

POLITECNICO DI MILANO

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



POLITECNICO

MILANO 1863

**Analisi dell'inserimento di protesi di caviglia in un
modello muscolo-scheletrico dinamico del piede per la
sostituzione dell'articolazione tibio-tarsica**

Relatore: Prof. Carlo Albino Frigo

Tesi di Laurea di:

Valentina Raiti 926771

Paola Russo 928258

Anno Accademico 2019-2020

Indice

Indice	3
Sommario	7
Abstract.....	16
1 Fisiologia di piede e caviglia	24
1.1 Funzione del piede e anatomia	24
1.2 Struttura ossea del piede.....	25
1.2.1 Astragalo	26
1.2.2 Calcagno	27
1.2.3 Cuboide	28
1.2.4 Navicolare.....	28
1.2.5 Cuneiformi.....	29
1.3 Struttura ossea della gamba	29
1.3.1 Tibia.....	29
1.3.2 Perone	31
1.4 Articolazioni del piede e della caviglia.....	32
1.4.1 Articolazioni del piede.....	33
1.4.1.1 Articolazione Intertarsale.....	33
1.4.1.2 Articolazioni Tarso-Metatarsali.....	33
1.4.1.3 Articolazioni Inter-Metatarsali.....	33
1.4.1.4 Articolazioni Metatarso-Falangee.....	34
1.4.1.5 Articolazioni Inter-Falangee.....	34
1.4.2 Articolazioni della caviglia	34
1.4.2.1 Articolazione Tibio-Tarsica.....	35
1.4.2.2 Articolazione Sotto-Astragalica.....	35
1.4.2.3 Articolazione Tibio-Peroneale inferiore.....	36
1.5 Legamenti dell'articolazione della caviglia	36
1.6 Retinacoli ed aponeurosi plantare.....	39
1.7 Archi del piede	40
1.7.1 La volta plantare e gli archi del piede.....	40
1.7.1.1 Arco mediale.....	41
1.7.1.2 Arco laterale.....	42
1.7.1.3 Arco longitudinale o trasversale	42
1.8 Muscoli e tendini.....	42
1.8.1 Muscoli flessori dorsali.....	42
1.8.2 Muscoli flessori plantari	44
1.9 Movimenti del piede e della caviglia	45
1.9.1 Movimento di plantarflessione e dorsiflessione	45
1.9.2 Movimento di adduzione e abduzione.....	47
1.9.3 Movimento di supinazione e pronazione.....	47
1.9.4 Movimento di inversione ed eversione.....	48
2 Modelli per la descrizione del movimento articolare	49
2.1 Analisi del movimento articolare	49

2.2	Biomeccanica della postura e del cammino.....	50
2.2.1	Postura	50
2.2.2	Cammino e ciclo del passo	53
2.3	Attivazione dei muscoli della caviglia nel cammino	54
2.4	Assi di rotazione della caviglia	55
2.5	Modelli per la descrizione del movimento della caviglia.....	57
2.5.1	Angoli di Eulero	57
2.5.2	Angoli di Grood and Suntay.....	59
2.5.3	Modello bidimensionale del quadrilatero articolato di Leardini	61
3	Protesi di caviglia.....	64
3.1	Patologie della caviglia	64
3.1.1	Artrosi.....	64
3.2	Soluzioni chirurgiche.....	65
3.2.1	Artrodesi.....	65
3.2.2	Sostituzione totale di caviglia (TAR–Total Ankle Replacement)	66
3.3	Cause di fallimento di dispositivi protesici di caviglia	68
3.4	Evoluzione della protesi di caviglia	68
3.4.1	Protesi di prima generazione.....	69
3.4.2	Protesi di seconda generazione.....	69
3.4.3	Protesi di terza generazione.....	70
3.5	Protesi di caviglia – BOX	72
3.5.1	Indicazioni cliniche per l’inserimento della protesi BOX	74
3.6	Pianificazione preoperatoria e approccio chirurgico	76
4	Materiali e metodi	86
4.1	Descrizione del modello muscolo-scheletrico del piede	86
4.1.1	Componenti ossee.....	87
4.1.2	Componenti muscolari e tendinee	88
4.1.3	Componenti legamentose	89
4.1.4	Fasce plantari	94
4.1.5	Vincoli tra le componenti	94
4.1.6	Assi per la descrizione del movimento	97
4.1.7	Misura degli angoli attraverso le cerniere.....	99
4.1.7.1	Angolo di plantarflessione e dorsiflessione	99
4.1.7.2	Angolo di supinazione e pronazione	100
4.1.8	Posizione fisiologica.....	101
4.2	Validazione del modello	103
4.2.1	Simulazioni di movimento in appoggio e in sollevamento	103
4.3	Simulazioni di movimento senza protesi	104
4.4	Modellizzazione della protesi.....	107
4.4.1	Descrizione geometrica e dimensionale delle componenti.....	107
4.4.2	Protesi assemblata e cinematica delle componenti.....	108
4.5	Posizionamento della protesi nel complesso piede-caviglia	110
4.5.1	Posizione 1.....	112
4.5.2	Posizione 2.....	115

4.5.3	Posizione 3.....	116
4.5.4	Posizione 4.....	118
4.6	Simulazioni di movimento con protesi.....	118
5	Risultati	119
5.1	Risultati della fase di validazione del modello senza protesi	120
5.1.1	Verifica della funzione muscolare in appoggio.....	120
5.1.1.1	Attivazione del Tibiale Anteriore	120
5.1.1.2	Attivazione del Tibiale Posteriore	121
5.1.1.3	Attivazione del Soleo	122
5.1.1.4	Attivazione del Gastrocnemio.....	122
5.1.1.5	Attivazione dell'Estensore lungo delle dita.....	123
5.1.1.6	Attivazione del Peroneo Lungo	124
5.1.1.7	Attivazione del Peroneo Breve	125
5.1.2	Verifica della funzione muscolare in sospensione.....	126
5.1.2.1	Attivazione del Tibiale Anteriore	126
5.1.2.2	Attivazione del Tibiale Posteriore	128
5.1.2.3	Attivazione del Soleo	128
5.1.2.4	Attivazione del Gastrocnemio.....	130
5.1.2.5	Attivazione dell'Estensore lungo delle dita.....	131
5.1.2.6	Attivazione del Peroneo Lungo	131
5.1.2.7	Attivazione del Peroneo Breve	132
5.2	Risultati delle analisi del movimento di dorsiflessione.....	134
5.2.1	Analisi muscolare del modello senza protesi	134
5.2.2	Analisi muscolare del modello dopo l'inserimento della protesi	135
5.2.3	Analisi dei legamenti del modello prima e dopo l'inserimento della protesi.....	137
5.2.3.1	Analisi delle tensioni dei legamenti dorsali.....	137
5.2.3.2	Analisi delle tensioni dei legamenti plantari	138
5.2.3.3	Analisi delle tensioni dei legamenti mediali.....	138
5.2.3.4	Analisi delle tensioni dei legamenti laterali	139
5.2.3.5	Analisi delle lunghezze dei legamenti	141
5.3	Risultati delle analisi del movimento di plantarflexione.....	143
5.3.1	Analisi muscolare del modello senza protesi	143
5.3.2	Analisi muscolare del modello dopo l'inserimento della protesi	143
5.3.3	Analisi dei legamenti del modello prima e dopo l'inserimento della protesi.....	145
5.3.3.1	Analisi delle tensioni dei legamenti dorsali.....	145
5.3.3.2	Analisi delle tensioni dei legamenti plantari	146
5.3.3.3	Analisi delle tensioni dei legamenti mediali.....	147
5.3.3.4	Analisi delle tensioni dei legamenti laterali	148
5.3.3.5	Analisi delle lunghezze dei legamenti	149
5.4	Risultati delle analisi del movimento di supinazione.....	151
5.4.1	Analisi muscolare del modello senza protesi	151
5.4.2	Analisi muscolare del modello dopo l'inserimento della protesi	151
5.4.3	Analisi dei legamenti del modello prima e dopo l'inserimento della protesi.....	153
5.4.3.1	Analisi delle tensioni dei legamenti dorsali.....	153
5.4.3.2	Analisi delle tensioni dei legamenti plantari	154
5.4.3.3	Analisi delle tensioni dei legamenti mediali.....	155
5.4.3.4	Analisi delle tensioni dei legamenti laterali	156
5.4.3.5	Analisi delle lunghezze dei legamenti	157
5.5	Risultati delle analisi del movimento di pronazione.....	159
5.5.1	Analisi muscolare del modello senza protesi	159

5.5.2	Analisi muscolare del modello dopo l'inserimento della protesi	160
5.5.3	Analisi dei legamenti del modello prima e dopo l'inserimento della protesi	161
5.5.3.1	Analisi delle tensioni dei legamenti dorsali.....	161
5.5.3.2	Analisi delle tensioni dei legamenti plantari	162
5.5.3.3	Analisi delle tensioni dei legamenti mediali.....	163
5.5.3.4	Analisi delle tensioni dei legamenti laterali	164
5.5.3.5	Analisi delle lunghezze dei legamenti	165
5.6	Risultati delle analisi del modello con protesi in Posizione 4.....	167
5.6.1	Dorsiflessione	167
5.6.2	Plantarflessione	169
5.6.3	Supinazione	172
5.6.4	Pronazione.....	175
6	Discussione risultati e conclusioni.....	178
6.1	Discussione risultati della fase di validazione del modello.....	178
6.2	Discussione dei risultati del movimento di dorsiflessione	180
6.3	Discussione dei risultati del movimento di plantarflessione	184
6.4	Discussione dei risultati del movimento di supinazione.....	187
6.5	Discussione dei risultati del movimento di pronazione	189
6.6	Conclusioni e sviluppi futuri.....	191
	Bibliografia	197

Sommario

L'impiego delle protesi di caviglia nel settore della chirurgia ortopedica risale a circa la metà del secolo scorso. L'aumento delle richieste funzionali da parte dei pazienti ha spinto il settore sanitario a investire sulla problematica dell'artrosi di caviglia, che fino a poco tempo fa era trattata principalmente con l'artrodesi di caviglia, ovvero la fusione delle componenti ossee dell'articolazione che limita i range di movimento permessi.

Lo scopo della sostituzione totale dell'articolazione di caviglia è eliminare il dolore mantenendo una completa funzionalità del passo. L'evoluzione delle tecniche chirurgiche e dello strumentario utilizzato hanno reso, negli anni, questo intervento una procedura sempre più affidabile e ripetibile che permette di migliorare progressivamente i risultati ottenuti.



Figura 1. Sostituzione totale dell'articolazione della caviglia con protesi a tre componenti.

Le difficoltà principali nella progettazione di protesi di caviglia riguardano la ridotta dimensione dell'articolazione fisiologica e la congruenza tra superfici articolari.

L'articolazione della caviglia, infatti, è molto piccola e ciò comporta una concentrazione di sforzi elevati sulle superfici articolari artificiali che, se troppo congruenti, ostacolano il movimento e sovraccaricano il sistema di fissazione. Si dovrebbe scegliere quindi, per ogni paziente la tipologia di protesi più adeguata e la misura più corretta delle componenti protesiche.

L'inserimento di protesi nell'articolazione della caviglia, inoltre, risulta critico in quanto bisogna scegliere un adatto posizionamento della protesi e una migliore inclinazione, conoscendo lo stato dell'articolazione patologica. Sarebbe opportuno valutare, prima

dell'intervento le forze esercitate dai muscoli e le tensioni sviluppate dai legamenti durante i movimenti del piede, prima e dopo l'inserimento della protesi.

Ciò è reso possibile dall'utilizzo di modelli muscolo-scheletrici opportuni che riproducono l'anatomia dell'articolazione a partire da dati sperimentali.

Nel seguente lavoro di tesi, è stato sviluppato un modello muscolo-scheletrico del complesso piede-caviglia per l'analisi dei movimenti fisiologici dell'articolazione interessata.

I risultati delle forze muscolari e delle tensioni legamentose sviluppate durante i movimenti sono stati confrontati con quelli ottenuti dopo l'inserimento di una protesi per la sostituzione totale dell'articolazione tibio-astragalica.

Partendo dai risultati ottenuti da un precedente lavoro di tesi [1] sono state effettuate simulazioni di movimento con il modello del piede in appoggio e in sollevamento per valutare i range di movimenti riprodotti e le variazioni di forza muscolare nei due casi.

In seguito, dopo aver scelto opportunamente, quali muscoli attivare nel modello, sono stati riprodotti i principali movimenti del piede e sono state valutate le tensioni dei legamenti, con e senza protesi.

Per effettuare ciò, si è utilizzato il software SimWise 4D che permette di importare modelli 3D ed effettuare simulazioni di movimento in un ambiente virtuale e ottenere in uscita l'andamento di alcune variabili come forze, lunghezze e angoli nel tempo.

Le geometrie ossee 3D di tibia, perone e ossa della caviglia e del piede, sono state ottenute tramite immagini di risonanza magnetica. I muscoli e i legamenti poi, sono stati riprodotti nel software attraverso l'utilizzo del comando "constraint" che permette di selezionare un vincolo tra due corpi, dopo aver definito dei punti specifici di attacco, o "coords". I muscoli sono modellizzati come attuatori lineari e possono essere controllati in velocità, forza, lunghezza o accelerazione. I tendini, necessari per trasmettere la forza esercitata dall'attuatore alla corrispondente componente ossea, sono riprodotti come aste rigide. Infine, i legamenti sono stati modellizzati come molle a caratteristica non lineare per cui è stato possibile impostare la costante elastica, riferendosi a diversi valori di letteratura sulla base dei quali è stata definita una curva forza-allungamento non lineare.

Per ridurre i tempi computazionali, sono state effettuate delle semplificazioni nel modello: alcune articolazioni, di minore interesse per il nostro studio, sono state vincolate tra loro mediante vincoli rigidi oppure mediante cerniere monoassiali, così da ridurre i gradi di libertà del sistema. Per l'articolazione di principale interesse, la tibio-astragolica, è stato definito un vincolo di collisione con coefficiente di restituzione di energia nullo, secondo il quale le due superfici a contatto possono scivolare l'una sull'altra senza compenetrarsi.

Il modello del piede ottenuto è stato posizionato in due configurazioni diverse, da cui si è partiti per effettuare le simulazioni di movimento della fase di validazione del modello: una configurazione con il piede rilassato in sospensione, sotto l'effetto della sola forza di gravità, che ha quindi assunto una posizione finale di flessione plantare e leggera supinazione; una configurazione in appoggio con la pianta del piede posta a 90 gradi con la tibia e su cui agisce una forza verticale, lungo l'asse Z, che simula la forza peso del soggetto. La configurazione col piede in appoggio consente di simulare la condizione dell'articolazione sotto carico fisiologico, attraverso una forza di 400 N che ricrea l'effetto della forza peso agente sul piede di un soggetto di 80 kg in appoggio bipodalico.

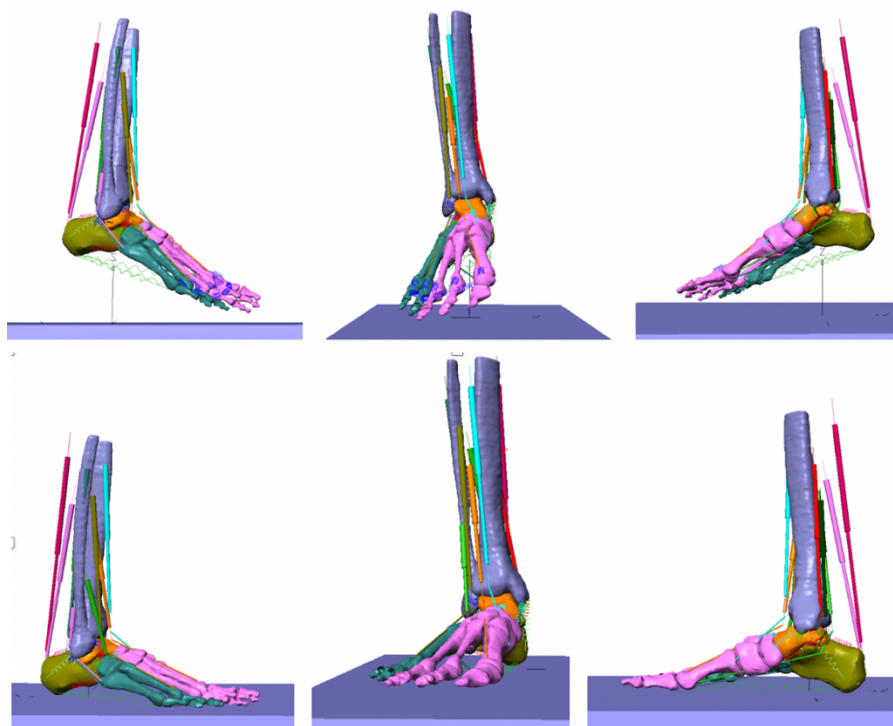


Figura 2. Modello muscolo-scheletrico del piede in sollevamento (sopra) e in appoggio (sotto).

Nella seconda fase del lavoro, invece, è stata considerata solo la configurazione che rappresenta il caso più critico, ovvero quella con piede in appoggio ed è stata inserita la protesi per valutare le variazioni di forze e lunghezze dei legamenti in seguito alla protesizzazione dell'articolazione.

La protesi utilizzata, modellizzata su SolidWorks, è una BOX (Bologna-Oxford) costituita da tre componenti: quella tibiale e talare in lega di Co-Cr, mentre, la componente meniscale, interposta tra le due precedenti, in polietilene. Questo dispositivo è stato il risultato di anni di studi sulla cinematica articolare e sulla biomeccanica della caviglia che dimostrarono lo stretto rapporto tra la morfologia dei legamenti e la conformazione delle superfici articolari della caviglia.

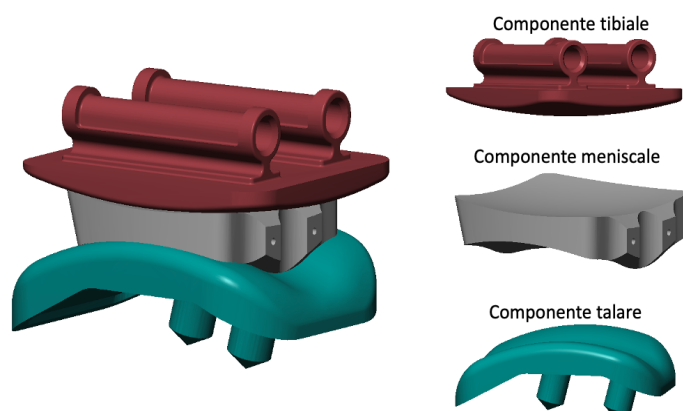


Figura 3. Rappresentazione 3D della protesi BOX e delle singole componenti.

La componente tibiale è dotata di una superficie sferica convessa che permette al menisco tre gradi di libertà rotazionale mentre la componente talare ha una superficie cilindrica caratterizzata da un solco lungo l'asse antero-posteriore che permette al menisco un solo grado di libertà, limitando il rischio di dislocazione laterale. La componente meniscale, infatti, non è vincolata in nessun modo alle componenti adiacenti e, affinché si muova in maniera corretta e non fuoriesca, è necessario il mantenimento delle componenti legamentose durante l'intervento di sostituzione protesica.

Per assemblare l'intero complesso protesico, la componente talare è stata fissata nello spazio e, dopo aver allineato le altre componenti superiormente, il menisco e la componente tibiale, sono state lasciate libere di collidere e incastrarsi l'una sull'altra, sfruttando la forza di gravità.

L'attrito e l'eccessiva congruenza tra le superfici protesiche però, comportavano tempi di calcolo troppo elevati nelle simulazioni di movimento. La conoscenza della geometria e della cinematica delle componenti protesiche ha permesso, quindi, di sostituire le collisioni tra esse con dei vincoli che ne riproducevano gli stessi gradi di libertà.

I vincoli sono stati inseriti rispettivamente al centro di due sfere che approssimano al meglio le superfici articolari delle componenti talare e tibiale. Tra componente tibiale e menisco il movimento è garantito da un vincolo sferico che permette al menisco tutti i movimenti di rotazione attorno ai tre assi. Tra componente talare e menisco invece, il movimento è governato da una cerniera con l'asse coincidente con l'asse di flessione estensione della caviglia.

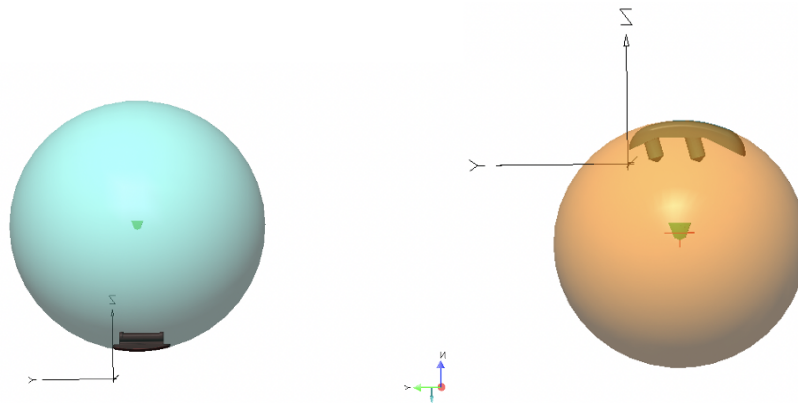


Figura 4. Superfici delle componenti protesiche approssimate da due sfere e vincoli tra componenti al centro di ognuna di esse.

Il modello di protesi, dopo essere stata assemblata e trasferita su SimWise 4D, risulta composta dalle tre componenti protesiche, dai vincoli descritti precedentemente e da due barre rigidamente vincolate alla componente tibiale e a quella talare.

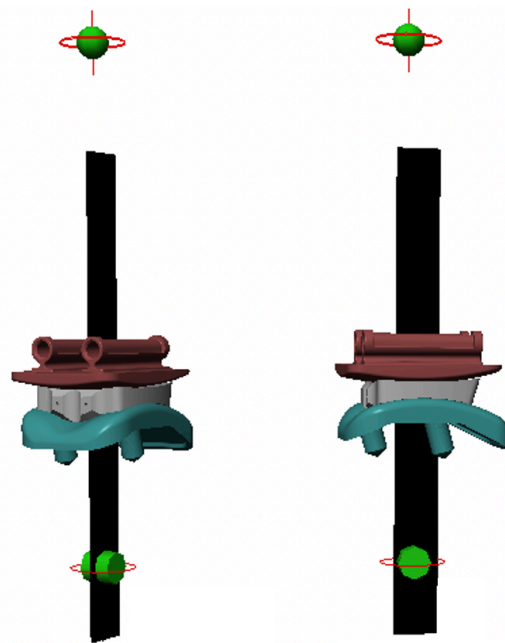


Figura 5. Complesso protesico finale con le due barre da vincolare rispettivamente a tibia e astragalo: la cerniera superiore (vincolo sferico) permette 3 gradi di libertà al menisco rispetto alla componente tibiale; la cerniera inferiore (vincolo cilindrico) permette 1 grado di libertà alla componente talare rispetto al menisco.

Partendo dai dati ottenuti dalla fase di validazione del modello, sono stati scelti gli attuatori da attivare e i valori di attivazione più adeguati per ottenere dei movimenti del piede fluidi e controllati, il più simile possibile a quelli fisiologici. Sono stati riprodotti movimenti di dorsiflessione, plantarflexione, supinazione e pronazione con il piede in appoggio, prima e dopo l'inserimento della protesi. Nello specifico sono state analizzate le tensioni sviluppate dai legamenti per poter effettuare un confronto tra i risultati ottenuti nei due casi e verificare che il posizionamento della protesi, in una determinata configurazione, non danneggi i legamenti.

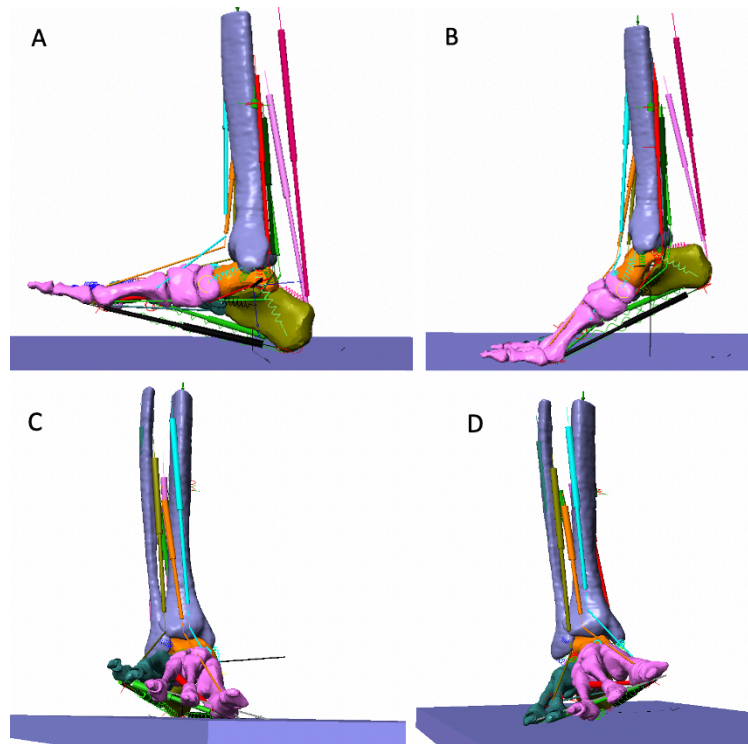


Figura 6. Movimenti di dorsiflessione (A), plantarflexione (B), pronazione (C) e supinazione (D) del modello muscoloscheletrico del complesso piede-caviglia.

La protesi è stata inserita nel modello, nella configurazione “Posizione 1”, allineandola con l’asse longitudinale della tibia; nella “Posizione 2” spostandola posteriormente in direzione antero-posteriore e inclinandola anteriormente; nella “Posizione 3” spostandola anteriormente in direzione antero-posteriore e inclinandola posteriormente. Gli spostamenti della protesi sono stati definiti sulla base di valori riscontrati in letteratura [2]: 1.5 mm in direzione antero-posteriore e 3 gradi rispetto all’asse longitudinale della tibia.

Infine, è stata valutata anche una configurazione con la protesi in “Posizione 4”, utilizzando dei valori di coordinate di posizione della protesi, al di fuori del range stabilito in letteratura, per analizzare le conseguenze di un posizionamento anomalo della protesi.

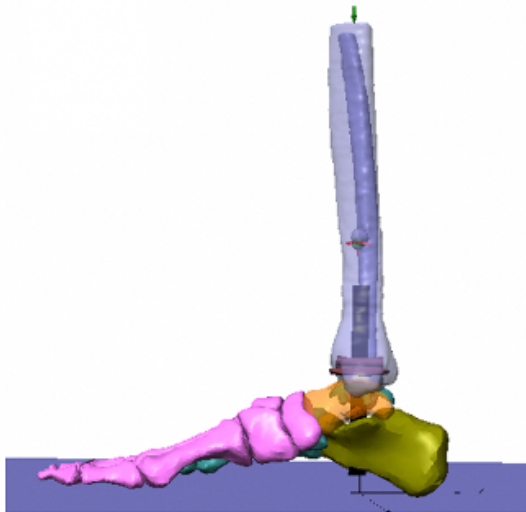


Figura 7. Modello muscolo-scheletrico del complesso piede-caviglia, dopo l'inserimento della protesi BOX.

I risultati ottenuti hanno permesso di concludere che il modello risponde in maniera adeguata all'attivazione muscolare e che, i movimenti che si ottengono dall'attivazione di uno o più muscoli non sono mai perfettamente puri ma sempre combinati e, quindi, non si svolgono attorno ad un solo piano.

In tutte le configurazioni analizzate, il movimento risultante è apparso coerente anche dopo l'inserimento della protesi, con la differenza che alcuni gruppi di legamenti sviluppano valori di tensione superiori. Inoltre, in accordo con quanto descritto da Leardini et al. [3], la componente meniscale, si sposta anteriormente durante i movimenti di dorsiflessione e posteriormente durante i movimenti di plantar flessione.

Nello specifico, è emerso che il tensionamento dei legamenti dipende dalla loro posizione nel modello rispetto alla protesi. I legamenti posti più anteriormente o più posteriormente rispetto al centro della protesi risultano essere quelli maggiormente tensionati rispetto al caso del modello senza la protesi.

La configurazione con la protesi in "Posizione 3" appare essere la migliore, in quanto permette di mantenere i valori di tensioni dei legamenti il più simile possibile al caso senza protesi.

