **navicolare**, il quale si articola dietro con il talo, mentre davanti e lateralmente con il gruppo distale delle ossa tarsali.

Descrivendo il **gruppo distale**, dalla parte laterale a quello mediale, è composto da: **cuboide** e tre **cuneiformi laterale, intermedio e mediale**.

### Ossa metatarsali

Le **ossa metatarsali** sono cinque, numerate da I a V da mediale a laterale. Il metatarsale I è associato all'alluce ed è quello più corto e spesso, mentre il secondo metatarsale è quello più lungo. Ciascun metatarsale ha una testa all'estremità distale, un allungamento nel mezzo e una base prossimale. La testa di ogni metatarsale si articola con la falange prossimale del corrispondente dito, mentre la base si articola con uno o più ossa tarsali del gruppo distale.

### Falangi

Le **falangi** sono le ossa che costituiscono le dita: ogni dito ha tre falangi (prossimale, intermedia e distale), ad eccezione dell'alluce che ha solo falange prossimale e distale. Ogni falange consiste in una base, uno stelo e una testa distale: la base di ogni falange prossimale si articola con la testa del corrispondente metatarsale, mentre la testa delle falangi distali non si articola.

## 1.2 Articolazioni e legamenti

### Articolazione della caviglia

L'articolazione della caviglia è una articolazione sinoviale ed è la più grande e importante del piede. Comprende l'astragalo del piede e la tibia e il perone distale della gamba; permette la dorsiflessione e la plantarflexione del piede rispetto alla gamba, come una cerniera. Le parti distali di tibia e perone sono fermamente

ancorate tra loro con dei legamenti e si articolano con la parte superiore dell'astragalo. La superficie articolare dell'astragalo è più larga anteriormente che posteriormente, perciò l'articolazione è più stabile quando il piede è dorsiflesso.

Questa articolazione è stabilizzata dai legamenti collaterali mediale (deltoide) e laterale. Il legamento mediale (Figura 1.3) si attacca sopra il malleolo mediale ed è suddiviso in quattro parti, a seconda del punto inferiore di attacco: **tibio-navicolare (TNL)**, **tibio-calcaneare (TCL)**, **tibio-talare posteriore (PTTL)** e **anteriore (ATTL)**. Il legamento laterale è composto da tre legamenti separati: legamento **talo-fibulare anteriore (ATFL)**, che collega malleolo laterale e talo; legamento **talo-fibulare posteriore (PTFL)**, che collega la parte mediale del malleolo laterale e il processo posteriore del talo; il legamento **peroneo-calcaneare (CFL)**, che si attacca a fibula e calcagno.

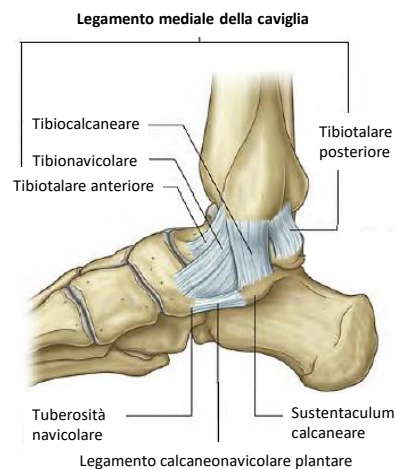


Figura 1.3: Legamenti collaterali mediali della caviglia [9].

### Articolazioni intertarsali

Le numerose articolazioni sinoviali tra le ossa tarsali permettono la inversione/eversione e la supinazione/pronazione del piede, che permettono di mantenere un normale contatto con il suolo in diverse posizioni o su superfici irregolari.

L'*articolazione subtalare* è tra l'astragalo e il calcagno e permette lo scorrimento e la rotazione, coinvolti nell'inversione e eversione del piede. La stabilità è mantenuta dai legamenti **talo-calcaneare laterale, mediale, posteriore e interosseo**. L'*articolazione talo-calcaneo-navicolare* è una articolazione complessa in cui la testa dell'astragalo si articola con il calcagno e il legamento calcaneo-navicolare plantare (spring ligament) e il navicolare. Permette lo scorrimento e la rotazione ed è coinvolta sia nel movimento di inversione/eversione sia nella pronazione/supinazione del piede. L'*articolazione calcaneo-cuboidea* si trova tra la faccetta della superficie anteriore del calcagno e la corrispondente faccetta posteriore del cuboide. È coinvolta nel movimento di inversione/eversione e contribuisce anche alla pronazione e supinazione della punta rispetto alla parte posteriore del piede. L'articolazione talo-calcaneo-navicolare e calcaneo-cuboidea formano l'**articolazione tarsale trasversa**.

### **Articolazioni tarso-metatarsali**

Le articolazioni tarso-metatarsali tra le ossa metatarsali e le ossa tarsali adiacenti permettono limitati movimenti di scorrimento. Queste articolazioni, assieme all'articolazione tarsale trasversa, sono coinvolte nella pronazione e supinazione del piede.

### **Articolazioni metatarso-falangee**

Le articolazioni metatarso-falangee si trovano tra le teste sferiche dei metatarsali e le basi corrispondenti delle falangi prossimali delle dita. Permettono estensione, flessione e una limitata abduzione, adduzione, rotazione e circonduzione. Quattro **legamenti metatarsali trasversi profondi** collegano insieme le teste dei metatarsali e permettono ai metatarsali di agire come se fossero una struttura unica. I legamenti si fondono con i legamenti plantari delle articolazioni metatarso-falangee adiacenti.



### Articolazioni inter-falangee

Le articolazioni inter-falangee sono articolazioni a cerniera che permettono principalmente flessione e estensione.

## 1.3 Retinacoli e aponeurosi plantare

Nella caviglia, i tendini dei muscoli sono tenuti adiacenti alle ossa da strati di tessuto connettivo, chiamati retinacoli, che servono per stabilizzare la posizione dei tendini sottostanti e ottimizzare la funzione durante la contrazione muscolare.

Il **retinacolo dei flessori** contiene il malleolo mediale, le superfici mediale e posteriore del talo e la superficie mediale del calcagno e fascia i tendini dei muscoli tibiale posteriore e flessore lungo delle dita e il tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce. Due **retinacoli degli estensori** fissano i tendini dei muscoli estensori alla caviglia, prevenendo il piegamento del tendine durante l'estensione del piede e delle dita. Il retinacolo superiore si trova sopra la caviglia ed è attaccata anteriormente a tibia e perone. Il retinacolo inferiore è attaccato alla base alla superficie superiore del calcagno e incrocia medialmente il piede e i due rami si attaccano al malleolo mediale e alla parte mediale dell'aponeurosi plantare. I **retinacoli fibulari** fasciano i tendini dei muscoli peroneale breve e lungo al lato laterale del piede. Il retinacolo superiore si estende tra il malleolo laterale e il calcagno, il retinacolo inferiore si attacca alla superficie laterale del calcagno e si unisce con le fibre del retinacolo estensore inferiore.

L'**aponeurosi plantare** è un inspessimento della fascia profonda nella pianta del piede. È fermamente ancorata alla tuberosità calcaneare e si estende in avanti come fibre longitudinali di tessuto connettivo, che divergono anteriormente lungo le dita, connettendosi con ossa, legamenti e derma della pelle. L'aponeurosi plantare sostiene l'arco longitudinale del piede e protegge le strutture più profonde della pianta.

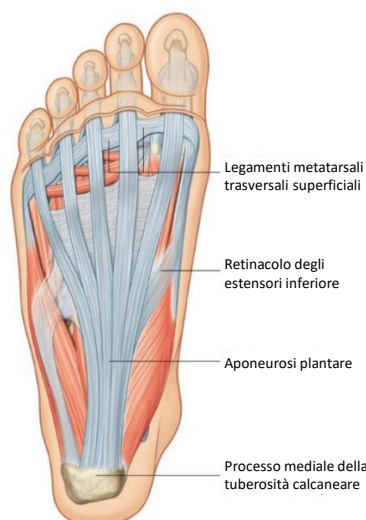


Figura 1.4: Aponeurosi plantare [9].

## 1.4 Archi del piede

Le ossa del piede non sono disposte su un piano orizzontale, ma formano un arco longitudinale e uno trasversale rispetto al suolo, che assorbono e distribuiscono tra tarsali e metatarsali il peso e le forze durante la posizione eretta e lo spostamento su diverse superfici.

L'**arco longitudinale** del piede si trova tra la parte posteriore del calcagno e le teste dei metatarsali: è più alto nella parte mediale e più basso nella parte laterale.

L'**arco longitudinale mediale** contiene il calcagno, l'astragalo, il navicolare, i cuneiformi e i tre metatarsali mediali. La cima dell'arco, alla superficie articolare dell'astragalo, prende tutta la spinta dalla tibia e la trasmette indietro al calcagno e in avanti ai metatarsali tramite navicolare e cuneiformi. L'arco mediale è più alto e più mobile e resistente rispetto a quello laterale; il suo appiattimento tende progressivamente il legamento calcaneo-navicolare plantare e l'aponeurosi plantare.

L'**arco longitudinale laterale** è adatto per trasmettere il peso e la spinta,

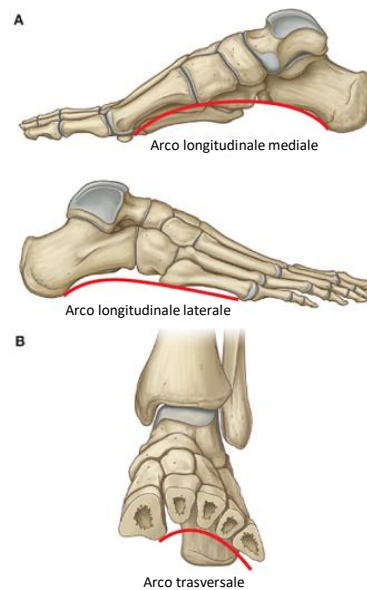


Figura 1.5: Archi del piede: longitudinale mediale, longitudinale laterale e trasversale [9].

più che assorbire queste forze; i legamenti plantare e calcaneo-cuboideo plantare vengono tesi quando l'arco si appiattisce. Questo arco ha un contatto con il suolo maggiore rispetto a quello mediale: il bordo laterale solitamente poggia al terreno interamente, a differenza di quello mediale, visibilmente concavo anche in piedi.

L'**arco trasversale** del piede è maggiore sul piano coronale che taglia la testa del talo e finisce vicino alle teste dei metatarsali.

I legamenti che supportano gli archi sono il calcaneo-navicolare plantare (spring ligament), il calcaneo-cuboideo plantare (legamento plantare corto), il plantare lungo e l'aponeurosi plantare. I muscoli che garantiscono un supporto dinamico degli archi durante il cammino sono il tibiale anteriore e posteriore e il peroneale lungo.

## 1.5 Muscoli

### 1.5.1 Muscoli estrinseci

La maggior parte dei movimenti della caviglia e del piede è prodotta da dodici muscoli estrinseci che hanno origine nella gamba e si inseriscono nel piede. Possono essere divisi in tre compartimenti: posteriore, laterale, anteriore.

#### Compartimento posteriore

I muscoli del compartimento posteriore (flessore) della gamba sono organizzati in due gruppi, uno superficiale e uno profondo, separati da uno strato di fascia profonda. Generalmente, questi muscoli plantarflettono o invertono il piede e flettono le dita.

Il *gruppo superficiale* di muscoli larghi e potenti poiché spingono in avanti il corpo durante il cammino e possono sollevarlo sulle punte. Il **muscolo gastrocnemio** è il più superficiale ed è uno dei muscoli più grandi della gamba e plantarflette il piede alla caviglia e può anche flettere la gamba al ginocchio. Il **muscolo plantare** contribuisce alla plantarflessione del piede alla caviglia e alla flessione della gamba al ginocchio. Il **muscolo soleo** si trova sotto il gastrocnemio e si unisce ad esso nel tendine calcaneare e plantarflette il piede alla caviglia.

I muscoli del *compartimento profondo* sono il **muscolo flessore lungo dell'alluce**, che flette l'alluce ed è particolarmente attivo durante la fase di sollevamento delle dita nel cammino quando il corpo è spinto in avanti dalla gamba di appoggio; il **muscolo flessore lungo delle dita** flette le quattro dita laterali ed è coinvolto nella spinta del peso oltre le dita alla fine della fase di appoggio; il **muscolo tibiale posteriore** inverte e plantarflette il piede e supporta l'arco mediale del piede durante il cammino.

### Compartimento laterale

I muscoli nel compartimento laterale sono il **muscolo peroneo lungo** e il **muscolo peroneo breve** ed entrambi permettono la plantarflexione e l'eversione del piede. Inoltre, il muscolo peroneale lungo, insieme a tibiale anteriore e tibiale posteriore, supporta gli archi trasverso e laterale.

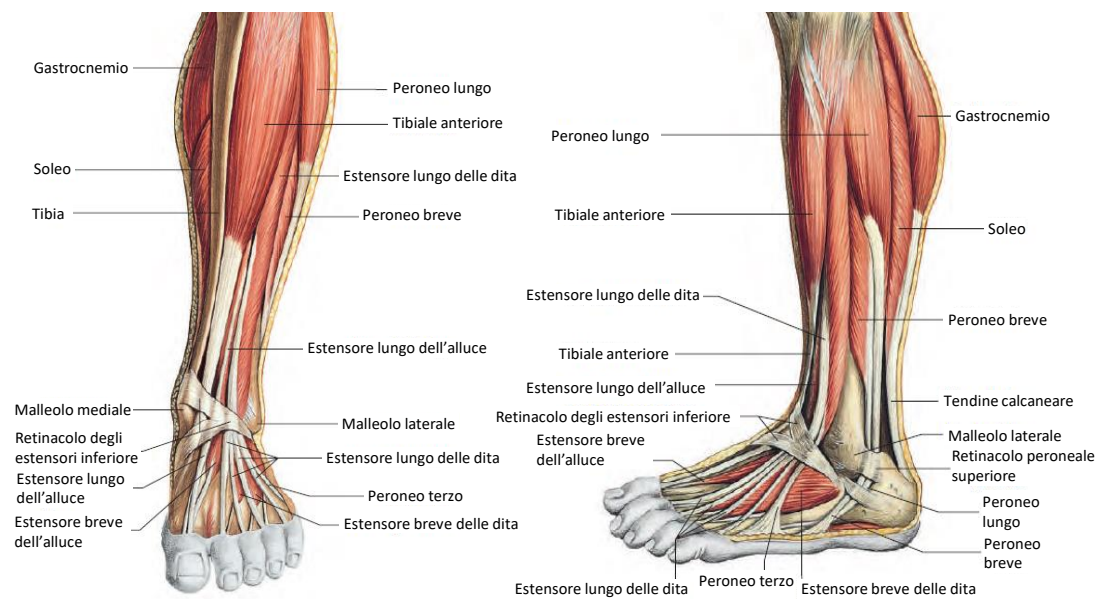


Figura 1.6: Muscoli estrinseci del compartimento anteriore e laterale della gamba [25].

### Compartimento anteriore

Ci sono quattro muscoli nel compartimento anteriore della gamba, che nel complesso permettono la dorsiflessione del piede alla caviglia, estendono le dita e contribuiscono anche a inversione ed eversione del piede. Il **muscolo tibiale anteriore** dorsiflette il piede alla caviglia e inverte il piede alle articolazioni intertarsali. Durante il cammino, fornisce un supporto dinamico all'arco mediale del piede. Il **muscolo estensore lungo dell'alluce** estende l'alluce e, poiché attraversa anteriormente la caviglia, dorsiflette il piede. Il **muscolo estensore lungo delle dita** estende le dita e dorsiflette il piede. Il **muscolo peroneo ter-**

zo è normalmente considerato parte dell'estensore lungo delle dita e contribuisce alla dorsiflessione e all'eversione del piede.

### 1.5.2 Muscoli intrinseci

I muscoli intrinseci del piede si originano e si inseriscono nel piede e principalmente modificano l'azione dei tendini lunghi e generano movimenti fini delle dita.

Il **muscolo estensore breve delle dita** e il **muscolo estensore breve dell'alluce** si trovano sul dorso del piede, mentre tutti gli altri muscoli intrinseci sono sulla pianta del piede, organizzati su quattro livelli, da plantare a dorsale. Il primo strato, quello più superficiale, è composto dal **muscolo abduuttore dell'alluce**, dal **muscolo flessore breve delle dita** e dal **muscolo abduuttore del mignolo**. Il secondo strato è associato ai tendini del muscolo flessore lungo delle dita e consiste nel **quadrato plantare** e in quattro **muscoli lombricali**. Nel terzo strato ci sono tre muscoli, due associati all'alluce e uno al mignolo: il **muscolo flessore breve dell'alluce**, il **muscolo adduttore dell'alluce** e il **muscolo flessore del mignolo**. Infine, nel quarto strato, ci sono due gruppi di muscoli che resistono all'estensione delle articolazioni metatarso-falangee e alla flessione delle articolazioni interfalangee: quattro **muscoli interossei dorsali** e tre **muscoli interossei plantari**.

## 1.6 Movimenti del piede

Il complesso caviglia piede permette il movimento nei diversi piani anatomici. Nella descrizione del movimento, è possibile distinguere tra range di mobilità massimo MROM (*maximal range of motion*), ovvero i gradi di movimento massimo che la caviglia può raggiungere, e quello funzionale FROM (*functional range of motion*), cioè quelli che compie normalmente ad esempio durante il cammino.

### 1.6.1 Movimento di plantarflexione e dorsiflessione

I movimenti di flessione plantare e dorsale sono rotazioni che avvengono nel piano sagittale, compiute dal complesso articolare della caviglia (articolazione tibiotar-sica) e sono i movimenti principali che avvengono durante il passo. Il movimento di plantarflexione consiste nell'allontanare la punta del piede dalla tibia, la dor-siflessione, invece, avvicina la punta alla tibia, come mostrato in Figura 1.7.

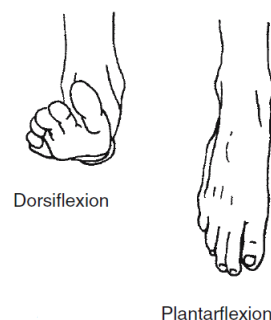


Figura 1.7: Movimento di plantarflexione e dorsiflessione [28].

L'asse di rotazione della caviglia nel piano sagittale è una linea obliqua che passa tra il malleolo mediale e laterale. I legamenti talo-fibulare anteriore e tibio-talare anteriore subiscono significanti deformazioni durante la flessione plantare, mentre i legamenti tibio-talare posteriore e talo-calcaneare hanno grandi allun-gamenti in flessione dorsale. Il legamento talo-fibulare posteriore raggiunge elon-gazioni in entrambe le flessioni.

Le variabilità nella misura del range di movimento di flessione plantare e dor-sale sono dovute alla morfologia delle ossa che compongono l'articolazione. Alla massima dorsiflessione la parte superiore dell'astragalo potrebbe spingere contro il bordo antero-inferiore della tibia. La dorsiflessione potrebbe essere limitata anche dal raggio articolare tibio-talare e dall'inclinazione dell'angolo del collo dell'astragalo. L'orientazione della faccetta articolare posteriore del calcagno po-

trebbe, invece, avere effetti sul range di mobilità in plantar flessione.

Il MROM della caviglia sul piano sagittale, dalla massima dorsiflessione alla massima plantar flessione, è di  $65^\circ - 75^\circ$ , mentre durante il cammino il FROM è molto minore. Rispetto alla posizione neutra, il MROM in plantar flessione è circa il doppio rispetto alla dorsiflessione ( $40^\circ - 55^\circ$  PF e  $10^\circ - 20^\circ$  DF); durante il cammino, il FROM è vicino al MROM in dorsiflessione, mentre in plantar flessione raggiunge solo una piccola parte del range massimo [6].

### 1.6.2 Movimento di inversione ed eversione

I movimenti di inversione ed eversione avvengono sul piano frontale e avvengono principalmente grazie all'articolazione subtalare. L'inversione consiste nella rotazione della pianta verso la linea sagittale del corpo, mentre la eversione è il movimento opposto, come mostrato in Figura 1.8.