Il modello muscolo-scheletrico sviluppato permette di prevedere l'esito di un intervento chirurgico di sostituzione dell'articolazione di caviglia, effettuando simulazioni di

movimento coerenti e controllate. La possibilità di inserire la protesi in posizioni diverse e valutare quale sia la combinazione migliore, consente al chirurgo di valutare in una fase preoperatoria le migliori dimensioni delle componenti e il loro posizionamento, sulla base dei dati del paziente e della gravità della patologia. Il modello si presta dunque, a delle valutazioni preoperatorie, ad esempio se, dai dati ottenuti con le simulazioni, una configurazione permette di tensionare meno dei legamenti che nel paziente risultano danneggiati, si può optare per un posizionamento diverso della protesi ed effettuare quindi l'intervento migliore in base al paziente.

Dal lavoro effettuato è emerso che la protesi utilizzata non presenta delle dimensioni ottimali per il modello-muscolo scheletrico utilizzato e, in futuro, sarebbe interessante modellizzare delle componenti protesiche di misura più idonea in modo da poter esaminare i "casi di posizionamento limite" della protesi. Inoltre, si potrebbe valutare il comportamento del modello, con la protesi in configurazione "Posizione 3", risultata la migliore, in un completo ciclo del passo.

Altri interessanti sviluppi del modello potrebbero consistere nell'eliminare i vincoli rigidi tra le articolazioni dell'avampiede in modo da ottenere un movimento più fluido e simile al caso fisiologico e comprendere come cambiano i parametri analizzati in un caso più realistico.

Si potrebbero eliminare anche i vincoli tra le componenti protesiche, che erano stati aggiunti per diminuire i tempi computazionali, provando a inserire una alla volta le componenti protesiche nel modello muscolo-scheletrico così da ottenere delle configurazioni con componenti protesiche disallineate tra di loro. Nell'intervento chirurgico, infatti, le componenti sono inserite singolarmente e non come unico complesso protesico, proprio per questo motivo sarebbe interessante valutare i risultati di configurazioni con componenti protesiche disallineate che riprodurrebbero, in maniera più fedele, il caso reale.

Abstract

The use of ankle prosthesis in the orthopedic surgery sector, going back to just the mid-20th century. The increase of requests by patients has pushed the health sector to invest in the ankle arthrosis problem. Up until recently, it was treated with arthrodesis, which is the fusion of the bone components in the joint, which limits allowed movement.

The purpose of completely substituting the ankle is to eliminate pain, while still maintaining full step function. The technological evolution of the surgical techniques and of the tools for the job have made the procedure more reliable and repeatable. This allows to consistently and progressively improve upon the final results.



Figure 1. Total replacement of the ankle joint with a three-component prosthesis.

The main difficulties in designing ankle prosthesis are in regard to the reduced size of the joint, and the matching up of the joint surfaces.

The ankle joint, in fact, is particularly small. This requires particular force to be placed on the artificial surfaces, which can block movement, and place exceeding pressure on the affixing apparatus. Every patient brings a choice then, for the most accurate prosthesis possible, and for the best size of prosthetic components.

Inserting a prosthesis into the ankle joint, brings a few criticalities with it. It is vital to choose an apt position for the prosthesis, and an improved tilt angle, considering the pathological status of the joint. It is also important to, before the surgery, evaluate the forces applied by the muscles and the tension developed by the ligaments in the movement of the foot, before

and after the prosthesis. This is possible because of particular muscular and skeletal models, which reproduce the joint anatomy, by extracting from experimental data.

The following dissertation develops such a muscle-skeletal model of the foot-ankle complex, for the analysis of physiological movements of the joint.

The results of the muscle forces and of the ligament tensions, which were developed in movement, have been subsequently compared and contrasted with those obtained after inserting a full prosthesis of the tibio-talar joint.

Developing the work of a previous paper [1], movement simulations were undertaken, with the foot both resting and lifting, to calculate the range of movement reproduced, and the variations in muscular force applied in both cases.

Then, after choosing which muscles to activate in the model, the main foot movements were reproduced, and the ligament tension was evaluated, both with and without the prosthesis.

In order to do that, SimWise 4D was used. It allows to import 3D models, and execute virtual movement simulations, and receive the output variables, such as angles, measurements, and forces.

The 3D geometric structures of the tibia, fibula, and ankle and foot bones were obtained through MRI scans. The muscles and ligaments were digitally realized using the “*constraint*” command, which allows the bonding of two bodies after having reproduces specific points to link, named “*coords*”.

Muscles are modeled as linear actuators, and can be controlled in speed, force, length or acceleration. The tendons are reproduced as stiff rods, which are necessary to transfer the force applied by the actuator, to the corresponding bone. Ligaments have been modeled as nonlinear springs. This was done in order to insert the elastic constant, referring to different values in the literature in which there was a definition of a nonlinear strength-elongation curve.

In order to reduce calculation times, a few simplifications had to be undertaken. A few joints, of marginal interest for the study, have been hard-bonded together or bonded by single-axis hinge, in order to reduce the degrees of movement freedom of the system. In other components, the collision obligation was removed.

The foot model that was obtained was positioned in two different configurations. These comprise the basis upon which the movement simulations will be executed. The first shows the foot relaxed, in suspension, under the effect of gravity. There is, in fact, a position of

plantar flexion and slight supination. Another configuration puts the foot at rest, at 90 degrees with respect to the tibia, and receiving a vertical force on axis Z, which simulates the body weight of the patient. The resting foot configuration allows the simulation of the condition of the joint under normal physiological load, through a force of 400 N, which recreates the body weight which would be applied by a subject weighing 80kg, in a bipedal standing position.

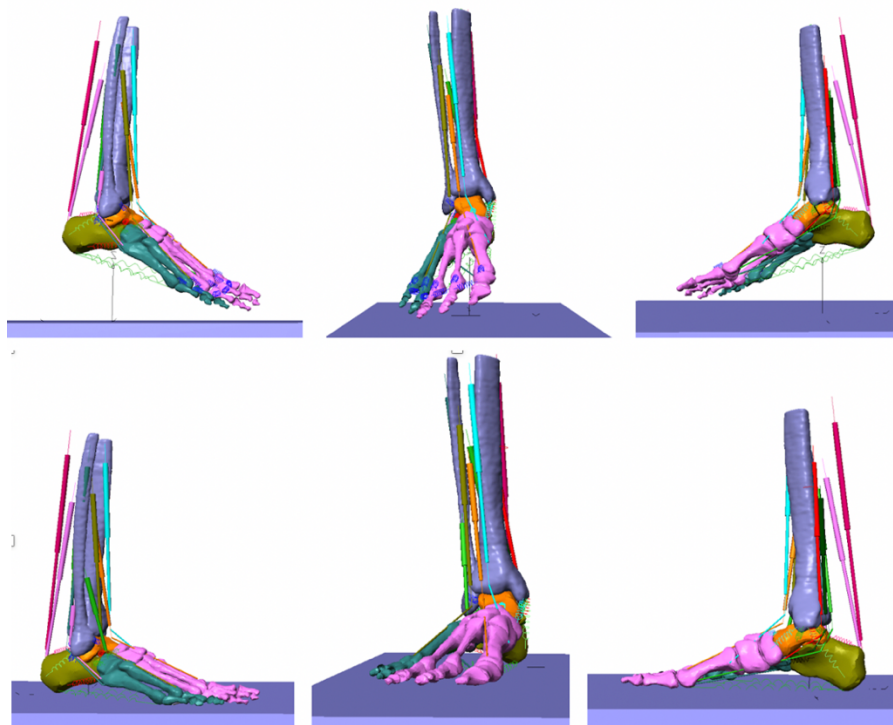


Figure 2. Muscle-skeletal model of the foot in lifting (above) and in resting (below).

In the second part of the work, the most critical configuration was considered most centrally: that is the resting foot configuration. The prosthesis was inserted to evaluate the changes in forces and measurements of the model, post-prosthesis. The prosthesis that was utilized, which was modeled in SolidWorks, is a BOX (Bologna-Oxford), formed by three components. The tibial and talus bone components, made of Co-Cr alloy; and the meniscal component, which is between the two previous ones, in polyethylene. This device is the result of years of study on articular cinematics and on the biomechanics of the ankle, which proved the close link between the form of the ligaments, and the conformation of the articular surfaces of the ankle.

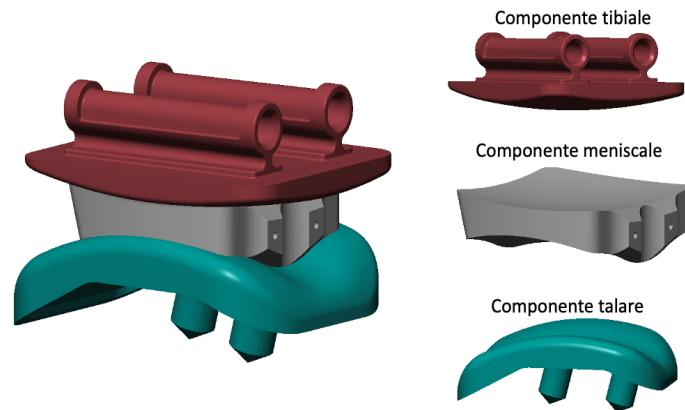


Figure 3. 3D representation of the BOX prosthesis and of the individual components.

The tibial component has a spherical convex surface, which allows 3 degrees of rotational movement to the mobile bearing. The talus bone component has a cylindrical surface, which has a groove along the front-to-back axis. This allows the mobile bearing only one dimension of movement, limiting the danger of lateral dislocation. The meniscal component, in fact, is not bonded to any of the other adjacent ones. In order to ensure movement within the right confines, maintaining the ligaments during the prosthetic surgery is necessary.

In order to completely assemble the prosthetic complex, the talus bone component has been fixed in space. After aligning the other (meniscal and tibia) components, they were left to their own devices, free to collide and fit together by using gravity.

However, friction and an extreme matchup of the prosthesis surfaces, brought on exceedingly long computational times, in movement simulations. In this case, knowledge of articular cinematics and geometry has allowed to substitute the collisions among the surfaces with bonds that aimed to reproduce the same degrees of movement freedom.

The bonds were inserted at the center of two spheres, which approximately resemble and substitute the articular surfaces of the talus bone and the tibia. Between the tibial and the meniscal components, movement is guaranteed by a spherical constraint, which allows the mobile bearing all rotation movements around the three axes. Between talus bone and meniscal components, the movement was handled by a hinge constraint with the coinciding axis with the axis of flex extension of the ankle.

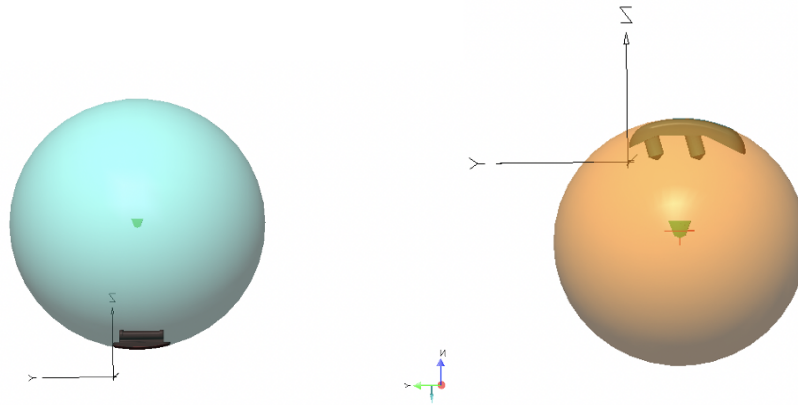


Figure 4. Surfaces of the prosthetic components approximated by two spheres and constraints between components in the center of each of them.

The prosthesis model, after assembly and transfer on SimWise 4D, is comprised of the three components, of the previously described constraints, and two rods, sharply restrained to the tibial and talus bone components.

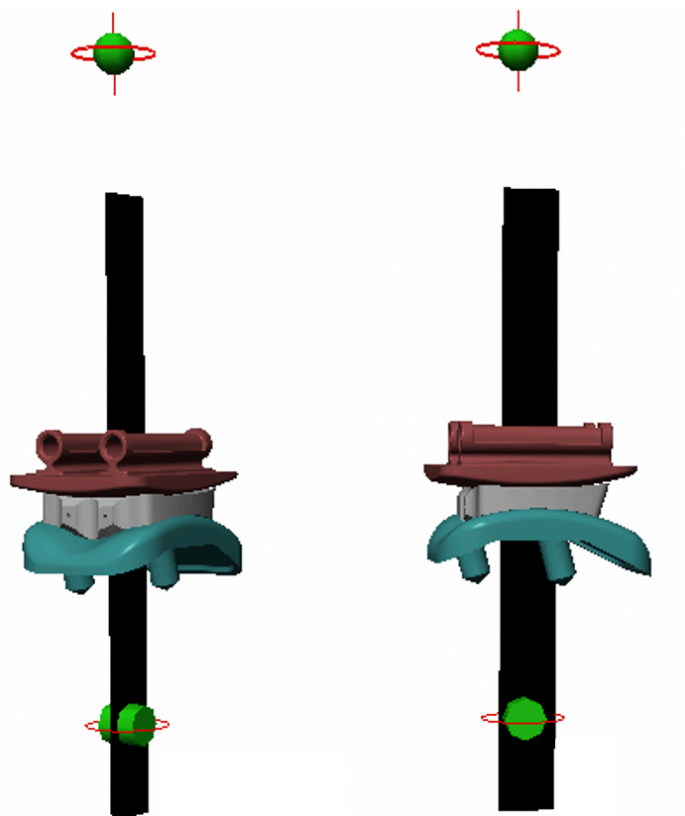


Figure 5. Final prosthetic complex with the two bars to be attached respectively to the tibia and talus: the upper hinge (spherical constraint) allows 3 degrees of freedom to the meniscus with respect to the tibial component the lower hinge (cylindrical constraint) allows 1 degree of freedom to the talar component with respect to the meniscus.

From the validation data of the model, a few actuators were chosen for activation, together with the activation values that most suited fluid and controlled foot movement, in order to emulate most closely physiological movement circumstances.

The movements which were reproduced are the following: dorsiflexion and plantarflexion, pronation and supination in resting foot scenario, both before and after the prosthesis. A close look was taken to analysing the tensions that were developed by the ligaments, in order to execute a comparison of the two results. Furthermore, it was important to verify the prosthesis positioning, in order to avoid damage in any given configuration.

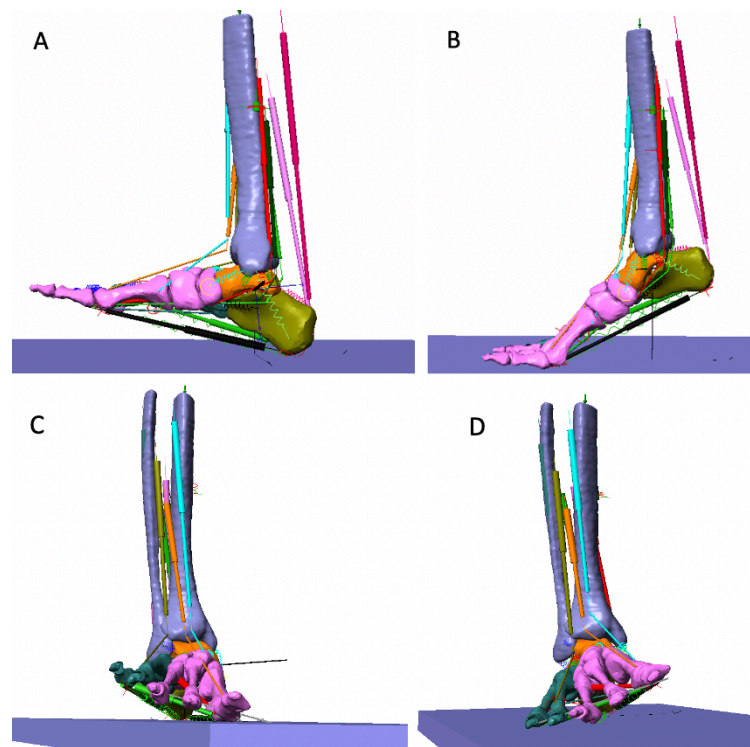


Figure 6. Dorsiflexion (A), plantarflexion (B), pronation (C) and supination (D) movements of the musculoskeletal model of the foot-ankle complex.

The prosthesis was inserted in the model, in the “*Position 1*” configuration, by aligning it with the longitudinal axis of the tibia. In “*Position 2*”, it was further moved in the antero-posterior direction and tilting it forward. In “*Position 3*”, it was moved towards the front in the antero-posterior direction and tilting it backwards. The movements of the prosthesis were defined on the basis of values found in the existing literature [2]: 1.5mm in the antero-posterior direction, and 3 degrees away from the tibial axis.

Furthermore, a “*Position 4*” was evaluated, by utilizing the coordinate position values of the prosthesis, outside of the range within the literature, in order to analyse the consequences of an anomaly in prosthesis positioning.

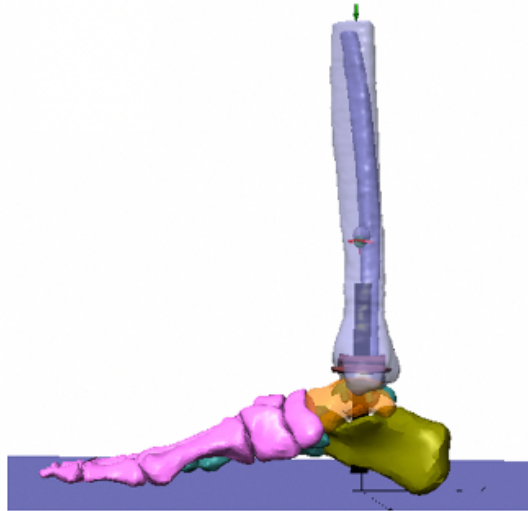


Figure 7. Muscle-skeletal model of the foot ankle complex, after insertion of the BOX prosthesis model.

The results allowed to conclude that the model responds adequately to muscular activation. Also, the movements obtained from activating several muscles are never pure but always combined, which means that they don't execute on one singular plane, but several.

In all the configurations in the analysis, the resulting movement seemed consistent even after the insertion of the prosthesis, with the only difference that a few ligament groups develop stronger tension. Furthermore, in alignment with Leardini et al. [3], the meniscal component moves forward in dorsiflexion and backwards in plantarflexion.

It was found that in particular, the tension of the ligaments depends on their position in the model, in relation to the prosthesis. The ligaments placed ahead of or behind the center of the prosthesis turn out to be the ones that are placed under the most stress, as compared to the model without the prosthesis.

The “*Position 3*” configuration seems to be the best, as it allows to maintain the ligament tension values closest to the instance without the prosthesis.

The muscle-skeletal model that was developed allows to predict the outcome of an ankle joint substitution surgery, by executing simulations of movement that are controlled and consistent. The possibility of inserting the prosthesis in different positions, allows the surgeon to evaluate what the best combination is before actually operating, and choosing the

best component size and their positioning, based upon the patient data and the severity of the pathology. The model therefore allows pre-surgery evaluations. For example, if from the simulation data, a configuration allows to lessen the stress on some ligaments that are damaged, it is possible to choose a different positioning of the prosthesis, and execute the best possible surgery, based on the patient.

One of the outcomes of the work was that the prosthesis utilized does not present optimal sizes for the muscle-skeletal model used, and in the future, it would be interesting to model prosthesis components of a more accurate size, in order to examine the edge cases, as far as positioning go. Furthermore, it would be possible to evaluate the behavior of the model, with the prosthesis in "*Position 3*", which was the best, in a complete step cycle.

Further developments of the model may include the elimination of the rigid constraints between the joints in the forefoot, in order to obtain more fluid movement, more similar to the physiological instance. Another development would be understanding how the parameters change in a more realistic case.

It would be possible to also eliminate the constraints between the prosthesis components, which were added to shrink digital calculation times, and instead try to insert the prosthesis components in the model one at a time, in order to obtain configurations that would be unaligned between them.

In surgery, in fact, the components are placed one by one, and not as a unitary prosthetic complex. It would be interesting, precisely for this reason, as it would mean evaluating the results of configurations with unaligned prosthesis components, that again, would reproduce a more realistic situation.

1 Fisiologia di piede e caviglia

1.1 Funzione del piede e anatomia

Per permettere una migliore comprensione del modello sviluppato, viene fornita una panoramica dell'anatomia e fisiologia di tutte le componenti coinvolte nell'articolazione della caviglia e nel piede, introducendo articolazioni, legamenti e muscoli presenti.

La caviglia è un'articolazione complessa che comprende il piede e la parte inferiore della gamba, e che consente, interagendo con il terreno, lo svolgimento di attività importanti quali il cammino.

Il piede è l'estremità dell'arto inferiore del corpo ed è strutturato per sostenere il peso corporeo in posizione eretta o durante la progressione e grazie al contatto con il terreno, aiuta a mantenere la postura durante il passo. Per accomodare il cammino e la corsa su superfici irregolari il piede deve adeguatamente distribuire il peso ed essere flessibile fornendo la propulsione e lo slancio necessari allo svolgimento di tali azioni. Infine, il piede ha anche il compito di assorbire i colpi, agendo da ammortizzatore e scaricando tutto il peso corporeo a terra durante il cammino, la corsa ed il salto. A tale scopo, deve agire da leva regolabile per resistere ad inerzia e spinte, grazie ad un sistema che gli consente di inarcarsi.



Figura 1.1 Suddivisione del piede in tre parti.

Il piede può essere suddiviso in tre parti (Figura 1.1):

- L'*avampiede*, costituito dalle dita (chiamate anche falangi) e dai metatarsi;
- Il *mesopiede*, ovvero la porzione mediale del piede che comprende ossa di varie forme: il navicolare (chiamato anche scafoide), il cuboide e le tre ossa cuneiformi;
- Il *retropiede*, composto da calcagno e astragalo.

1.2 Struttura ossea del piede

Le ossa del piede sono connesse tra loro in modo da formare archi che, grazie alla loro deformabilità e flessibilità in direzione sia longitudinale che trasversale, sostengono quasi tutto il peso corporeo assorbendolo e distribuendolo tra le ossa tarsali e metatarsali [4]. Le ossa del piede possono essere raggruppate in tre gruppi fondamentali (Figura 1.2):

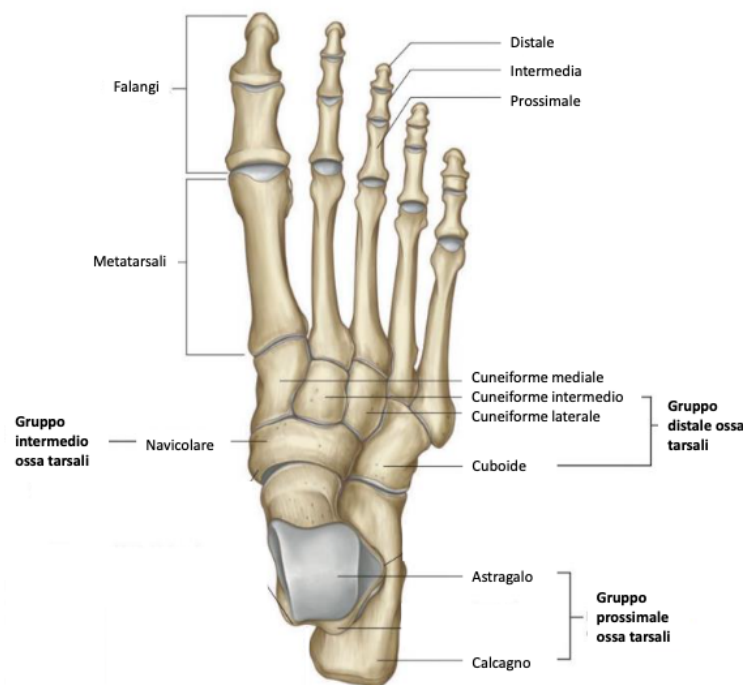


Figura 1.2 Ossa del piede.

Il *tarso*, formato da sette ossa tarsali il cui compito è supportare e distribuire il peso corporeo. Tali ossa possono essere suddivise in due ulteriori gruppi, gruppo prossimale e distale. Astragalo (o talo) e calcagno, due ossa molto voluminose, compongono il gruppo

prossimale. Navicolare, cuboide e i cuneiformi (laterale, intermedio e mediale) compongono il gruppo distale.

Il *metatarso*, formato da cinque ossa lunghe del piede che seguono le dita, chiamate rispettivamente, dal mediale al laterale, primo, secondo, terzo, quarto e quinto osso metatarsale. Ogni metatarso ha una testa all'estremità distale, un allungamento ed una base prossimale. Il primo metatarso è associato all'alluce ed è il più spesso ed il più breve, questo gli consente di sopportare la maggior parte del peso corporeo e di assistere la propulsione.

Le *falangi*, ovvero le *dita*, ognuna costituita da più ossa: *prime falangi* (o *falangi prossimali*), *seconde falangi* (o *falangine*, *falangi intermedie*) e *terze falangi* (o *falangette*, *falangi distali*). Ogni falange ha una base, uno stelo ed una testa distale. Il primo dito, l'alluce, ha due falangi mentre le altre dita hanno tre falangi ciascuno. La testa delle falangi distali non si articola mentre la base di ogni falange prossimale si articola con la testa del corrispondente metatarsale, queste articolazioni sono dette articolazioni metatarso-falangee.

1.2.1 Astragalo

L'*astragalo* (Figura 1.3), si trova nella parte centrale del tarso e si articola superiormente con la tibia, formando l'articolazione tibio-tarsica, lateralmente con i malleoli e anteriormente con il navicolare [5].

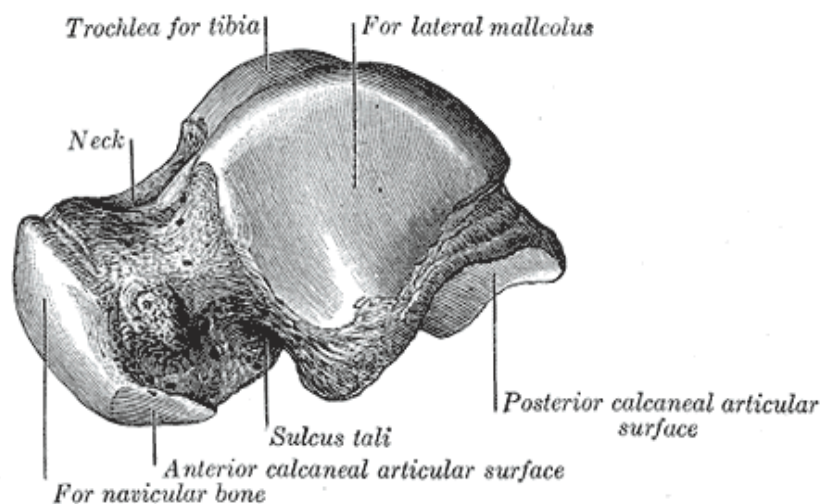


Figura 1.3 Struttura dell'astragalo.

È composto da una testa rotondeggiante, un corpo di forma cubica ed un collo che li collega. La testa ha una superficie articolare anteriore molto larga e convessa ed una superficie inferiore che si articola con il calcagno. Nel corpo possono distinguersi invece diverse facce articolari:

- La *faccia anteriore* ha una forma sferoidale e si articola con il navicolare e con le faccette articolari del calcagno;
- La *faccia posteriore* è più stretta ed è caratterizzata da un solco che la attraversa per tutta la sua superficie articolare;
- La *faccia mediale* permette di ospitare il malleolo mediale superiormente, mentre nella parte inferiore è presente una zona ruvida, fondamentale per il collegamento con il legamento deltoide;
- La *faccia laterale* si articola con il malleolo laterale;
- La *faccia superiore* è caratterizzata da una superficie articolare a troclea che presenta una depressione centrale. È più ampia anteriormente, concava da destra a sinistra e convessa nel piano antero-posteriore;
- La *faccia inferiore* è composta da due zone (superficie postero-laterale e antero-mediale) che si articolano con il calcagno.

1.2.2 Calcagno

Il *calcagno* (Figura 1.4), è l'osso più grande della parte posteriore del piede e si articola con l'astragalo e con il cuboide. Ha una forma cubica abbastanza irregolare ed è fondamentale per la trasmissione del peso corporeo a terra.

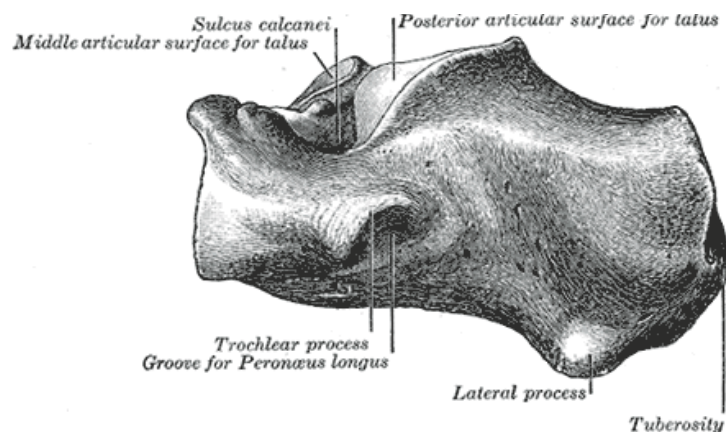


Figura 1.4 Struttura del calcagno.

1.2.3 Cuboide

Il *cuboide* (Figura 1.5), è un osso breve del tarso di forma cubica irregolare. La faccia superiore di quest'osso è ruvida e non articolare a differenza di quella posteriore che si articola con il calcagno. È un osso che si trova accanto al navicolare e al terzo cuneiforme, anteriormente al calcagno e posteriormente alle ossa metatarsali.

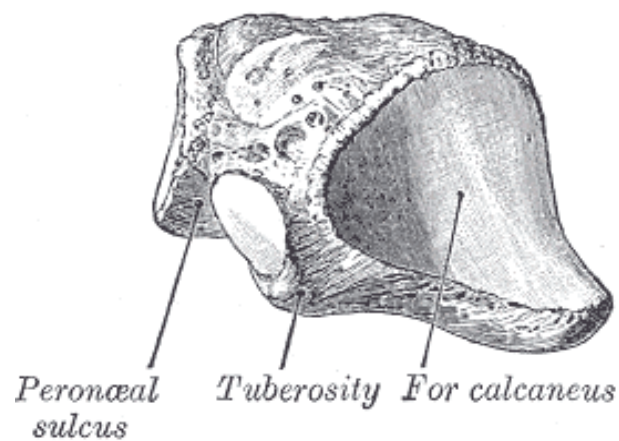


Figura 1.5 Struttura del cuboide.

1.2.4 Navicolare

Il *navicolare* (Figura 1.6), si trova nel tarso anteriormente all'astragalo, medialmente al cuboide e posteriormente ai cuneiformi. È l'osso principale dell'arcata longitudinale della pianta del piede.

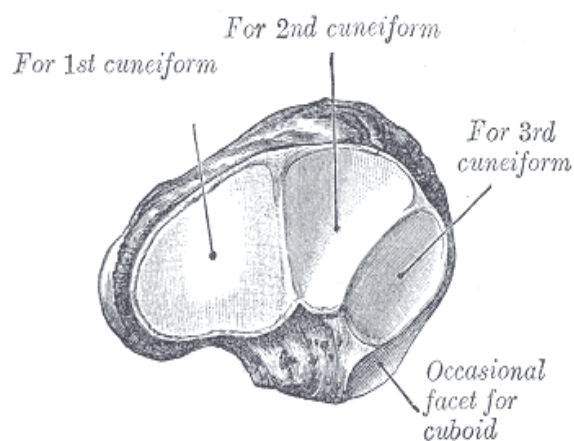


Figura 1.6 Struttura del navicolare.

La faccia superiore e quella inferiore non sono articolari. La faccia mediale presenta una tuberosità che permette il collegamento con il muscolo tibiale posteriore. La faccia anteriore si articola con i tre cuneiformi mentre quella laterale si articola con il cuboide.

1.2.5 Cuneiformi

I *cuneiformi* sono tre ossa del piede, collocate anteriormente al navicolare e posteriormente ai metatarsali. Si distinguono in base alla loro posizione in *mediale*, *intermedio* e *laterale*.

Il *mediale* è il più grande e si articola con il primo metatarsale anteriormente e con il secondo cuneiforme e il secondo metatarsale lateralmente.

L'*intermedio* è più breve e si articola con i cuneiformi adiacenti e con il secondo metatarsale anteriormente.

Il *laterale* si articola con il cuboide, con il secondo cuneiforme e con il secondo ed il terzo metatarsale.

1.3 Struttura ossea della gamba

La gamba è composta da due ossa lunghe, la *tibia* ed il *perone*, collegate tra loro da un legamento interosseo. La tibia è posta medialmente mentre il perone lateralmente.

1.3.1 Tibia

La *tibia*, dopo il femore, è l'osso più lungo dello scheletro umano ed insieme al perone, forma il complesso osseo della gamba (Figura 1.7), al di sotto dell'articolazione del ginocchio.

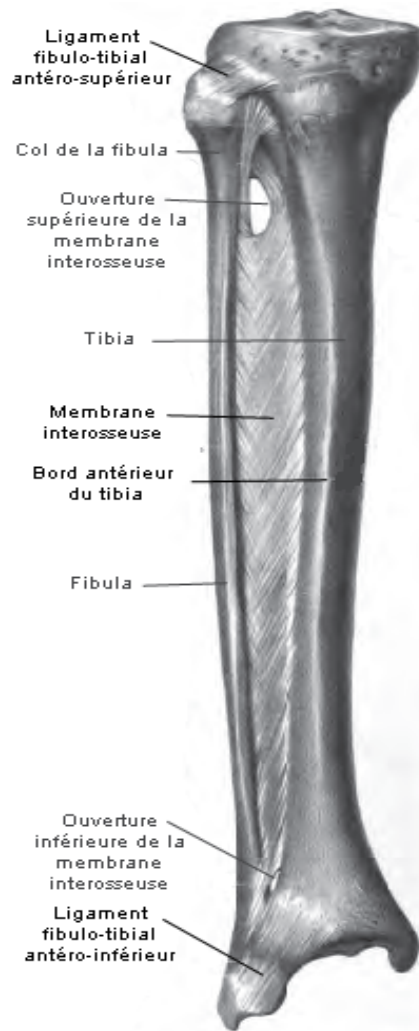


Figura 1.7 Struttura della tibia e del perone.

La parte più interna è a sezione triangolare mentre la parte esterna terminale si collega tramite tessuto fibroso con la parte inferiore del perone. Non è un osso perfettamente rettilineo ma presenta due concavità: una laterale in alto ed una mediale in basso. L'estremità prossimale ha una forma prismoide che si allarga e si collega con il ginocchio ed è caratterizzata da due espansioni: i *condili tibiali mediale e laterale* (Figura 1.8)

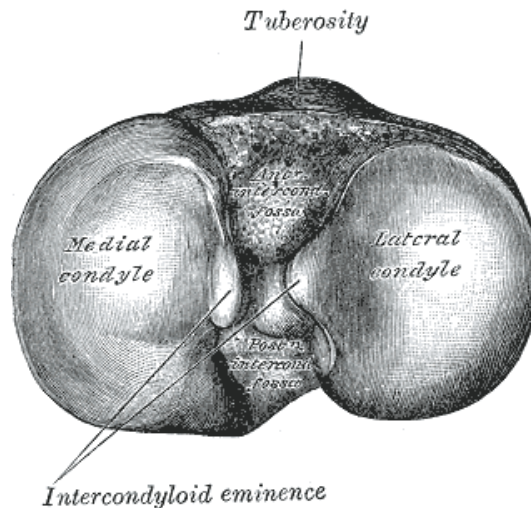


Figura 1.8 Struttura dei condili tibiali mediale e laterale.

La sezione si restringe nella parte centrale, chiamata corpo, per allargarsi nuovamente nella parte inferiore. L'estremità distale della tibia presenta una superficie articolare concava con una gola nel piano sagittale ed è a sua volta composta da ben quattro facce articolari:

- La *faccia articolare anteriore* è ricoperta dai muscoli estensori e dai tendini e presenta una depressione, fondamentale per il fissaggio della capsula articolare;
- La *faccia inferiore* è concava in direzione antero-posteriore e si articola con l'astragalo;
- La *faccia laterale* presenta una depressione ruvida in cui si collega il legamento interosseo inferiore mentre, la parte inferiore della depressione è liscia e si articola con il perone. I legamenti anteriore e posteriore del malleolo laterale sono collegati ai bordi della cresta interossea di tale superficie;
- La *faccia mediale* è convessa inferiormente mentre lateralmente è concava e si articola con il talo. Il bordo anteriore ruvido permette il collegamento con il legamento deltoide mentre il solco malleolare, un'ampia depressione posteriore, ospita i tendini del Tibiale posteriore e del Flessore.

1.3.2 Perone

Il *perone*, chiamato anche *fibula*, è un osso molto sottile collegato alla tibia superiormente e inferiormente. L'estremità superiore è di piccole dimensioni e si trova sotto al ginocchio, a contatto con la parte posteriore della testa della tibia, mentre l'estremità inferiore costituisce

la parte laterale dell'articolazione della caviglia (Figura 1.9) ed è posta più anteriormente alla tibia, rispetto all'estremità superiore.

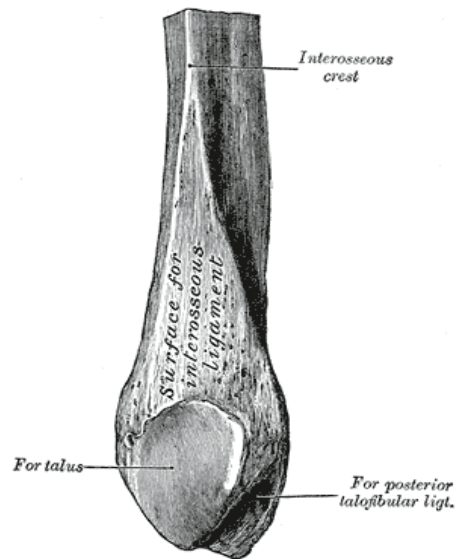


Figura 1.9 Porzione distale del perone.

1.4 Articolazioni del piede e della caviglia

Le articolazioni del piede e della caviglia (Figura 1.10), permettono all'arto inferiore il movimento e la possibilità di adattarsi alle asperità del terreno, modificandone la forma e creando un sistema di ammortizzatori che donano al passo, e di conseguenza all'intero movimento, scioltezza e naturalezza[1].

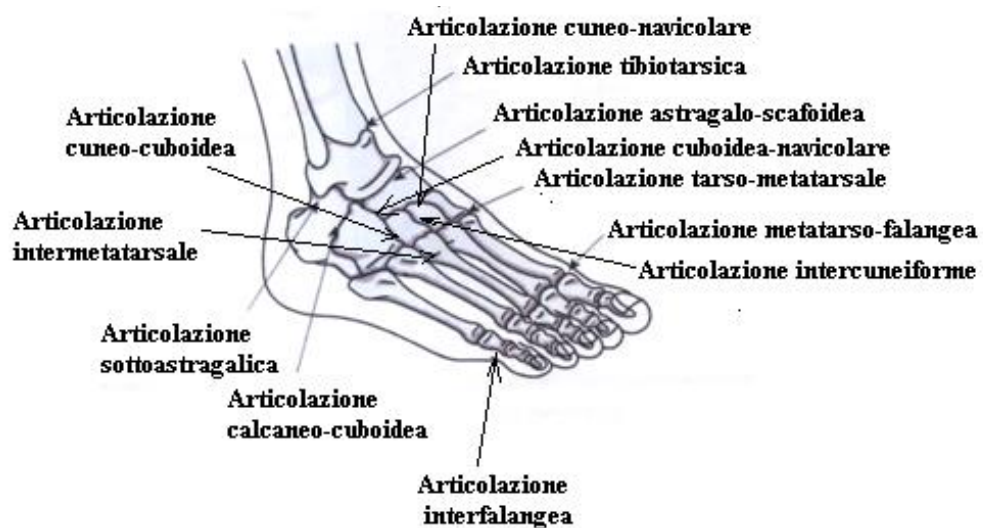


Figura 1.10 Articolazioni del piede e della caviglia.

1.4.1 Articolazioni del piede

Le *articolazioni* del piede connettono i vari segmenti ossei e si distinguono in:

- *Intertarsali*;
- *Tarso-Metatarsali*;
- *Intermetatarsali*;
- *Metatarso-Falangee*;
- *Interfalangee*.

1.4.1.1 Articolazione Intertarsale

È costituita da tre articolazioni sinoviali che consentono i movimenti di inversione/eversione e supinazione/pronazione:

- L'*articolazione subtalare*, tra astragalo e calcagno, consente lo scorrimento e la rotazione per lo svolgimento di alcuni movimenti fondamentali;
- L'*articolazione talo-calcaneo-navicolare*, collega la testa dell'astragalo con il calcagno e il navicolare permettendo sia l'inversione e l'eversione che la supinazione e la pronazione;
- L'*articolazione calcaneo-cuboidea*, collega calcagno e cuboide e, insieme all'articolazione talo-calcaneare-navicolare, forma l'articolazione tarsale trasversa, che attraversa il piede trasversalmente.

1.4.1.2 Articolazioni Tarso-Metatarsali

Comprendono le articolazioni tra I, II e III metatarso rispettivamente con cuneiforme mediale, intermedio e laterale e l'articolazione tra IV e V metatarso con il cuboide. Queste articolazioni insieme alla tarsale trasversa permettono al piede di effettuare i movimenti di supinazione e pronazione.

1.4.1.3 Articolazioni Inter-Metatarsali

Si trovano alla base del II, III, IV e V osso metatarsale.

1.4.1.4 Articolazioni Metatarso-Falangee

Queste articolazioni collegano le teste delle ossa metatarsali alle basi delle falangi prossimali delle dita. Permettono estensione, flessione e una limitata abduzione e adduzione del piede.

1.4.1.5 Articolazioni Inter-Falangee

Queste articolazioni connettono tra loro le falangi che compongono ciascun dito del piede, di conseguenza saranno presenti due articolazioni interfalangee per ciascun dito tranne per l'alluce che, essendo composto solamente da due falangi, ne possiede solo una. Sono articolazioni che consentono la flessione e l'estensione.

1.4.2 Articolazioni della caviglia

Le *articolazioni* della caviglia collegano la troclea, parte superiore dell'astragalo, con le faccette distali di tibia e perone (Figura 1.11) e si distinguono in:

- *Tibio-Tarsica o Tibio-Astragalica;*
- *Sottoastragalica o Subtalare;*
- *Tibio-Peroneale inferiore.*

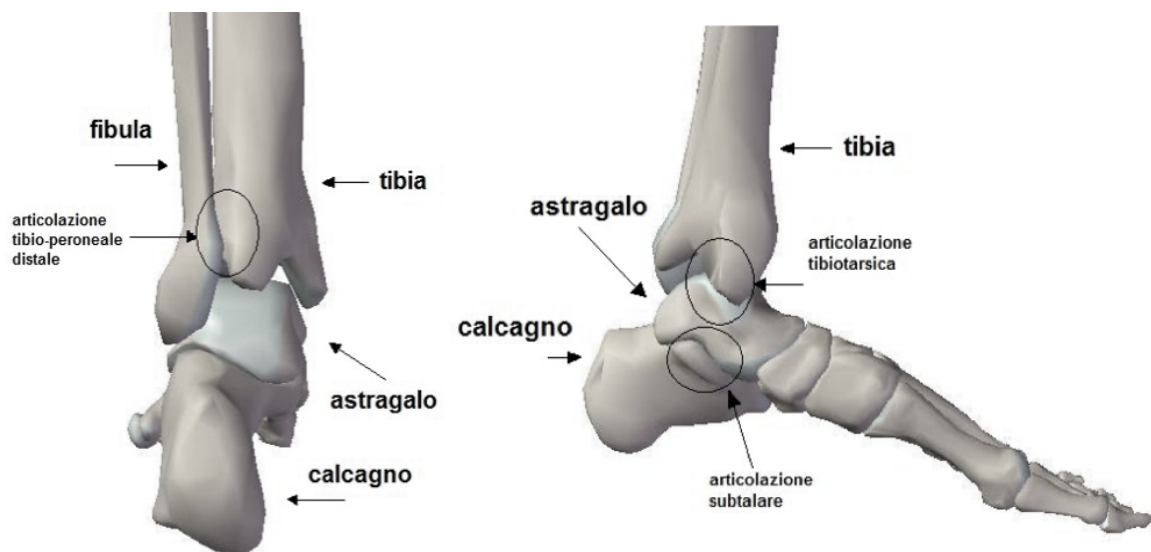


Figura 1.11 Articolazioni della caviglia.

1.4.2.1 Articolazione Tibio-Tarsica

L'*articolazione tibio-tarsica* (Figura 1.11) si dispone tra tibia e astragalo, quest'ultimo composto da una testa, un collo ed un corpo. La parte superiore del corpo dell'astragalo è caratterizzata dalla troclea che si articola direttamente con la tibia. La troclea astragalica presenta: una faccia superiore convessa che si articola con la parte inferiore della tibia che è concava, ed una faccia laterale concava che entra in contatto con il malleolo peroneale.

1.4.2.2 Articolazione Sotto-Astragalica

L'*articolazione sotto-astagalica* collega la superficie inferiore dell'astragalo con la superficie superiore del calcagno.

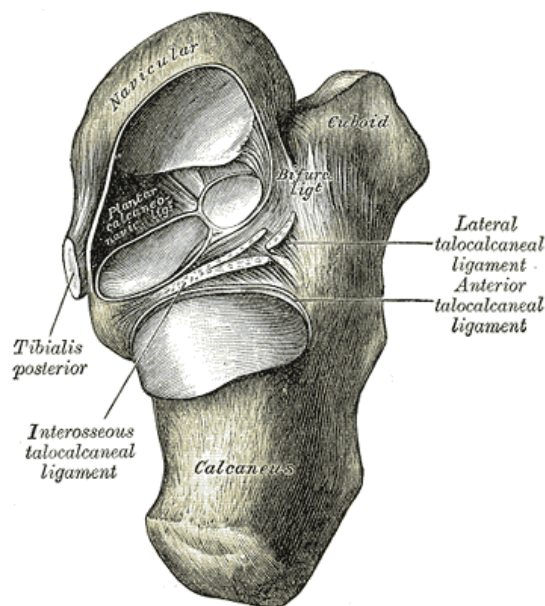


Figura 1.12 Vista dorsale dell'articolazione tra astragalo e calcagno e tra astragalo e navicolare. Nell'immagine l'astragalo è stato rimosso.

Questi due componenti ossei entrano in contatto attraverso due faccette articolari. Quella sulla superficie posteriore dell'astragalo, concava, si articola con la superficie superiore del calcagno che risulta invece convessa. L'altra faccetta è posta sulla superficie astragalica, ed è divisibile in due ulteriori parti, entrambe convesse, una parte posta sul collo e una sulla testa dell'astragalo, entrambe poggiano a loro volta su due faccette concave poste sulla

superficie anteriore del calcagno. Questa articolazione permette il movimento attorno a tre assi, riconducibili ad unico asse obliquo chiamato “*Asse di Henke*”.

1.4.2.3 Articolazione Tibio-Peroneale inferiore

Questa articolazione collega l'estremità inferiore del perone con la tibia attraverso una faccetta tibiale concava. Fa parte della famiglia delle artrodie, quindi permette solo piccoli movimenti di scivolamento reciproco tra le ossa.

1.5 Legamenti dell'articolazione della caviglia

In generale i legamenti hanno il ruolo di stabilizzare le articolazioni e limitare i movimenti. I legamenti che maggiormente stabilizzano l'articolazione della caviglia, nello specifico l'articolazione tibio-tarsica, sono i *legamenti collaterali mediali e laterali*. Questi collegano rispettivamente il malleolo mediale e laterale con le ossa posteriori del tarso.

Il *legamento collaterale laterale* è costituito da tre fasci che a ventaglio, partendo dal malleolo laterale, raggiungono due l'astragalo e uno il calcagno.

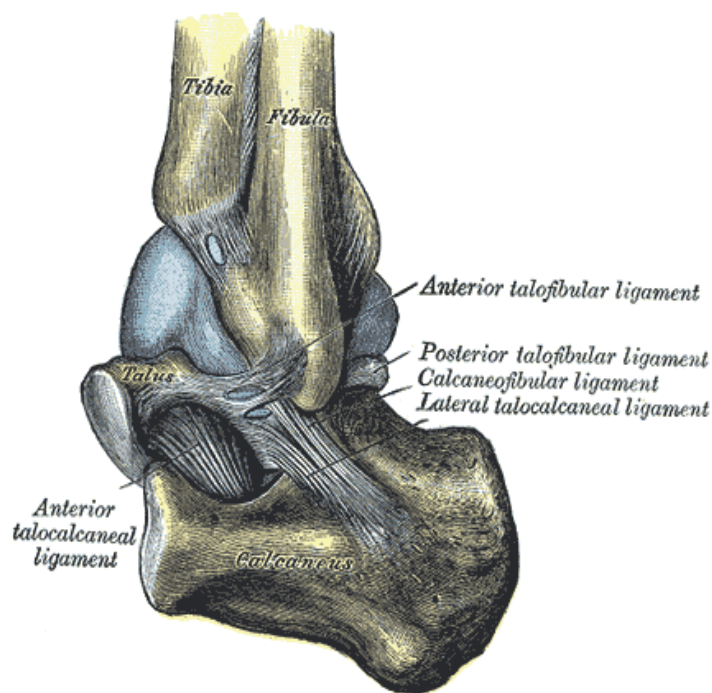


Figura 1.13 Legamento peroneo-astragalico (anteriore e posteriore) e peroneo calcaneare.

I fasci (Figura 1.13), prendono il nome di:

- *Legamento peroneo-astragalico anteriore* o *talo-fibulare anteriore (ATFL)*, che collega la faccia anteriore del malleolo laterale con l'astragalo;
- *Legamento peroneo-astragalico posteriore* o *talo-fibulare posteriore (PTFL)*, collega la faccia interna del malleolo laterale con l'estremità postero-esterna dell'astragalo e si conclude con una piccola porzione di un legamento che prende il nome di legamento talo-calcaneare posteriore.;
- *Legamento peroneo-calcaneare (CFL)*, è il legamento più forte tra quelli che compongono il legamento collaterale laterale, origina dal malleolo laterale e termina sulla faccia esterna del calcagno.

Il *legamento collaterale mediale* (Figura 1.14) si divide in *profondo* e *superficiale*, quest'ultimo è molto grande e di forma triangolare e prende il nome di *legamento deltoideo* composto da:

- *Legamento tibio-navicolare (TNL)*, collega il bordo anteriore della tibia e la superficie mediale del navicolare e compone la parte più anteriore del legamento deltoideo;
- *Legamento tibio calcaneare (TCL)*, collega tibia e calcagno con alcune fibre che si inseriscono nel legamento tibio-spring (TSL) che spesso viene confuso con il TCL, avendo la stessa origine e inserzione, nonostante siano due strutture diverse;
- *Legamento tibio-talare anteriore (ATTL)*, collega la superficie tibiale anteriore con la superficie mediale dell'astragalo;
- *Legamento tibio-talare posteriore (PTTL)*, posizionato come il ATTL ma posto più posteriormente ed è formato da componenti superficiali e profonde.

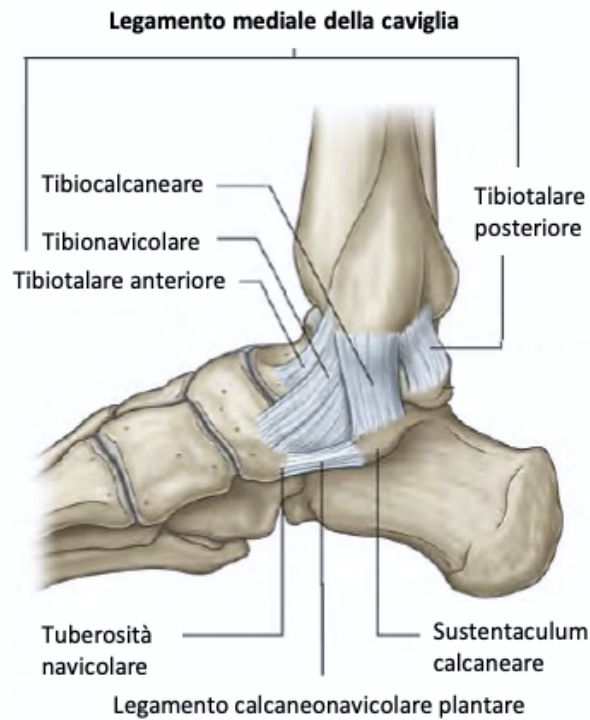


Figura 1.14 Legamenti collaterali mediali della caviglia.

I legamenti principali dell'articolazione sotto-astragalica sono:

- *Legamento interosseo astragalo-calcaneare*, che ricopre un ruolo fondamentale per il movimento dell'articolazione sotto-astragalica in quanto occupa una posizione centrale;
- *Legamento astragalo-calcaneare laterale*;
- *Legamento astragalo calcaneare posteriore*.

Un ruolo importante è svolto anche dai *legamenti plantari e dorsali* che permettono il corretto mantenimento della postura, sostenendo la volta plantare durante l'applicazione del carico. Quelli di maggior importanza risultano essere:

- Il *legamento talo-navicolare dorsale*;
- Il *legamento cuboideo-navicolare dorsale*;
- Il *legamento calcaneo-cuboideo dorsale*;
- Il *legamento plantare lungo*;
- Il *legamento calcaneo cuboideo plantare*;
- Il *legamento calcaneo-navicolare plantare* (o inferiore).

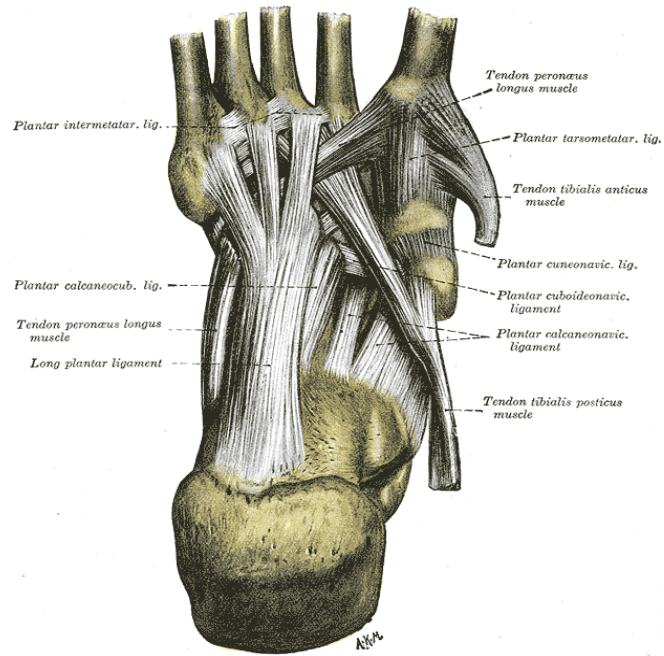


Figura 1.15 Vista plantare dei legamenti e tendini del complesso piede caviglia.

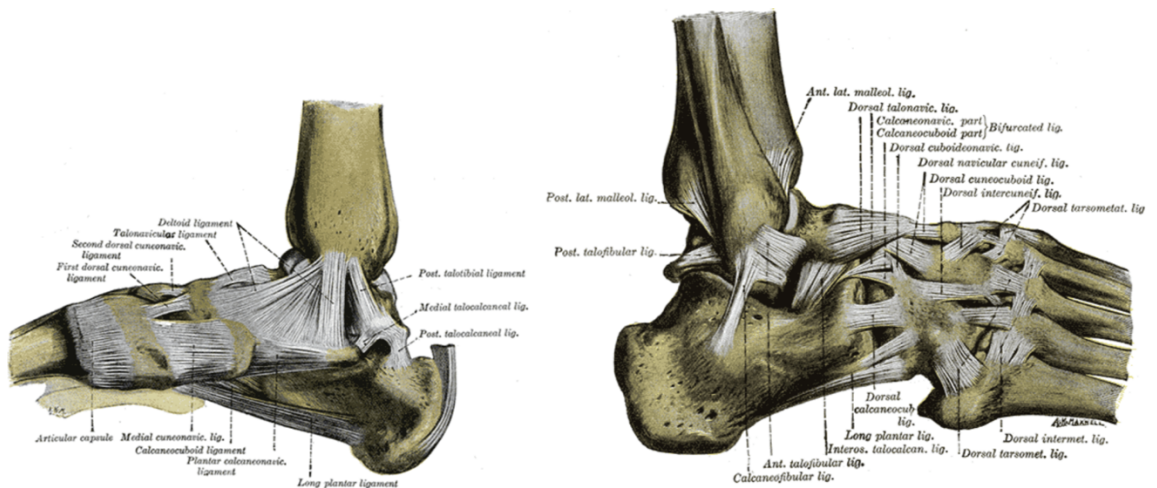


Figura 1.16 Vista mediale (a sinistra) e vista laterale (a destra) dei legamenti e tendini del complesso piede caviglia.

1.6 Retinacoli ed aponeurosi plantare

I *tendini* della caviglia sono tenuti adiacenti alle ossa da strati di tessuto connettivo fibroso, detti *retinacoli*, privi di componenti elastiche. Tali strutture provvedono a stabilizzare la posizione dei tendini ed indirizzare la contrazione alle strutture di inserzione dei muscoli.

Il *retinacolo dei flessori* contiene il malleolo mediale, le superfici mediale e posteriore del talo e la superficie mediale del calcagno. Questo retinacolo avvolge i tendini dei muscoli tibiale posteriore, flessore lungo delle dita e flessore lungo dell'alluce.