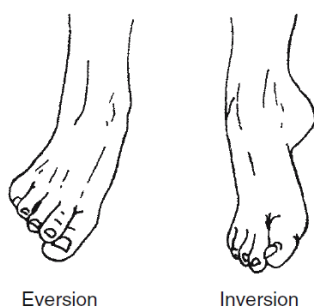


Figura 1.8: Movimento di inversione e eversione [28].

Invertendo il piede si ha un'elongazione del legamento calcaneo-fibulare. Il legamento tibio-talare posteriore subisce moderate deformazioni sia in inversione che in eversione. Senza carichi assiali la coppia in inversione è limitata dai legamenti laterali, mentre in eversione dal legamento deltoideo. Con carichi assiali,



invece, il retropiede è stabilizzato dall'articolazione ossea.

Anche in questo caso la variabilità nel range di mobilità dei movimenti di inversione e eversione è dovuta alla morfologia delle ossa: la faccetta infero-posteriore dell'astragalo può modificare il range di movimento. Relativamente alla posizione neutra, il MROM risulta essere circa  $2^\circ$  in inversione e  $12^\circ$  in eversione, per un MROM totale approssimativamente di  $35^\circ$ . Durante il cammino, il FROM è molto più piccolo poiché il passo viene fatto appoggiando il piede a terra e quindi i movimenti di inversione e eversione sono quasi nulli [6].

### 1.6.3 Movimento di adduzione e abduzione

I movimenti di adduzione e abduzione, o rispettivamente rotazione interna ed esterna, sono rotazioni che avvengono nel piano trasversale e, in genere, sono accompagnate da flessione plantare e dorsale e inversione ed eversione. L'asse di rotazione è lungo l'asse della tibia che interseca la linea media del piede (Figura 1.9).

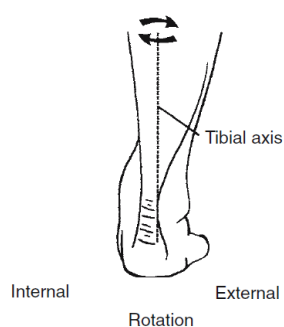


Figura 1.9: Movimento di abduzione e adduzione [28].

Sia l'articolazione subtalare sia quella della caviglia contribuiscono a questi movimenti. I legamenti coinvolti sono il talo-fibulare anteriore, il deltoideo, il

calcaneofibulare e talo-fibulare posteriore. Il ROM di adduzione e abduzione è circa tra i 35° e i 45°.

#### 1.6.4 Movimento di supinazione e pronazione

La combinazione dei movimenti nelle articolazioni subtalare e talocrurale produce dei movimenti tridimensionali, supinazione e pronazione.

Questi termini definiscono la posizione della superficie plantare del piede: durante la supinazione, la combinazione di plantar flessione, inversione e adduzione portano la pianta rivolta medialmente; mentre, nella pronazione, dorsiflessione, eversione e abduzione producono il movimento opposto, con la pianta rivolta lateralmente, come in Figura 1.10.

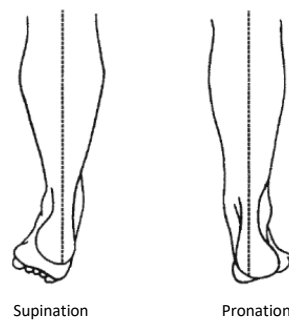


Figura 1.10: Movimento di supinazione e pronazione [28].

# Capitolo 2

## Stato dell'arte

In questo capitolo vengono esposti i principali modelli per la descrizione del movimento articolare, in particolare della caviglia. Inoltre, vengono fornite le informazioni principali che riguardano la descrizione del mantenimento della postura e del cammino, di cui l'articolazione di caviglia svolge un ruolo fondamentale.

### 2.1 Descrizione del movimento articolare

Nell'analisi del movimento umano, vengono generalmente registrati i movimenti dei segmenti corporei, identificati con marker passivi o attivi, con un sistema di telecamere all'interno di un laboratorio. Successivamente, vengono estratti dati cinematici che includono misure lineari e angolari di posizione, velocità e accelerazione, che possono essere misure relative o assolute. Sono misure assolute se riferite a un sistema di coordinate globali fisse, in genere un sistema di riferimento cartesiano in laboratorio; sono, invece, relative le misure riferite ai segmenti corporei adiacenti. La convenzione generalmente utilizzata nella descrizione del movimento è di esprimere il movimento del segmento distale rispetto al segmento prossimale adiacente.

I segmenti corporei vengono assunti come corpi rigidi, ovvero un sistema di punti di massa le cui distanze rimangono costanti anche se il corpo è in movimento. Nello spazio tridimensionale, un corpo rigido deve essere rappresentato da almeno tre marker non allineati e la loro relazione spaziale descrive l'orientamento del corpo rigido nello spazio. La posizione e l'orientamento nello spazio di un corpo rigido sono descritti da sei gradi di libertà o parametri indipendenti. Ogni segmento corporeo è rappresentato da un sistema di riferimento indipendente e il movimento di un segmento è descritto con rotazione e traslazione del sistema di riferimento rispetto ad un altro. La rotazione di un sistema di riferimento  $B$  rispetto ad un altro  $A$  può essere espresso tramite matrice di rotazione  $R$ :

$$R_B^A = \begin{bmatrix} x_A^T \cdot x_B & x_A^T \cdot y_B & x_A^T \cdot z_B \\ y_A^T \cdot x_B & y_A^T \cdot y_B & y_A^T \cdot z_B \\ z_A^T \cdot x_B & z_A^T \cdot y_B & z_A^T \cdot z_B \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Le componenti della matrice  $R$  sono i coseni direzionali delle componenti del sistema  $B$  rispetto agli assi del sistema  $A$ . Questa matrice è ortonormale, ovvero ha il determinante uguale a 1 e la sua inversa corrisponde alla trasposta.

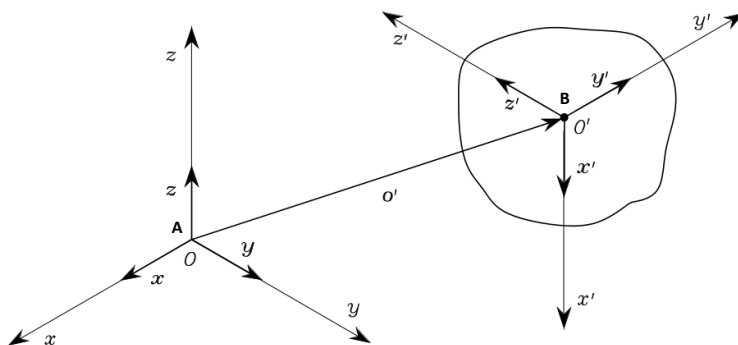


Figura 2.1: Sistemi di riferimento A e B.

Per descrivere, invece, la posizione di un sistema di riferimento  $B$  rispetto a un altro sistema  $A$ , si considera il vettore posizione  $p_{AB}$  che individua l'origine

$O_B$  rispetto a  $O_A$ . In questo modo, per effettuare il cambio di coordinate di un punto tra sistemi di riferimento, si procede così:

$$p_A = R_B^A \cdot p_B + p_{AB} \quad (2.2)$$

Dove  $p_A$  è il vettore coordinate del punto nel sistema di riferimento  $A$  e  $p_B$  è il vettore coordinate nel sistema  $B$ .

Nell'analisi del movimento umano, il movimento che avviene in un'articolazione è descritto come movimento relativo tra due sistemi di riferimento locali dei segmenti corporei.

### 2.1.1 Angoli di Eulero

Ci sono diversi metodi per descrivere il movimento dell'articolazione e uno di questi è l'utilizzo degli angoli di Eulero (Cardano), che descrivono un insieme di tre rotazioni finite successive che avvengono attorno a assi ortogonali (cartesiani) predefiniti.

L'ordine di successione delle rotazioni è molto critico e in generale si considera prima la rotazione attorno all'asse sagittale, poi all'asse coronale e infine all'asse trasversale; questi assi sono perpendicolari ai piani che rappresentano. Per ogni segmento, viene definita una terna di assi locali che si muove con esso e il movimento di ogni segmento distale è riferito al sistema di riferimento del segmento prossimale adiacente considerato fisso:  $\alpha$  è la rotazione attorno all'asse sagittale del segmento fisso,  $\gamma$  è quella attorno all'asse trasversale del segmento in movimento e  $\beta$  è la rotazione attorno alla linea dei nodi, che è un asse fluttuante (asse coronale) ortogonale agli assi precedenti.

Applicato all'articolazione della caviglia, le coordinate anatomiche della gamba vengono considerate fisse: l'origine del sistema è posto a metà della linea che collega i malleoli, l'asse  $y$  è perpendicolare al piano che contiene i malleoli e l'apice

del perone, l'asse  $z$  perpendicolare al piano che contiene l'asse  $y$  e la tuberosità della tibia e l'asse  $x$  è ottenuto dal prodotto vettoriale degli altri due assi.

Tramite marcatori non allineati, viene costruito il sistema di riferimento del piede (Figura 2.2). La rotazione attorno all'asse  $z$  rappresenta plantar flessione/dorsiflessione e lo spostamento mediale/laterale, il movimento attorno all'asse  $y$  identifica inversione/eversione e spostamento anteriore/posteriore e l'asse  $x$  descrive la rotazione interna/esterna e compressione/trazione.

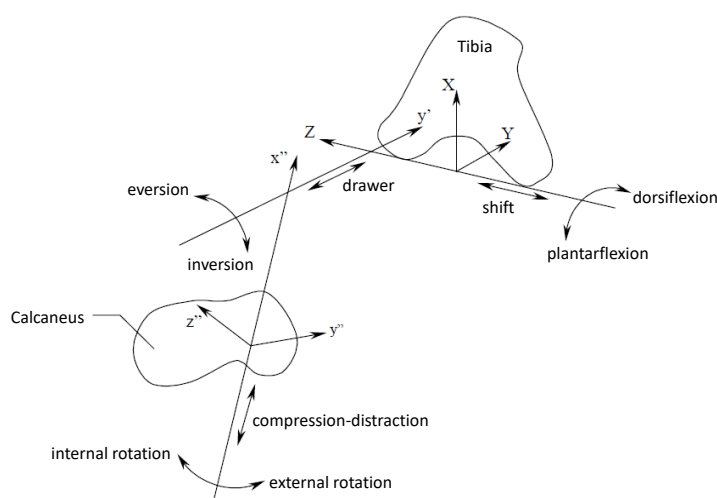


Figura 2.2: Sistema di riferimento e rotazioni della caviglia con angoli di Eulero [31].

### 2.1.2 Angoli di Grood and Suntay

Per superare il problema della criticità nell'ordine di rotazione e per migliorare la comunicazione con i medici, la *Standardization and Terminology Committee* (STC) della Società Internazionale di Biomeccanica (*International Society of Biomechanics* – ISB) ha adottato come standard generale per descrivere la cinematica delle articolazioni il sistema di coordinate articolari (*Joint Coordinate System* – JCS), proposto per la prima volta da Grood e Suntay nel 1983 [12].

La geometria di ogni corpo è descritta da un sistema di coordinate cartesiane locale con origine in  $O_A$  e  $O_B$ . Viene costruito il sistema di riferimento articolare

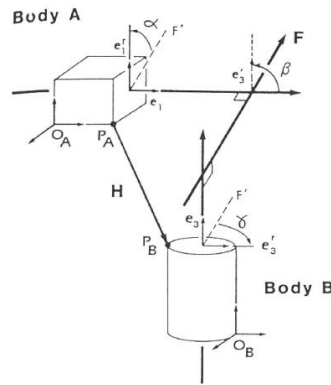


Figura 2.3: Sistema di riferimento di Grood and Suntay [12].

con gli assi  $e_1$ ,  $e_2$  e  $e_3$ . Due di essi, chiamati assi fissi, sono assi dei corpi presi in considerazione e le direzioni sono specificate dal vettore base unitario  $e_1$  nel corpo  $A$  e  $e_3$  nel  $B$ . gli assi fissi si muovono con i corpi, perciò la loro relazione spaziale cambia durante il movimento. Il terzo asse  $F$ , asse fluttuante, è la perpendicolare comune agli altri due assi.

Due delle rotazioni relative consistono in rotazioni di ogni corpo attorno al loro asse fisso, mentre l'altro rimane stazionario e sono misurate con gli angoli  $\alpha$  e  $\gamma$ , formati tra l'asse fluttuante e la linea di riferimento del corpo. La terza rotazione relativa avviene attorno all'asse fluttuante e viene misurato con l'angolo  $\beta$ , tra i due assi fissi (Figura 2.3). Questi angoli  $\alpha$ ,  $\beta$  e  $\gamma$  danno una descrizione geometrica generale degli angoli di Eulero. Per descrivere le traslazioni, si considera la posizione relativa di due punti di riferimento  $P_A$  e  $P_B$ , posti su ogni corpo, e rappresentata da un vettore  $H$  diretto dal corpo  $A$  al corpo  $B$ .

Applicato al complesso della caviglia [30], considerando sia l'articolazione talocrurale che quella subtalare, si possono costruire i sistemi di riferimento tibio-peroneale e calcaneare. Il sistema  $XYZ$  tibio-peroneale ha origine alla metà della linea che collega i malleoli laterale e mediale, l'asse  $Z$  giace su questa linea ed è

diretto a destra, l'asse  $X$  punta anteriormente ed è perpendicolare al piano che contiene malleoli e il punto intercondilare, tra i due condili tibiali, e l'asse  $Y$  è la perpendicolare comune agli altri due assi.

Il sistema di riferimento  $xyz$  calcaneare ha l'origine coincidente con l'origine del sistema  $XYZ$  nella posizione neutrale del piede, l'asse  $y$  coincide con il lungo asse della tibia e punta verticalmente, l'asse  $x$  è perpendicolare al piano che contiene il punto intermalleolare e i condili tibiali ed è diretto anteriormente e l'asse  $z$  è la perpendicolare comune agli altri due assi.

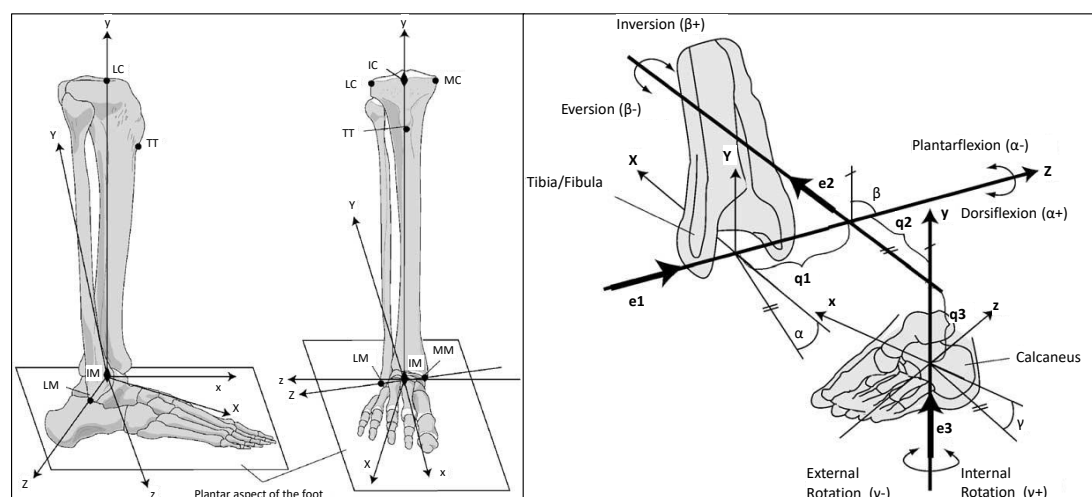


Figura 2.4: Sistema di riferimento di Grood and Suntay per la caviglia: definizione sistemi di riferimento tibio-peroneale e calcaneare (a) e descrizione dei movimenti (b) [30].

Il sistema di riferimento articolare del complesso di caviglia e i suoi movimenti viene così definito:

- $e_1$ : asse fisso coincidente con l'asse  $Z$  del sistema di coordinate di tibia e perone
  - o La rotazione, identificata con  $\alpha$ , rappresenta la dorsiflessione se è positiva o la plantarflexione se negativa;
  - o Lo spostamento  $q_1$  è mediale se negativo e laterale se positivo;



- $e_3$ : asse fisso coincidente con l'asse  $y$  del sistema del calcagno
  - o La rotazione  $\gamma$  indica la rotazione interna se positiva, esterna se negativa;
  - o Lo spostamento  $q_3$  corrisponde a compressione se positivo e tensione se negativo;
- $e_2$ : asse fluttuante perpendicolare a  $e_1$  e  $e_3$ 
  - o La rotazione  $\beta$  indica inversione se positiva o eversione se negativa;
  - o Lo spostamento  $q_2$  è anteriore se positivo e posteriore se negativo;

### 2.1.3 Modello geometrico (Leardini et al.)

Leardini et al. [17] hanno sviluppato un modello bidimensionale di quadrilatero articolato per descrivere la plantar flessione/dorsiflessione della caviglia in condizioni scariche. Esperimenti hanno dimostrato che il complesso della caviglia si comporta come un sistema a un grado di libertà durante il movimento passivo, con un asse di rotazione mobile.

Il modello mostra come i complessi astragalo/calcagno e tibia/perone ruotano tra di loro su una linea inestensibile, rappresentata dai legamenti calcaneo-fibulare e tibio-calcaneare (Figura 2.5). Le quattro aste sono:

- Legamento calcaneo-fibulare (tratto  $AB$ )
- Legamento tibio-calcaneare (tratto  $CD$ )
- Linea che collega le inserzioni prossimali dei legamenti calcaneo-fibulare e tibio-calcaneare (tratto  $AD$ )
- Linea che collega le inserzioni distali dei legamenti calcaneo-fibulare e tibio-calcaneare (tratto  $BC$ )

In questo modo, la mobilità del sistema a un grado di libertà è permessa dallo scorrimento delle superfici articolari e dalla rotazione isometrica dei due legamenti attorno alle origini e inserzioni, senza deformazione del tessuto.

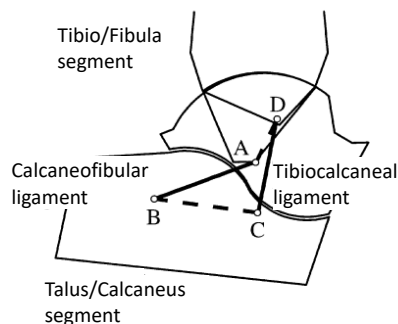


Figura 2.5: Quadrilatero articolato della caviglia [17].

Questo modello permette di spiegare perché, durante la dorsiflessione, l'area di contatto si sposta anteriormente, con distrazione posteriore dell'articolazione; mentre, durante la plantar flessione, il contatto articolare è spostato posteriormente con distrazione anteriore. Inoltre, nel sistema di riferimento della tibia, il centro istantaneo di rotazione si muove da una posizione posteriore inferiore a una anteriore superiore durante il ciclo completo dalla massima plantar flessione alla massima dorsiflessione.

Infine, è possibile analizzare l'allentamento e la tensione dei legamenti della caviglia (Figure 2.6) i legamenti come il tibiotalare superficiale è allentato in plantar flessione, mentre altri come il talo-fibulare anteriore è allentato in dorsiflessione. Il legamento calcaneo-fibulare e tibiocalcaneare, invece, sono in tensione e, rimanendo isometrici durante tutto il *range of motion*, controllano e guidano il movimento passivo, mentre gli altri legamenti, che resistono al movimento solamente agli estremi, sono responsabili della corretta stabilità dell'articolazione, perciò limitano ma non guidano il movimento.

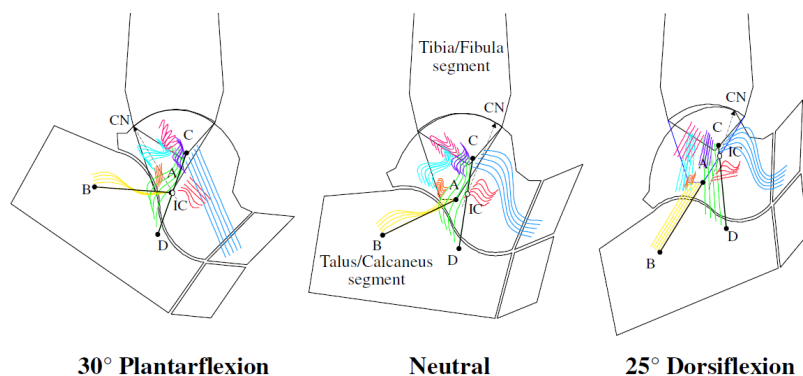


Figura 2.6: Quadrilatero articolato della caviglia in plantarflexione e dorsiflessione [18].

## 2.2 Biomeccanica della postura e del cammino

Il complesso piede-caviglia ricopre un ruolo fondamentale nel mantenimento della postura e nello svolgimento del cammino.

### 2.2.1 Mantenimento della postura

La postura è il mantenimento della posizione con il tronco dritto e le gambe quasi dritte e il piede è appoggiato a terra per tutta la lunghezza. Nel piano sagittale, il peso corporeo agisce lungo una linea che passa anteriormente all'articolazione tibio-talare, esercitando un momento che deve essere bilanciato dai muscoli flessori plantari. È una situazione di equilibrio precario che richiede l'utilizzo di sistemi di controllo che si esprimono con movimenti di correzione oppure oscillazioni del corpo rispetto alla posizione di equilibrio.

L'analisi della postura si basa sulla rilevazione delle forze di reazione al terreno delle quali, essendo una situazione a basse componenti inerziali, si possono trascurare le componenti orizzontali, considerando solo la componente verticale. Le variabili principali sono le coordinate del centro di pressione (COP), che possono essere calcolate tramite piattaforma dinamometrica. Nonostante questa sia una situazione statica, il soggetto non è mai immobile perché la respirazione e

il battito cardiaco modificano l'equilibrio delle forze e richiedono continue compensazioni da parte dei muscoli posturali. Questi adattamenti si traducono in un continuo cambiamento delle coordinate del COP. Osservando le coordinate del COP nel tempo, è possibile estrarne la traiettoria che, tramite alcuni parametri, può dare informazioni sullo stato del paziente.

Il sistema dei segmenti corporei durante l'appoggio in posizione eretta può essere descritto con il modello del 'pendolo inverso', ovvero una massa sostenuta da un'asta incernierata a terra (Figura 2.7). La massa del soggetto viene concentrata nel baricentro che corrisponde al baricentro della massa e la cerniera rappresenta la caviglia.

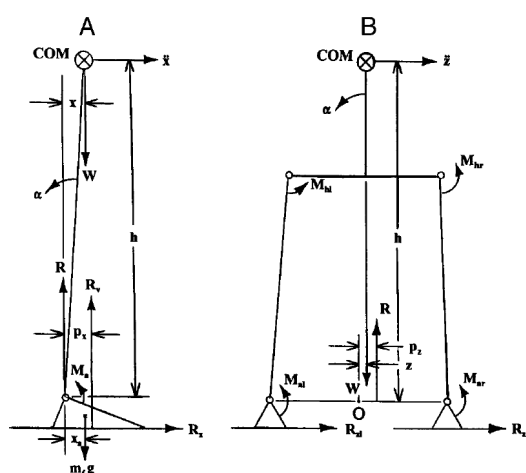


Figura 2.7: Modello del pendolo inverso per il mantenimento della postura: piano sagittale e piano frontale [29].

Il COM del corpo è regolato tramite lo spostamento del COP sotto i piedi: la differenza tra COP e COM è proporzionale all'accelerazione orizzontale del COM. Il COP è controllato dal momento dei muscoli plantarflessori e dorsiflessori nel piano sagittale e dall'azione dei muscoli adduttori e abduttori dell'anca nel piano frontale. Nel piano sagittale, se il COP si trova davanti al COM, allora il COM

subisce una accelerazione indietro finché non si raggiunge la situazione inversa; quando il COP si trova dietro rispetto al COM, questo viene accelerato in avanti. Nel piano frontale, l'oscillazione avviene in modo simile.

Sia in direzione anteroposteriore che mediolaterale, il COP segue il COM e oscilla attorno ad esso per mantenere il COM nella posizione desiderata [29]. Per questo motivo, gli spostamenti del COP sono maggiori rispetto a quelli del COM (Figura 2.8).

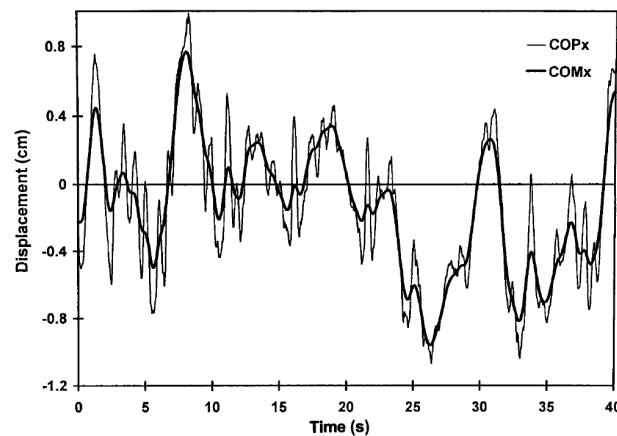


Figura 2.8: Spostamento di COP e COM nel mantenimento della postura [29].

### Distribuzione delle pressioni

Durante il mantenimento della postura, è possibile analizzare la distribuzione delle pressioni all'interno del piede tramite una pedana baropodometrica. L'intensità e la distribuzione di queste pressioni possono dare informazioni sullo stato del paziente ed è possibile prevenire la formazione di ulcere dovute a uno sforzo eccessivo, come in pazienti diabetici. Inoltre, è possibile valutare un appoggio non fisiologico che può essere legato a diverse cause come dolore articolare, mo-

vimento scorretto a livello di caviglia, ginocchio e anca, dismetria dei due arti.

Le pedane baropodometriche sono piattaforme sensorizzate che si interfacciano con un software di acquisizione che permette di rilevare le pressioni esercitate e produce una mappa delle distribuzioni pressorie. L'intensità delle pressioni viene rappresentata con una scala di colori e questa acquisizione può essere fatta sia in stazione eretta sia durante il cammino. Inoltre, è possibile associare anche un'analisi tramite modello a elementi finiti (FEM), che non solo predicono accuratamente la distribuzione delle pressioni di contatto ma valutano anche gli sforzi nelle strutture interne del piede.

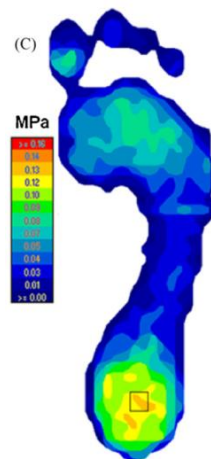


Figura 2.9: Distribuzione delle pressioni in posizione eretta [8].

Il picco maggiore di pressione si ha al centro del tallone e, successivamente, nell'avampiede in corrispondenza delle teste metatarsali (Figura 2.9). L'alluce e il mesopiede sono meno coinvolti nel mantenimento della postura e, per questo motivo, esercitano pressioni inferiori. Perciò il peso corporeo, trasmesso all'arto inferiore, viene supportato dall'articolazione della caviglia e, successivamente, le forze vengono distribuite nei tre punti di appoggio della volta plantare formata dagli archi: testa del I metatarsale e del V metatarsale e sul calcagno.

### 2.2.2 Cammino

Il cammino è un'attività quotidiana che implica l'integrazione di informazioni sensoriali nel sistema nervoso, producendo comandi motori per controllare la contrazione muscolare e il conseguente movimento articolare. Il cammino coinvolge principalmente gli arti inferiori, ma il movimento del busto e degli arti superiori contribuiscono allo svolgimento del movimento.

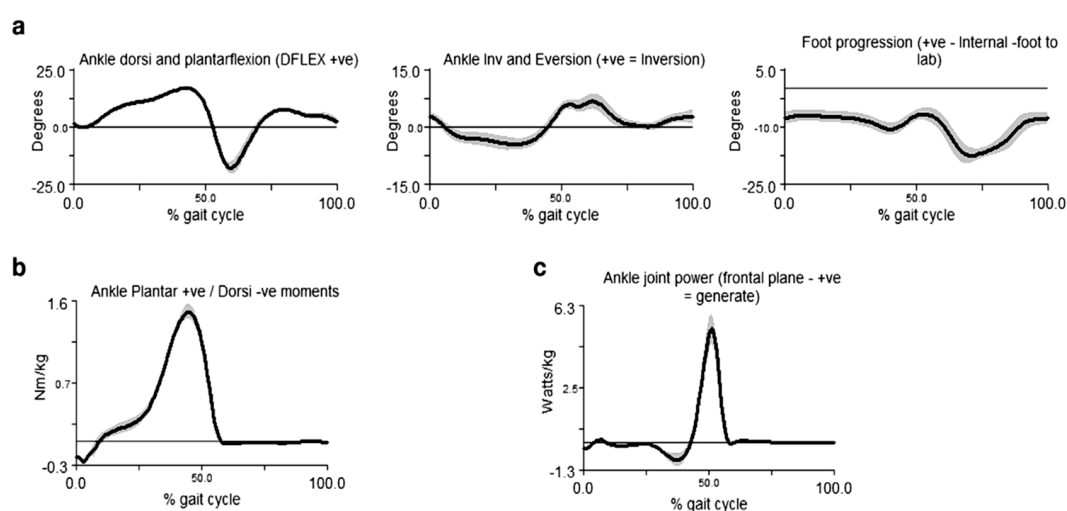


Figura 2.10: a) Angoli che l'articolazione di caviglia descrive nei tre piani: sagittale, frontale e trasversale. b) Momento della caviglia nel piano sagittale. c) Potenza della caviglia nel piano sagittale. [6].

In Figura 2.10 sono mostrati gli angoli che l'articolazione tibio-tarsica descrive durante il cammino nei tre piani: flessione e estensione nel piano sagittale, inversione ed eversione in quello frontale e abduzione e adduzione in quello trasversale. Inoltre, sono mostrati anche il momento e la potenza dell'articolazione nel piano sagittale.

### Ciclo del passo

Il cammino è un'attività ciclica che può essere descritta da una serie di eventi discreti e il passo viene definito come il periodo tra il contatto iniziale di un piede con il suolo e il successivo contatto dello stesso piede. Il ciclo del passo si divide in due fasi principali: una fase di appoggio (*stance phase*) e una di volo (*swing phase*) (Figura 2.11). La fase di appoggio è quella in cui il piede è in contatto con il suolo, inizia perciò con l'appoggio del tallone (*heel strike*) e termina con il sollevamento delle dita (*toe-off*) e, generalmente, rappresenta circa il 60% del ciclo del passo. La fase di volo è, invece, il periodo in cui il piede non è più in contatto con il suolo e l'arto avanza in preparazione all'appoggio successivo; questa fase occupa il rimanente 40% del ciclo del passo. La fase di supporto singolo (un piede appoggiato) si alterna alle fasi di supporto doppio. Durante il normale ciclo del passo, ci sono due periodi di appoggio doppio, iniziale e finale, che occupano il 20% del ciclo.

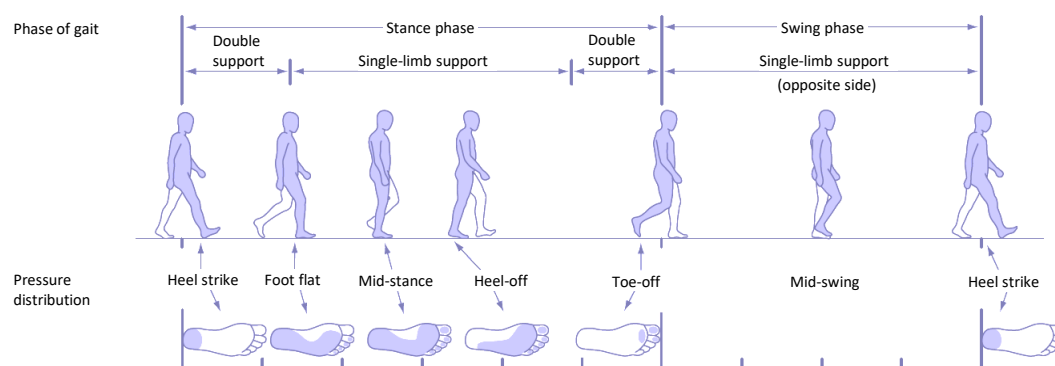


Figura 2.11: Descrizione delle fasi del ciclo del passo [25].

Il ciclo del passo può essere ulteriormente diviso in otto eventi (Figura 2.12), che delineano le funzioni biomeccaniche specifiche. Gli eventi della fase di appoggio sono cinque: contatto iniziale (*initial contact* - IC), risposta al carico (*loading response* - LR), appoggio intermedio (*midstance* - MST), appoggio terminale (*terminal stance* - TST) e *preswing* (PSW). La fase di volo consiste di



tre eventi: volo iniziale (*initial swing* – ISW), *midswing* (MSW) e volo terminale (*terminal swing* – TSW).

Il contatto iniziale si ha con l'*heel strike* e identifica l'inizio della fase di *stance*. Dopo l'appoggio del tallone, la caviglia plantarflette il piede per permettere il contatto dell'avampiede al suolo e raggiungere il contatto totale del piede (*foot flat*); questo movimento è controllato dal compartimento anteriore dei muscoli. Ciò permette al piede di assorbire l'impatto e decelerare. Inoltre, il piede subisce una pronazione a livello dell'articolazione subtalare a causa della rotazione mediale di tibia e perone.

Durante il periodo di *loading response*, la gamba permette di ammortizzare l'impatto grazie alla flessione del ginocchio e di decelerare il corpo. In questa fase, il piede subisce una supinazione, aumentando la stabilità all'articolazione trasversa e lungo l'arco longitudinale.

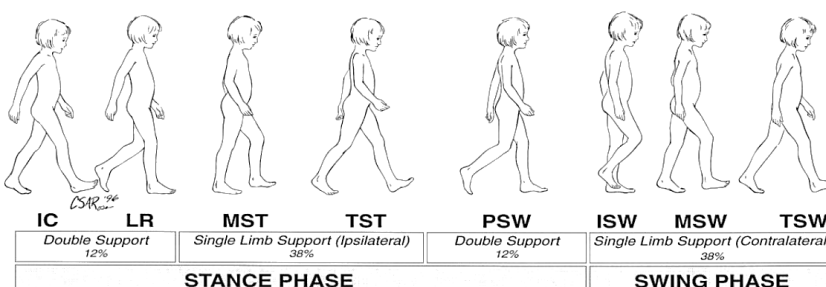


Figura 2.12: Descrizione delle sotto-fasi del ciclo del passo [1].

La fase di supporto singolo rappresenta il periodo tra *midstance* e *terminal stance*, mentre la gamba controlaterale è in fase di volo. L'evento di *midstance* inizia quando il piede controlaterale si solleva e termina quando il centro di massa del corpo decelera, superando l'avampiede del piede in appoggio. In questa fase, la caviglia dorsiflette il piede grazie alla contrazione eccentrica dei muscoli posteriori. Il piede va in supinazione a causa della rotazione laterale della gamba. Il

periodo di *terminal stance* inizia con il sollevamento del tallone fino all'appoggio del piede controlaterale. Il COM del corpo, superando il COP, accelera spostandosi verso la gamba sollevata, i muscoli plantarflexori subiscono una contrazione concentrica.

Il *preswing* conclude la fase di appoggio ed è anche la fase di doppio appoggio finale: inizia con l'appoggio del piede controlaterale e termina con il distacco delle dita. Le articolazioni metatarsofalangee dorsiflettono in preparazione al *toe-off*, trasmettendo una forza propulsiva al suolo.

La fase di *swing* è l'ultima fase del ciclo del passo ed è associata all'avanzamento della gamba. Il periodo di *initial swing* inizia con il distacco delle dita fino a che la gamba in volo non è allineata all'arto controlaterale. Da qui ha inizio il periodo di *midswing* che termina la gamba in volo si trova davanti a quella di appoggio. Infine, l'ultimo periodo è quello di *terminal swing* che si conclude con l'appoggio del piede. Durante la fase di *swing*, i muscoli del compartimento anteriore si contraggono concentricamente per permettere la rimozione del piede e il posizionamento per il nuovo ciclo.

### Muscoli coinvolti

L'attività muscolare durante il passo permette il controllo del piede così che il centro di massa del corpo avanzi in modo fluido senza un movimento eccessivo nel piano frontale (Figura 2.13). Queste contrazioni muscolari sono concentriche (accorciamento del muscolo) oppure eccentriche (allungamento del muscolo). Un cammino stabile è mantenuto anche in presenza di disturbi causati da variazioni nel suolo e contatto con oggetti: ciò è possibile grazie alle caratteristiche viscoelastiche dei muscoli, che permettono di compensare il ritardo temporale del segnale neurale [15]. I muscoli che contribuiscono principalmente nello svolgimento del

passo sono i muscoli della coscia, come glutei, vasti, retto femorale e i muscoli ischio-crurali, e i muscoli estrinseci.

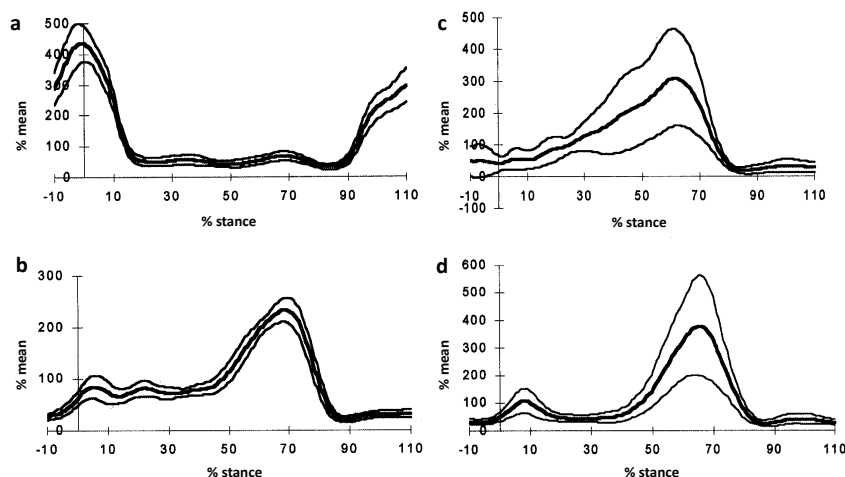


Figura 2.13: Attivazione muscolare di Tibiale anteriore (a), Soleo (b), Gastrocnemio mediale (c) e laterale (d) durante il ciclo del passo [14].

Il muscolo tibiale anteriore è il maggior dorsiflessore del piede e produce anche un movimento di inversione. È attivo principalmente alla fine della fase di volo per tenere il piede in dorsiflessione e, dopo l'appoggio del tallone, genera una forza eccentrica per abbassare il piede al suolo opponendosi alla forza di reazione. Questo muscolo è anche l'unico inversore attivo quando il peso del corpo è completamente sul tallone, alzando l'arco longitudinale mediale in preparazione del *push-off*. I muscoli estensore lungo delle dita e estensore lungo dell'alluce svolgono quasi la stessa attività del tibiale anteriore.

Il muscolo tibiale posteriore è un plantarflexore e inversore del piede ed è attivo nella fase di *midstance* agendo sull'articolazione subtalare per aumentare la rigidità del piede in preparazione della trasmissione della forza.

I muscoli gastrocnemio e soleo, che compongono il gruppo del tricipite surale, sono i principali plantarflexori del piede e, durante il cammino, sono attivi nel

periodo di appoggio singolo. Nella fase iniziale dell'appoggio questi muscoli si allungano, mentre nella seconda parte si accorciano per plantarflettere attivamente il piede e per dare la spinta. I muscoli flessore lungo delle dita e flessore lungo dell'alluce contribuiscono alla propulsione nella seconda parte della fase di *stance*.

Il muscolo peroneo lungo ha una piccola attività nell'accettazione del peso, stabilizzando la caviglia, e una attività maggiore durante la spinta, agendo come plantarflessore, anche se la forza prodotta non è sufficiente per supportare la forza di propulsione. Il muscolo peroneo breve ha un ruolo molto simile al peroneo lungo, poiché si attivano in modo sincrono durante il cammino, ma con una forza massima prodotta minore.