Il *retinacolo degli estensori* si divide in retinacolo superiore ed inferiore.

Il *superiore* è posizionato sopra la caviglia ed è attaccato anteriormente a tibia e perone. Il *retinacolo inferiore* è attaccato alla superficie superiore del calcagno ed incrocia medialmente il piede. I due rami da cui è composto, si attaccano al malleolo mediale ed alla parte mediale dell'aponeurosi plantare. I retinacoli superiore ed inferiore, insieme, contribuiscono a stabilizzare i tendini dei muscoli estensori della caviglia, evitando che il tendine si pieghi durante il movimento di estensione del piede e delle dita.

I *retinacoli fibulari* sono anch'essi costituiti da parte superiore e parte inferiore.

Quello *fibulare superiore* è posizionato tra il malleolo laterale ed il calcagno, il *fibulare inferiore* invece si attacca da una parte alla superficie laterale del calcagno e, dall'altra alle fibre del retinacolo estensore inferiore.

Un ruolo importante è svolto dall'*aponeurosi plantare* (o *legamento arcuato*), una robusta e spessa fascia fibrosa che unisce la zona plantare interna del calcagno con le teste metatarsali. Tale struttura, dalla tuberosità calcaneare si estende in avanti, in fibre longitudinali di tessuto connettivo che divergono anteriormente lungo le dita, connettendosi con ossa, legamenti e derma della pelle. Questa struttura ricopre un ruolo importante nella trasmissione del peso corporeo al piede durante la deambulazione e la corsa e, quando il piede si eleva sulle punte e stacca il tallone dal suolo, si tende raggiungendo la sua massima lunghezza. Inoltre, l'aponeurosi plantare entra in gioco a sostenere l'arco longitudinale del piede e protegge le strutture più profonde della pianta.

1.7 Archi del piede

1.7.1 La volta plantare e gli archi del piede

Nel complesso la pianta del piede è costituita da una *volta plantare* sostenuta da tre archi che, sotto carico, si appiattiscono e si allungano consentendo l'adattamento al terreno. Gli

archi del piede, infatti, permettono di variare la curvatura della volta plantare trasmettendo, nelle migliori condizioni meccaniche in base alle diverse situazioni, le sollecitazioni ed il peso corporeo al suolo.

La volta plantare ha i suoi punti d'appoggio con il terreno coincidenti con:

- La testa del primo metatarso (punto a);
- La testa del quinto metatarso (punto b);
- Tuberosità posteriori del calcagno (punto c).

I tre archi del piede (Figura 1.17), si evolvono tra i punti d'appoggio sopra descritti, nello specifico sono:

- *Arco mediale* (tra il punto a ed il punto c);
- *Arco laterale* (tra il punto b ed il punto c);
- *Arco longitudinale o trasversale* (tra il punto a ed il punto b).

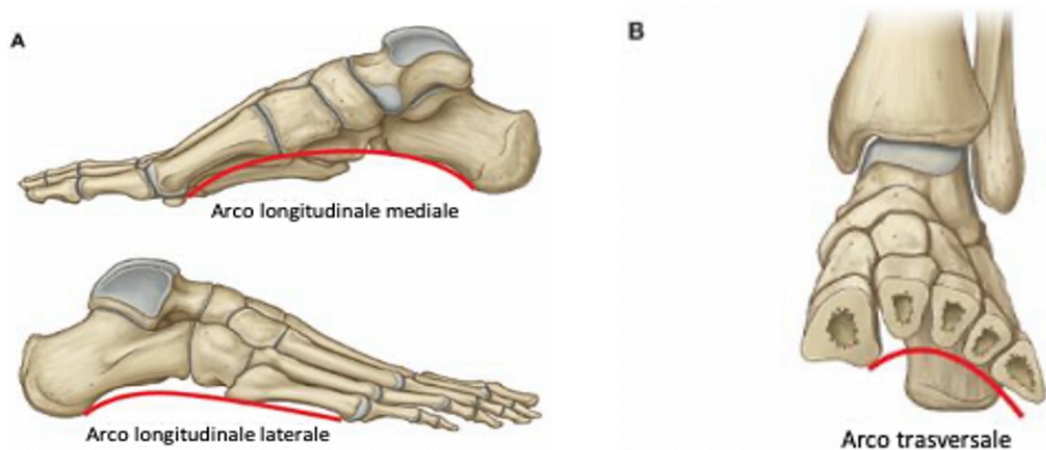


Figura 1.17 Archi del piede.

1.7.1.1 Arco mediale

L'*arco mediale* si sviluppa dalla testa del I metatarso al calcagno ed è sostenuto dal tibiale posteriore, dal peroneo lungo e dal flessore lungo dell'alluce.

1.7.1.2 Arco laterale

L'*arco laterale* è compreso tra la testa del V metatarso ed il calcagno e si solleva rispetto al suolo solamente di circa 3-5mm. I muscoli che sostengono questo arco sono il peroneo breve, il peroneo lungo e l'abduktore del quinto dito.

1.7.1.3 Arco longitudinale o trasversale

L'*arco longitudinale* si trova tra la testa del primo metatarso e la testa del quinto metatarso e presenta una concavità poco accentuata. È sostenuto da un solo muscolo, l'abduktore dell'alluce.

1.8 Muscoli e tendini

Il nome dei *muscoli* del complesso della caviglia deriva dal nome di quelli presenti nella mano dove però, la flessione ed estensione sono invertite rispetto agli stessi movimenti che hanno luogo a livello del piede. Di conseguenza, i *muscoli estensori* del piede sono quelli che agiscono come flessori dorsali mentre i *muscoli flessori* del piede agiscono come flessori plantari.

Il piede può essere diviso in *parte dorsale* e *parte plantare* e, sulla base di tale distinzione, anche i muscoli del piede vengono chiamati *muscoli dorsali* o *muscoli plantari* a seconda che decorrano davanti o dietro l'asse trasversale XX' dell'articolazione tibio-astragalica.

1.8.1 Muscoli flessori dorsali

I *muscoli flessori dorsali* sono posizionati nella regione anteriore all'asse trasversale XX' (Figura 1.18). Tali muscoli possono ulteriormente essere suddivisi in due gruppi in base al loro rapporto con l'asse longitudinale ZZ':

L'*estensore lungo dell'alluce* (Ep) ed il *tibiale anteriore* (JA) risultano contemporaneamente adduttori e supinatori, tale azione è tanto più accentuata quanto più sono posizionati lontano

dall'asse ZZ'. Pertanto, il tibiale anteriore avrà una maggiore azione d'adduzione e supinazione rispetto all'estensore lungo dell'alluce.

L'*estensore comune delle dita* (Ec) ed il *peroneo anteriore* (PA) risultano contemporaneamente abductori e pronatori, anche in questo caso l'azione sarà tanto più accentuata quanto più la posizione del muscolo è lontana dall'asse ZZ'. In questo caso, dunque, risulterà più abductore pronatore l'estensore comune.

Il *tibiale anteriore* (JA) origina dalla fascia muscolare della gamba, dalla membrana interossea tra tibia e perone e dalla faccia laterale della tibia e si fissa sul primo cuneiforme e sul primo metatarso. Questo muscolo dorsiflette il piede e lo inverte alle articolazioni intertarsali, inoltre, fornisce un supporto dinamico all'arco mediale del piede durante la deambulazione.

Il *peroneo anteriore* (PA) origina dalla faccia mediale del perone e dalla membrana interossea e si inserisce sulla base del quinto metatarso. Il peroneo anteriore è un muscolo incostante, non sempre presente ecco perché in genere viene considerato come parte dell'estensore lungo delle dita.

Tibiale anteriore e peroneo anteriore hanno un'azione diretta sul piede e non servono ausiliari.

L'*estensore lungo dell'alluce* (Ep) origina dalla faccia mediale del perone e si inserisce sulla base della falange distale dell'alluce.

L'*estensore comune delle dita* (Ec) origina dal condilo laterale della tibia, dalla parte prossimale della superficie anteriore del perone, dalla parte prossimale interossea e si inserisce tramite quattro tendini, dal secondo al quinto dito.

Sia l'*estensore lungo dell'alluce* che l'*estensore comune delle dita* non hanno un'azione diretta, questi due muscoli agiscono con la partecipazione delle dita: se le dita sono stabilizzate dritte o flesse per l'azione degli interossei, l'estensore comune è flessore della caviglia, ma se gli interossei divengono insufficienti, la flessione della caviglia ne provoca

una conformazione “*en griffe*” ovvero “*dita a martello*”. Invece la stabilità dell’alluce, grazie ai muscoli sesamoidei, permette all’estensore lungo di flettere la caviglia. In caso di insufficienza dei sesamoidei, l’azione dell’estensore lungo sulla caviglia provocherà, anche in questo caso, una conformazione “*en griffe*” dell’alluce.

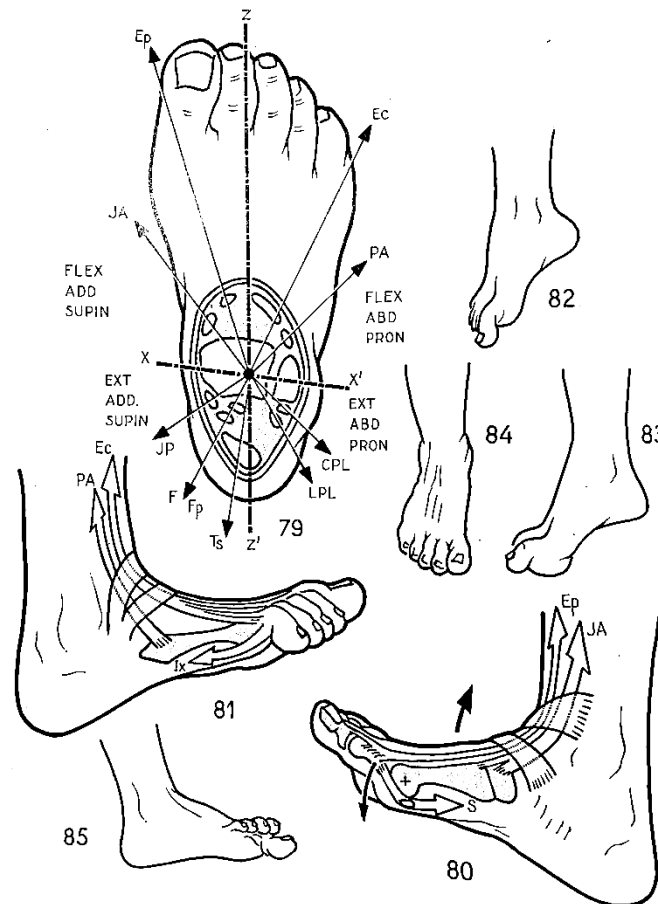


Figura 1.18 Muscoli flessori dorsali.

1.8.2 Muscoli flessori plantari

I muscoli flessori plantari sono posizionati posteriormente all’asse trasversale XX' : sono sei muscoli, non considerando il plantare gracile del tutto trascurabile ma, nella pratica, solo il tricipite surale ha un’azione veramente efficace.

Il *tricipite surale* è uno dei muscoli più potenti del corpo ed è composto da tre corpi muscolari che possiedono un tendine terminale comune, il tendine d’Achille, che si fissa

sulla faccia posteriore del calcagno. I *tre corpi muscolari* che compongono il tricipite surale sono il *soleo*, il *gastrocnemio laterale* ed il *gastrocnemio mediale*. Il soleo è l'unico muscolo monoarticolare, è un muscolo profondo ed è posizionato sotto il gastrocnemio. Il gastrocnemio laterale ed il gastrocnemio mediale sono invece muscoli biarticolari.

1.9 Movimenti del piede e della caviglia

Per la descrizione dei movimenti compiuti dal complesso piede-caviglia è necessario stabilire quali siano gli assi attorno ai quali avvengono i movimenti delle articolazioni per il raggiungimento della posizione desiderata.

La caviglia permette un movimento tri-planare e, considerando il soggetto in posizione eretta, gli assi presi come riferimento sono:

- *Asse trasversale XX'* passante tra i due malleoli che corrisponde all'*asse di rotazione per l'articolazione tibio-tarsica*. Questo asse è compreso nel piano frontale e rispetto a questo asse vengono identificati i movimenti di flessione plantare e flessione dorsale che si effettuano nel piano sagittale;
- *Asse longitudinale della gamba Y* è un asse verticale e rispetto ad esso si possono identificare i movimenti di abduzione e adduzione del piede;
- *Asse longitudinale del piede Z* è un asse orizzontale ed è contenuto nel piano sagittale. I movimenti attorno a tale asse sono i movimenti di rotazione esterna e interna.

Inizialmente si assunse che la caviglia ruotasse attorno ad un unico asse di rotazione, quello trasversale localizzato tra i due malleoli. Con il tempo però, si evidenziò che l'asse di rotazione della caviglia cambiava continuamente orientamento e posizione durante i vari movimenti, come vedremo nel capitolo successivo.

1.9.1 Movimento di plantarflexione e dorsiflessione

La *dorsiflessione* è il movimento che avvicina il dorso del piede alla faccia anteriore della gamba, mentre la *plantarflexione* lo allontana portandolo a disporsi sul prolungamento della stessa (Figura 1.19).

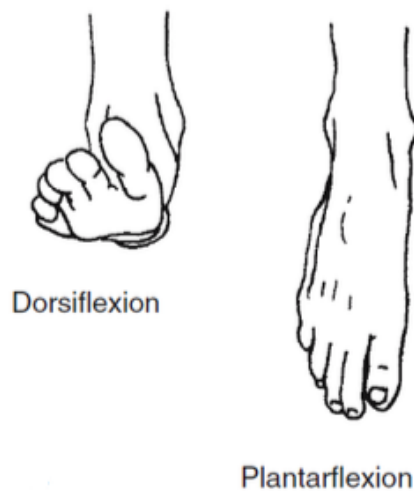


Figura 1.19 Movimento di dorsiflessione e plantarflessione.

Durante entrambi i movimenti, l'asse trasversale di rotazione della tibio-tarsica rimane fisso nello spazio permettendo i movimenti nel piano sagittale.

Nella dorsiflessione l'angolo che la pianta del piede forma con l'asse verticale della gamba può raggiungere i 20°-30° mentre nella plantarflessione vengono raggiunti valori intorno ai 30°-50°. L'ampiezza della plantarflessione è maggiore di quella della dorsiflessione perché la puleggia astragolica è sviluppata maggiormente nella parte posteriore rispetto a quella anteriore.

La dorsiflessione e la plantarflessione sono limitate da:

- Fattori ossei;
- Fattori capsulo-legamentosi;
- Fattori muscolari.

Nella dorsiflessione, infatti, la superficie superiore dell'astragalo viene ad urtare contro il margine anteriore della superficie tibiale e i fasci posteriori dei legamenti della tibio-astragolica si tendono, limitando il movimento.

Durante questo movimento è anche presente una resistenza muscolare a carico dei muscoli flessori plantari.

Nella plantarflessione invece, i tubercoli posteriori dell'astragalo vengono a contatto con il

marginale posteriore delle superficie tibiale così la capsula si tende alla stessa maniera dei fasci anteriori dei legamenti della tibio-astragalica. Durante questo movimento è anche presente una resistenza muscolare a carico dei muscoli flessori dorsali.

La stabilità antero-posteriore della tibio-astragalica è permessa dall'azione di:

- Gravità;
- Superficie tibiale, i cui margini impediscono lo scivolamento della troclea in avanti e indietro;
- Apparatì legamentosi laterale e mediale che impediscono ogni movimento dell'astragalo intorno al suo asse longitudinale.

1.9.2 Movimento di adduzione e abduzione

Il *movimento di adduzione* permette alla punta del piede di muoversi in dentro, verso il piano di simmetria del corpo, mentre con il *movimento di abduzione* la punta del piede gira all'esterno e si allontana dal piano di simmetria.

L'ampiezza dei movimenti di adduzione-abduzione, eseguiti solo in associazione alla pronazione e supinazione, varia dai 35° ai 45°. Il movimento del piede sul piano orizzontale può essere aumentato grazie alle escursioni del movimento del ginocchio e dell'anca e raggiungere abduzioni fino a 90°.

1.9.3 Movimento di supinazione e pronazione

I *movimenti di pronazione e supinazione* (Figura 1.20) avvengono attorno all'asse longitudinale del piede.

La *rotazione interna* (o *supinazione*) è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'interno e può raggiungere un'ampiezza massima di circa 50°.

La *rotazione esterna* (o *pronazione*) è il movimento che orienta la pianta del piede verso l'esterno e può raggiungere un'ampiezza massima di 20°-25°.

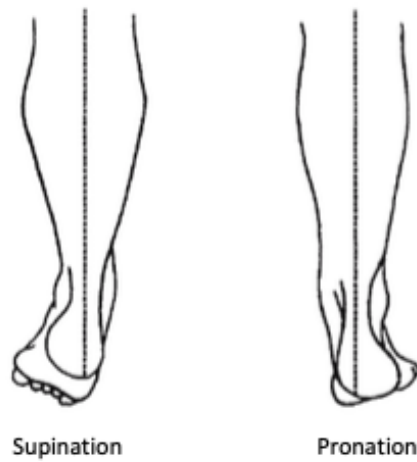


Figura 1.20 Movimento di supinazione e pronazione.

1.9.4 Movimento di inversione ed eversione

I *movimenti di inversione ed eversione* (Figura 1.21) sono il risultato di una combinazione di movimenti di caviglia e piede. Tali movimenti non esistono allo stato puro (attorno ad un unico asse) ma sono appunto il risultato di una combinazione di movimenti in uno dei piani con uno negli altri due piani. L'inversione associa plantarflexione, adduzione e supinazione mentre l'eversione associa dorsiflessione, abduzione e pronazione.

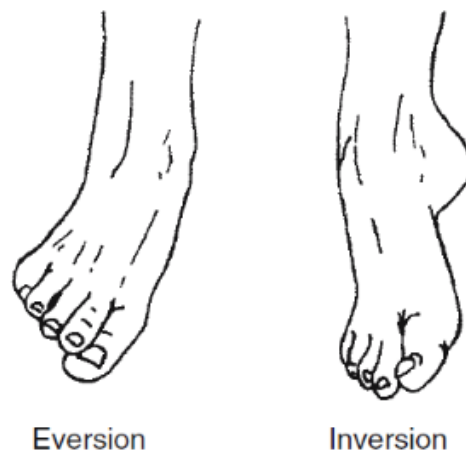


Figura 1.21 Movimento di eversione ed inversione.

2 Modelli per la descrizione del movimento articolare

2.1 Analisi del movimento articolare

Per analizzare i movimenti del corpo si utilizzano tecniche per la registrazione delle posizioni dei segmenti corporei nel tempo, attraverso l'utilizzo di marker e telecamere in laboratori di analisi del movimento.

In questo modo è possibile ottenere dati cinematici per la descrizione quantitativa delle funzioni motorie in un soggetto sano e confrontarle con soggetti con lesioni di diversa natura del sistema muscolo scheletrico. Sono fondamentali in questo caso l'affidabilità e l'accuratezza dei dati ottenuti affinché i chirurghi possano trarre indicazioni o suggerimenti clinici per pianificare l'intervento terapeutico.

Le procedure di analisi del movimento con telecamere o immagini istantanee iniziarono ad essere utilizzate all'inizio degli anni 70 ma con molte limitazioni relative alla bassa accuratezza della misura, alle lunghe tempistiche di elaborazione dei dati e alla difficoltà di integrare dati cinematici ottenuti con altri strumenti di misura.

I primi risultati promettenti nel campo dell'analisi del movimento si ebbero solo all'inizio del 21esimo secolo. Nello specifico, il cammino è l'atto motorio maggiormente approfondito in ambito riabilitativo attraverso la "*Gait Analysis*", o analisi computerizzata della deambulazione, che consente di definire il pattern deambulatorio di un soggetto attraverso l'utilizzo di apparecchiature specifiche integrate tra loro. La bassa invasività, che caratterizza questo tipo di esame, ne permette la ripetibilità in un arco di tempo ridotto, e inoltre il carattere quantitativo e la tridimensionalità dei dati lo rendono un fondamentale strumento di indagine nell'analisi del movimento umano [6].

Nell'analisi si assumono i segmenti corporei come corpi rigidi, e per la descrizione si utilizza la convenzione di esprimere il movimento del segmento distale rispetto al segmento prossimale adiacente. L'analisi cinematica viene effettuata attraverso sistema stereofotogrammetrico, costituito da telecamere, da un sistema elettromiografico per la trasmissione dei segnali acquisiti e da piattaforme dinamometriche per l'analisi delle reazioni d'appoggio.

Questo sistema permette di rilevare le coordinate spaziali dei marcatori, almeno tre non allineati per ogni corpo rigido, elaborarle e fornire posizione e orientazione nel tempo dei segmenti corporei.

In generale, la posizione e l'orientazione nello spazio di un corpo rigido sono descritti da sei gradi di libertà o parametri indipendenti.

2.2 Biomeccanica della postura e del cammino

Per un'analisi adeguata della deambulazione si studia, in maniera approfondita, anche la postura del soggetto in questione. L'attivazione di muscoli specifici e lo stiramento progressivo e sequenziale dei legamenti, svolgono un ruolo fondamentale nel mantenimento della postura e nello svolgimento del cammino [7].

2.2.1 Postura

La postura consiste nel mantenimento di una posizione del corpo, considerata di riferimento, e nel caso della postura eretta ortostatica avremo il tronco e le gambe orientate verticalmente e la pianta del piede appoggiata a terra. L'analisi della postura si basa sulla rilevazione delle forze di reazione del terreno, durante il mantenimento della posizione ortostatica, situazione caratterizzata da basse componenti inerziali, forze trasversali trascurabili e forze verticali quasi costanti e pari al peso del soggetto.

Le variabili analizzate, sono le coordinate del punto di applicazione della reazione di appoggio sulla *piattaforma dinamometrica*, ovvero il COP (*Center of Pressure*).

Il peso corporeo agisce sulla piattaforma, lungo una linea che passa anteriormente all'articolazione tibio-talare, creando un momento che viene bilanciato dall'attivazione dei muscoli flessori plantari. In queste condizioni, di equilibrio precario, sono continui i movimenti di correzione e le oscillazioni per il mantenimento della posizione di equilibrio. Inoltre, bisogna considerare che pur essendo in condizioni statiche le coordinate del COP cambiano di continuo in quanto, la respirazione ed il battito cardiaco, sempre presenti, modificano l'equilibrio delle forze richiedendo l'attivazione dei muscoli posturali.

Lo studio del controllo posturale può essere integrato con il calcolo del COM (*Center of Mass*), che consiste nella proiezione del baricentro corporeo sul piano di appoggio al terreno.

Mediante semplici passaggi di doppia integrazione delle componenti orizzontali della reazione d'appoggio, si ottengono gli spostamenti del COM nel piano, rispetto ad una posizione iniziale, presa come riferimento.

Si può calcolare il COM anche tramite modellizzazione del corpo e segmentazione: si identificano i baricentri di ogni segmento corporeo, ipotizzando che questi si trovino sul loro asse longitudinale e infine si procede con la media pesata di tutti i baricentri dei segmenti:

$$x_G = \sum_j \frac{m_j X_{Gj}}{M}$$

Il *modello del pendolo inverso* (Figura 2.1), permette di schematizzare la posizione eretta in appoggio di un soggetto tramite l'utilizzo di un'asta vincolata al terreno con una cerniera ideale (senza attrito), che rappresenta l'articolazione delle caviglie. La massa del soggetto è concentrata nel baricentro della massa del pendolo [7].

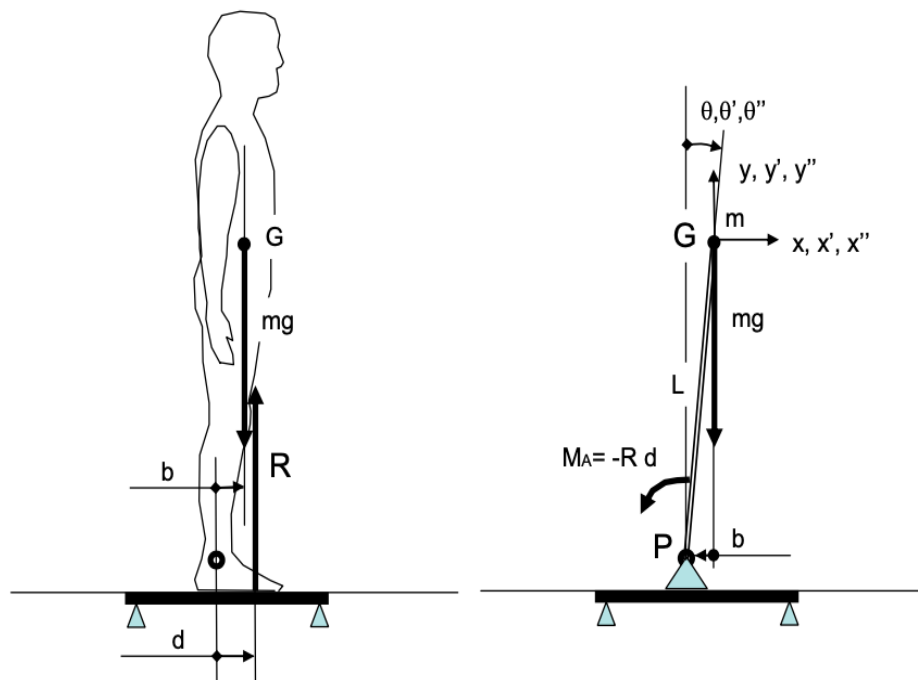


Figura 2.1 Schematizzazione del modello del pendolo inverso.

L'azione dei muscoli flessori plantari è rappresentata dall'attuatore coassiale con la cerniera, il cui momento è pari al momento della reazione di appoggio.

Considerando tali parametri:

- **R**, che indica la forza di reazione;
- **d**, che esprime la distanza dal fulcro;
- **Rd**, uguale al momento della reazione di appoggio.

L'equazione di equilibrio per il sistema presente in figura è:

$$-Rd + m(g + y'')L \sin \theta - mx''L \cos \theta = 0$$

dove:

- **m** rappresenta la massa;
- **g** l'accelerazione di gravità;
- **L** la distanza tra baricentro e fulcro;
- **θ** l'angolo dell'asta con la verticale.

Per il mantenimento dell'equilibrio, il soggetto aumenta e diminuisce il proprio COP, come risultato dell'aumento e della diminuzione dell'azione plantarflessoria. Questi eventi si ripetono durante tutto il periodo di analisi della postura, per cui l'andamento nel tempo del COP e del COM di un soggetto (Figura 2.2), che rimane fermo in posizione eretta su una piattaforma di forza, risulta oscillante.

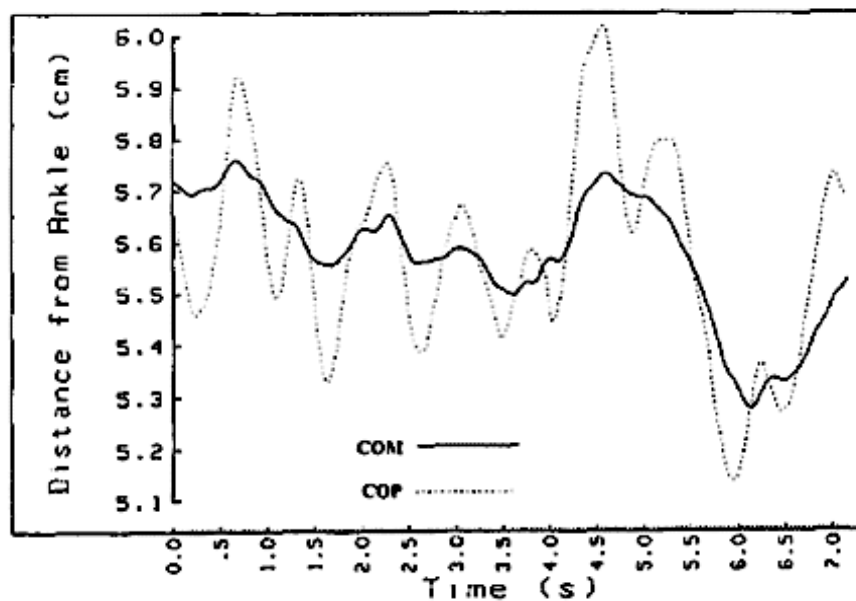


Figura 2.2 Andamenti nel tempo del COP e del COM.

2.2.2 Cammino e ciclo del passo

Il cammino naturale nell'uomo, ovvero lo spostamento del corpo da un luogo ad un altro nello spazio, è bipede e plantigrado.

Il cammino coinvolge principalmente gli arti inferiori, in un processo ripetitivo che consente di individuare eventi temporali che formano il “*ciclo del passo*”, definito, per convenzione, come l'intervallo tra due successivi contatti dello stesso piede con il terreno.