L'attività dei muscoli intrinseci del piede, come il flessore breve delle dita, l'abduktore dell'alluce e l'abduktore delle dita, è inferiore e contribuiscono a sostenere gli archi del piede e spostare il peso nell'avampiede.

### **Forze di reazione**

Le forze di reazione al terreno (*ground reaction force* - GRF) sono le forze esercitate dal terreno sul piede, durante il cammino. Lo studio dell'andamento nel tempo della GRF fornisce informazioni su ampiezza, direzione e punto di applicazione della forza di impatto. La forza ha tre componenti: antero-posteriore, medio-laterale e verticale.

La forza con ampiezza maggiore è quella verticale, che generalmente raggiunge circa 1.1-1.3 volte il peso corporeo, in base alla velocità di cammino (Figura 2.14). Nella fase di appoggio, quando il piede è davanti al tronco, il piede spinge in basso e in avanti, decelerando il corpo; quando, invece, il piede è dietro al tronco, spinge in basso e indietro, accelerando il corpo.

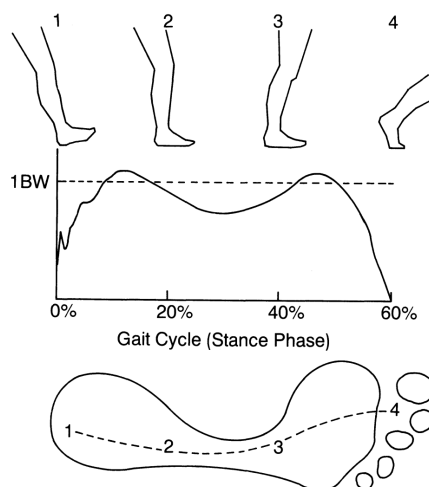


Figura 2.14: Forza di reazione verticale durante la fase di appoggio e spostamento del centro di pressione lungo la pianta [23].

La forza di reazione verticale è caratterizzata da due picchi: il primo picco si verifica a seguito dell'accettazione del carico ed è dovuto all'abbassamento del centro di massa; l'avvallamento tra i due picchi è generato dal sollevamento del centro di massa ed è accentuato dal momento generato dall'oscillazione dell'arto controlaterale che tende a scaricare quello di appoggio; il secondo picco avviene a fine dell'appoggio, quando il peso del corpo è trasferito in avanti e si ha un abbassamento del centro di massa.

Osservando il percorso del centro di pressione, si può notare che all'interno del piede si sposta da una posizione leggermente laterale rispetto al centro del tallone fino alle teste metatarsali, passando dalla linea mediana del piede; successivamente, devia medialmente fino al primo o secondo dito nella fase di *toe-off*.

La distribuzione delle pressioni del piede varia molto tra i soggetti ed è influenzata dalle caratteristiche strutturali, come il tipo di arco. Nonostante ciò, generalmente il picco maggiore di pressione avviene nel tallone. Inoltre, risultano essere sottoposte a pressione tutte le teste metatarsali durante la fase di appoggio

del cammino.

### Modelli muscolo-scheletrici del cammino

I modelli muscolo-scheletrici sono delle riproduzioni semplificate dei segmenti corporei che, grazie a molle, attuatori e vincoli, mimano il movimento umano. L'utilizzo di questo metodo per l'analisi del cammino può risultare utile per compensare i limiti della gait analysis tradizionale. Infatti, i modelli muscolo-scheletrici possono misurare variabili interne, come sforzi e tensioni, che sono molto utili al fine di valutare alcune patologie.

Molti studi riportano l'utilizzo di modelli muscolo-scheletrici per la riproduzione del cammino utilizzando gli arti inferiori. Numerosi studi utilizzano questo metodo per indagare a fondo il contributo dei singoli muscoli in relazione al movimento. Liu et al. [19] simulano diverse velocità di cammino per quantificare l'azione che i singoli muscoli hanno sull'accelerazione del centro di massa. Anderson e Pandy [3], invece, hanno svolto studi per dimostrare come ogni muscolo produca una parte di forza di reazione al terreno.

John et al. [15], attraverso simulazioni muscolo-scheletriche, spiegano come le proprietà intrinseche dei muscoli contribuiscono alla stabilità del cammino, nonostante i disturbi esterni, e a evitare il ritardo dovuto ai segnali elettrici neuronali. Infine, van der Krogt et al. [26] studiano quanto la stabilità del cammino sia robusta in relazione alla debolezza muscolare.

# Capitolo 3

## Materiali e metodi

Lo scopo di questa tesi è l'analisi dell'articolazione della caviglia durante il cammino. Per fare ciò, è stato simulato il movimento utilizzando un modello muscolo-scheletrico di caviglia, descritto di seguito. Il software utilizzato per la simulazione è SimWise4D, un programma che permette di costruire o importare delle geometrie solide, a cui è possibile associare le dimensioni, la posizione e le caratteristiche inerziali. I componenti possono essere vincolati tra loro e il programma permette di simulare vari movimenti in un ambiente virtuale. Inoltre, oltre alla visualizzazione del movimento, è possibile ottenere in uscita l'andamento di alcune variabili, come angoli, forze e lunghezze nel tempo.

### 3.1 Descrizione del modello

Il modello 3D di partenza utilizzato per replicare i movimenti fisiologici dell'articolazione di caviglia deriva da un lavoro di tesi precedente [27]. Il modello del complesso caviglia-piede contiene tutti gli elementi fondamentali per la riproduzione del movimento. Sono presenti, infatti, tutte le componenti ossee, i legamenti, i tendini e i muscoli principali necessari a sviluppare e controllare il

movimento (Figura 3.1).

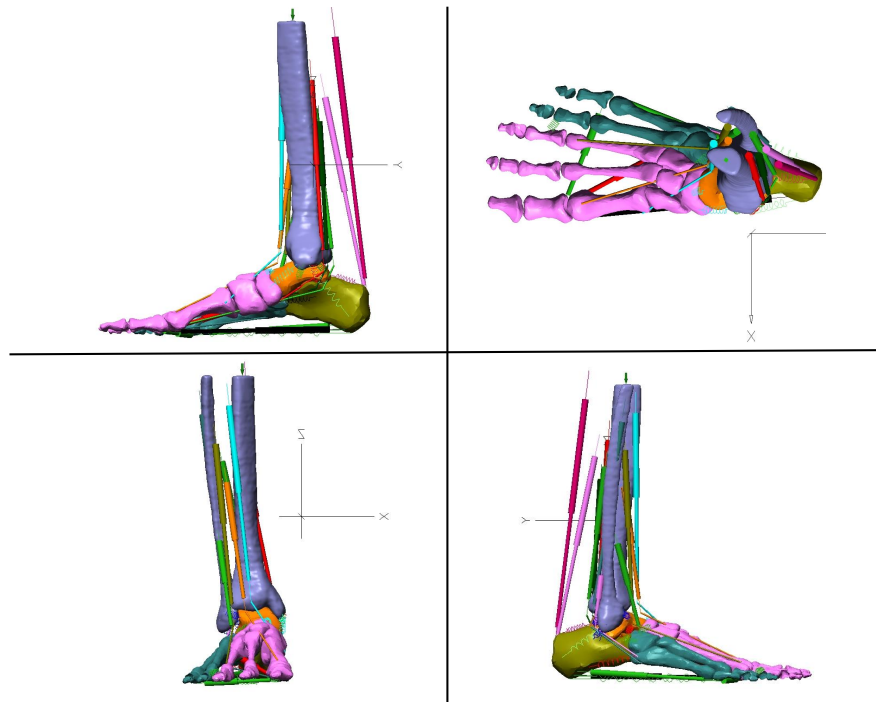


Figura 3.1: Modello in SimWise4D, vista mediale, trasversale, frontale e laterale.

### 3.1.1 Componenti ossee

Nel modello sono presenti tutte le componenti ossee di caviglia e piede come descritto dall'anatomia. Le geometrie tridimensionali delle ossa sono state ricostruite da immagini di risonanza magnetica raccolte con una distanza tra le sezioni trasversali di  $1\text{mm}$  nella direzione assiale, su un soggetto maschio di 37 anni, 68 kg e 1.70 m di altezza. Nelle immagini è stata effettuata una segmentazione e, successivamente, sono state processate per ottenere una mesh superficiale triangolare.

Il numero di nodi della mesh ha conseguenze sia sulla fedeltà di replica della superficie sia sul tempo computazionale della simulazione: un numero elevato di nodi comporta una rappresentazione più fedele ma anche maggiore probabilità



Componente	nr triangoli
Tibia	39338
Perone	19582
Astragalo	1000
Navicolare	1000
Calcagno	1000
Cuboide	1000
Cuneiforme mediale-intermedio-laterale	1000-636-1000
Metatarsali (I – V)	1000
Falangi prossimali (I – V)	812-484-442-366-336
Falangi intermedie-distali (I – V)	424-290-262-222-168

Tabella 3.1: Componenti ossee del modello e rispettivo numero di triangoli della mesh.

di replicare gli errori di segmentazione e tempi più lunghi di calcolo; invece, un numero minore di nodi replica meno adeguatamente la superficie del componente ma il tempo di simulazione si riduce. Le varie componenti ossee hanno un diverso numero di triangoli nella mesh, poiché alcune geometrie con piccoli raggi di curvatura necessitano di una mesh più fitta, mentre ad altre componenti è stato ridotto il numero di nodi per avere superfici più lisce.

In tabella 3.1 sono mostrati i componenti e il relativo numero di triangoli.

La tibia e l’astragalo sono, inoltre, rivestite da un drappo che permette di ridurre la asperità presenti sulle superfici e di avere un movimento più fluido nella simulazione.

### 3.1.2 Vincoli e assi

Il modello nel software è una rappresentazione della realtà semplificata in modo da avere un modello realistico ma che permetta una gestione più rapida e sempli-

ce della simulazione. Per questo motivo, solo per l'articolazione tibio-astragalica, di maggiore interesse per il nostro studio, la cinematica è definita dall'interazione delle superfici a contatto, con vincolo di collisione (o non compenetrazione). Per le altre articolazioni la cinematica è riprodotta mediante cerniere di rotazione monoassiale ideali (senza attrito).

Alcune articolazioni di minore rilevanza sono state trascurate, ponendo dei vincoli di collegamento rigidi tra le due componenti ossee, come tra tibia e perone, tra i cuneiformi e i rispettivi metatarsali, tra cuboide e metatarsale IV e V, tra cuneiformi e navicolare.

I movimenti delle articolazioni inter-falangee non sono tenuti in considerazione, non avendo un ruolo fondamentale nel movimento della caviglia che viene analizzato: ogni dito, perciò, è considerato un corpo rigido. Tra le falangi prossimali e i metatarsali, il vincolo imposto è, invece, una cerniera che permette la rotazione delle falangi nel piano sagittale. Per un miglior controllo delle falangi, sono state inserite delle molle tra ossa metatarsali e falangi e tra una falange e l'altra, ricreando le articolazioni inter-falangee descritte in anatomia.

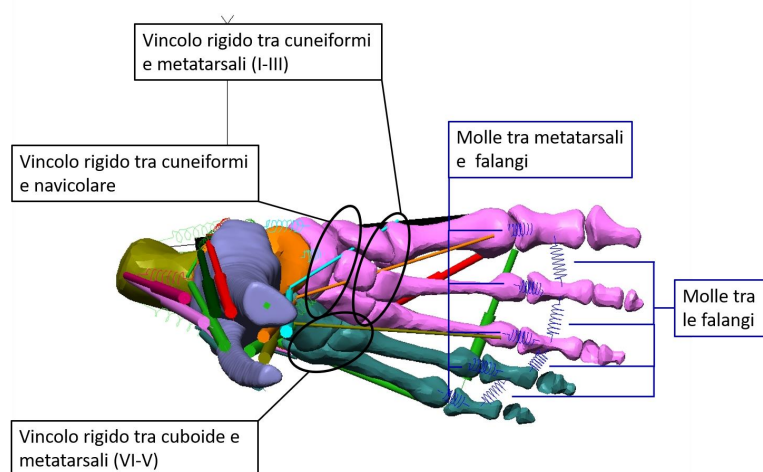


Figura 3.2: Vincoli e molle per il corretto movimento delle dita.

Poiché la superficie articolare tra astragalo e navicolare può essere considerata sferica, tra le due ossa è presente un vincolo sferico che consente ugualmente la riproduzione del movimento fisiologico dell'articolazione nelle tre dimensioni. L'articolazione tra calcagno e cuboide ha una superficie a sella, concava su un piano e convessa sull'altro: in questo caso, il vincolo è composto da un parallelepipedo inserito tra le due superfici con vincoli a cerniera sulle due facce opposte, come illustrato in Figura 3.3. Gli assi sono ortogonali per permettere le due rotazioni che avvengono con una superficie a sella e le cerniere sono poste al centro delle concavità.

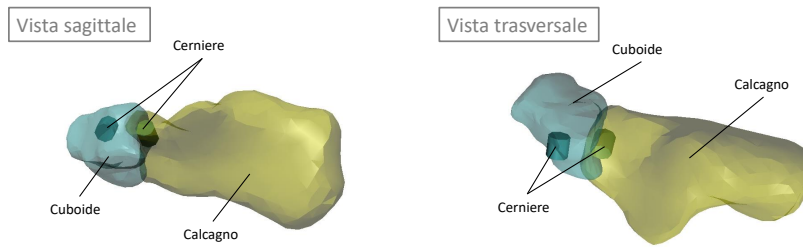


Figura 3.3: Cerniere tra calcagno e cuboide.

Il movimento tra astragalo e calcagno viene effettuato attorno a un asse, individuabile come l'asse di Henke che passa dalla parte superiore interna del collo dell'astragalo alla tuberosità esterna del calcagno e risulta essere inclinato di  $42^\circ$  nel piano sagittale rispetto alla linea orizzontale e di  $16^\circ$  nel piano trasversale rispetto alla linea longitudinale del piede. Il calcagno e l'astragalo nel modello sono così vincolati da una cerniera con asse di rotazione coincidente con quello di Henke.

La condizione di collisione tra componenti ossee rimane, perciò, solamente tra tibia e astragalo. Con il terreno, la condizione di collisione viene imposta per il calcagno, metatarsale I, III e V e tutte le falangi, prossimali e distali.

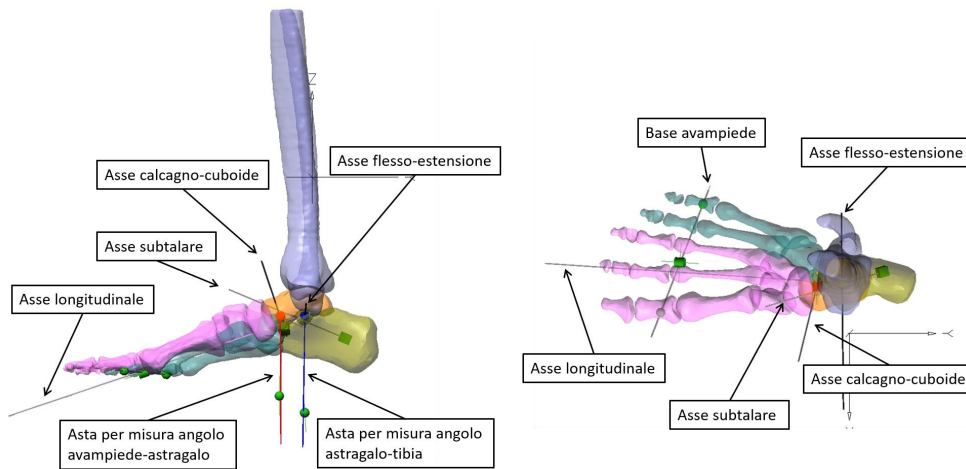


Figura 3.4: Assi di movimento e aste necessarie per il calcolo degli angoli.

Nel modello, sono presenti degli assi necessari per la descrizione dei movimenti e la misurazione degli angoli. Gli assi sono mostrati in Figura 3.4: l'asse di flesso-estensione identifica l'asse di movimento tra tibia e astragalo; l'asse subtalare è l'asse di rotazione tra astragalo e calcagno; l'asse calcagno-cuboide è necessario per il vincolo tra queste due ossa; l'asse longitudinale percorre il piede lungo il secondo dito.

La misurazione dell'angolo di flesso-estensione viene fatta in due modi. Il primo misura l'angolo tra la tibia e l'asse longitudinale del piede. Il secondo metodo, tramite due aste verticali, permette di separare questo movimento in angolo tra astragalo e tibia e angolo tra avampiede e astragalo: il primo è misurato tra un'asta verticale vincolata all'astragalo e la tibia; il secondo è l'angolo tra un'asta vincolata al primo metatarsale e l'astragalo. La somma di questi due angoli fornisce l'angolo complessivo di flesso-estensione.

Il movimento di inversione/everzione è misurato dalla rotazione della base dell'avampiede, individuata da una barra che collega le falangi prossimali del primo e del quinto dito, attorno all'asse longitudinale del piede. Infine, la pronazione

calcaneare viene misurata dalla cerniera tra astragalo e calcagno.

### 3.1.3 Componenti legamentose

I legamenti, insieme ai tendini, svolgono un ruolo fondamentale nella catena cinematica responsabile della generazione di forza e di movimenti; i legamenti, in particolare, assicurano stabilità alle articolazioni, limitandone il movimento. Sono generalmente caratterizzati da tessuto connettivo composto da fasci di fibre di collagene tra loro parallele.

Dal punto di vista meccanico, il legamento ha un comportamento elastico non lineare, che può essere diviso in diverse zone che corrispondono a cambiamenti della struttura interna del tessuto.

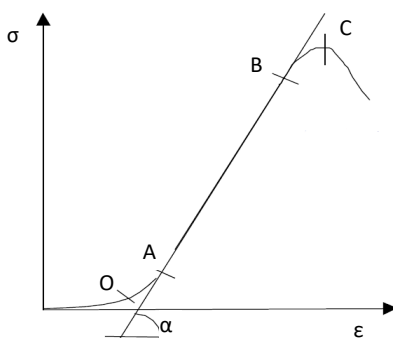


Figura 3.5: Grafico forza-deformazione del legamento diviso in tratti [22].

Dalla Figura 3.5, si possono individuare tre parti della curva: nel tratto  $OA$ , il carico cresce esponenzialmente con l'allungamento; nella seconda parte  $AB$ , la relazione tra sforzo e deformazione è quasi lineare; nell'ultimo tratto  $BC$ , la curva non è più lineare e termina con la rottura. Nella curva sforzo-deformazione è possibile notare che:

- Dall'origine al punto  $O$ , all'aumentare della deformazione non corrisponde un significativo aumento del carico: in questa fase avviene il reclutamento

delle fibre e delle fibrille di collagene, che hanno un progressivo allineamento lungo la direzione del carico.

- Nel tratto  $OA$ , le fibre di collagene entrano progressivamente in azione e, al punto  $A$ , tutte le fibre sono in azione e disposte parallelamente alla direzione di carico.
- Il tratto  $AB$  è quasi lineare: l'inclinazione  $\alpha$  della retta tangente rappresenta il modulo elastico che lega proporzionalmente sforzo-deformazione in questo tratto.
- Il tratto  $BC$  ha un comportamento localmente non lineare: in una prova a rottura si suppone che la diminuzione della capacità del legamento di sostenere incrementi di forza sia dovuta ad un progressivo danneggiamento delle fibrille di collagene.
- Il punto  $C$  corrisponde alla rottura del legamento, a fronte del quale si nota un diminuzione del carico supportato.

I legamenti inseriti nel modello sono principalmente i legamenti delle articolazioni della tibiotarsica e subtalare. Infatti, sono presenti i legamenti collaterali mediali e laterali della tibiotarsica, i legamenti talo-calcaneare interosseo, laterale e posteriore dell'articolazione subtalare. Inoltre, abbiamo anche i legamenti dorsali, tra cui il talo-navicolare dorsale, il cuboide-navicolare dorsale e il calcaneo-cuboideo dorsale, e quelli plantari, come il plantare lungo, il calcaneo-cuboideo plantare e il calcaneo-navicolare plantare. Tutti i legamenti hanno come punti di inserzione quelli descritti in anatomia. L'aponeurosi è rappresentata da tre legamenti: aponeurosi 1, dal calcagno al primo dito; aponeurosi 2, dal calcagno al terzo dito; aponeurosi 3, dal calcagno al quinto dito.

I legamenti sono modellizzati come molle a caratteristica non lineare, che nel software sono identificate come *Spring/Damper*, ovvero un vincolo che prevede

una molla in parallelo ad uno smorzatore viscoso. I legamenti sono pretensionati del 5% della lunghezza di riposo della molla, ovvero con il piede a  $90^\circ$  rispetto alla tibia in condizioni di scarico, in modo da essere già nella parte di curva a caratteristica lineare. I valori di costante elastica sono stati individuati considerando il confronto tra sforzo di un materiale elastico lineare e legge di Hooke della molla, utilizzando i valori di area trasversale dello studio di Mkandawire et al. [20] e un modulo elastico  $E = 260MPa$ .

$$\begin{cases} \sigma = F/A = E\epsilon \\ F = -k\Delta L \end{cases} \quad (3.1)$$

Dove  $F$  è la forza agente,  $A$  la sezione trasversale,  $E$  il modulo di Young,  $k$  la rigidità della molla e  $\Delta L$  la variazione di lunghezza della molla. Si ottiene, perciò,  $k = EA/L$ . Questa proporzione è mantenuta per tutti i legamenti, tranne i legamenti collaterali ai quali sono stati assegnati i valori di Siegler [24].

La curva forza-allungamento di ogni legamento è costruita con dei valori di deformazione  $\epsilon$ , da cui sono stati ricavati i valori di allungamento, come  $D(x) = L_0\epsilon$ , e di forza, considerando la curva di Blankevoort [5] in Figura 3.6.

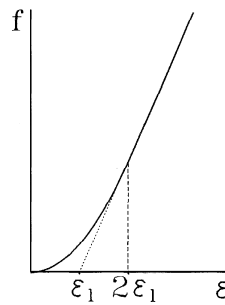


Figura 3.6: Grafico forza-deformazione del legamento [5].

Il tratto quadratico segue la legge  $F_{QUADR} = m\epsilon^2$ , mentre quella lineare  $F_{LIN} = k\epsilon + a$ . I due tratti si incontrano in  $\epsilon = 2\epsilon_1$  con  $\epsilon_1 = 0.03$ . In questo modo si ha la forza uguale a:

$$\begin{cases} f = 0 & \varepsilon < 0 \\ f = 1/4k\varepsilon^2/\varepsilon_1 & 0 \leq \varepsilon \leq 2\varepsilon_1 \\ f = k(\varepsilon - \varepsilon_1) & \varepsilon > \varepsilon_1 \end{cases} \quad (3.2)$$

Il parametro viscoso, invece, è imposto pari a  $c = 0.02Ns/cm$ .

### 3.1.4 Componenti muscolari e tendinee

Nel modello sono presenti i muscoli principali che permettono il movimento delle articolazioni tibio-tarsica e subtalare. Ci sono, perciò, i muscoli estrinseci della gamba, che comprendono gastrocnemio, soleo, flessore lungo delle dita, flessore lungo dell'alluce, tibiale posteriore, tibiale anteriore, estensore lungo delle dita, estensore lungo dell'alluce, peroneo terzo, peroneo lungo e peroneo breve; i muscoli intrinseci presenti sono solamente l'abduktore del mignolo e dell'alluce e l'adduttore dell'alluce, composto da capo obliquo e capo traverso.

I muscoli nel modello sono considerati come attuatori lineari, che nel software sono vincoli che possono essere controllati in forza, imponendo una forza, costante o variabile con una legge predefinita, in lunghezza, in velocità oppure in accelerazione.

I tendini sono associati ad ogni muscolo e hanno la funzione di trasmettere le forze prodotte dalla contrazione muscolare all'osso al fine di produrre il movimento dell'articolazione. Il comportamento meccanico dei tendini è simile a quello dei legamenti, con un modulo elastico più elevato e uno sforzo a rottura maggiore, come mostrato in Figura 3.7.

Nel modello i tendini vengono rappresentati come dei vincoli ad asta rigida, che trasmettono la forza data dall'attuatore. Per riprodurre l'avvolgimento fisiologico dei tendini sulle ossa, le estremità distali degli attuatori sono vincolate a dei



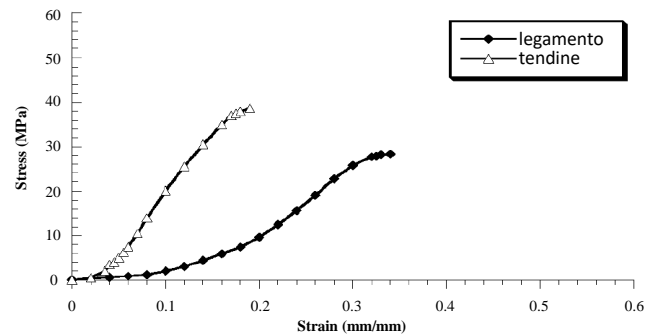


Figura 3.7: Grafico forza-deformazione: confronto legamento e tendine [22].

puntone vincolati all'osso con cerniere che permettono una rotazione del puntone su un piano predefinito. La cerniera è posta all'esterno per avere la superficie di avvolgimento concava, come quella fisiologica, in cui il tendine è trattenuto dai fasci legamentosi.

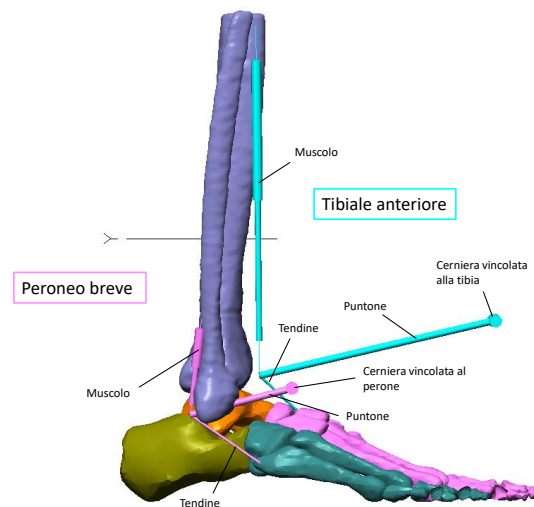


Figura 3.8: Esempio di come sono state effettuate l'avvolgimento dei tendini per un muscolo posteriore, come il peroneo breve, e per un muscolo anteriore, come il tibiale anteriore.

## 3.2 Inserimento del movimento

In questa tesi, si è voluto riprodurre e analizzare il cammino con questo modello. Alcuni dati sono stati ricavati da un modello muscoloscheletrico già esistente, che comprende tronco e arti inferiori. Questo modello è semplificato in quanto i segmenti corporei sono riprodotti con dei solidi geometrici (Figura 3.9).

Partendo da dati sperimentali, a questo modello intero sono assegnate diverse variabili: le velocità lineari e angolari del tronco nelle tre dimensioni; l'antever-sione, la rotazione orizzontale e il tilt del bacino; l'abduzione, la flessione e la rotazione interna delle anche; la flessione e la rotazione interna delle ginocchia; la dorsiflessione e l'inversione delle caviglie. Sono, inoltre, assegnate le forze e i momenti di reazione al terreno.

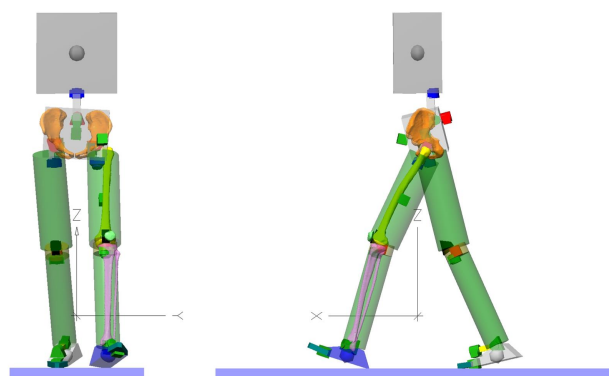


Figura 3.9: Modello intero composto da tronco e arti inferiori, da cui sono stati estratti i dati della tibia.

Da questa simulazione, i dati estratti, necessari alla riproduzione del movimento nel modello muscolo-scheletrico di piede e caviglia, sono la velocità lineare e angolare della tibia destra nei tre assi e la forza di reazione verticale al terreno. Questi dati sono stati adattati e imposti alla tibia: è stato necessario un cambio di coordinate nel passare da un modello all'altro, perché gli assi di riferimento

sono disposti in modo differente. Inoltre, poiché l'origine degli assi della tibia nel modello intero e nel modello piede-caviglia non coincidono, i dati sono stati assegnati a un cubetto, posto al centro della tibia. Questo cubetto è sottoposto a velocità lineari rispetto ai tre assi dello spazio e ruota attorno ai tre assi come definito nel modello di origine.

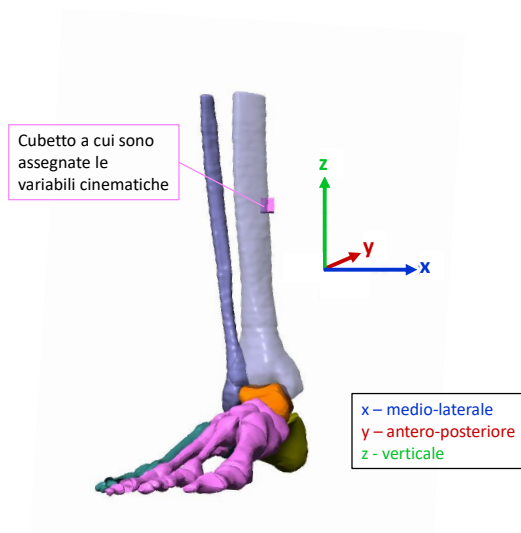


Figura 3.10: Sistema di riferimento del modello e posizione del cubetto.

In Figura 3.10 è mostrato il sistema di riferimento del complesso caviglia-piede, in cui l'asse  $x$  giace sull'asse medio-laterale, in direzione mediale, l'asse  $y$  è diretto posteriormente sull'asse antero-posteriore e l'asse  $z$  è diretto verticalmente.

I dati tengono in considerazione un ciclo del passo della durata di un  $1.04s$ , composto da una fase di appoggio e una di volo. Perciò, la simulazione inizia e termina con l'appoggio del tallone del piede destro. Come si può notare dalla Figura 3.11, la velocità in direzione medio-laterale  $v_x$  è di piccola entità per tutto il ciclo del passo. In direzione antero-posteriore la velocità  $v_y$  non è mai nulla ed è negativa perché l'asse  $y$  è diretto posteriormente, ma ha un importante aumento durante la fase di volo, arrivando fino a un valore di  $2.7m/s$ , poiché l'arto viene

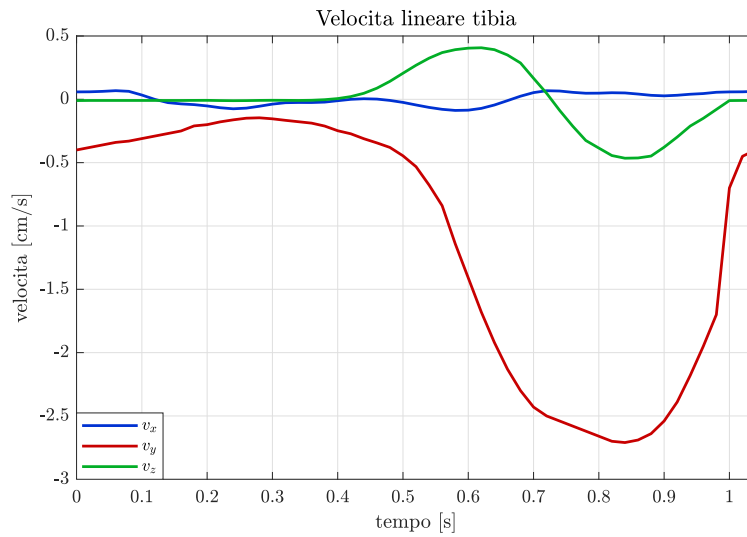


Figura 3.11: Andamento velocità lineari del punto di riferimento solidale alla tibia nei tre assi.

spostato in avanti in preparazione al passo successivo. La velocità verticale  $v_z$  è quasi nulla nella fase di appoggio, diventa poi positiva nella fase di *push-off* e nella prima fase di volo, quando il piede si solleva da terra, e negativa nell'ultima fase di volo, per riposizionare il tallone al suolo. Il suo modulo però non supera il valore di  $0.5m/s$ .

La Figura 3.12 mostra che la velocità angolare  $w_x$  attorno all'asse medio-laterale è quella di maggiore entità, ha due picchi positivi nella fase di appoggio e diventa negativa nella fase di volo, in preparazione al passo successivo. I picchi positivi arrivano circa a  $150deg/s$ , mentre quello negativo arriva fino a un valore di 350. Attorno all'asse antero-posteriore e medio-laterale, le velocità  $w_y$  e  $w_z$  hanno modulo basso.

Per valutare meglio l'effetto del peso e delle forze muscolari sulle arcate del piede e sui legamenti, durante la fase di appoggio si considera la tibia svincolata dal cubetto solamente lungo il suo asse longitudinale e viene imposta una forza

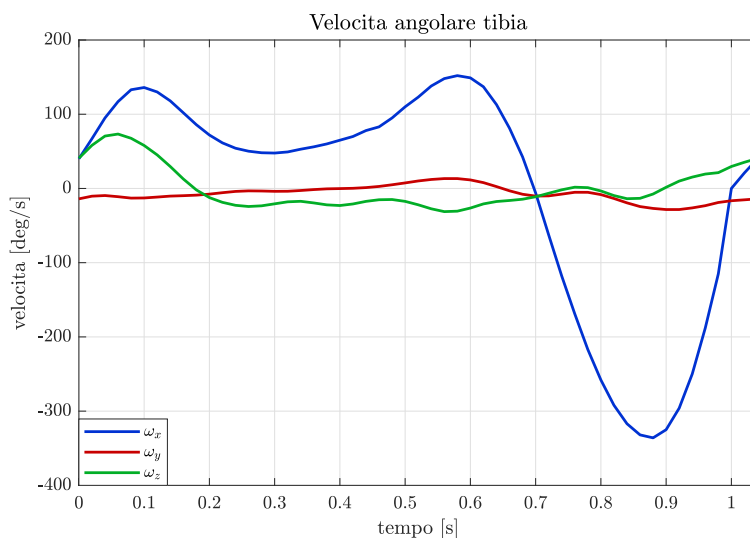


Figura 3.12: Andamento velocità angolari del punto di riferimento solidale alla tibia nei tre assi.

verticale agente sulla tibia uguale e opposta alla forza di reazione ricavata dal modello completo. Viene considerata solamente la componente verticale della forza, mentre vengono trascurate la forza antero-posteriore e medio-laterale, perché essa ha modulo più elevato e, considerando la fase tra *foot-flat* e *heel-off*, di maggior interesse per l'analisi di arcata plantare e aponeurosi, la tibia si discosta poco dalla verticale, perciò le altre forze hanno componente molto bassa. Nella fase di volo, la tibia è nuovamente vincolata rigidamente al cubetto, così che possa sollevarsi da terra.

La forza verticale, mostrata in Figura 3.13, è stata adattata al peso corporeo della persona da cui è stato riprodotto il piede ed è caratterizzata da due picchi, uno di  $700N$  e l'altro di  $730N$ , e un avvallamento nel mezzo che raggiunge i  $550N$ .

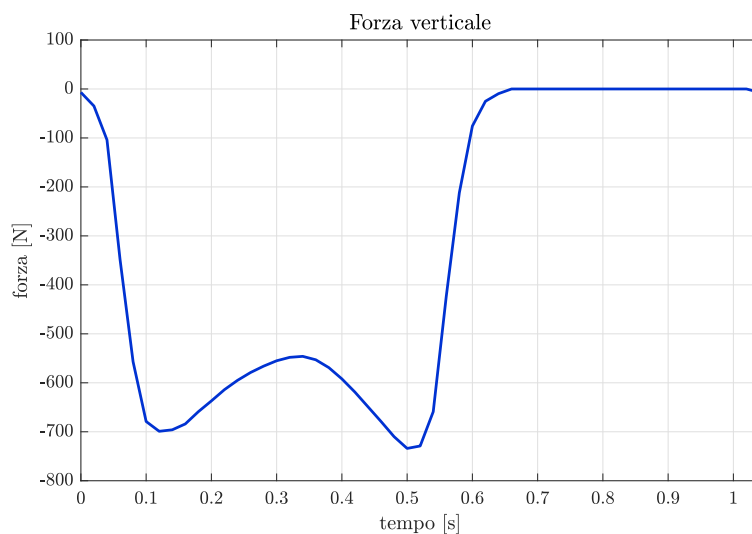


Figura 3.13: Andamento forza verticale.

### Forze muscolari inserite

Le componenti di forza muscolare sono state scelte in base a profili elettromiografici di forza muscolare che sono stati registrati in letteratura [14] [19]. Inoltre, sono state svolte delle valutazioni per identificare dove fossero necessari determinati muscoli, in relazione al modello piede-caviglia. Poiché sperimentalmente è difficile avere un valore di forza sviluppato dai singoli muscoli durante il cammino, i moduli delle forze muscolari sono stati trovati svolgendo diverse simulazioni, fino ad ottenere il valore ottimale per questo studio.

Nella prima fase di appoggio e nella fase di volo, sono necessari i muscoli flessori dorsali del piede, ovvero tibiale anteriore, peroneo anteriore, estensore lungo delle dita ed estensore lungo dell'alluce.

È stato considerato lo stesso profilo di forza per tutti questi muscoli, in quanto hanno la stessa funzione dorsiflessoria della caviglia. La curva è costituita da un massimo che è a cavallo tra la fine e l'inizio del passo. Il profilo è stato scalato a seconda del modulo massimo della forza (Figura 3.14): tibiale anteriore e pero-

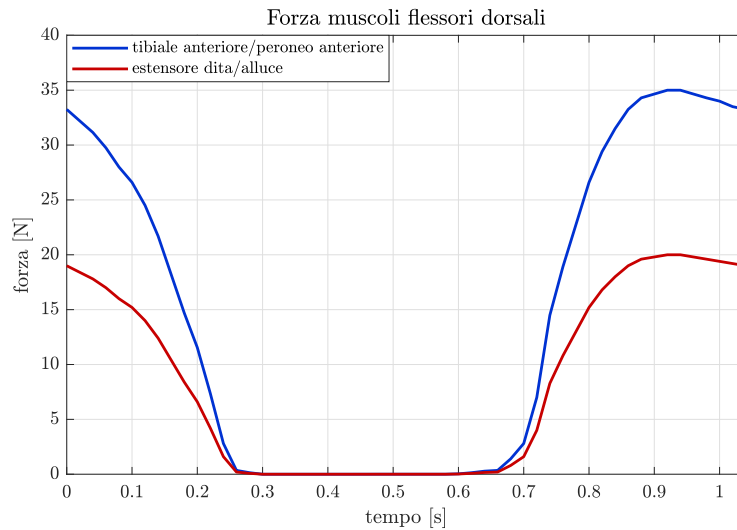


Figura 3.14: Andamento forza muscolare dei flessori dorsali.

neo anteriore raggiungono i  $35N$ , mentre gli estensori di dita e alluce hanno un massimo valore di  $20N$ .

Durante la fase di appoggio, per avere la plantar flessione del piede cosicché il tallone si sollevi e ci sia la spinta necessaria in preparazione alla fase di volo, sono necessarie le forze dei muscoli flessori plantari. I muscoli coinvolti sono gastrocnemio, soleo, flessore lungo delle dita e flessore lungo dell'alluce.

Come si può notare in Figura 3.15, questi muscoli hanno un profilo di forza differente, anche se il picco cade circa nello stesso istante. Il valore massimo viene raggiunto dal soleo con  $900N$ , seguito dal muscolo gastrocnemio con  $800N$ . I flessori hanno invece valori più bassi, con un massimo di  $450N$ . Questi muscoli, a differenza degli estensori, hanno modulo molto più elevato perché devono sostenere il peso e fornire la spinta necessaria per lo spostamento del corpo in avanti.