Durante il cammino si possono individuare diverse fasi:

- *Stance phase*: fase in cui il piede rimane in contatto con il terreno, la cui durata espressa in percentuale rispetto all'intero ciclo del passo corrisponde a circa il 60%;
- *Swing phase*: fase in cui il piede non tocca il terreno e si muove in avanti. La sua durata è circa il 40% dell'intero ciclo del passo;
- *Double support phase*: fase in cui entrambi i piedi sono in contatto con il terreno. Esistono due fasi di appoggio per ogni ciclo del passo, ciascuna delle quali dura circa il 10%.

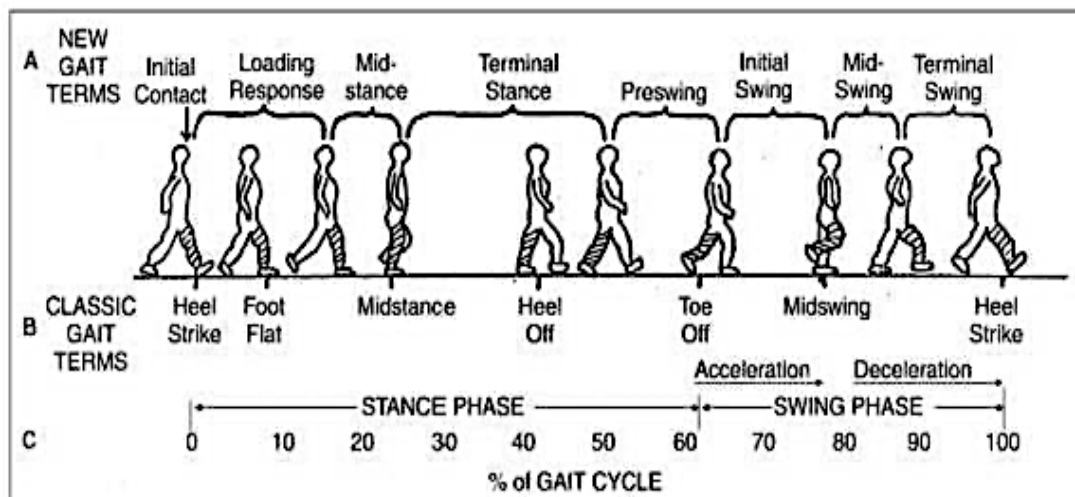


Figura 2.3 Schematizzazione di tutte le fasi che costituiscono il ciclo del passo.

Il *ciclo del passo* (Figura 2.3) inizia quindi, con il contatto del tallone del piede al terreno (*Initial Contact*), segue la *fase di accettazione del carico*, da parte della caviglia che esegue una flessione plantare, in cui il complesso del piede va incontro a meccanismi volti ad ammortizzare l'urto.

La *fase di piena sopportazione del carico* si conclude con la *fase di scaricamento* e di *preparazione al volo*, che consiste nel trasferimento del carico all'arto controlaterale e l'inizio dello slancio effettivo per il compimento del passo [8] .

2.3 Attivazione dei muscoli della caviglia nel cammino

Con l'inizio della fase di stance, la reazione d'appoggio produce un momento flessorio plantare alla caviglia, in quanto la linea d'azione della forza passa posteriormente ad essa. La muscolatura coinvolta nella caviglia è quella in grado di contrastare questi momenti, ovvero il *tibiale anteriore* ed *estensore lungo delle dita*.

Nella fase di accettazione del carico si produce un momento dorsale alla caviglia e i muscoli coinvolti sono quelli che compongono il *tricipite surale*, ovvero i *muscoli flessori plantari* della caviglia come *gastrocnemio* e *soleo*. Poco prima della fase di volo, il *tricipite surale* permette di sopportare il crescente momento flessorio e produrre la spinta necessaria.

Il *tibiale posteriore* invece, durante questa fase, agisce sull'articolazione subtalare, aumentando la rigidità del piede e preparandosi alla trasmissione della forza. L'inizio della fase di swing è caratterizzato dall'attivazione del *tibiale anteriore* per sostenere peso e inerzia del piede durante l'accelerazione in avanti, mentre nella fase successiva il *peroneo lungo* e il *peroneo breve*, hanno il compito di stabilizzare la caviglia e prepararla all'accettazione del peso. Inoltre, durante la spinta agiscono in aiuto molti altri muscoli per compiere la plantarflessione del piede.

Il compito di sostenere gli archi del piede durante l'intero ciclo del passo spetta ai *muscoli intrinseci del piede* ovvero, il *flessore breve delle dita*, l'*abduktore dell'alluce* e l'*abduktore delle dita*.

Nella Figura 2.4 è rappresentata l'attività elettromiografica (EMG) dei muscoli estrinseci del piede ottenuta da uno studio clinico [riferimento] svolto su 18 pazienti maschi sani: le curve rappresentano la media in percentuale dei valori ottenuti con un intervallo di confidenza del 95%, rispetto alla percentuale del ciclo del passo svolto [1].

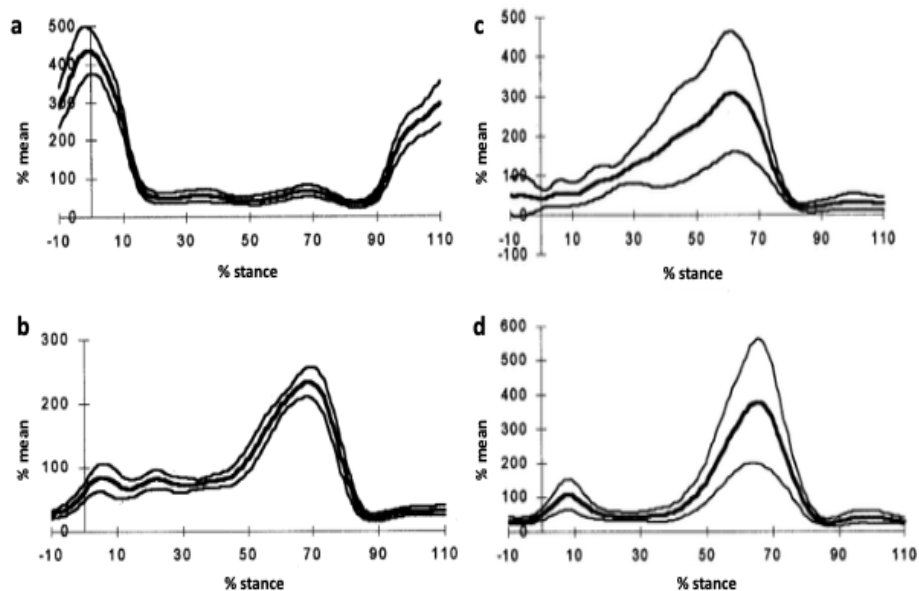


Figura 2.4 Attività EMG dei muscoli estrinseci del piede (media + 95% intervalli di confidenza): tibiale anteriore (a), del soleo (b), del gastrocnemio mediale (c) e del gastrocnemio laterale (d) durante il ciclo del passo.

2.4 Assi di rotazione della caviglia

I primi studi riguardanti il numero di assi di rotazione indipendenti della caviglia e la loro orientazione, descrivono l'articolazione tibio-tarsica come una cerniera ideale, capace di ruotare attorno ad un asse fisso ed ortogonale al piano sagittale.

Questa ipotesi fu per anni causa di dibattiti e controversie fino a quando nel 1952 Barnett e Napier, dimostrarono che l'asse articolare della caviglia cambia orientamento durante i movimenti di estensione e flessione e passa attraverso i due malleoli (Figura 2.5).

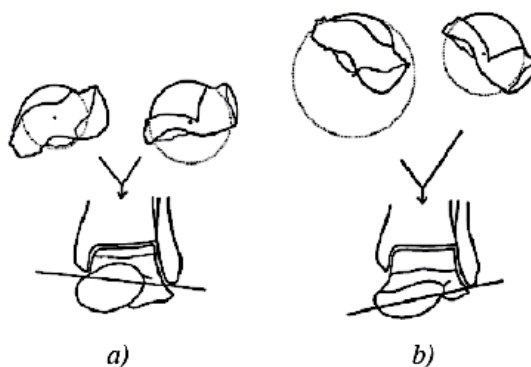


Figura 2.5 Asse articolare della caviglia in dorsiflessione (a) e plantarflessione (b) secondo Barnett e Napier.

Quello che non veniva spiegato era il procedimento che permetteva il passaggio da un asse ad un altro, durante il compimento dell'angolo di dorsi-plantarflessione completo.

Nel 1969 Isman e Inman [9] ritornano al concetto di asse rotazionale unico e fisso, introducendo però la teoria di una direzione obliqua dell'asse di rotazione. I risultati di questo studio derivarono dall'assunzione che il movimento dipendeva esclusivamente dalle superfici articolari e che non vi fosse alcun contributo da parte dei legamenti. La difficoltà di individuare un unico asse per la descrizione dei movimenti della caviglia comportò la definizione di un asse di rotazione per l'articolazione sotto astragalica.

Su questo principio si fonda il primo modello meccanico del piede (Figura 2.6) che prevede che il movimento tra piede e gamba venga descritto come il risultato della rotazione attorno a due assi fissi: quello dell'articolazione tibio tarsica e quello dell'articolazione sotto astragalica.



Figura 2.6 Primo modello meccanico del piede con asse di rotazione della tibiotarsica e asse di rotazione della sotto-astragalica.

Per il calcolo dei dati cinematici, per stimare i carichi e i momenti agenti sull'articolazione e per progettare protesi specifiche per la sostituzione totale di caviglia, diventa fondamentale individuare la posizione e la direzione degli assi di rotazione della caviglia.

Per ottenere ciò, si effettuano analisi in vivo su soggetti sani per il rilevamento di micromovimenti e misurazioni di grandezze cinematiche da prendere come riferimento. Negli anni queste tecniche sono diventate sempre più accurate con l'utilizzo di strumenti sempre più tecnologici e innovativi.

2.5 Modelli per la descrizione del movimento della caviglia

2.5.1 Angoli di Eulero

Per l'analisi del movimento delle articolazioni è conveniente definire una terna cartesiana che possa essere identificata in maniera univoca e ripetibile: per ogni segmento, del sistema considerato, bisogna definire una terna di assi solidali ad esso e, per definire il movimento dei segmenti distali, si considera il sistema di riferimento del segmento prossimale adiacente. Gli *angoli di Eulero* [10] permettono di descrivere la posizione di un sistema di riferimento XYZ solidale ad un corpo rigido, attraverso tre rotazioni successive a partire da un sistema di riferimento fisso xyz, con origine coincidente (Figura 2.7). Se i piani xy e XY sono distinti, si intersecano in una retta passante per l'origine detta linea dei nodi (N). Se i piani coincidono, la linea dei nodi coincide con l'asse X.

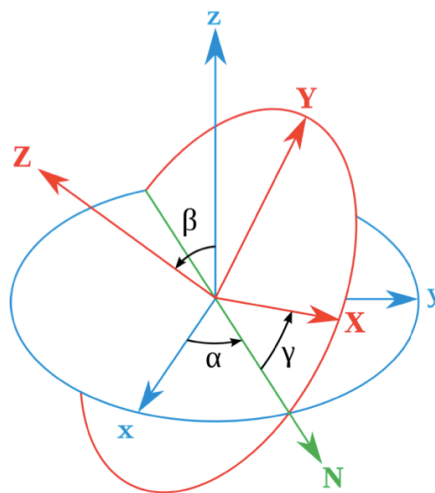


Figura 2.7 Angoli di Eulero: il sistema fisso (xyz) è rappresentato in blu e il sistema ruotato (XYZ) in rosso. La linea dei nodi (N) è rappresentata in verde.

L'ordine delle rotazioni che si succedono è fondamentale in quanto viene espresso da una moltiplicazione di matrici che non è commutativa.

Le rotazioni permesse sono descritte dagli angoli di Eulero:

- *Alpha* rappresenta l'angolo tra l'asse x e la linea dei nodi ed è detto *angolo di precessione*;
- *Beta* è l'angolo tra gli assi z e Z ed è detto *angolo di nutazione*;

- Γ è l'angolo tra la linea dei nodi e l'asse X ed è detto *angolo di rotazione propria*.

Nel caso dell'articolazione della caviglia, le coordinate anatomiche della gamba sono considerate fisse e il sistema di riferimento ha origine nel punto intermedio dell'asse che collega i due malleoli [1].

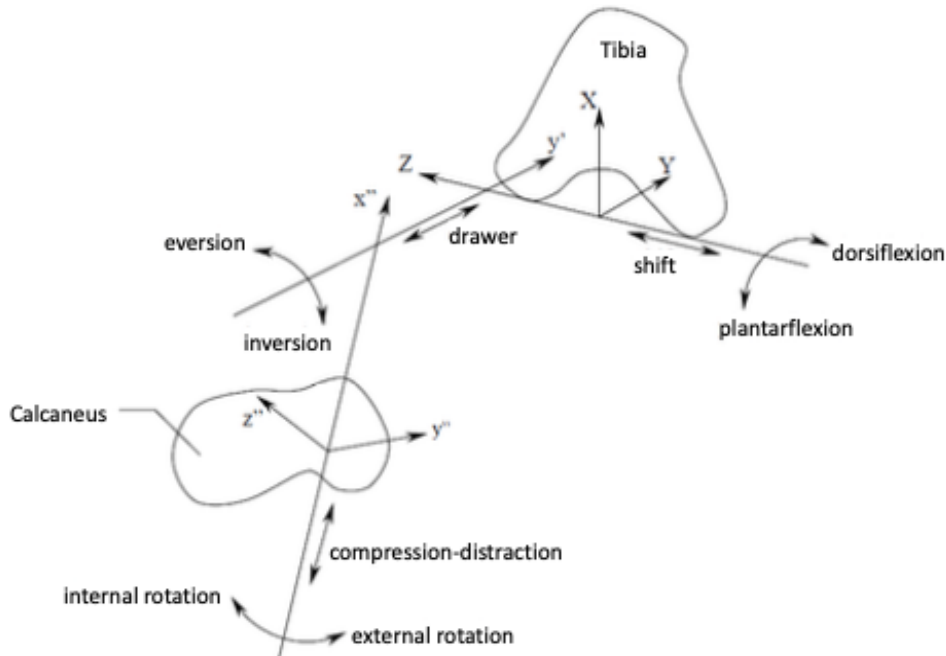


Figura 2.8 Sistema di riferimento e descrizione delle rotazioni con angoli di Eulero.

In Figura 2.8 viene rappresentato il sistema di riferimento utilizzando gli *angoli di Eulero* per la descrizione del movimento articolare della caviglia:

- L'asse Y, coincidente con l'asse sagittale della tibia, è perpendicolare al piano contenente i malleoli e l'estremità distale del perone e il movimento attorno a quest'asse rappresenta la supinazione e la pronazione.
- L'asse Z, coincidente con l'asse trasversale della tibia, è perpendicolare al piano contenente l'asse y e l'estremità distale della tibia. La rotazione attorno a quest'asse rappresenta plantarflexione e dorsiflessione.
- L'asse X, coincidente con l'asse longitudinale della tibia, si ottiene dal prodotto vettoriale dei due assi precedenti e descrive l'adduzione e l'abduzione.

2.5.2 Angoli di Grood and Suntay

Per migliorare il sistema di individuazione delle coordinate anatomiche e degli assi di riferimento è stato introdotto un unico sistema di coordinate articolari (*Joint Coordinate System – JCS*) [11].

Questo sistema fu proposto per la prima volta nel 1983 da Grood and Suntay per la descrizione della mobilità del ginocchio, e fu poi adottato per la descrizione della cinematica del complesso della caviglia, dalla *Standardization and Terminology Committee* della Società Internazionale di Biomeccanica.

La posizione reciproca tra i due corpi A e B, che rappresentano le componenti dell'articolazione del ginocchio descritta da *Grood and Suntay*, è descritta dai sistemi di coordinate cartesiane, rispettivamente con origine in O_A e O_B .

Il sistema di riferimento articolare è composto dagli assi e_1, e_2, e_3 e le rotazioni di ogni corpo sono misurate mediante gli angoli α, β e γ .

Applicando questo metodo al complesso piede-caviglia [12], partendo da una posizione del piede in appoggio al terreno, quando il piano plantare è perpendicolare all'asse longitudinale della gamba, il *sistema di riferimento tibioperoneale XYZ* (Figura 2.9), è così definito:

- Ha origine nel punto medio della linea che collega i due malleoli;
- L'asse Z è diretto a destra e giace sulla linea di congiungimento di malleolo destro e sinistro;
- L'asse X è perpendicolare al piano che contiene i malleoli e il punto intercondilare e punta anteriormente;
- L'asse Y è perpendicolare ai due assi precedenti.

Il *sistema calcaneare xyz* ha le seguenti caratteristiche:

- Ha origine coincidente con il sistema di riferimento precedente XYZ, quando il piede è nella posizione di appoggio;
- L'asse y coincide con l'asse longitudinale della tibia;
- L'asse x è perpendicolare al piano che contiene il punto inter-malleolare e i condili tibiali;
- L'asse z è perpendicolare ai due precedenti.

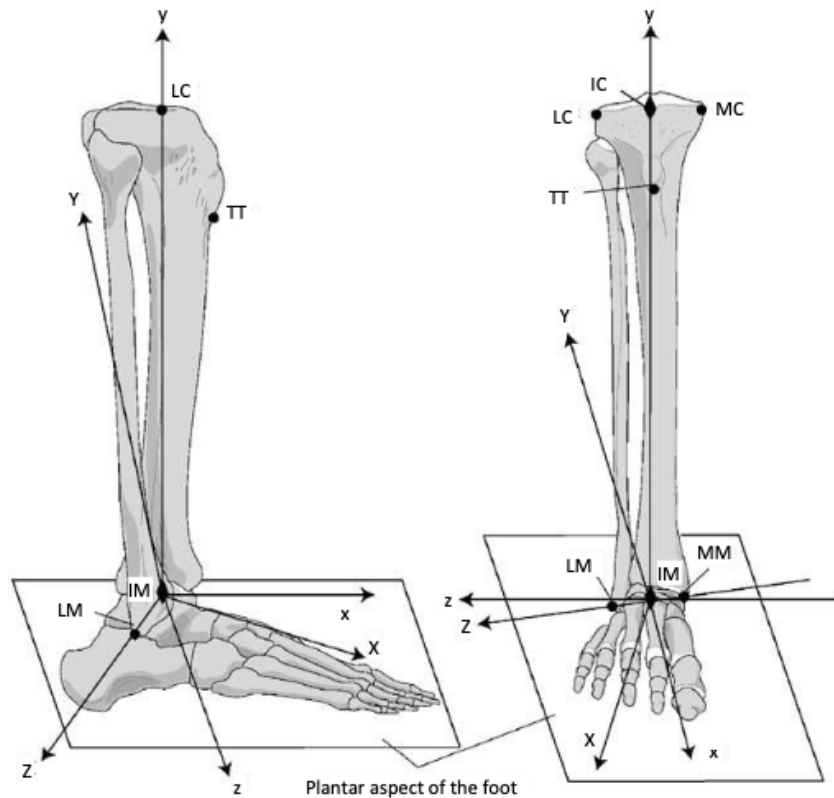


Figura 2.9 Sistema di riferimento tibio-peroneale e calcaneare per Grood and Suntay.

Il sistema di riferimento articolare (Figura 2.10), viene definito attraverso:

- Asse e_1 coincidente con l'asse Z del sistema di coordinate di tibia e perone attorno a cui avvengono:
 1. Rotazione α , che rappresenta la dorsiflessione se positiva e la plantarflexione se negativa;
 2. Spostamento q_1 mediale se positivo, laterale se negativo.

- Asse e_3 coincidente con l'asse y del sistema di riferimento del calcagno attorno cui avviene:
 1. Rotazione γ , (adduzione se rotazione positiva, abduzione se rotazione negativa);
 2. Spostamento q_3 corrisponde a compressione se positivo e tensione se negativo.

- Asse e_2 perpendicolare alle precedenti che permette:
 1. Rotazione β che indica inversione se positiva e eversione se negativa;
 2. Spostamento q_2 anteriore se positivo, posteriore se negativo.

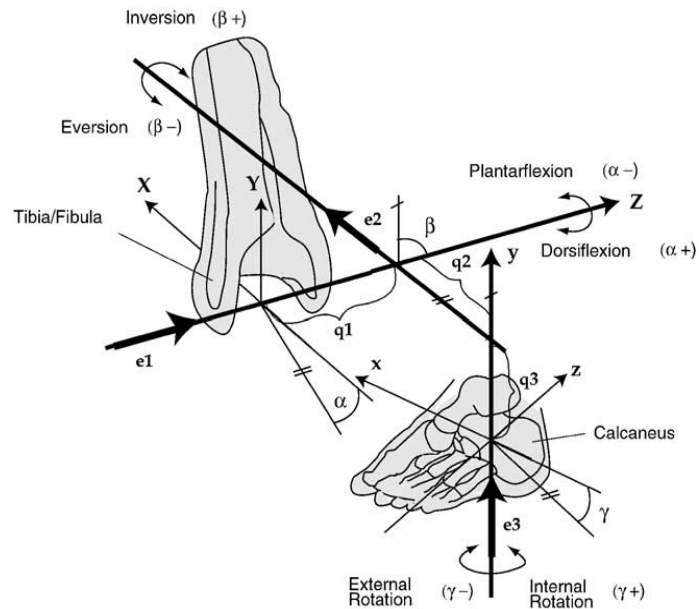


Figura 2.10 Illustrazione del sistema di coordinate di Grood e Suntay per il complesso gamba-piede.

2.5.3 Modello bidimensionale del quadrilatero articolato di Leardini

Questo modello è frutto di uno studio condotto dall'Ingegnere Leardini et al. [13] e viene utilizzato per la descrizione della plantarflexione e della dorsiflessione della caviglia in condizioni scariche.

In figura, il modello dell'articolazione della caviglia con i legamenti rappresentati come 4 aste (Figura 2.11):

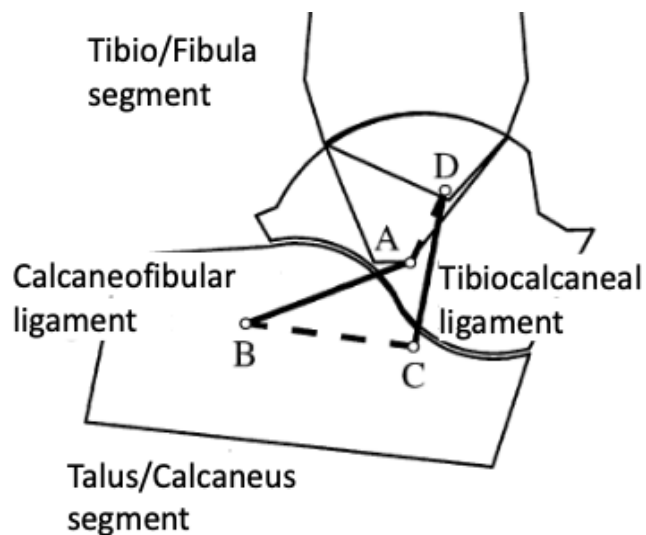


Figura 2.11 Modello del quadrilatero articolato della caviglia.

- Asta AB che rappresenta il *legamento calcaneo-fibulare*;
- Asta CD che rappresenta il *legamento tibio-calcaneare*;
- Asta AD che indica le *inserzioni* tra i *legamenti calcaneo-fibulare e tibio-calcaneare*;
- Asta BC che indica le *inserzioni* dei *legamenti calcaneo-fibulare e tibio-calcaneare*.

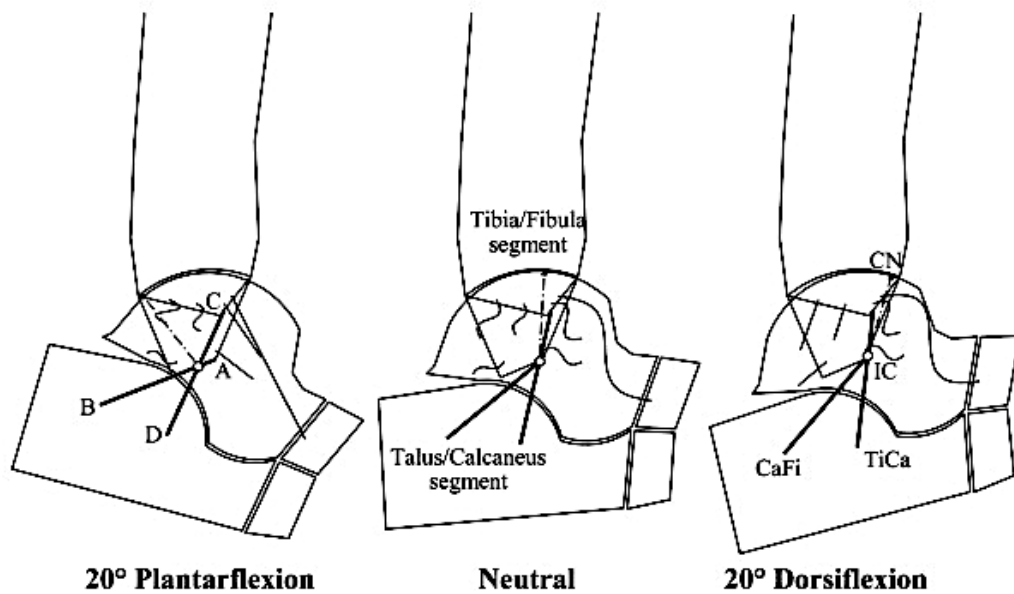


Figura 2.12 Schema del meccanismo ad un grado di libertà nel piano sagittale del modello di collegamento a quattro barre.

Il modello descrive lo spostamento delle superfici articolari durante i movimenti (Figura 2.12). In particolare, evidenzia come, durante la dorsiflessione l'area di contatto si sposta anteriormente mentre durante la plantarflessione l'area di contatto si sposta posteriormente. Questo avviene attraverso lo scorrimento delle superfici articolari e la rotazione isometrica dei legamenti.

Con questo modello [14] può essere effettuata l'analisi di ogni singolo legamento (Figura 2.13):

- Il *legamento tibiotalare* risulta poco teso durante la plantarflessione;
- Il *legamento talo-fibulare* è poco teso in dorsiflessione;
- Il *legamento calcaneo-fibulare e tibio-calcaneare* risultano in tensione e si mantengono isometrici durante il movimento.

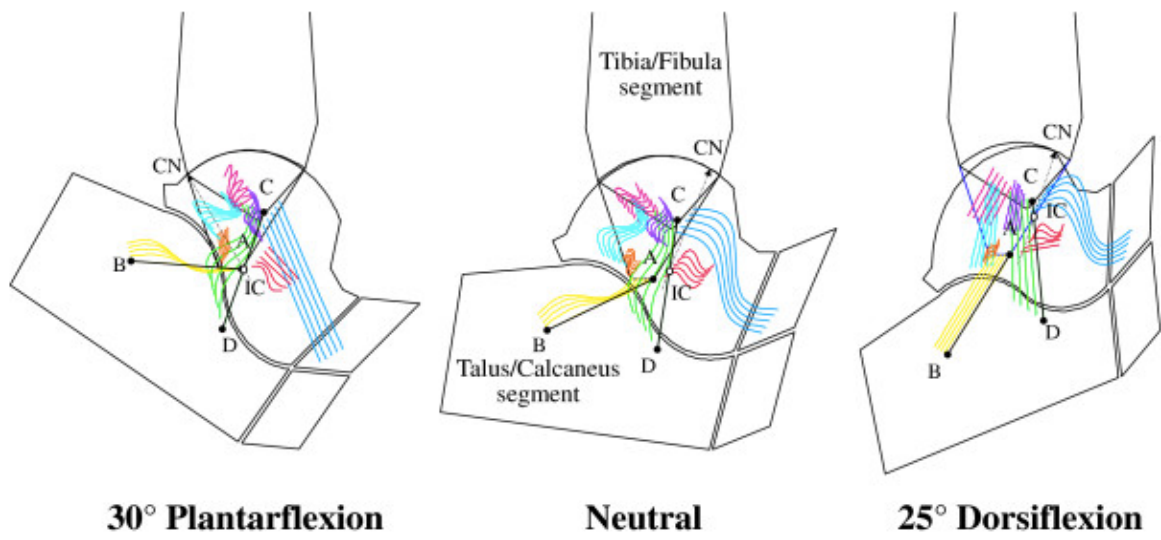


Figura 2.13 Modello di collegamento a 4 barre, con il reclutamento delle fibre.

3 Protesi di caviglia

3.1 Patologie della caviglia

3.1.1 Artrosi

L'articolazione della caviglia presenta caratteristiche biomeccaniche e anatomiche uniche che le permettono di sostenere negli anni elevate sollecitazioni meccaniche.

Ogni cambiamento nelle sue caratteristiche strutturali predispone l'articolazione all'*osteoartrosi*, una patologia infiammatoria degenerativa che colpisce lo strato di cartilagine tra la parte terminale della tibia e la superficie dell'astragalo.

L'*artrosi* nelle sue prime fasi comporta una perdita di continuità, elasticità e lucentezza della cartilagine, per poi indurire, nelle fasi più avanzate, un progressivo deterioramento. Come conseguenza del deterioramento cartilagineo, l'osso sottostante si indurisce e produce sulla sua superficie gli osteofiti, delle escrescenze che ne deformano il profilo [15]. La membrana sinoviale, inoltre, diventa sempre più infiammata producendo una grande quantità di liquido che rigonfia la caviglia e irrigidisce la capsula articolare, causando dolore nel paziente e riducendo il range di movimento (Figura 3.1).

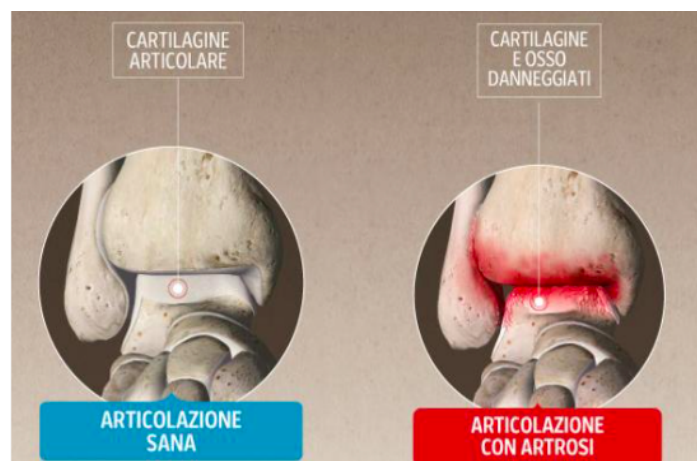


Figura 3.1 A sinistra l'articolazione tibio-tarsica sana; a destra articolazione tibio-tarsica con artrosi.

L'*artrosi* colpisce generalmente le articolazioni in seguito all'invecchiamento, ma quella alla caviglia è spesso la conseguenza di un trauma e può quindi colpire anche soggetti giovani, nel pieno della loro vita sociale. Uno studio recente , pubblicato dalla rivista

scientifico di ortopedia JBJS Am del 2017 [16], ha quantificato la disabilità dei pazienti affetti da artrosi di caviglia e questa è risultata superiore alla disabilità arrecata da artrosi al ginocchio e pari a quella dell'anca.

L'*artrosi* è considerata una patologia molto invalidante che riduce di gran lunga la qualità di vita dei pazienti, che col tempo si ritrovano costretti ad abusare di analgesici e antinfiammatori rischiando di sviluppare patologie in altri organi coinvolti nel metabolismo dei farmaci. Nel caso di paziente affetto da artrosi alla caviglia bisogna considerare l'aggravante dell'età dei pazienti, tipicamente abbastanza giovani, per cui la quotidianità diventa una vera e propria sfida.

3.2 Soluzioni chirurgiche

3.2.1 Artrodesi

In passato, *l'artrosi di caviglia* è stata trattata principalmente con *l'artrodesi*. Tale procedura prevede la fusione della caviglia attraverso l'utilizzo di mezzi di osteosintesi quali placche, viti, cambre, e fissatori, posizionati opportunamente in modo da consentire lo svolgimento del passo, sfruttando il movimento delle articolazioni vicine [17].



Figura 3.2 Immagini radiografiche dopo 4 mesi dall'intervento di artrodesi.

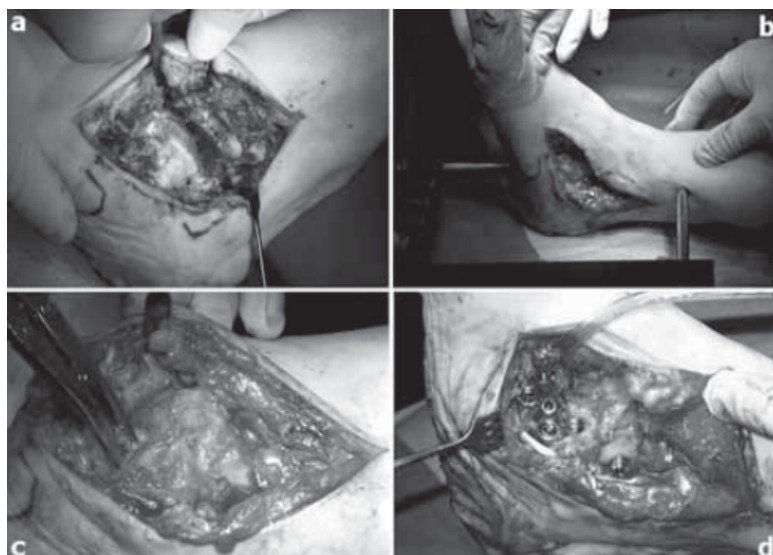


Figura 3.3 Intervento di artrodesi della tibio-tarsica: a: Esposizione della tibio-tarsica; b: Introduzione del chiodo; c: Cruentazione; d: Stabilizzazione con placca e viti.

Numerosi sono gli svantaggi di tale procedura, primi tra tutti l'alterazione del passo naturale e la conseguente degenerazione artrosica delle articolazioni vicine ma anche il fatto che si tratta di una metodica che comporta la perdita della motilità del retropiede su tutti i piani e talvolta il sacrificio dell'articolazione sotto-astragalica anche se non particolarmente compromessa [18].

Le numerose complicazioni hanno spinto e motivato la ricerca di un trattamento precoce, prioritario e all'avanguardia, soprattutto per pazienti giovani e a elevata richiesta funzionale.

3.2.2 Sostituzione totale di caviglia (TAR–Total Ankle Replacement)

La *sostituzione totale della caviglia* (TAR), eseguita per la prima volta all'inizio degli anni '70, offre ai pazienti un'alternativa all'artrodesi per il trattamento dell'osteoartrosi della caviglia allo stadio terminale. Lo scopo dell'*artroplastica di caviglia* è eliminare il dolore, mantenendo una completa funzionalità del passo.



Figura 3.4 Sostituzione totale dell'articolazione della caviglia con protesi a tre componenti.

La maggiore problematica nella progettazione di protesi di caviglia è la ridotta dimensione dell'articolazione fisiologica, che comporta una concentrazione di sforzi elevati su di essa. Un altro punto critico è legato alla congruenza delle superfici articolari: se la protesi replica le superfici anatomiche, si evidenzia il problema delle dimensioni ridotte e quindi sforzi elevati e aumento dell'usura; se invece le componenti protesiche non replicano l'anatomia, le superfici a contatto possono risultare fin troppo congruenti vincolando il movimento e sovraccaricando il sistema di fissazione.

La *sostituzione totale* di qualsiasi articolazione comporta la rimozione dell'articolazione artrosica e la sua sostituzione con l'articolazione artificiale ma nel caso della caviglia, la procedura risulta molto più impegnativa, a causa della biomeccanica coinvolta in questa articolazione [19]. Inoltre, varie condizioni come deformità da artrite post-traumatica o neuropatia diabetica, se presenti, aumentano il livello di difficoltà chirurgica diminuendo le possibilità di un esito positivo.

I primi progetti di impianto presentavano elevati tassi di fallimento e svariate complicanze che indirizzarono i chirurghi ortopedici a fare un uso limitato della TAR a favore dell'artrodesi della caviglia. La continua evoluzione nel design e nella tribologia, insieme agli studi sui risultati a lungo termine, hanno rinnovato l'interesse per la sostituzione dell'articolazione della caviglia.

3.3 Cause di fallimento di dispositivi protesici di caviglia

Il tasso di complicanze, e conseguente fallimento, delle protesi di caviglia è circa due o tre volte maggiore rispetto a quello riscontrabile con protesi d'anca o di ginocchio, a causa della complessa struttura e biomeccanica di questa articolazione.

È possibile riassumere le *complicanze post-artroplastica* in tre diverse categorie in ordine di gravità:

1. *Errata cicatrizzazione cutanea e fratture intraoperatorie*: spesso sono risolvibili e non richiedono la rimozione dell'impianto;
2. *Mobilizzazione asettica dell'impianto e possibile affondamento delle componenti*: grave complicanza che richiede la rimozione della protesi. Le cause principali di questo tipo di fallimento sono l'errato allineamento delle componenti protesiche, la formazione di cisti periprotetiche, la migrazione delle componenti ed eventuali necrosi ossee;
3. *Infezione profonda*: incide per il 4% dei casi in particolare per i soggetti con artropatie infiammatorie o post-traumatiche, spesso in terapia con steroidi o immunosoppressori. Sono considerati fattori di rischio per infezione profonda periprotetica, precedenti interventi chirurgici e precarie condizioni cutanee, deiscenza della ferita chirurgica e terapia cortisonica. Nel caso di infezione acuta (entro i primi 6 mesi dall'intervento) si procede con un intervento di lavaggio in sala operatoria ed una terapia antibiotica combinata specifica per i 2-3 mesi successivi. Nel caso di infezione cronica (oltre i 6 mesi) si procede con un intervento di rimozione dell'impianto e conseguente sostituzione con spaziatore in cemento antibiotato. Con il raggiungimento della guarigione clinica, se l'osso residuo lo permette, si può procedere con l'impianto di una nuova protesi [19].

3.4 Evoluzione della protesi di caviglia

Il primo tentativo di protesi totale di caviglia risale agli anni '70 con Lord e Marotte [20], che utilizzarono uno stelo femorale montato in senso inverso sulla tibia ed un acetabolo cementato sul calcagno. Prima di procedere con l'inserimento di queste componenti, venne asportato completamente l'astragalo, ovviamente con conseguenze disastrose per il paziente.

3.4.1 Protesi di prima generazione

La prima protesi ideata specificamente per la caviglia invece, è stata progettata nel 1976 da Pappas et al. [21] che introdussero la *NJCR (New Jersey Cylindrical Replacement)*. La peculiarità di questa protesi consisteva in un design cilindrico e nell'utilizzo di una componente talare in polietilene ad altissimo peso molecolare e una componente tibiale in lega di cobalto-cromo, entrambi stabilizzati con cemento osseo metilmetacrilato e doppie alette di fissaggio. Queste prime protesi, denominate di *prima generazione*, erano formate da due componenti cementate e le principali complicanze consistevano in osteolisi massive, mobilizzazioni asettiche e rotture degli impianti. L'impiego del cemento, insieme alla necessità di resezioni ossee maggiori con successiva difficoltà in caso di revisione, fu identificato come causa principale di fallimento. Il design di questi impianti non riproduceva in maniera corretta la morfologia della caviglia e non teneva in considerazione la presenza delle forze torsionali. A causa dell'alto tasso di risultati fallimentari, la maggior parte di queste protesi fu ritirata dal mercato.

3.4.2 Protesi di seconda generazione

Le problematiche che caratterizzavano le protesi di prima generazione, spinsero verso lo sviluppo di protesi di *seconda generazione* non cementate, con superfici porose rivestite in idrossiapatite per migliorare l'osteointegrazione, con resezioni ossee più limitate e con un design più simile alla morfologia della caviglia.

I modelli della seconda generazione vennero suddivisi in due grandi classi:

- Protesi a due componenti con menisco fisso;
- Protesi a tre componenti con menisco mobile, per ridurre le forze di taglio e per migliorare l'adattabilità ai micromovimenti.

Fra le protesi di caviglia di seconda generazione (Figura 3.5), i migliori modelli risultarono:

- La protesi *STAR (Scandinavian Total Ankle Replacement)*;
- *Waldemar Link*, Hamburg;
- La *Buechel- Pappas TAR - Endotec*, Orange-County, NJ;
- La *Agility TAR - Depuy*, Warsaw, IN.



Figura 3.5 Da sinistra a destra: protesi STAR, protesi Buechel-Pappas, protesi Agility TAR.

La *protesi STAR* fu a lungo il modello dominante sul mercato europeo, dapprima con una versione a menisco fisso cementata e poi con la versione attuale non cementata a menisco mobile.

La versione più utilizzata della *protesi Buechel-Pappas* presenta una pinna astragalica più profonda per aumentare la stabilità primaria della componente protesica.

La *protesi Agility* presenta un design vincolato e fino a poco tempo fa, la versione “*Phase 4*”, era il design protesico più utilizzato negli Stati Uniti [22].

3.4.3 Protesi di terza generazione

Migliorando i modelli ottenuti, sono state sviluppate le protesi di *terza generazione* che tengono conto delle curvature dell’astragalo e del bilanciamento dei legamenti periarticolari. Tutte le protesi di ultima generazione presentano *tre componenti* di cui, due parti metalliche a contatto rispettivamente con la tibia e con l’astragalo, ed una componente in polietilene interposta.

Possiamo distinguere, tra queste, le *protesi a menisco fisso* (“*fix bearing*”) in cui il polietilene è fissato alla componente tibiale e pertanto consente solo movimenti di flesso-estensione sulla componente astragalica oppure *protesi a menisco mobile* (“*mobile bearing*”) in cui il polietilene è svincolato dalla componente tibiale e consente traslazioni e movimenti rotatori sul piano trasverso. Queste ultime implicano minori sollecitazioni all’interfaccia osso/impianto ed un maggiore range di movimento ma comportano maggiori sollecitazioni su legamenti e tendini e maggiore usura del polietilene.

Queste tipologie di protesi presentano dei sistemi di fissazione all'osso che rendono superfluo l'uso della cementazione mantenendo comunque la stabilità reciproca tra le componenti.

Le principali protesi di ultima generazione sono (Figura 3.6):

- La *Hintegra* (Integra, France);
- L'*Ankle Evolution System* (AES Biomet Europe, Belgium);
- La *BOX* (Bologna Oxford, Finsbury Leatherhead, UK);
- La *Salto* (Tornier, Grenoble, France);
- La *Mobility* (Depuy, Leeds, UK).



Figura 3.6 Da sinistra a destra: protesi Hintegra, protesi SALTO, protesi BOX.

Tra le protesi di terza generazione più innovative [23] citiamo la *Zimmer trabecular metal* e la *INBONE* (Wright Medical). La prima (Figura 3.7), permette di essere inserita tramite accesso laterale e, grazie allo strumentario guidato e al controllo radiologico continuo, consente maggior precisione nel posizionamento. La seconda (Figura 3.8), è sicuramente la più innovativa tra le protesi di revisione, infatti prevede la possibilità di essere impiantata con uno stelo modulare nella tibia.



Figura 3.7 Protesi Zimmer trabecular metal.

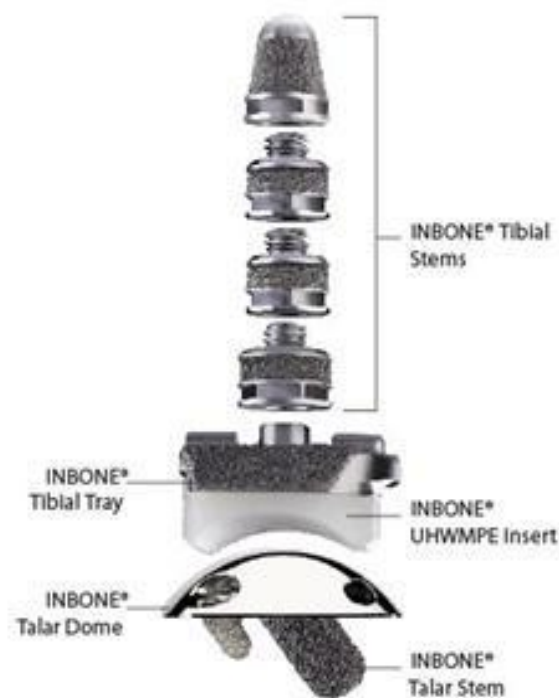


Figura 3.8 Protesi modulare INBONE (Wright medical).

3.5 Protesi di caviglia – BOX

La *protesi BOX* [3] (ideata all'istituto Rizzoli di Bologna in collaborazione con l'università di Oxford, da cui l'acronimo) è stato il risultato di anni di studi sulla cinematica articolare e sulla biomeccanica della caviglia che dimostrarono lo stretto rapporto tra la morfologia dei legamenti e la conformazione delle superfici articolari della caviglia.

Si tratta di una protesi a tre componenti: quella talare e quella tibiale in lega di Co-Cr, mentre la componente meniscale, interposta tra le due precedenti, in polietilene.

La componente tibiale è caratterizzata da una superficie sferica convessa che permette al menisco tre gradi di libertà rotazionale mentre la componente talare ha una superficie cilindrica concava che permette al menisco un solo grado di libertà (Figura 3.9).



Figura 3.9 Protesi BOX.

La caratteristica principale, che differenzia la protesi BOX da tutte le altre protesi a tre componenti, è la *compatibilità con l'isometria legamentosa* che permette ai legamenti, in particolare il *calcaneo-fibulare* e il *tibio-calcaneare*, di rimanere isometrici per tutto il range di movimento del passo. Queste strutture legamentose (Figura 3.10) svolgono un ruolo fondamentale nella guida del movimento fisiologico della caviglia [18].

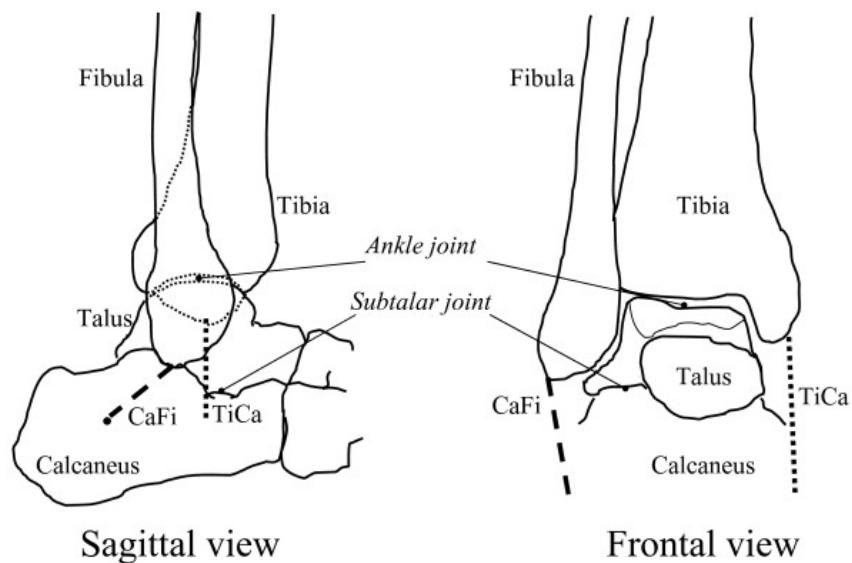


Figura 3.10 Vista sagittale e frontale dell'articolazione della caviglia.

La tecnica chirurgica di inserimento della protesi non sacrifica nessun legamento e questo consente di sfruttare la loro azione fisiologica per garantire un'adeguata stabilità della protesi. La sostituzione totale della caviglia, utilizzando questa protesi, è concepita per riprodurre la mobilità fisiologica consentendo ai legamenti di continuare a funzionare normalmente.

3.5.1 Indicazioni cliniche per l'inserimento della protesi BOX

In accordo con le caratteristiche sopra elencate, la BOX risulta essere una scelta poco adatta per pazienti:

- Con gravi difetti morfologici alla caviglia;
- Che soffrono di osteoporosi o osteonecrosi, in particolare a carico dell'astragalo;
- Che presentano gravi deformità omolaterali dell'anca o del ginocchio;
- Con precedenti artrodesi all'anca o al ginocchio;
- In cui si sono verificate, o sono in atto, infezioni del piede;
- Con patologie vascolari o gravi disturbi neurologici;
- Con instabilità capsulo-legamentosa o con deformità del piede che non permettono di avere una buona postura.

Al contrario, la sostituzione totale della caviglia, utilizzando questa protesi, è particolarmente indicata per pazienti con artrite reumatoide o per pazienti con osteo-artrite primaria o post-traumatica.

Con la protesi BOX è stato realizzato il primo intervento al mondo di sostituzione totale di caviglia, utilizzando una protesi customizzata [3]. La protesi è stata progettata in base alle necessità e alle caratteristiche morfologiche del paziente quindi, costruita su misura tramite stampante 3D.

Le componenti di questa tipologia di protesi sono prodotte in serie, con dimensioni diverse in modo che il chirurgo possa scegliere le combinazioni più adeguate al paziente.

La perfetta congruenza tra superfici è garantita anche dal solco, in direzione sagittale, presente sulla componente talare che permette al menisco di muoversi sia rispetto alla componente tibiale che alla componente talare, limitandone lo scivolamento e la possibile dislocazione medio-laterale. Inoltre, lo spessore della componente meniscale dovrà essere tale da mettere in giusta tensione le strutture legamentose garantendo maggiore stabilità al complesso protesico.

3.6 Pianificazione preoperatoria e approccio chirurgico

Il paziente, prima dell'intervento, è sottoposto ad esami specifici per la valutazione della migliore dimensione e del corretto posizionamento delle componenti protesiche. Sono effettuate radiografie sia in direzione antero-posteriore che medio-laterale o, nel caso della protesi customizzata, è eseguita una TAC con il paziente in posizione eretta, in modo da poggiare il carico sull'articolazione, con un moderno dispositivo di tomografia computerizzata (*CBCT - Cone Beam Computed Tomography*) [3].

Questi esami consentono di pianificare il posizionamento di:

- *Componente tibiale* lungo la *direzione antero-posteriore*, e in *direzione medio-laterale* tra i malleoli;
- *Componente talare* in *direzione antero-posteriore*, prediligendo, per questa componente, una posizione più anteriore rispetto all'asse longitudinale della tibia.

Nell'immagine seguente (Figura 3.12), sono riportate delle istantanee dalla pianificazione preoperatoria virtuale dopo il dimensionamento e il posizionamento dei componenti e la corrispondente rimozione dell'osso.



Figura 3.12 Gamba nelle viste frontale (sinistra) e laterale (destra) e vista 3D dell'articolazione sostituita.

L'*inserimento della protesi* è realizzato effettuando un'*incisione cutanea antero-laterale* di circa 8-10 cm, con il paziente in posizione supina [24]. Si seziona il tessuto sottocutaneo, identificando e proteggendo il nervo peroneo superficiale. Si procede incidendo il retinacolo dell'estensore superiore ed inferiore, e incidendo tra il terzo tendine peroneale e i tendini dell'estensore comune delle dita, così da esporre le superfici ossee di tibia e astragalo a livello dell'articolazione della caviglia.

Per poter svolgere in maniera precisa la resezione ossea della tibia, occorre effettuare un'*accurata dissezione della capsula legamentosa*, liberare l'articolazione dai tessuti fibrosi presenti intorno, rimuovere tutti gli osteofiti e spostare i muscoli, in questo modo si possono applicare i divaricatori all'esterno dei malleoli e le guide di taglio, strumenti che permettono di ottenere un posizionamento accurato delle componenti protesiche rispetto all'apparato legamentoso.

Nell'immagine seguente (Figura 3.13) sono illustrati i vari steps dell'intervento di sostituzione totale di caviglia con protesi BOX personalizzata, stampata in 3D [3].

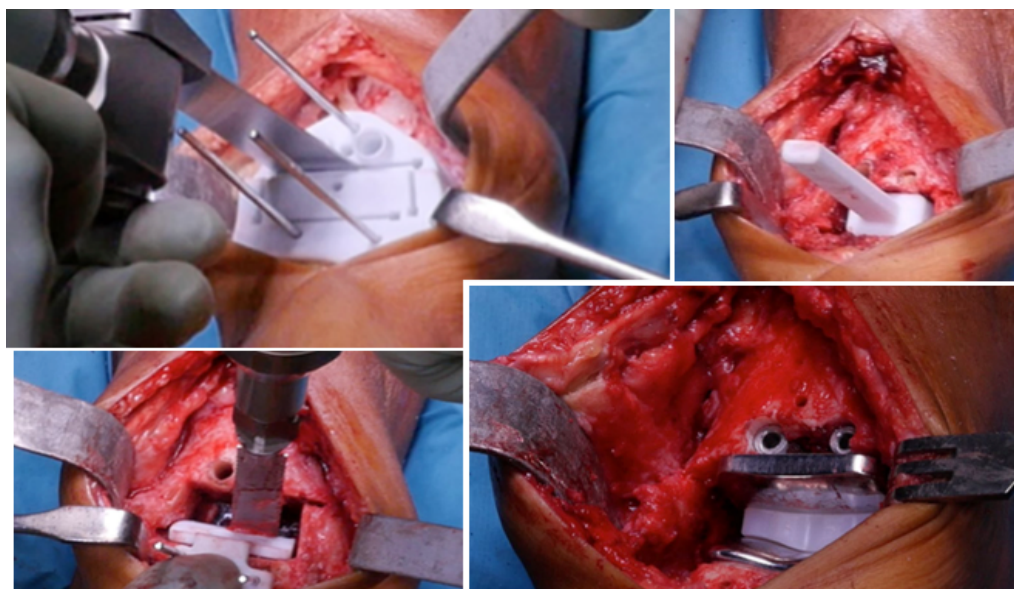


Figura 3.13 Inserimento di impianto personalizzato per sostituzione totale di caviglia.

Si procede allo stesso modo nel caso di TAR con protesi BOX, con componenti di dimensione standard selezionati in maniera opportuna.

Dopo aver effettuato gli steps iniziali di incisione e inserimento dei divaricatori per i tessuti molli, l'*angolo anteriore della tibia distale* è rimosso per poter accedere allo spazio articolare (Figura 3.14) e inserire la guida di allineamento della tibia, montata sulla parte inferiore della gamba [24].

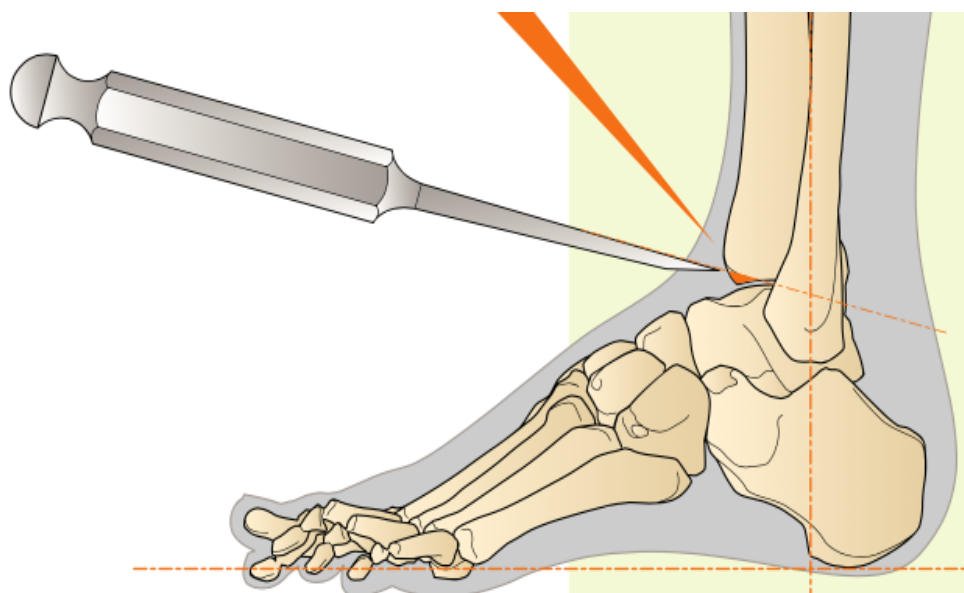


Figura 3.14 Rimozione dell'angolo anteriore della tibia distale.

È importante allineare l'asta della *guida di allineamento della tibia* parallelamente all'asse longitudinale della tibia e non alla sua superficie anteriore, altrimenti si inserirebbe la componente tibiale con un'inclinazione posteriore errata (Figura 3.15).