Nel cammino sono generalmente attivi anche altri muscoli, come tibiale posteriore, peroneo lungo e peroneo breve, ma per avere una simulazione più semplice e controllabile, è stato scelto di utilizzare solamente i muscoli già esposti.

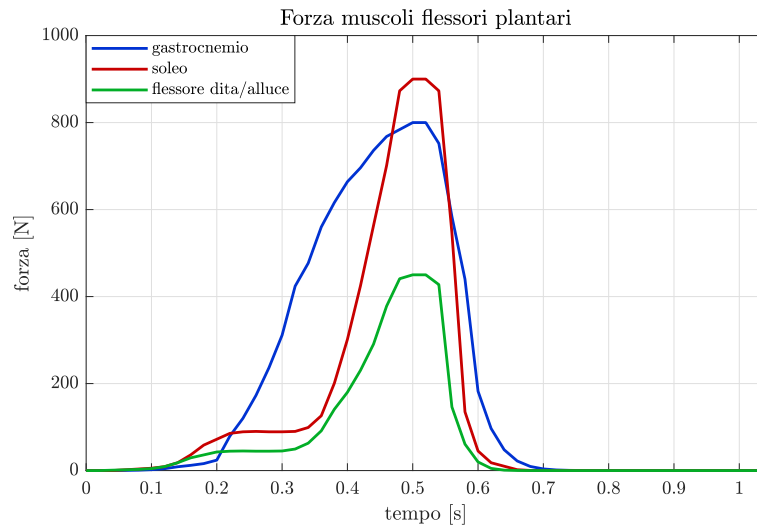


Figura 3.15: Andamento forza muscolare dei flessori plantari.

### Fascia plantare

Oltre alla scelta di forme e valori di forza, un altro aspetto critico è stata la scelta della rigidezza della fascia plantare, rappresentata nel modello da tre molle (aponeurosi) che si estendono dal calcagno alle teste metatarsali I, III e V, tutte con le stesse caratteristiche meccaniche ma con lunghezza a riposo differente.

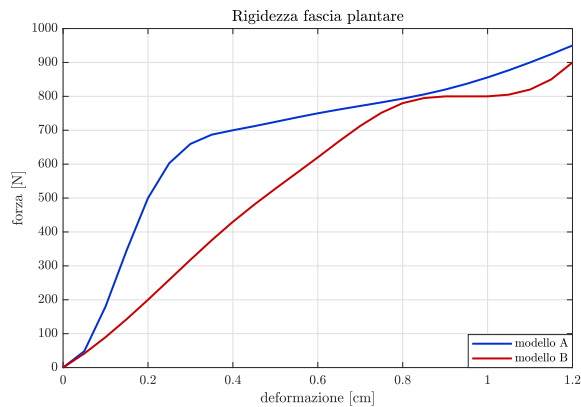


Figura 3.16: Rigidezze fascia plantare utilizzate.



Per poter valutare e confrontare il comportamento del modello nel caso di rigidità plantare differente, sono state svolte simulazioni con due fasce plantari di differenti caratteristiche meccaniche, ricavate dalla letteratura [11]. La fascia plantare si mostra più rigida all'inizio della deformazione e raggiunge una fase di plateau. Successivamente, per allungamenti più elevati, le caratteristiche meccaniche tornano a essere maggiori. Questo andamento è misurato in vivo e, perciò, può tenere in considerazione anche un irrigidimento dovuto ai muscoli intrinseci del piede, che in questa tesi non vengono azionati. In ogni caso, il modello non supera il centimetro di allungamento, perciò l'ultima fase della curva non viene considerata.

Il modello A ha una rigidità maggiore per allungamenti minori, mentre diminuisce per allungamenti superiori a  $0.4\text{cm}$ ; il modello B, invece, presenta una rigidità inferiore, ma dopo  $0.8\text{cm}$  di allungamento, ha un andamento simile all'altro modello. Le caratteristiche meccaniche sono mostrate in Figura 3.16. Nel modello B, la forza massima dei flessori di dita e alluce è stata abbassata a un valore di  $350\text{N}$ , per avere uno svolgimento simile del passo. La forza troppo elevata, infatti, portava il modello a sollevare il tallone prima e produceva una plantarflessione eccessiva prima della fase di volo.

### Considerazioni sulle simulazioni

La simulazione svolta rappresenta il ciclo del passo della durata di  $1.04\text{s}$  e l'intervallo di campionamento temporale è di  $0.02\text{s}$ . Inizialmente la simulazione è stata fatta partendo da una conformazione iniziale del modello arbitraria. Essendo, però, questa una posizione statica, che non deriva da una simulazione dinamica, il modello presentava nei frame iniziali dei problemi di adattamento, che potevano riscontrarsi sia visivamente che nei dati in uscita. Nello specifico, il piede

presentava un picco in inversione iniziale.

Per evitare questi problemi, è stata prima svolta la simulazione di un ciclo, così da ottenere la nuova posizione iniziale (considerando l'ultimo frame) e, successivamente, è stata svolta la simulazione che è stata poi analizzata.

Le variabili in uscita prese in considerazione sono gli angoli di flessione plantare e dorsale, gli angoli di inversione e eversione, misurate con il metodo descritto nella sezione 3.1.2. La pronazione calcaneare è calcolata tramite una cerniera tra astragalo e calcagno. L'altezza dell'arcata longitudinale mediale è la distanza del navicolare rispetto al suolo, mentre quella laterale è la distanza del cuboide. La lunghezza e la forza delle aponeurosi, così come la tensione dei legamenti, sono misurate dal software considerando la lunghezza e la forza delle molle. Infine, per quanto riguarda il contatto con il terreno dei vari componenti, si era pensato di utilizzare un'analisi a elementi finiti, ma non è stato possibile svolgere la simulazione in quanto troppo pesante computazionalmente. Perciò, è stata solamente calcolata la forza di contatto massima nel tempo tra due elementi dal software stesso.

In Tabella 3.2 sono riassunti gli input inseriti nel modello per svolgere la simulazione.

Componente	Input
Tibia	Velocità lineare in x,y,z
Tibia	Velocità angolare in x,y,z
Tibia	Forza verticale
Tibiale anteriore	Attivato in forza (max. 35N)
Peroneo anteriore	Attivato in forza (max. 35N)
Estensore lungo dita	Attivato in forza (max. 20N)
Estensore lungo alluce	Attivato in forza (max. 20N)
Gastrocnemio	Attivato in forza (max. 800N)
Soleo	Attivato in forza (max. 900N)
Flessore lungo dita	Attivato in forza (max. 450N/350N)
Flessore lungo alluce	Attivato in forza (max. 450N/350N)
Aponeurosi	Rigidezza

Tabella 3.2: Componenti del modello con i rispettivi input.

# Capitolo 4

## Risultati

Il movimento è stato ottenuto dopo diverse prove, rivolte a individuare il corretto andamento e il modulo appropriato della forza. Come prima cosa, è stato analizzato lo svolgimento del passo da un punto di vista qualitativo, osservando perciò il movimento nel suo complesso. Successivamente è stato preso in considerazione l'angolo di flessione plantare e dorsale. Infine, sono state analizzate variabili come l'angolo di inversione e eversione, l'altezza dell'arcata plantare, la lunghezza e la forza dell'aponeurosi plantare, la forza di alcuni legamenti della caviglia.

### 4.1 Analisi qualitativa

I primi dati raccolti e analizzati sono il video e le immagini della simulazione. Come già detto in precedenza, il passo simulato ha la durata di 1.04 secondi ed è possibile individuare le due fasi principali caratteristiche del passo: la fase di *stance* termina a 0.62s, la fase di *swing* che inizia a 0.64s.

In entrambi i modelli, è possibile individuare anche le sottofasi del ciclo del passo. Guardando la Figura 4.1, che rappresenta il modello A, si possono notare

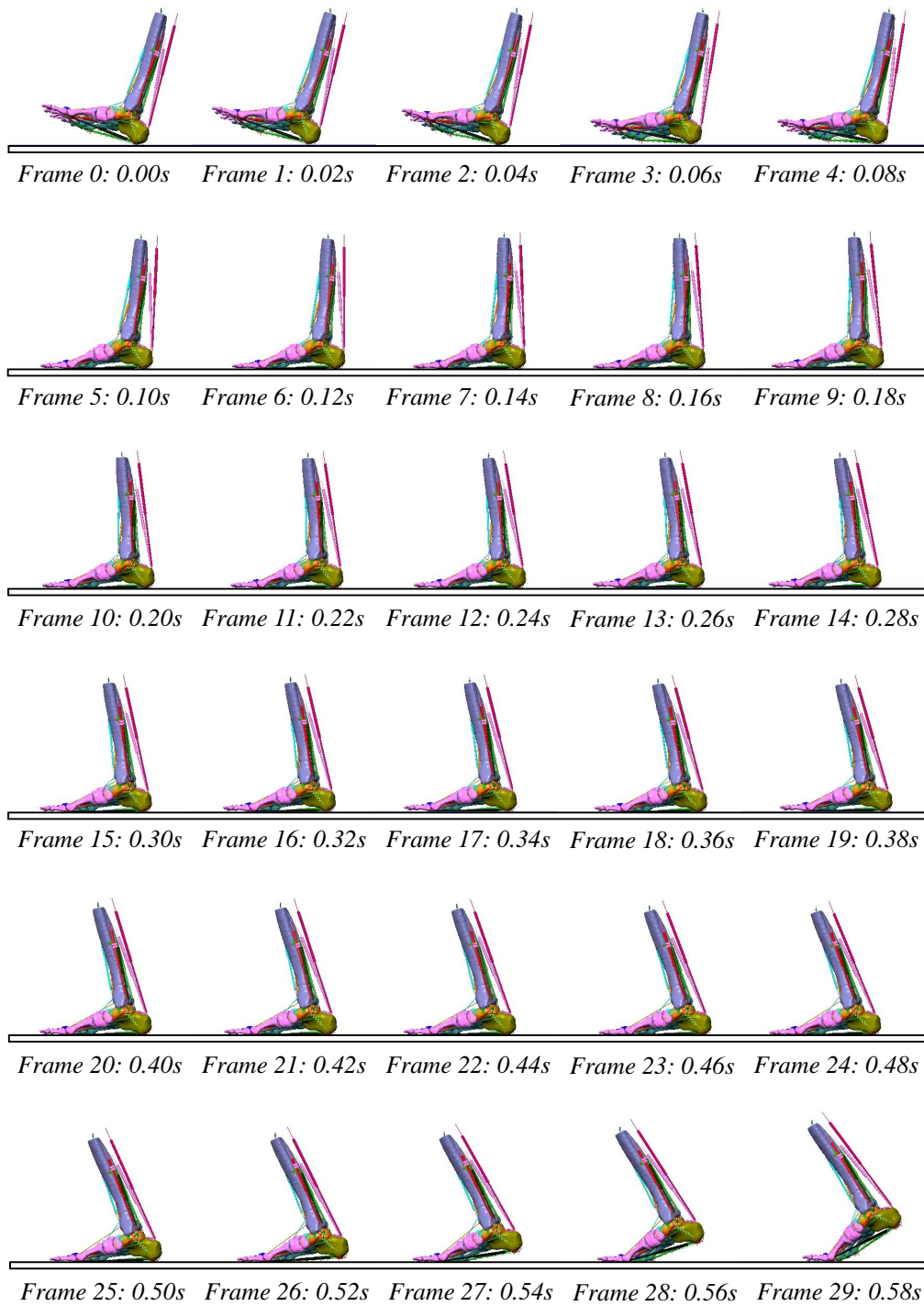


Figura 4.1: Frame del passo simulato nel modello A.

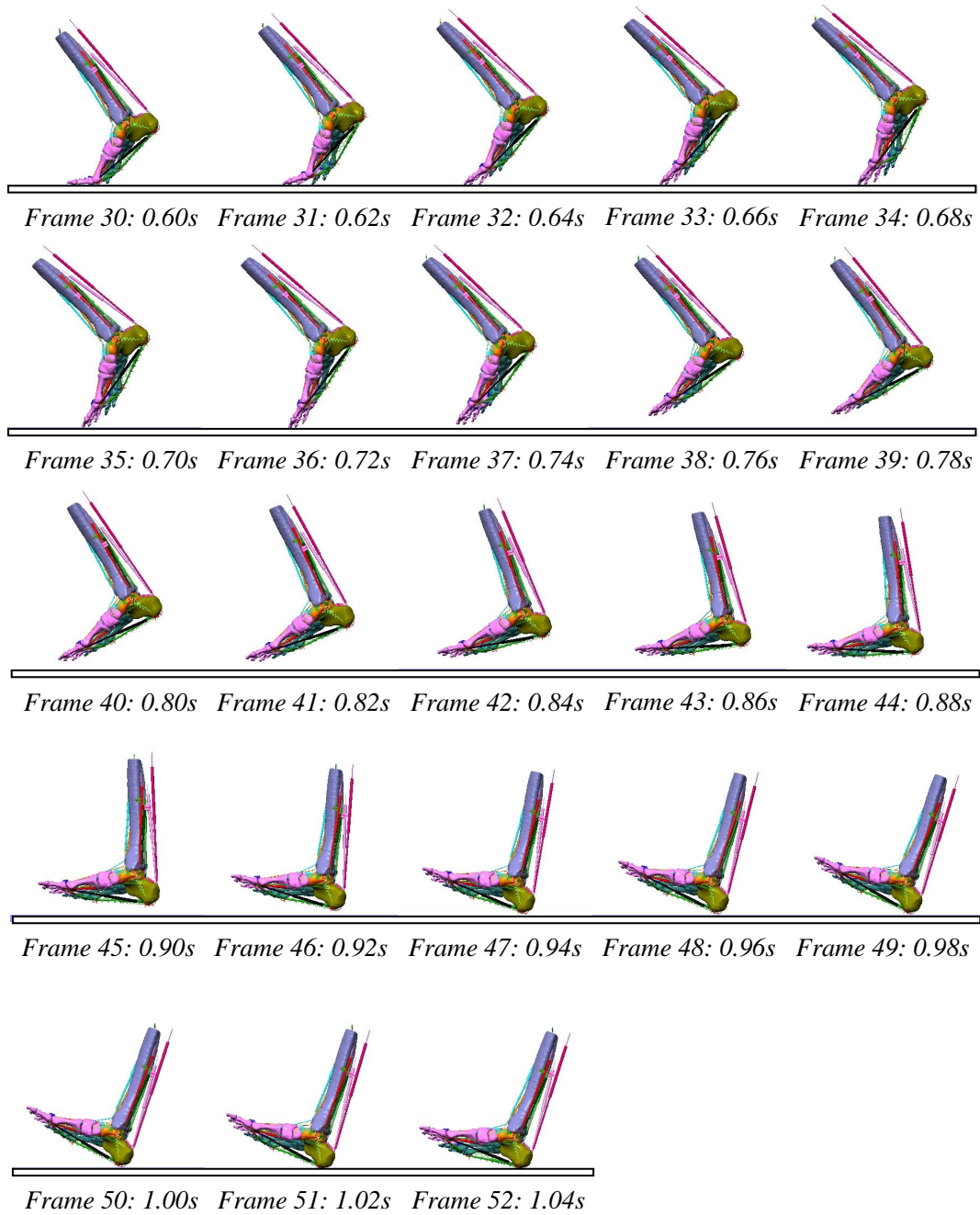


Figura 4.2: Frame del passo simulato nel modello A (*continuazione*).

le caratteristiche fondamentali. Al frame 0, il piede è in *heel strike* e raggiunge la posizione di *foot flat* a  $0.1s$  (frame 5), con tutta la pianta appoggiata al suolo. L'*heel-off* avviene a  $0.5s$  (frame 25), con il tallone che inizia a sollevarsi dal terreno, e il *toe-off* tra  $0.62$  e  $0.64s$  (frame 31-32), dove il piede si solleva completamente e inizia la fase di volo che termina in *heel strike* a  $1.04s$ , per iniziare un nuovo passo. La fase di *mid-stance* e *terminal stance* ricoprono circa il periodo da  $0.1s$  (frame 5) a  $0.5s$  (frame 25).

## 4.2 Angoli di plantar flessione/dorsiflessione

Il movimento di plantar flessione e dorsiflessione è quello che domina principalmente il passo e per questo sono i primi angoli ad essere presi in considerazione.

Nel grafico in Figura 4.3 sono mostrati gli angoli che il complesso piede-caviglia descrive nel piano sagittale, dove gli angoli positivi rappresentano una plantar flessione rispetto alla posizione iniziale di riposo e quelli negativi una dorsiflessione. In entrambi i modelli, l'andamento è simile e si può notare un'alternanza di plantar flessione e dorsiflessione.

All'inizio del passo fino alla condizione di *foot-flat* a  $0.1s$ , l'angolo è positivo e raggiunge circa  $12^\circ$ : il piede, perciò, è in plantar flessione in modo da appoggiare tutta la pianta al terreno. Da qui, l'angolo diminuisce, raggiungendo lentamente un massimo negativo di quasi  $-20^\circ$  a  $0.5s$ . Questa dorsiflessione permette alla tibia di ruotare, in modo da spostare il peso in avanti. A questo punto inizia la fase di *heel-off* e l'angolo cambia repentinamente, arrivando a un valore positivo di circa  $10^\circ$  e mantenendolo per il periodo tra  $0.62s$  e  $0.7s$ . In questa fase, il piede è si plantar flette grazie ai muscoli flessori per avere il sollevamento del tallone e l'inizio della fase di volo. Dopodiché, l'angolo torna rapidamente a  $-10^\circ$  a  $0.76s$

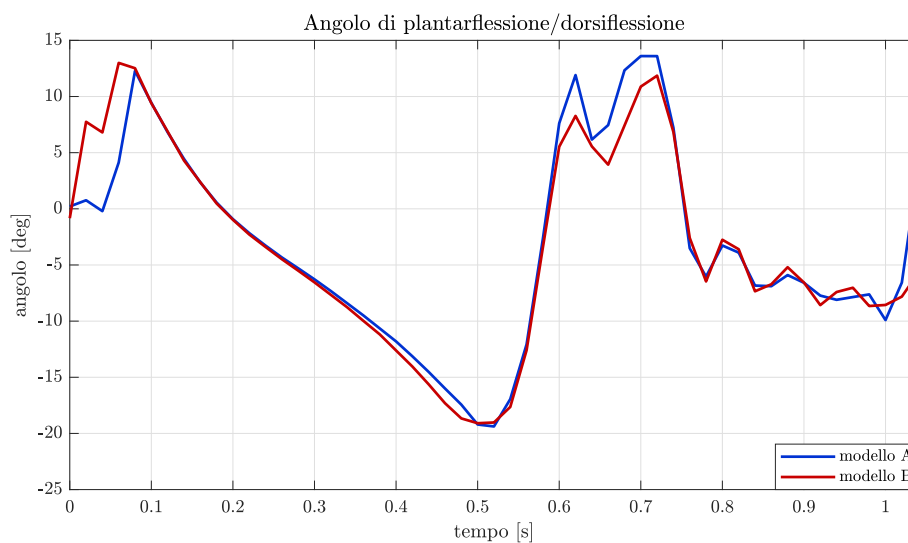


Figura 4.3: Angoli di plantarflexione (positiva) e dorsiflessione (negativa) durante il passo per il modello A e il modello B.

e, infine, raggiunge lentamente i valori iniziali, in preparazione al passo successivo.

Nelle simulazioni il movimento di flessione dorsale e plantare totale è stato anche scomposto in due angoli differenti, così da valutare il contributo delle articolazioni nel piede: angolo tra tibia e astragalo e angolo tra astragalo e avampiede. Dai grafici in Figura 4.4, è possibile notare che in entrambi i casi la flessione talo-tibiale rappresenta la componente maggiore di questo movimento, caratterizzata da un andamento che ricalca l'angolo di flesso-estensione totale. L'angolo tra astragalo e avampiede segue l'andamento plantarflexione/dorsiflessione dell'angolo totale, restando però in un range di massimo  $5^\circ$  in dorsiflessione e  $5^\circ$  in plantarflexione. Nel modello A, questo angolo non diventa mai negativo, generando una dorsiflessione è più limitata poiché la fascia plantare, essendo più rigida permette minor movimento all'interno del piede.