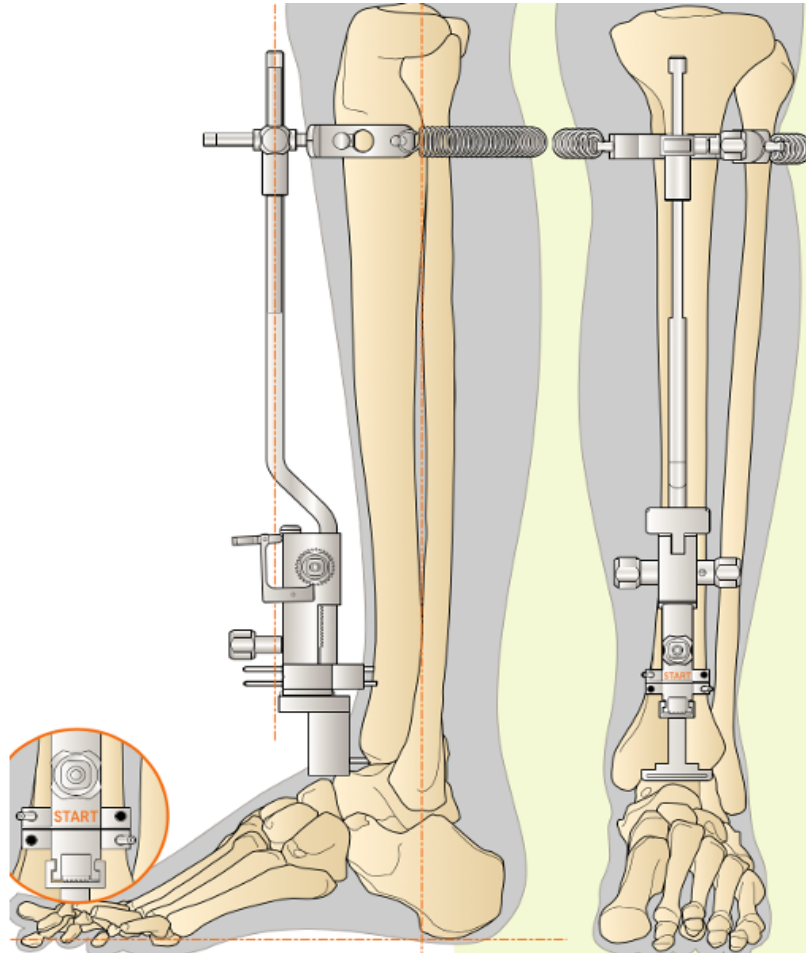


Figura 3.15 Posizionamento dell'asta della guida di allineamento

La *linguetta della guida di taglio talare* è inserita nello spazio articolare, centrata tra i malleoli, e permette di effettuare il *taglio orizzontale dell'astragalo* (Figura 3.16). Durante questa operazione il piede è mantenuto in flessione neutra altrimenti, nel caso di flessione dorsale o plantar flessione, la componente astragalica risulterebbe inserita con un'errata rotazione, limitando il *range of motion*.

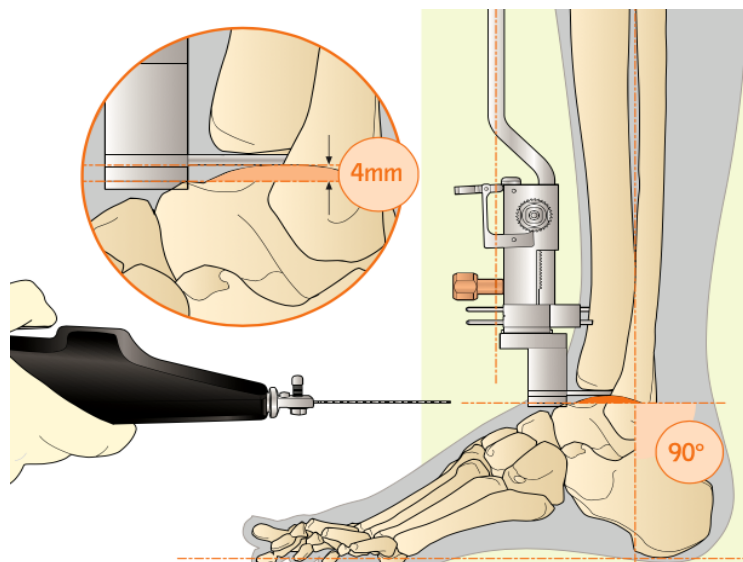


Figura 3.16 Rimozione di sezione orizzontale dell'astragalo con il piede posto in posizione neutra.

Per trattare la tibia si inserisce la *guida di resezione tibiale*, della corretta dimensione, sulla guida di allineamento.

Successivamente si utilizza il *tenditore tibiale*, generalmente di 5 mm, per avere una rimozione minima dell'osso (se la rimozione dell'osso tibiale risulta troppo piccola, allora si procede inserendo un tenditore da 6 o 7 mm di spessore). La quantità di tensione applicata dal tenditore rappresenta la tensione nell'articolazione sostituita, a condizione che la componente meniscale abbia lo stesso spessore del tenditore utilizzato (Figura 3.17).

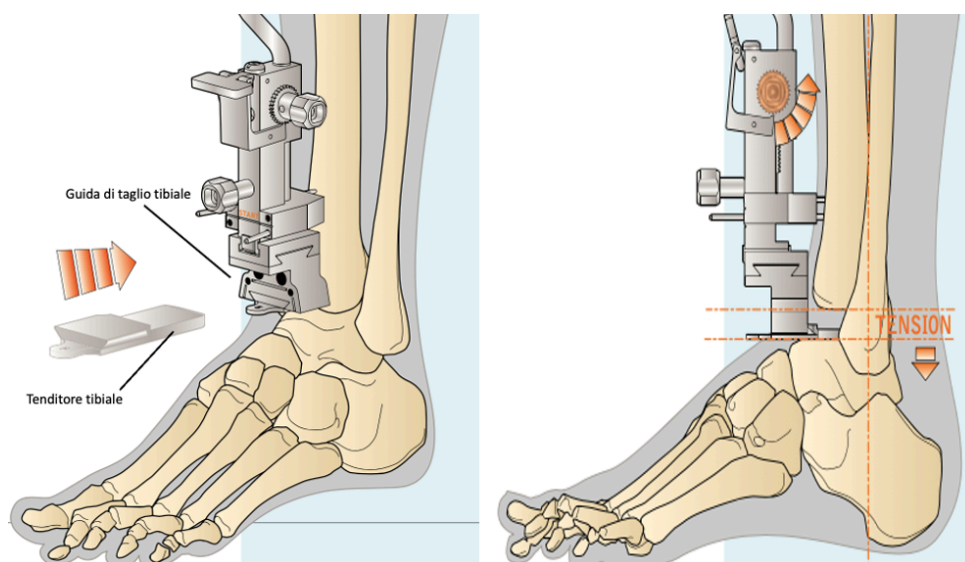


Figura 3.17 Inserimento del tenditore tibiale.

Utilizzando un trapano appropriato, si effettuano *quattro fori* sulla superficie anteriore della tibia, due da 4.5 mm attraverso il blocco di resezione tibiale, e due da 3.2 mm che verranno utilizzati come guida per la resezione della tibia con la sega, facendo attenzione a non intaccare i due malleoli laterali (Figura 3.18). La sezione di osso tagliata è poi frammentata e rimossa con l'utilizzo di uno scalpello.

Infine, utilizzando una taglierina tibiale, si uniscono i due fori grandi (da 4.5mm) alla superficie del taglio orizzontale della tibia.

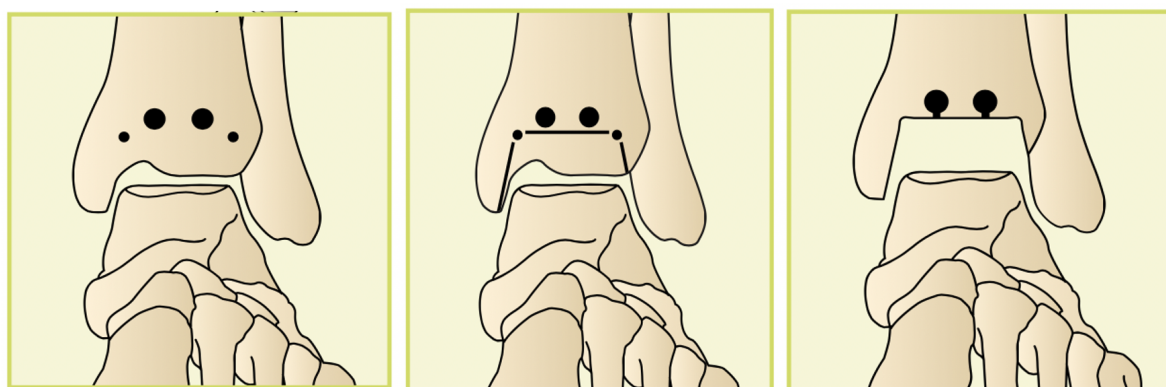


Figura 3.18 Fori e tagli effettuati sulla tibia e rimozione dell'osso reciso.

Per quanto riguarda la *componente talare*, è selezionata la dimensione appropriata della guida di taglio e, utilizzando un distanziatore di opportuno spessore, è valutata la distanza articolare in posizione neutra, in massima dorsiflessione e in massima plantarflexione.

Spesso è necessario rimuovere la *parte anteriore dell'astragalo*, per poter spostare la guida posteriormente ed ottenerne una posizione ottimale, che infine verrà fissata tramite due perni (Figura 3.19).

Sull'astragalo, attraverso l'utilizzo di un trapano, sono ricreati *due fori*, successivamente la guida di taglio si rimuove e si procede con la finitura del taglio.

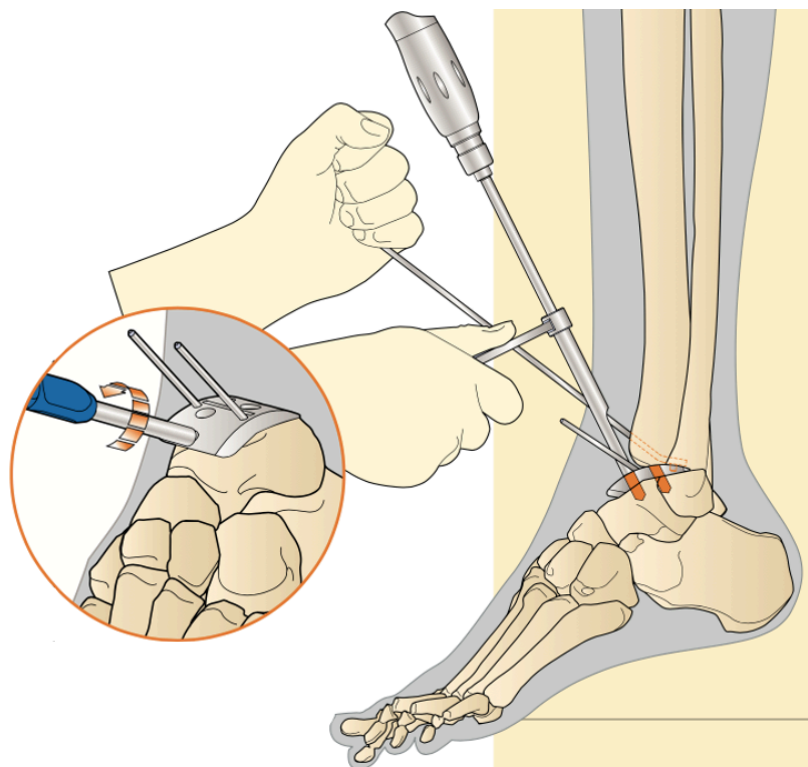


Figura 3.19 Creazione dei fori sull'astragalo.

Conclusa la fase di resezione ossea, si inseriscono le *prove per ciascuna componente protesica*. Le prove servono per valutare il range complessivo di dorsiflessione/plantarflessione e la funzione articolare, e per verificare che la prova meniscale si sposti anteriormente e posteriormente rispetto a quella tibiale di circa 5 mm dalla massima flessione dorsale alla massima flessione plantare [2].

Bisogna verificare anche che sia mantenuto il contatto tra la prova meniscale e le prove metalliche tibiale e astragalica durante la flessione e durante l'intero range di rotazione interna-esterna affinché la componente meniscale non esca durante i vari movimenti e per minimizzare l'usura tra le componenti.

La fase di prova permette al chirurgo di fare delle valutazioni in fase operatoria: se con le prove utilizzate, il range di movimento o la stabilità non sono soddisfacenti, si possono apportare aggiustamenti antero-posteriori nel posizionamento delle prove metalliche o ancora provare spessori diversi della prova meniscale per selezionare quello opportuno.

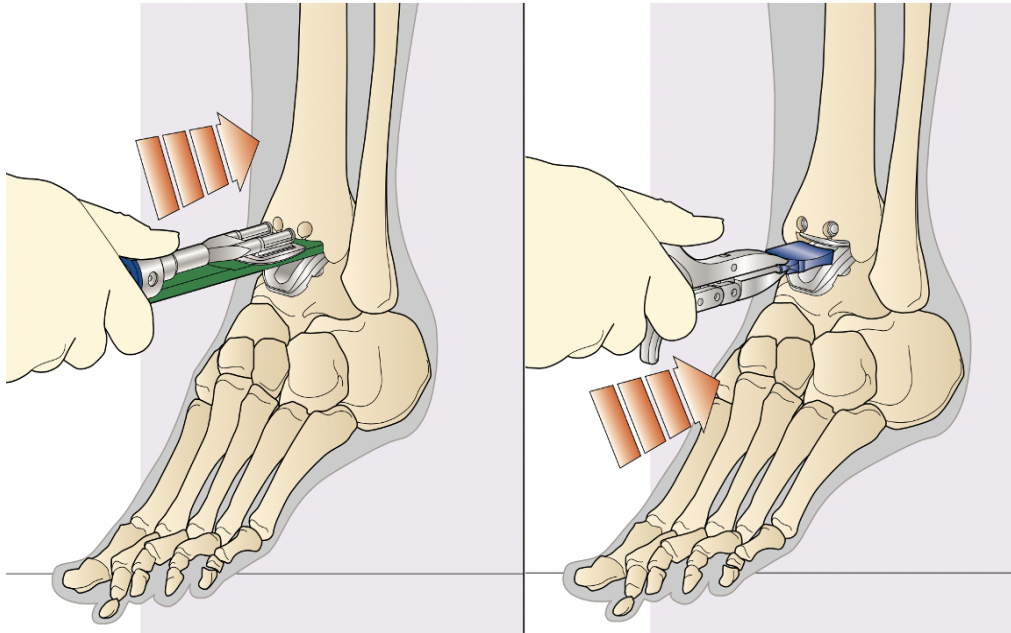


Figura 3.20 Inserimento della prova meniscale tra le componenti protesiche tibiale e talare.

Quando si selezionano le componenti protesiche definitive è necessario assicurarsi che la componente meniscale abbia la stessa dimensione, in termini di larghezza, della componente talare.

Spesso questa fase è accompagnata da radiografie intra-operatorie per valutare la posizione antero-posteriore delle componenti protesiche metalliche.

Le componenti protesiche sono prodotte in tre misure, “small” (S), “medium” (M) e “large” (L), come si evidenzia nella figura 3.21:

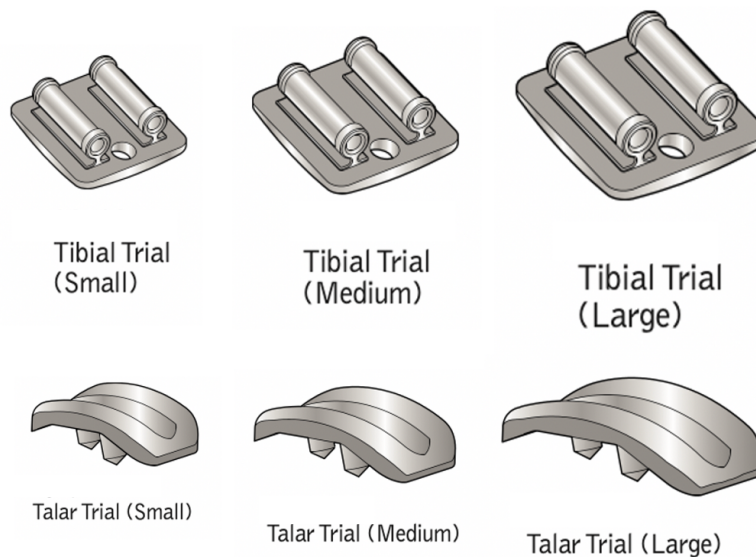


Figura 3.21 Dimensioni delle componenti protesiche tibiali e talari.

Anche le prove dei singoli componenti sono prodotte in diverse misure. In figura 3.22 le diverse dimensioni delle prove meniscali identificate da colori diversi, rispettivamente giallo, rosso e blu [24].

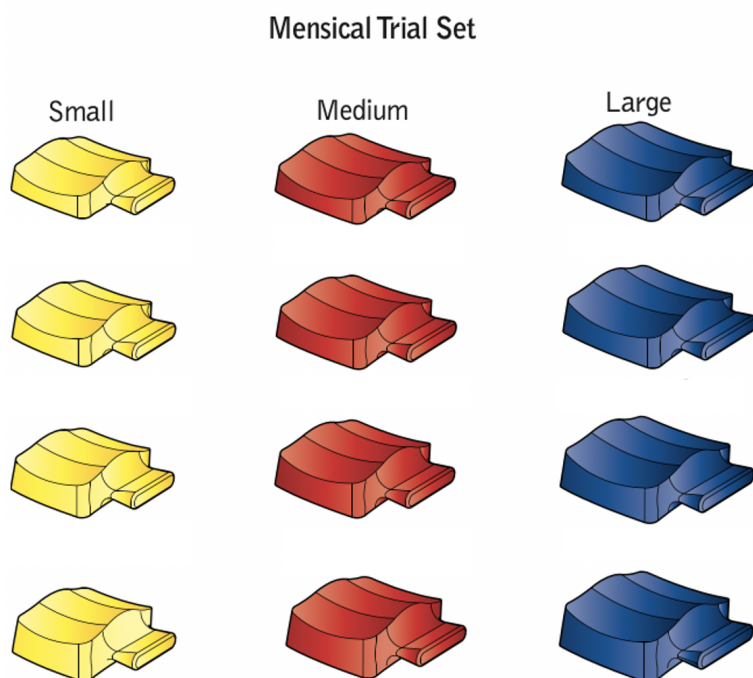


Figura 3.22 Dimensioni delle prove meniscali.

Per ogni taglia diversa delle varie componenti protesiche esistono *diversi spessori*, in genere variano dai 5 mm agli 8 mm (Figura 3.23).

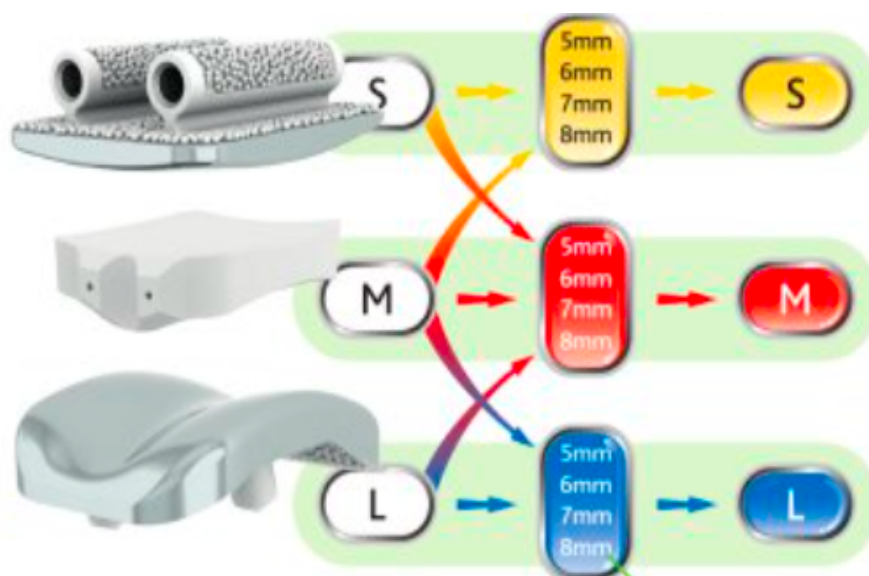


Figura 3.23 Spessori delle componenti protesiche di protesi BOX.

Prima di inserire l'impianto definitivo, si effettua un lavaggio pressurizzato così da rimuovere tutti i detriti e i liquidi presenti nelle superfici ossee resecate.

Dopo aver ben pulito ed accuratamente asciugato la zona, si procede inserendo ad incastro la componente astragalica e quella tibiale, e infine si inserisce, manualmente per compressione, l'impianto meniscale (Figura 3.24).

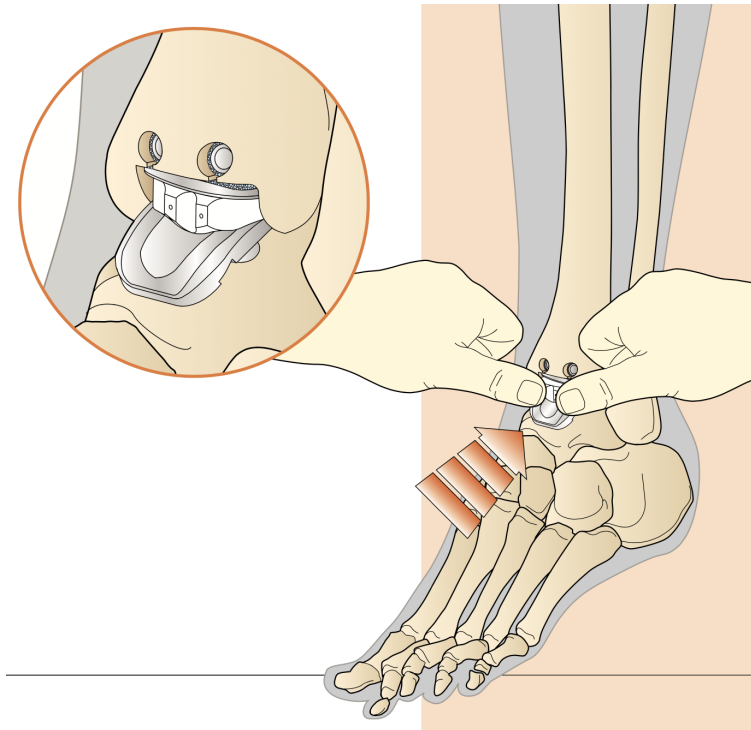


Figura 3.24 Inserimento ad incastro della componente meniscale tra quella tibiale e quella talare.

Dopo la sutura del taglio, si svolgono radiografie laterali e frontali per la valutazione dell'articolazione sostituita.

La protesi BOX ha dimostrato negli anni una buona sopravvivenza dell'impianto e un'ottima qualità di vita del paziente, sia da un punto di vista funzionale, ricreando un miglior range di movimento ed un passo più simile al fisiologico, sia da un punto di vista psicologico per quanto riguarda la soddisfazione del paziente.

4 Materiali e metodi

In questo lavoro di tesi sono stati analizzati i principali movimenti dell'articolazione fisiologica di caviglia, prima e dopo l'inserimento della protesi.

Il modello muscolo-scheletrico del complesso piede-caviglia è stato realizzato tramite il software *SimWise4D*, in grado di effettuare simulazioni di movimento in un ambiente virtuale, attraverso l'utilizzo di semplici parametri in ingresso, ottenendo in uscita la visualizzazione del movimento e l'andamento di alcune variabili come forze, lunghezze e angoli nel tempo.

Sono state valutate le forze muscolari coinvolte nel movimento, le tensioni sviluppate e le variazioni di lunghezza subite dalle componenti legamentose dopo l'inserimento della protesi, effettuando un confronto con i dati ottenuti dalle simulazioni di movimento del modello senza protesi.

L'obiettivo è quello di ricavare il miglior posizionamento della protesi, analizzando i dati ottenuti dalle varie simulazioni effettuate con il software. Verranno valutati eventuali posizionamenti errati delle componenti protesiche per ottenere informazioni di carattere clinico che possano essere utilizzate dal chirurgo durante la fase di inserimento della protesi in interventi di artroplastica.

4.1 Descrizione del modello muscolo-scheletrico del piede

Il modello muscolo-scheletrico del piede, ottenuto da un lavoro di tesi precedente [1], è costituito da tutte le componenti necessarie per effettuare i movimenti: componenti ossee, muscolari, legamentose e tendinee.

Quasi tutte le componenti presenti nel software sono collegate tra loro attraverso l'utilizzo di vincoli rigidi o di cerniere, oppure utilizzando smorzatori come molle o attuatori, creati mediante il comando "*constraint*" (Figura 4.1). Per riprodurre qualsiasi vincolo è necessario creare dei "*coords*", punti specifici sulla superficie delle componenti da collegare, che servono per la collocazione del vincolo.

Tra due componenti in contatto è inoltre possibile imporre la condizione di collisione o di compenetrazione.

Il comando “*Insert Meter*” permette di ottenere in uscita l’andamento nel tempo di variabili, associate ad uno specifico componente, come forze, lunghezze o angoli. I grafici ottenuti possono essere combinati tra loro, rappresentando così una o più variabili in funzione di una stessa grandezza, che può essere anche diversa dal tempo.

È possibile anche preimpostare il movimento di un corpo definendo l’andamento nel tempo di una sua variabile, in questo modo si possono effettuare simulazioni di movimento che seguano tale andamento.

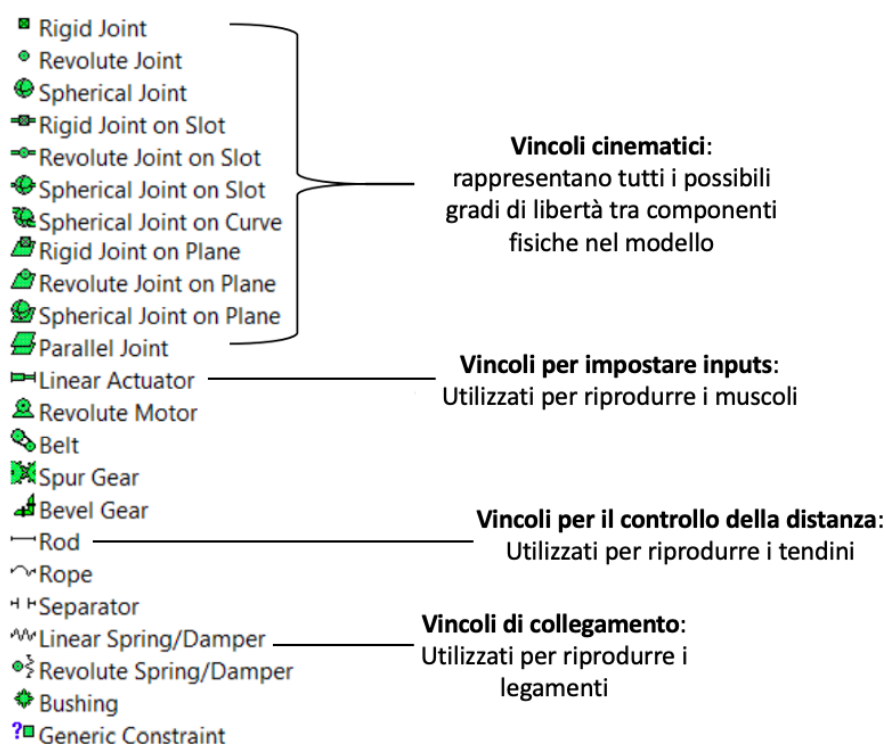


Figura 4.1 Elenco di “constraints” riproducibili con SimWise 4D.

4.1.1 Componenti ossee

Le geometrie ossee 3D, presenti nel modello, sono state ricavate da immagini di risonanza magnetica effettuata su un soggetto maschio di 37 anni di 68kg e 1.70 m di altezza.

Le immagini ottenute sono state prima segmentate e poi processate con un software specifico (AMIRA, MSC) per ottenere delle mesh superficiali triangolari.

Le geometrie ossee con raggi di curvatura piccoli necessitano di una mesh più fitta, che permette una rappresentazione più dettagliata, ma questo implica lunghi tempi di calcolo e maggior probabilità di replicare gli errori di segmentazione. Per ridurre i lunghi tempi di simulazione, si possono utilizzare un numero minore di mesh che però riproducono la superficie della componente ossea in maniera meno realistica.

Nel modello precedentemente sviluppato si è cercato di ottenere il giusto compromesso tra accuratezza e tempi computazionali accettabili: tibia e astragalo, per esempio, sono state rivestite da un drappo per ridurre le asperità superficiali e ottenere un movimento più fluido nelle simulazioni.

4.1.2 Componenti muscolari e tendinee

Le componenti muscolari vengono modellizzate come attuatori lineari e quindi ricreate nel software come dei vincoli che possono essere controllati in velocità, forza, lunghezza o accelerazione.

Gli attuatori lineari permettono di collegare due corpi in due punti specifici imponendo una forza o un accorciamento. La forza imposta può essere costante o variabile nel tempo (espressa da una legge predefinita), mentre l'accorciamento può essere fissato imponendo una precisa velocità e consentendo un controllo del movimento indipendentemente dalle forze di resistenza.

I muscoli presenti nel modello sono quelli necessari allo svolgimento dei principali movimenti del piede: gastrocnemio, soleo, flessore lungo delle dita, flessore lungo dell'alluce, tibiale posteriore, tibiale anteriore, estensore lungo delle dita, estensore lungo dell'alluce, peroneo lungo, peroneo breve, abductore dell'alluce composto da capo obliquo e capo trasverso.