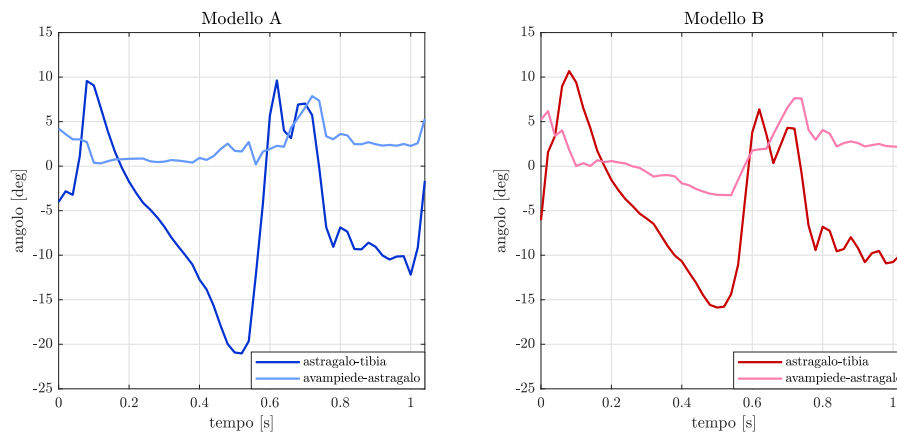


Figura 4.4: Angoli astragalo-tibia e avampiede-astragalo durante il passo per il modello A e il modello B.

### 4.3 Angoli di inversione/everzione e pronazione del calcagno

Nelle simulazioni è stata eseguita anche la misura dell'angolo di inversione ed everzione, considerando con valori positivi un movimento di inversione rispetto alla posizione iniziale di riposo (Figura 4.5).

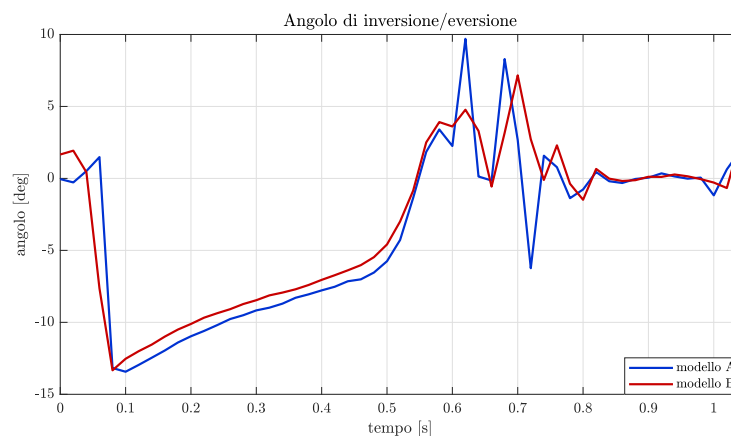


Figura 4.5: Angolo di inversione/everzione durante il passo per il modello A e il modello B.

Entrambi i modelli mostrano un andamento molto simile: un picco in ever-  
sione a  $0.1s$ , raggiungendo un valore di circa  $13^\circ$ , quando il piede si trova in  
posizione di *foot-flat*; durante l'appoggio, il piede si riporta lentamente in inver-  
sione, raggiungendo un massimo di quasi  $10^\circ$  nel *preswing*.

L'angolo di pronazione/supinazione del calcagno è mostrato in Figura 4.6. I  
valori ricoperti da questo angolo variano in un range di  $5^\circ$  in supinazione e  $10^\circ$  in  
pronazione. Entrambi i modelli presentano lo stesso andamento, per la maggior  
parte del tempo in supinazione, ma nel modello A il picco in pronazione, neces-  
sario per la propulsione, che avviene a circa  $0.5s$ , è circa il doppio del modello B.

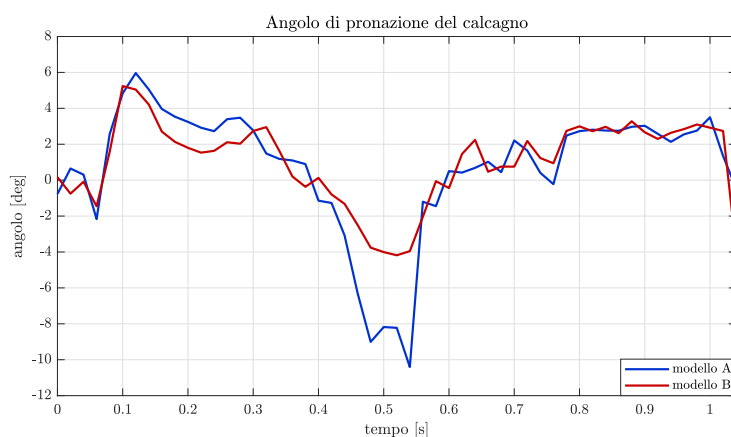


Figura 4.6: Angolo di pronazione del calcagno durante il passo per il modello A e il modello B.

## 4.4 Altezza dell'arcata plantare

Nella Figura 4.7 è riportato l'andamento dell'altezza sia dell'arcata mediale e sia dell'arcata laterale nei due modelli. L'arcata laterale risulta essere in entrambi i casi sempre più bassa di quella mediale di circa  $0.6 - 0.7cm$ .

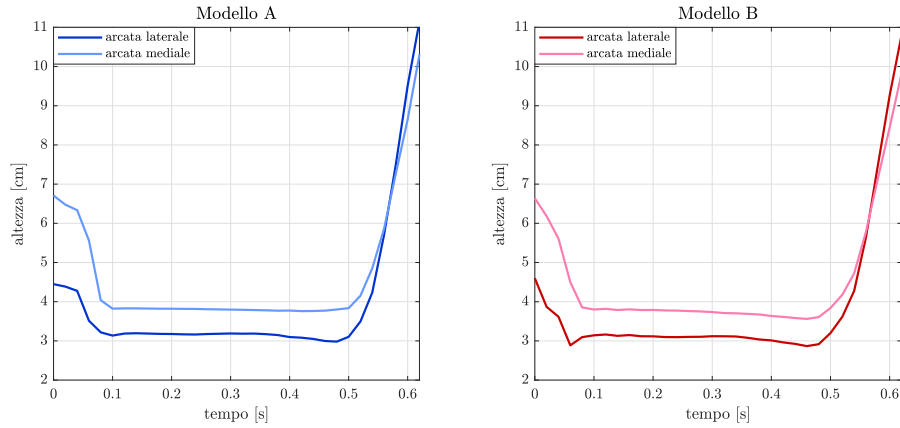


Figura 4.7: Altezza dell'arcata laterale e mediale durante la fase di *stance* per il modello A e il modello B.

	Altezza iniziale [cm]	Altezza minima [cm]	Massima variazione [cm]	Massima variazione %
Arcata mediale (A)	3.823	3.802	0.021	0.55%
Arcata laterale (A)	3.136	2.982	0.154	4.91%
Arcata mediale (B)	3.801	3.607	0.194	5.1%
Arcata laterale (B)	3.142	2.915	0.227	7.22%

Tabella 4.1: Variazione percentuale massima delle arcate mediali e laterali dei modelli A e B durante la fase di *stance*.

L'altezza minima viene raggiunta in entrambi i modelli a circa  $0.46 - 0.48s$ , nell'istante prima che il tallone si sollevi. Nel modello A, l'arcata mediale subisce una variazione di  $0.021cm$  e quella laterale di  $0.154cm$ ; mentre nel modello B, l'altezza varia di  $0.194cm$  nell'arcata mediale e di  $0.227cm$  in quella laterale. Le arcate laterali hanno una variazione percentuale maggiore rispetto a quella mediale nei due modelli; l'arcata mediale subisce variazioni molto superiori nel caso B ( $5.1\%$ ) rispetto al modello A ( $0.55\%$ ). Questa discrepanza è dovuta alle caratteristiche meccaniche inferiori dell'aponeurosi plantare rispetto all'altro modello.

## 4.5 Lunghezza e forza delle aponeurosi

Nei grafici in Figura 4.8 sono riportati gli allungamenti delle tre aponeurosi plantari per entrambi i modelli.

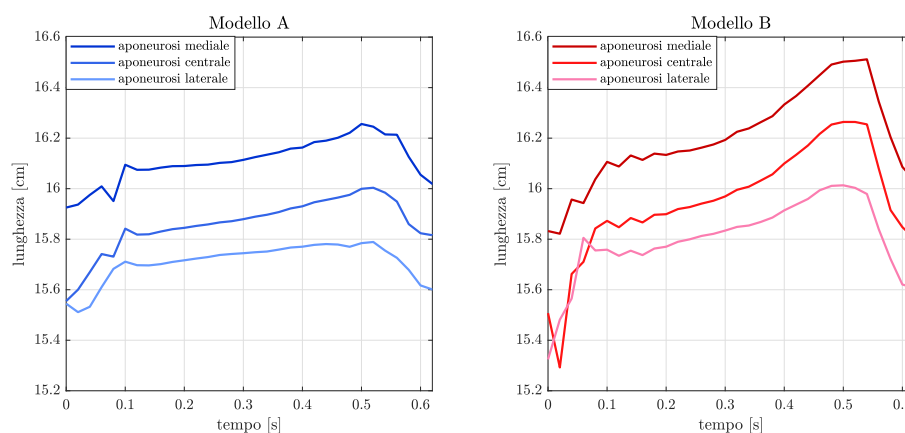


Figura 4.8: Lunghezza delle aponeurosi plantari durante la fase di *stance* per il modello A e il modello B.

Le curve sono molto simili tra loro, si discostano in quanto hanno lunghezze di partenza differenti. Durante la fase di appoggio la lunghezza delle aponeurosi varia del  $1.5 - 3\%$  nel modello A e del  $4 - 5\%$  nel modello B, come mostrato nel dettaglio in Tabella 4.2. Il picco è raggiunto a circa  $0.5s$ , ovvero all'inizio

	Lunghezza iniziale [cm]	Lunghezza massima [cm]	Massima variazione [cm]	Massima variazione %
Aponeurosi mediale (A)	15.93	16.26	0.33	2.07%
Aponeurosi centrale (A)	15.54	16	0.46	2.96%
Aponeurosi laterale (A)	15.54	15.78	0.24	1.54%
Aponeurosi mediale (B)	15.83	16.51	0.68	4.29%
Aponeurosi centrale (B)	15.51	16.26	0.75	4.83%
Aponeurosi laterale (B)	15.32	16.01	0.69	4.5%

Tabella 4.2: Variazione percentuale massima delle aponeurosi mediali, centrali e laterali dei modelli A e B durante la fase di *stance*.

della fase di *heel-off*, in cui il piede è ancora in dorsiflessione e la fascia plantare risente dell'azione tirante dei muscoli posteriori e dell'estensione delle dita che sono appoggiate al suolo.

Successivamente la lunghezza diminuisce raggiungendo i valori iniziali.

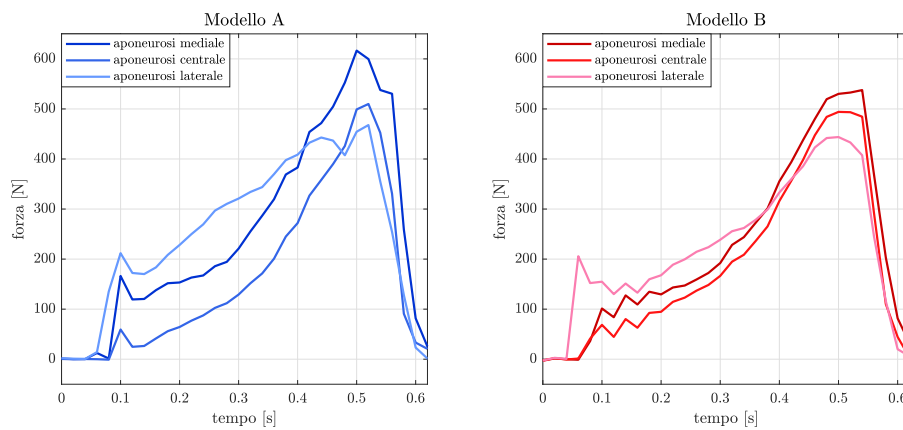


Figura 4.9: Forza delle aponeurosi plantari durante la fase di *stance* per il modello A e il modello B.

La forza a cui sono sottoposte le aponeurosi, mostrata in Figura 4.9, cresce fino a un massimo a  $0.5s$ , corrispondente al massimo allungamento positivo, e poi diminuisce fino ad annullarsi. Le tre curve hanno andamento simile, tranne per l'aponeurosi laterale che ha una curva maggiore nel primo tratto ma raggiunge poi un massimo inferiore. I picchi di forza sono  $616.5N$ ,  $509.9N$  e  $467.8N$  per il modello A e  $537.7N$ ,  $493.5N$  e  $443.8N$  per il modello B. Quest'ultimo presenta delle curve che sono più compatte tra loro rispetto al modello A.

## 4.6 Forza dei legamenti

### Legamenti tibiotarsica laterale e mediale

Le forze a cui sono sottoposti i legamenti laterali dell'articolazione tibio-tarsica sono mostrate in Figura 4.10. In generale, queste forze non sono molto elevate, non superando i  $150N$ . Il legamento talo-fibulare anteriore è teso solo nella fase iniziale, in corrispondenza della massima plantarflessione e il picco ha un valore di  $145N$  per il modello A e  $130N$  per il B.

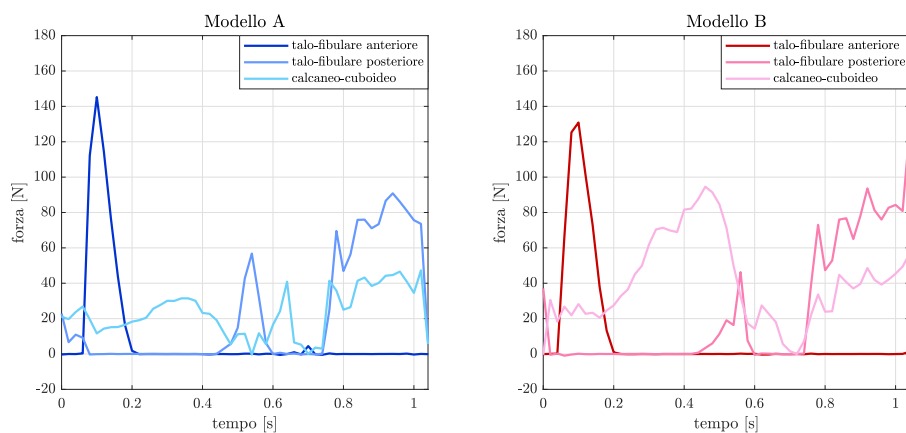


Figura 4.10: Forza dei legamenti laterali dell'articolazione tibio-tarsica durante il passo per il modello A e il modello B.

Il legamento talo-fibulare posteriore è invece teso nelle fasi di massima dorsiflessione: prima del sollevamento del tallone e durante la fase di volo. Il legamento calcaneo-cuboideo è quasi sempre teso, però è sottoposto a forze inferiori, ma nel modello B raggiunge un picco di quasi  $100N$  durante la fase di *heel-off*.

In Figura 4.11 sono, invece, mostrate le forze dei legamenti mediali dell'articolazione tibio-tarsica più rilevanti, tralasciando quelli che sono sottoposti a una forza quasi nulla. Il legamento tibio-calcaneare è teso nelle fasi di massima dorsiflessione ed è quello che subisce la forza maggiore:  $660N$  nel modello A, raggiungendo la saturazione, e  $605N$  nel B. Il legamento tibio-talare posteriore è in tensione nello stesso periodo, ma con una forza nettamente inferiore.

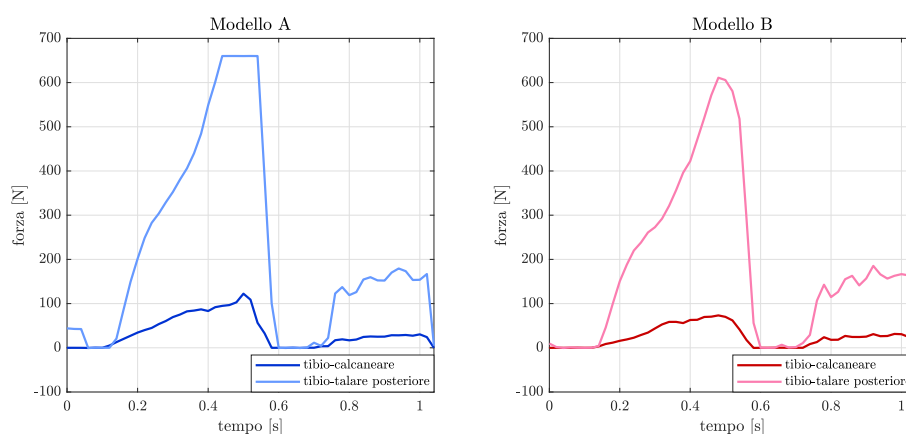


Figura 4.11: Forza dei legamenti mediali dell'articolazione tibio-tarsica durante il passo per il modello A e il modello B.

## Legamenti dell'articolazione subtalare

In Figura 4.12 sono riportati i legamenti dell'articolazione subtalare che subiscono un'intensità di forza maggiore. Il legamento calcaneo-navicolare inferiore è in tensione durante tutta la fase di appoggio e raggiunge la forza massima prima del sollevamento del tallone:  $616N$  nel modello A e  $958N$  nel modello B. Il

legamento talo-calcaneare interesosso è in tensione anch'esso nella fase di *heel-off*, ma con una forza inferiore che rimane attorno a  $200N$ . Nel modello A, raggiunge la saturazione con un valore di  $220N$ .

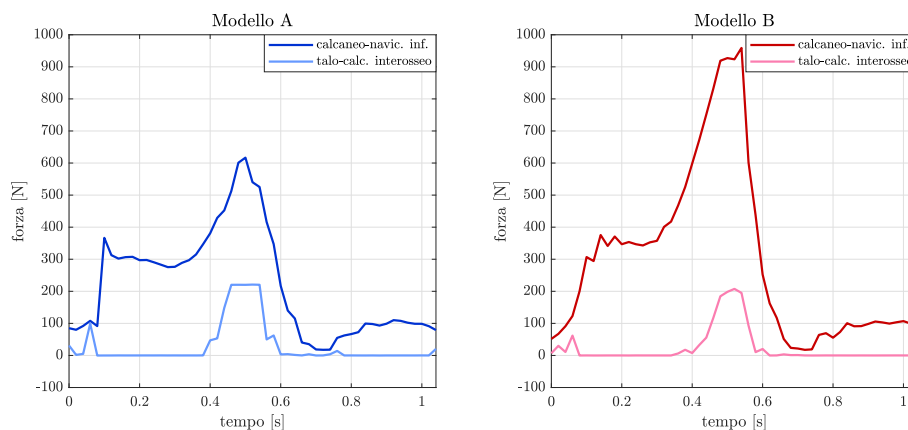


Figura 4.12: Forza dei legamenti dell'articolazione subtalare durante il passo per il modello A e il modello B.

## 4.7 Forze di contatto

La forza trasmessa dalla tibia all'astragalo, mostrata in Figura 4.13, cresce durante la fase di appoggio fino a un massimo di  $3770N$  nel modello A e  $3552N$  nel modello B, in corrispondenza del picco di forza dei muscoli posteriori. La forza si azzerava all'inizio della fase di volo e, nella restante parte del tempo, raggiunge valori attorno a  $340N$ .

Per quanto riguarda l'interazione tra calcagno e suolo, il contatto è presente per tutta la fase di appoggio, fino a quando il tallone non si solleva. Il picco massimo avviene a circa  $0.1-0.12s$  ed è di circa  $770N$  per il modello A e  $600N$  per il B.

Infine, la forza scambiata tra i metatarsali I e III con il terreno mostra delle imprecisioni nel calcolo: ci sono, infatti, molti frame in cui la forza appare nulla,



anche se i due elementi sono in contatto. Interpolando la curva senza considerare questi zeri è possibile risalire all'andamento complessivo. Entrambe queste forze crescono durante la fase di appoggio, fino a un massimo nella fase di *heel-off*. Il primo metatarsale sostiene maggiore forza rispetto al terzo: circa  $400N$  il primo,  $300N$  il secondo.

In Figura 4.13, sono mostrati anche i profili della forza di contatto con il terreno di calcagno, primo e terzo metatarsale: le linee tratteggiate sono i valori in uscita dalla simulazione, mentre le linee continue sono i profili che derivano dall'interpolazione dei dati, che serve per eliminare le imprecisioni di calcolo e rendere il grafico più leggibile.

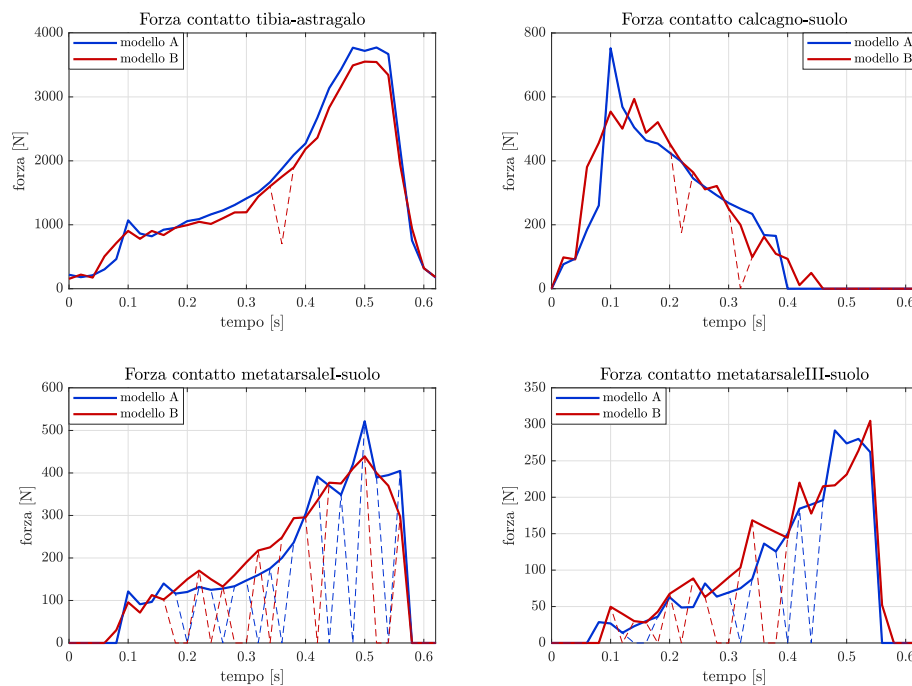


Figura 4.13: Forza di contatto tibia-astragalo, calcagno-suolo, metatarsale I-suolo e metatarsale III-suolo durante la fase di *stance* per i modelli A e B.

# Capitolo 5

## Discussione e Conclusioni

In questo capitolo vengono discussi i principali risultati dei modelli proposti, con riferimento a studi sperimentali presenti in letteratura. Nel complesso i modelli ripropongono in modo adeguato il passo del cammino, sia da un punto di vista qualitativo che quantitativo, in quanto molti dati ottenuti trovano riscontro in risultati sperimentali.

### 5.1 Movimento nel complesso

Il ciclo del passo simulato presenta ottimi risultati in entrambi i modelli. Nel complesso, il cammino è ben rappresentato e sono individuabili tutte le fasi e le sottofasi del ciclo del passo, esposte nel Capitolo 2. Innanzitutto la durata del passo di  $1.04s$ , di cui, la fase di appoggio occupa  $0.62s$ , ovvero circa il 60%, in accordo con i dati di analisi del cammino generalmente considerati [25][1]. Analizzando anche le fasi di *loading response* e *preswing*, ovvero le fasi di appoggio doppio, si può notare che la percentuale del passo occupata da esse risulta essere circa il 20%, come nel cammino fisiologico. La posizione di *foot-flat* risulta leggermente anticipata rispetto ai dati generalmente considerati, ma nel complesso non incide nell'andamento del cammino.

Analizzando nel dettaglio gli angoli descritti dalla caviglia, l'alternanza di plantar flessione e dorsiflessione coincide con quello esposta da Rodgers [23] che prevede la plantar flessione nel primo 10% e nell'ultimo 10% della fase di appoggio e nel resto del tempo la dorsiflessione. Anche gli angoli di inversione e eversione seguono le fasi individuate da Rodgers, con inversione nei primi 10% del passo e nella fase di volo e eversione nel resto del tempo. I valori risultanti di questi angoli sono paragonabili ai dati che si possono trovare in letteratura: ne sono un esempio Brockett e Chapman [6] e Anderson e Pandy [2]; valori simili sono riportati anche da Leardini et al. [16] nella fase di *stance*.

Inoltre, l'andamento degli angoli conferma ciò che si prevedeva anche in base alle forze muscolari in atto.

Anche la pronazione calcaneare è riscontrabile in letteratura: valori e andamenti simili si possono trovare nelle analisi di Leardini et al. [16] e Arndt et al. [4].

### **Arcata plantare e aponeurosi**

Interessante aspetto da analizzare è la variazione di altezza dell'arcata plantare e l'andamento di forza e lunghezza della fascia plantare.

L'andamento dell'altezza dell'arcata plantare, in particolare quella mediale, durante la fase di appoggio del cammino, è riportato, in modo simile a quello ottenuto nelle simulazioni, dagli studi sperimentali di Cashemere et al. [7], Hageman et al. [13] e Hunt et al. [14]. In particolare, il picco di variazione avviene, come sostenuto da Hageman, a circa 80 – 85% della fase di *stance*, nel momento in cui il tallone si solleva. Anche i range di valori ottenuti trovano riscontro in questi papers. I valori risultanti di variazione dell'altezza dell'arcata mediale, inoltre, sono compresi anche nei dati che vengono considerati da Nielsen et al.

[21], che afferma essere in generale tra  $1.7mm$  e  $8.7mm$ .

L'aponeurosi plantare durante la fase di appoggio raggiunge la massima lunghezza a  $0.5s$ , ovvero all'inizio della fase di *heel-off*, in cui il piede è ancora in dorsiflessione e la pianta risente dell'azione tirante dei muscoli posteriori e dell'estensione delle dita che sono appoggiate al suolo. Lo stesso picco si riscontra, ovviamente, anche nella forza, in quanto le aponeurosi sono modellizzate come componenti elastiche. Dopo il picco, la lunghezza diminuisce perché il piede si plantarflette: a questo punto, la forza risulta nulla poiché l'aponeurosi non è più in tensione.

Durante la fase di appoggio, la variazione di lunghezza maggiore si ha in entrambi i modelli nell'aponeurosi centrale. La variazione percentuale risulta, però, essere inferiore al 5%, in accordo con Cashmere et al. [7] che sostiene che lunghezza dell'arcata plantare non subisca grandi variazioni durante la fase di appoggio del cammino. La maggiore variazione di lunghezza dell'aponeurosi avviene a circa 80 – 85% della fase di appoggio e corrisponde alla massima variazione di altezza dell'arcata plantare, prima che il tallone si sollevi: riducendosi l'altezza dell'arcata, la lunghezza della pianta si allunga.

### Forze dei legamenti e forze di contatto

Per quanto riguarda i legamenti, sono stati presi in considerazione quelli sottoposti a una forza maggiore. In particolare, il legamento che subisce la maggiore forza è il calcaneo-navicolare inferiore per il modello B e il tibio-talare posteriore per il modello A. I legamenti sono in trazione in modo coerente tra la loro localizzazione e la configurazione del piede: i legamenti che sono posti dorsalmente sono sottoposti a forza in plantarflessione, mentre quelli che si trovano posteriormente in dorsiflessione. Ad esempio, il legamento tibio-talare posteriore è teso in dorsi-

flessione, così come il talo-fibulare posteriore, mentre il talo-fibulare anteriore è teso in plantarflexione.

Non avendo dati sperimentali sulle forze dei legamenti durante il cammino, l'analisi si è limitata confrontare i risultati con prove a trazione svolte in vitro. Il legamento talo-fibulare anteriore ha una forza a rottura molto superiore rispetto al carico massimo trovato dalle simulazioni: Funk et al. [10] riporta un valore di  $297N$ , mentre Siegler [24]  $231N$ . Anche il legamento talo-fibulare posteriore risulta avere una forza inferiore rispetto a quella di rottura ( $554N$  secondo Funk e  $418N$  secondo Siegler). Il legamento talo-calcaneare ha una forza a trazione di rottura ( $403.4N$ ) maggiore rispetto alla forza trovata nelle simulazioni, stando ai dati di Funk. Il legamento tibio-talare posteriore, invece, ha una forza massima che supera quella di rottura, pari a  $467N$  per Siegler. Inoltre, questo legamento arriva a saturazione a un valore di  $620N$ .

Infine, sono state considerate le forze di contatto tra vari elementi. È emerso che l'astragalo è sottoposto a una forza elevata, specialmente nella fase di *heel-off*: questo è dovuto non solo alla forza peso, ma, soprattutto, alle forze muscolari di gastrocnemio e soleo che raggiungono la massima forza in questo istante. Questi muscoli sono attaccati al calcagno e, contraendosi, tirano il calcagno, comprimendo l'astragalo alla tibia.

Le forze di contatto con il terreno sono rilevabili nel calcagno e nei metatarsali I e III. Il calcagno è sollecitato maggiormente nella prima fase dell'appoggio. Successivamente, il COP si sposta in avanti e la forza maggiore è esercitata dai metatarsali, che raggiunge il massimo durante il sollevamento del tallone. È interessante osservare come la forza verticale si ripartisce inizialmente sul calcagno e, progressivamente, sul primo e sul terzo metatarsale, come descritto da Rodgers [23].

## 5.2 Confronto tra modello A e modello B

Nella sezione precedente è stato esposto come entrambi i modelli riproducano il cammino in modo coerente con i dati imposti e i valori sperimentali in letteratura. È importante, però, mostrare anche le principali differenze presenti nei due modelli.

La differenza sostanziale che si nota è nella maggiore variazione di altezza dell'arcata plantare e di lunghezza nell'aponeurosi nel modello B. Ovviamente, ciò è la principale conseguenza delle inferiori caratteristiche meccaniche della fascia plantare: il modello B, essendo meno rigido, permette un allungamento maggiore dell'aponeurosi e, di conseguenza, una maggiore variazione dell'altezza dell'arcata plantare. Inoltre, l'aponeurosi esercita una forza minore, come mostrato dai dati.

La minor rigidità della fascia plantare si riflette anche in una maggiore possibilità di movimento delle articolazioni interne del piede. Infatti, si nota che l'angolo di flessione plantare/dorsale totale si ripartisce meglio tra tibia-astragalo e astragalo-avampiede nel modello B, mentre, nel modello A, questo movimento è quasi completamente a carico dell'articolazione tibio-talare. La maggiore mobilità delle articolazioni del piede nel modello B è riscontrabile anche in una maggiore sollecitazione dei legamenti calcaneo-cuboideo e calcaneo-navicolare inferiore.

Infine, il modello A presenta una maggiore pronazione calcaneare, dovuta a una maggiore tensione dell'aponeurosi che porta il calcagno in questa posizione.

I modelli hanno un comportamento coerente non solo in relazione ai dati sperimentali della letteratura, ma anche nel confronto tra i due modelli con caratteristiche meccaniche differenti.

## 5.3 Conclusione e sviluppi futuri

In questa tesi è stato sviluppato un modello muscolo-scheletrico per la simulazione del cammino, con particolare attenzione al complesso piede-caviglia, poiché svolge un ruolo fondamentale durante il passo.

Dopo aver accennato l'anatomia e la fisiologia del piede e della caviglia, con i principali movimenti che essa può svolgere, sono stati introdotti alcuni metodi per la descrizione del movimento articolare, con particolare attenzione alla caviglia. Inoltre, è stato esposto nel dettaglio il movimento del cammino.

Utilizzando come modello di partenza quello precedentemente sviluppato da Ventura [27], composto dai principali componenti della caviglia, il movimento è stato sviluppato inserendo i dati cinematici di velocità lineare e angolare della tibia, derivanti da dati sperimentali. La simulazione dinamica è stata svolta attivando in contrazione i muscoli coinvolti nel cammino: tibiale anteriore, peroneo anteriore, estensore lungo delle dita e dell'alluce sono presenti all'inizio del cammino e durante la fase di volo; gastrocnemio, soleo, flessore lungo delle dita e dell'alluce contribuiscono al sollevamento del tallone durante la fase di appoggio. La forza verticale è stata inserita per poter analizzare meglio l'effetto del peso sul piede. Durante la fase di appoggio, la tibia è svincolata solamente in direzione longitudinale dalle variabili cinematiche imposte, mentre è completamente vincolata nella fase di volo. Inoltre, sono stati sviluppati due modelli con differente rigidità della fascia plantare.

Per evitare la transizione iniziale del modello da una posizione statica a una simulazione dinamica, la configurazione iniziale considerata è il risultato di un primo ciclo del passo. I risultati finali analizzati riguardano angoli di plantar flessione/dorsiflessione, inversione/eversione, pronazione calcaneare, altezza dell'arcata longitudinale mediale e laterale, lunghezza e forza delle aponeurosi. Inoltre,

sono stati tenuti in considerazione anche la tensione di alcuni legamenti dell'articolazione tibiotarsica e subtalare e le forze di contatto tra tibia e astragalo e tra calcagno, primo e terzo metatarsale con il suolo.

Sia da un punto di vista qualitativo sia considerando i grafici in uscita, entrambi i modelli riproducono correttamente il ciclo del passo. Nella simulazione sono individuabili le varie fasi e sottofasi del cammino e il profilo degli angoli trova riscontro in letteratura. Anche la variazione dell'altezza dell'arcata plantare e della lunghezza dell'aponeurosi rientra nei range generalmente considerati. I legamenti rispettano gli sforzi limitati testati sperimentalmente, ad eccezione del legamento tibio-talare posteriore che supera la forza di rottura e va in saturazione. Le forze di contatto al terreno mostrano come viene distribuita la forza verticale applicata, mentre l'astragalo risulta essere sottoposto a una grande sollecitazione, dovuta ai muscoli flessori plantari attivi.

Le discrepanze tra i due modelli riguardano principalmente una maggiore variazione di altezza nell'arcata plantare e di lunghezza nelle aponeurosi del modello B, meno rigido. Come già sottolineato nella sezione precedente, la fascia plantare con caratteristiche meccaniche inferiori provoca anche un maggiore movimento delle articolazioni del piede. Si nota infatti un maggiore contributo dell'angolo tra avampiede e astragalo alla plantarflessione e dorsiflessione totale e, di conseguenza, una maggiore sollecitazione dei legamenti dell'articolazione sottoastragalica.

Nonostante i modelli riproducano correttamente il movimento, possibili miglioramenti possono essere apportati. Alcune articolazioni, come tra navicolare e cuneiformi e tra i metatarsali e il cuboide e i cuneiformi, sono ancora vincolate rigidamente. Si potrebbe, perciò, svincolare queste componenti per analizzare meglio la conformazione del piede durante il cammino. Inoltre, è stata considerata solamente la forza verticale agente sulla tibia, poiché è quella con componente



maggiore, ma sull'asse della tibia agiscono anche le componenti della forza antero-posteriori e medio-laterali che si potrebbero prendere in considerazione. Infine, dato che il legamento tibio-talare posteriore supera la forza di rottura, si potrebbero verificare meglio le caratteristiche meccaniche dei legamenti.

Una possibile applicazione futura di questi modelli può essere sicuramente l'inserimento di una protesi di caviglia, così da poterne valutare il posizionamento e gli sforzi a cui possono essere sottoposti i legamenti, che sono un problema critico in questo tipo di operazione.

# Bibliografia

- [1] Z.O. Abu-Faraj, G.F. Harris, P.A. Smith, and S. Hassani. Human gait and clinical movement analysis. *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, 2015.
- [2] F.C. Anderson and M.G. Pandy. Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2001.
- [3] F.C. Anderson and M.G. Pandy. Individual muscle contributions to support in normal walking. *Gait and Posture*, 2003.
- [4] A. Arndt, P. Westblad, I. Winson, T. Hashimoto, and A. Lundberg. Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking. *Foot and Ankle International*, 2004.
- [5] L. Blankevoort and R. Huiskes. Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1991.
- [6] C.L. Brockett and G.J. Chapman. Biomechanics of the ankle. *Orthopedics and Trauma*, 2016.
- [7] T. Cashmere, R. Smith, and A. Hunt. Medial longitudinal arch of the foot: Stationary versus walking measures. *Foot and Ankle International*, 1999.
- [8] W-M. Chen, T. Lee, P. V-S. Lee, J.W. Lee, and S-J. Lee. Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue — a preliminary three-dimensional finite element analysis. *Medical Engineering and Physics*, 2010.

- 
- [9] R.L. Drake, A.W. Vogl, and A.W.M. Mitchell. *Gray's Anatomy for Students*. Churchill Livingstone, 2014.
- [10] J.R. Funk, G.W. Hall, J.R. Crandall, and W.D. Pilkey. Linear and quasi-linear viscoelastic characterization of ankle ligaments. *Journal of Biomechanical Engineering*, 2000.
- [11] A. Gefen. The in vivo elastic properties of the plantar fascia during the contact phase of walking. *Foot and Ankle International*, 2003.
- [12] E.S. Grood and W.J. Suntay. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 1983.
- [13] E.R. Hageman, M. Hall, E.G. Sterner, and G.A. Mirka. Medial longitudinal arch deformation during walking and stair navigation while carrying loads. *Foot and Ankle International*, 2011.
- [14] A.E. Hunt, R.M. Smith, and M. Torode. Extrinsic muscle activity, foot motion and ankle joint moments during the stance phase of walking. *Foot and Ankle International*, 2001.
- [15] C.T. John, F.C. Anderson, J.S. Higginson, and S.L. Delp. Stabilisation of walking by intrinsic muscle properties revealed in a three-dimensional muscle-driven simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2013.
- [16] A. Leardini, M.G. Benedetti, L. Berti, D. Bettinelli, R. Natio, and S. Giannini. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait and Posture*, 2007.
- [17] A. Leardini, J.J. O'Connor, F. Catani, and S. Giannini. A geometric model of the human ankle joint. *Journal of Biomechanics*, 1999.

- 
- [18] A. Leardini, J.J. O'Connor, and S. Giannini. Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2014.
- [19] M.Q. Liu, F.C. Anderson, M.H. Schwartz, and S.L. Delp. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *Journal of Biomechanics*, 2008.
- [20] C. Mkandawire, W.R. Ledoux, B.J. Sangeorzan, and R.P. Ching. Foot and ankle ligament morphometry. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2005.
- [21] R.G. Nielsen, M.S. Rathleff, O.H. Simonsen, and H. Langberg. Determination of normal values for navicular drop during walking: a new model correcting for foot length and gender. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2009.
- [22] A. Redaelli and F. Monteverchi. *Biomeccanica. Analisi multiscala di tessuti biologici*. Pàtron Editore, 2007.
- [23] M.M. Rodgers. Dynamic biomechanics of the normal foot and ankle during walking and running. *Physical Therapy*, 1988.
- [24] S. Siegler. The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint. *Foot and ankle*, 1988.
- [25] S. Standring. *Gray's Anatomy*. Elsevier, 2016.
- [26] M.M. van der Krogt, S.L. Delp, and M.H. Schwartz. How robust is human gait to muscle weakness. *Gait and Posture*, 2012.
- [27] V. Ventura. *Modello muscolo-scheletrico dinamico per la simulazione del movimento della caviglia fisiologica e protesizzata*. Tesi di Laurea Magistrale, Politecnico di Milano, 2014.

- 
- [28] S.W. Wiesel and J.N. Delahay. *Essentials of Orthopedic Surgery*. Springer, 2007.
- [29] D.A. Winter, A.E. Patla, F. Prince, M. Ishac, and K. Gielo-Perczak. Stiffness control of balance in quiet standing. *The American Physiological Society*, 1998.
- [30] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D.D. D'Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, and I. Stokes. Isb recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part i: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*, 2002.
- [31] N. Ying and W. Kim. Use of dual euler angles to quantify the three-dimensional joint motion and its application to the ankle joint complex. *Journal of Biomechanics*, 2002.