Le componenti tendinee vengono ricreate come vincoli ad asta rigida, che nel software corrispondono ai “*rods*” e che trasmettono la forza esercitata dall'attuatore, ovvero il rispettivo muscolo.

Ogni tendine infatti è associato ad un muscolo e ha la funzione di trasmettere alla componente ossea le forze prodotte dalla contrazione muscolare.

L'avvolgimento fisiologico dei tendini sulle ossa è stato ricreato fissando le estremità distali degli attuatori a dei puntone. I puntone (Figura 4.2), a loro volta sono stati vincolati all'osso utilizzando delle cerniere così da permettere la rotazione del puntone su un piano predefinito. La cerniera è stata posizionata all'esterno della componente ossea, questo ha permesso di ricreare una superficie di avvolgimento concava al cui interno, i fasci legamentosi trattengono il tendine aderente ad essi [1]. Questa soluzione ha permesso di riprodurre in modo migliore quanto presente fisiologicamente.

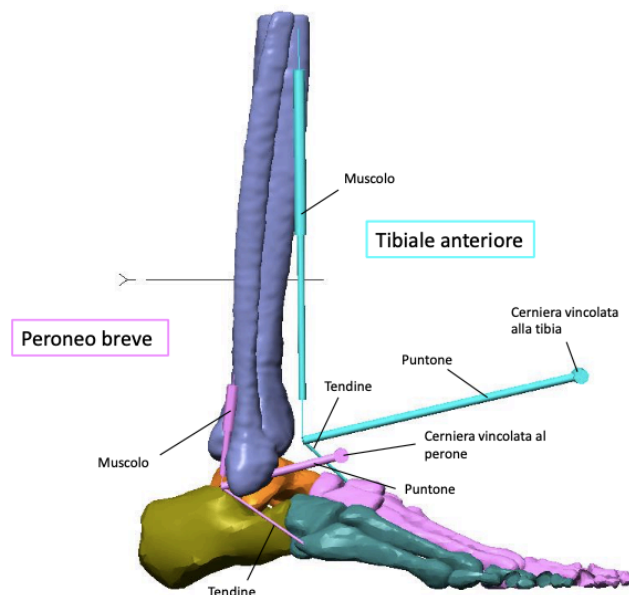


Figura 4.2 Esempio di puntone vincolati alle rispettive ossa: avvolgimento tendineo su peroneo breve e tibiale anteriore.

4.1.3 Componenti legamentose

I legamenti sono robuste strutture di tessuto connettivo fibroso che collegano le estremità articolari di due ossa dando stabilità alle articolazioni, guidando il movimento articolare e limitando i movimenti non fisiologici.

Nello specifico, i legamenti della caviglia sono deputati a tenere unite le estremità distali di tibia e perone all'astragalo, al calcagno e al navicolare. Sono formati principalmente da fasci paralleli di fibre di collagene di tipo I e sono caratterizzati da una ridotta elasticità ma una buona resistenza alla trazione. Il ruolo dei legamenti della caviglia è dare stabilità

all'articolazione, impedendo alla caviglia di compiere movimenti eccessivamente ampi, che potrebbero danneggiare le ossa coinvolte.

I legamenti presenti nel modello sono quelli dell'articolazione tibio-tarsica e dell'articolazione subtalare divisi in gruppi in base alla loro posizione nel modello del piede:

- Legamenti dorsali;
- Legamenti plantari;
- Legamenti laterali;
- Legamenti mediali;
- Legamenti interossei.

Il loro comportamento meccanico è simile a quello dei tendini, con modulo elastico più basso e sforzo a rottura minore.

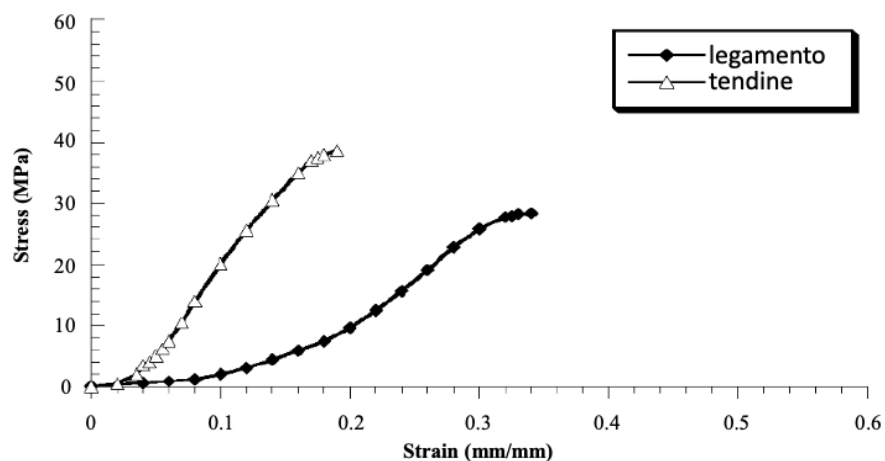


Figura 4.3 Grafico sforzo-deformazione di legamenti e tendini a confronto.

Analizzando il comportamento meccanico nello specifico, i legamenti presentano un comportamento elastico non lineare, descritto dalla curva sopra riportata (Figura 4.3) in cui si possono individuare tre zone (Figura 4.4):

- Tratto OA: si evidenzia una crescita esponenziale del carico, all'aumentare dell'allungamento. Questo andamento è dovuto al reclutamento progressivo delle fibrille di collagene fino al raggiungimento del punto A in cui tutte le fibre sono attive e poste parallelamente alla direzione di carico;
- Tratto AB: relazione sforzo-deformazione quasi lineare con inclinazione della retta tangente (α) che rappresenta il modulo elastico, e quindi la rigidità, del legamento;

- Tratto BC: curva sforzo deformazione decrescente, con progressivo danneggiamento delle fibrille di collagene, fino al raggiungimento dello sforzo a rottura del legamento, nel punto C, in corrispondenza del quale si verifica una diminuzione del carico supportato.

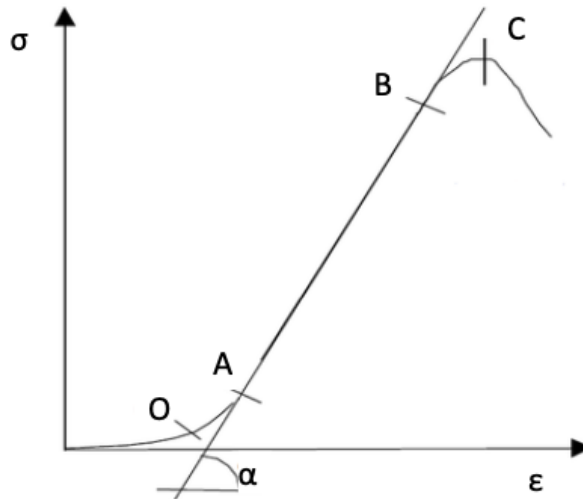


Figura 4.4 Comportamento elastico non lineare dei legamenti.

I *legamenti* sono modellizzati nel software come *molle a caratteristica non lineare*, selezionando il vincolo “*Spring/Damper*”, all’interno del menù “*constrain*”, che consiste in un *sistema in parallelo di molla-smorzatore viscoso*. Dal software è possibile conoscere il valore della “*Current Length*” per ogni frame della simulazione, cioè il valore istantaneo della lunghezza della molla che dipende dal carico applicato e impostare il valore di “*Natural Length*”, ovvero la lunghezza della molla a riposo, con carico nullo.

Inizialmente, per far sì che il comportamento del legamento riflettesse quello della parte di curva a caratteristica lineare, i legamenti sono stati tutti pretensionati del 5% della lunghezza di riposo della molla, con il piede in appoggio a 90° rispetto alla tibia.

La “*Natural Length*” era stata dunque impostata uguale al valore della “*Current Length*”, che variando nel tempo consentiva ai legamenti di risultare pretensionati.

Nella tabella 4.1 sono riportati i valori di “*Natural Length*” dei gruppi di legamenti analizzati:

Legamenti	Nome nel modello	Natural Length [cm]
DORSALI	TaloNavicDors	<i>1.2</i>
	CuboideoNavicDors	<i>1.6</i>
	CalcaneoCuboideoDors	<i>1.68</i>
PLANTARI	Aponeurosi 1	<i>16</i>
	Aponeurosi 2	<i>15.8</i>
	Aponeurosi 3	<i>15.6</i>
LATERALI	PeroneoAstragAnt	<i>1.7</i>
	PeroneoAstragPost	<i>2.4</i>
	PeroneoCalcaneare	<i>2.99</i>
	GrandeLegCalcCub	<i>4.91</i>
MEDIALI	TibioNavicDors	<i>3.29</i>
	TibioSpring	<i>1.88</i>
	TibioCalcaneare	<i>2.78</i>
	TibioTalarePost	<i>1.71</i>

Tabella 4.1 Valori della lunghezza naturale dei legamenti analizzati.

Il valore di costante elastica è stato inizialmente definito uguale per tutti i legamenti, ma il piede risultava molto rigido per cui si è scelto in seguito un valore di costante elastica specifico per ogni legamento in base alla funzione che questo svolge nel complesso piede-caviglia.

In accordo con lo studio di Blankevoort e Huiskes [25], si è deciso di descrivere il comportamento dei legamenti come non lineare, composto da un tratto iniziale ad andamento parabolico ed un successivo tratto lineare (Figura 4.4). Il valore di costante elastica nel tratto lineare, per ogni legamento, è stato calcolato utilizzando la seguente relazione:

$$k = \frac{EA}{L} \quad [N/mm]$$

Il valore della costante elastica è stato ottenuto tramite confronto tra sforzo di un materiale elastico lineare e legge di Hooke della molla, utilizzando come valore di modulo elastico $E=260$ MPa e come valore di area trasversale, quello presente nello studio di Mkandawire et al [26].

I valori di costante elastica così ottenuti sono stati utilizzati per tutti i legamenti, ad eccezione di quelli collaterali, per i quali sono stati utilizzati i valori di Siegler [27].

Per la costruzione della curva forza-allungamento di ogni legamento, sono stati utilizzati i valori di deformazione per ricavare i valori di allungamento attraverso la relazione:

$$\Delta L = L_0 \varepsilon$$

Considerando la curva di Blankevoort [25] (Figura 4.5) è stata poi ricavata la relazione che lega forza e allungamento in ogni legamento sia per il tratto parabolico iniziale che per il successivo tratto lineare, secondo questo procedimento:

- La parte quadratica della curva segue la relazione $F = m\varepsilon^2$;
- La parte lineare $F = k\varepsilon + a$.

Le due leggi devono uguagliarsi nel punto $\varepsilon = 2\varepsilon_1$ ($\varepsilon_1 = 0.03$) e dall'uguaglianza tra le due funzioni si ottiene $m = \frac{1}{4}\varepsilon_1$, e quindi i valori di forza risultano essere:

$$\left\{ \begin{array}{ll} f = \frac{1}{4} \frac{k\varepsilon^2}{\varepsilon_1} & \text{per } 0 \leq \varepsilon \leq 2\varepsilon_1 \\ f = k(\varepsilon - \varepsilon_1) & \text{per } \varepsilon > 2\varepsilon_1 \\ f = 0 & \text{per } \varepsilon < 0 \end{array} \right.$$

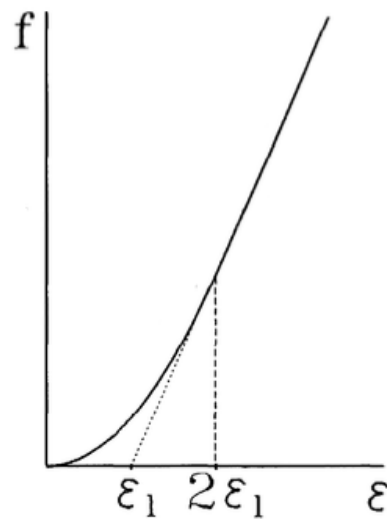


Figura 4.5 Grafico forza-deformazione dei legamenti.

Questo procedimento ha permesso di ottenere i valori di rigidità di ogni legamento per effettuare le prime simulazioni. Da queste poi, sono state effettuate delle modifiche e delle variazioni, procedendo per tentativi, per ottenere range di movimento più realistici e fedeli a quelli fisiologici.

4.1.4 Fasce plantari

Nel modello le fasce plantari o aponeurosi, sono rappresentate da delle molle che si estendono dal calcagno fino all'estremità distale dei metatarsali I, III e V. Queste molle hanno caratteristiche meccaniche identiche tra loro ma lunghezza a riposo differente, come si nota nella tabella precedente (Tabella 4.1).

Dalla letteratura sono stati ricavati diversi valori di rigidità plantare e con questi sono state svolte simulazioni per valutare la migliore rigidità della fascia plantare da inserire nel modello.

4.1.5 Vincoli tra le componenti

La cinematica dell'articolazione principale, ovvero la tibio-astragalica, è definita dall'interazione delle superfici a contatto attraverso vincolo di non compenetrazione mentre

per le altre articolazioni, di minore interesse per il nostro studio, mediante cerniere di rotazione monoassiale ideali e quindi senza attrito.

Tutte le articolazioni di minor rilevanza sono state trascurate, e quindi ricreate tramite vincoli rigidi di collegamento tra le due componenti ossee, come ad esempio l'articolazione tibio-peroneale inferiore ricreata appunto vincolando rigidamente tra loro tibia e perone.

Per la costruzione della parte mediale del piede (parte rosa in figura 4.6) il navicolare e i cuneiformi, e rispettivamente ciascun cuneiforme con il metatarso corrispondente (I, II, III), sono stati vincolati tra loro rigidamente. I primi tre metatarsi sono stati poi vincolati alle rispettive falangi prossimali tramite cerniere ed infine le falangi prossimali e le distali vincolate rigidamente.

Per la costruzione della parte laterale del piede (parte verde in figura 4.6) invece, il cuboide e i metatarsi sono stati rigidamente collegati tra loro, come anche falangi prossimali e distali. Anche in questo caso, il quarto ed il quinto metatarso sono stati collegati alle rispettive falangi prossimali utilizzando delle cerniere.

I movimenti delle articolazioni di minor interesse ai fini della valutazione del movimento della caviglia sono stati trascurati ponendo dei vincoli rigidi tra le componenti ossee, come per esempio i movimenti delle articolazioni inter-falangee. Mentre la cerniera posta tra metatarsi e falangi prossimali consente il movimento di rotazione delle falangi prossimali nel piano sagittale.

Infine, sono state inserite delle molle tra metatarsi e falangi prossimali e tra falangi prossimali e distali: queste molle riproducono le articolazioni interfalangee e permettono un miglior controllo delle falangi.

Il procedimento, sopra descritto, di costruzione del modello con gli opportuni vincoli, comporta che la parte mediale (composta da navicolare, tre cuneiformi, i primi tre metatarsi e le prime tre falangi) e la parte laterale del piede (composta da cuboide, quarto e quinto metatarso e la quarta e la quinta falange) risultano collegate solo da molle che rendono le due parti dunque indipendenti. (Figura 4.6)

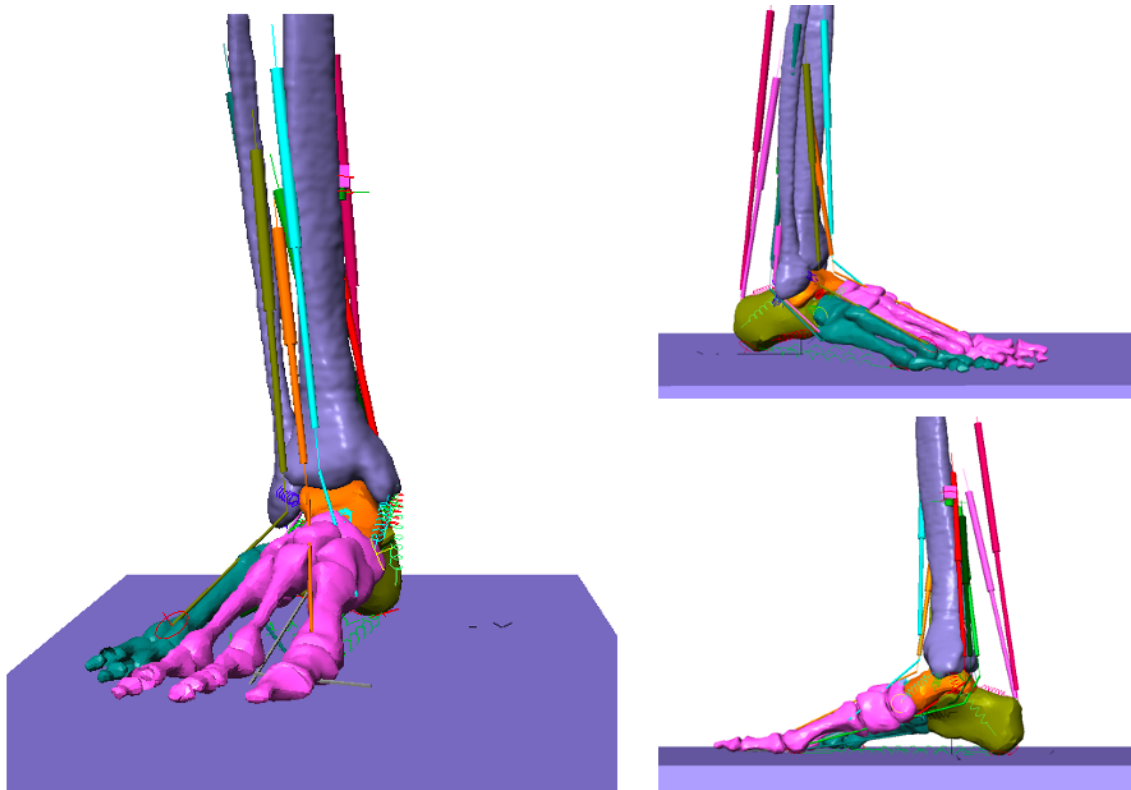


Figura 4.6 Vista frontale (a sinistra), laterale (in alto a destra) e mediale (in basso a destra), del modello del piede con componenti muscolari e tendinee in evidenza. Sono visibili le due parti del modello del piede: parte mediale in rosa e parte laterale in verde.

Queste semplificazioni sono state effettuate in quanto il software, mantenendo la collisione tra tutte le ossa, non riusciva a gestire tutti i contatti e i tempi di simulazione si allungavano eccessivamente.

Con queste soluzioni si ottiene una modellizzazione abbastanza fedele delle articolazioni reali che permetta però di ottenere delle simulazioni di movimento in tempi più brevi e in maniera semplice.

Per effettuare tali semplificazioni, è stata analizzata la morfologia di alcuni contatti articolari e, in accordo con Kapandji [4], in base alla geometria e alla posizione reciproca delle componenti ossee, sono stati ricreati degli opportuni vincoli che riproducessero tali contatti e i movimenti fisiologici:

- *Astragalo* e *calcagno* sono tra loro vincolati tramite una cerniera con asse di rotazione coincidente con quello di Henke, che ha origine nella parte interna e superiore del collo dell'astragalo e raggiunge la superficie esterna del calcagno.

- Il *cuboide e calcagno*, presentano un'articolazione caratterizzata da una superficie concava e una convessa (geometria a sella), e si articolano attraverso un vincolo composto da un parallelepipedo collegato alle due superfici tramite cerniere, poste al centro delle due concavità;
- *Astragalo e navicolare* si articolano tra loro attraverso una superficie sferica, motivo per cui le superfici sono collegate tra loro da un vincolo sferico che consente movimento nelle tre dimensioni.

La condizione di collisione viene quindi imposta solamente tra tibia e astragalo e tra componenti ossee a contatto con il terreno “*Ground*”: calcagno, il I, III e V metatarsale e tutte le falangi prossimali e distali.

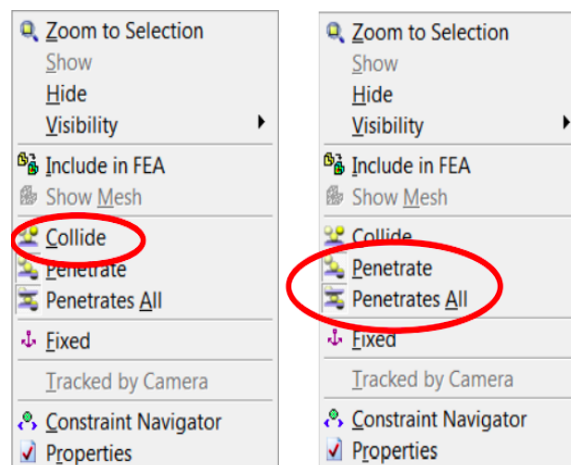


Figura 4.7 Impostazione dei vincoli di non compenetrazione (a sinistra, “collide”) e di compenetrazione (a destra, “penetrate”).

4.1.6 Assi per la descrizione del movimento

Gli assi presenti nel modello muscolo scheletrico (Figura 4.8), permettono di fissare dei riferimenti tramite cui descrivere i range di movimento e misurare tutte le angolazioni delle varie componenti rispetto a quegli specifici assi.

Ogni asse viene utilizzato per la descrizione di uno specifico movimento tra due componenti:

- *Asse di flessione estensione*: descrive il movimento tra tibia e astragalo;
- *Asse subtalare*: descrive la rotazione tra astragalo e calcagno;

- *Asse calcagno-cuboideo*: necessario per imporre il vincolo tra di essi;
- *Asse longitudinale del piede*: percorre il secondo dito del piede.

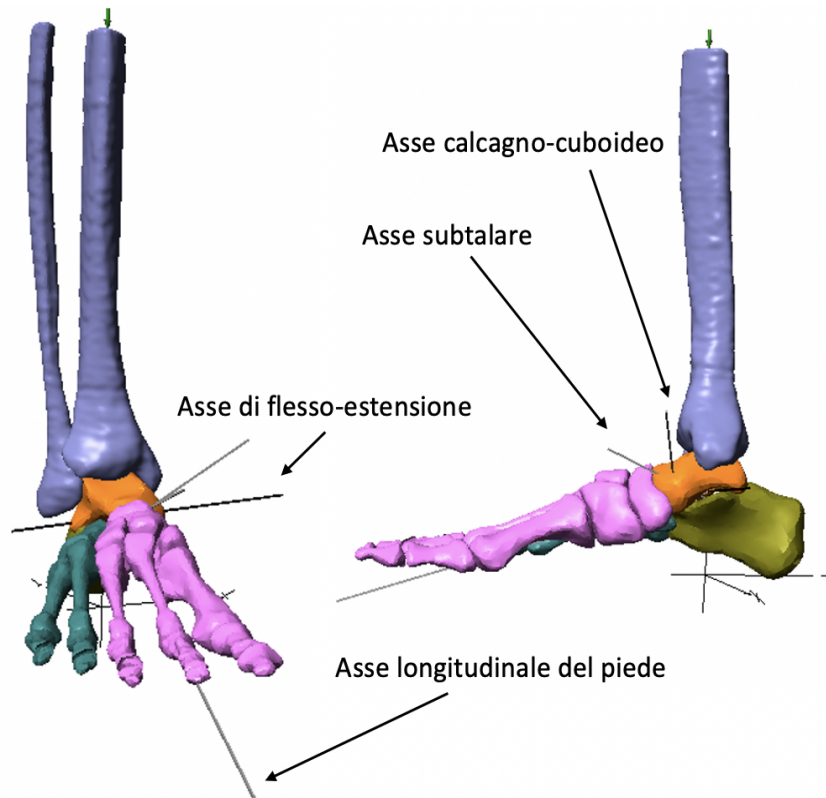


Figura 4.8 Assi per la descrizione dei movimenti.

Per misurare gli angoli esistono metodi differenti:

- Per la misura della *flessione-estensione*: si procede misurando l'angolo tra la tibia e l'asse longitudinale del piede o si utilizzano due aste verticali per la misurazione di due angoli (angolo tra astragalo e tibia e angolo tra avampiede e astragalo), e la somma dei due valori misurati permette di ottenere l'angolo complessivo;
- Per la misura dell'*inversione* ed *eversione*: si misura la rotazione della base dell'avampiede attorno all'asse longitudinale del piede. La base dell'avampiede viene identificata da una barra che collega le falangi prossimali.
- Per la misura della *pronazione* e *supinazione* del calcagno si utilizza la cerniera tra astragalo e calcagno.

4.1.7 Misura degli angoli attraverso le cerniere

L'inserimento di aste e cerniere nel modello ha permesso di misurare gli angoli descritti dal piede durante i movimenti di flesso-estensione e prono-supinazione.

Di seguito è descritto il metodo utilizzato per ottenere in uscita dal software gli angoli svolti dal modello del piede.

4.1.7.1 Angolo di plantarflessione e dorsiflessione

Il metodo utilizzato per misurare questo angolo prevede l'inserimento nel modello di due aste e una cerniera:

- La prima asta "*AsseLongitudPiede*" rappresenta l'asse che attraversa longitudinalmente il piede;
- La seconda asta "*BaseAvamp*" rappresenta la base dell'avampiede e collega la prima falange prossimale alla quinta falange prossimale.
- La cerniera inserita, rinominata "*Mis-FlesEstAvamp*" (Figura 4.9), è vincolata alla prima asta e ha l'asse parallelo all'asse di flesso-estensione. Con questo "*revolute joint*" è possibile misurare gli angoli, effettuati dal piede, nel piano tra la tibia e l'asse longitudinale del piede.

La misura dell'angolo formato dalla cerniera restituisce l'ampiezza dell'angolo di flesso-estensione riprodotto durante il movimento.

Utilizzando questo metodo, il software restituisce angoli crescenti o decrescenti, a partire da un valore iniziale diverso da zero, che corrisponde alla posizione che assume la cerniera nella posizione di riferimento del piede in appoggio. Per convenzione gli angoli crescenti sono angoli di flessione dorsale mentre quelli decrescenti indicano angoli di flessione plantare.

Le misurazioni ottenute sono state poi implementate su Excel così da elaborare i dati e rappresentare gli angoli tutti positivi e a partire da zero gradi.

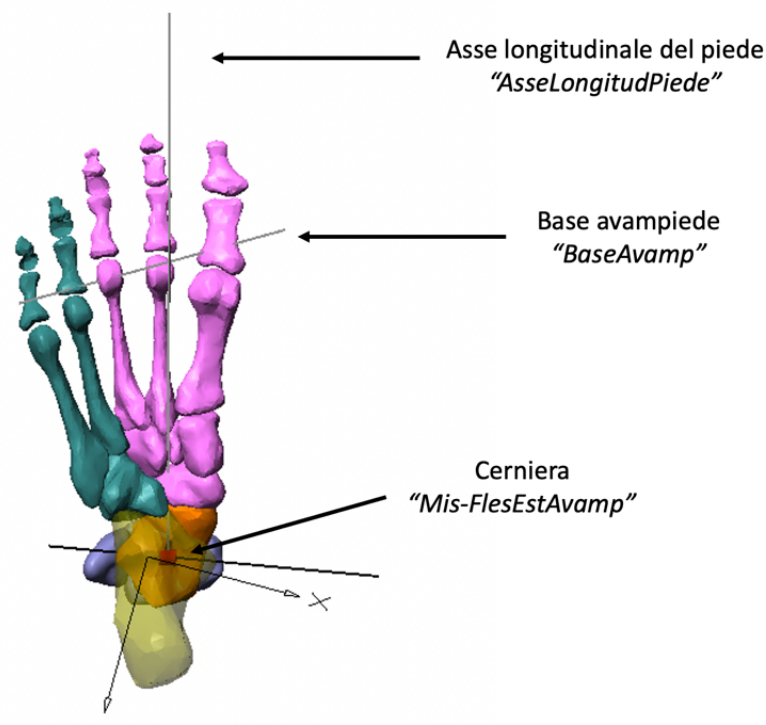


Figura 4.9 Cerniera e aste utilizzate per la misura dell'angolo di Dorsi-Plantarflessione.

4.1.7.2 Angolo di supinazione e pronazione

Per la descrizione dell'angolo di prono-supinazione si è utilizzata la stessa struttura a due aste, descritta precedentemente. La cerniera per la misura dell'angolo è un "revolute joint", è vincolata all'asta "*BaseAvamp*" ed ha asse parallelo all'asse longitudinale del piede. Questo vincolo, rinominato "*Mis-PronSupAvamp*" (Figura 4.10) consente di misurare gli angoli effettuati dal piede nel piano tra l'asse longitudinale del piede e l'asse che attraversa primo e quinto dito.

A partire dal valore iniziale di orientamento che assume la cerniera nella posizione di appoggio, sono restituiti i valori di angoli crescenti a partire dal valore iniziale che per convenzione rappresentano quelli di supinazione e i valori di angoli decrescenti dal valore iniziale che rappresentano la pronazione.

Le misurazioni ottenute sono state poi implementate su Excel così da elaborare i dati e rappresentare gli angoli tutti positivi e a partire da zero gradi.

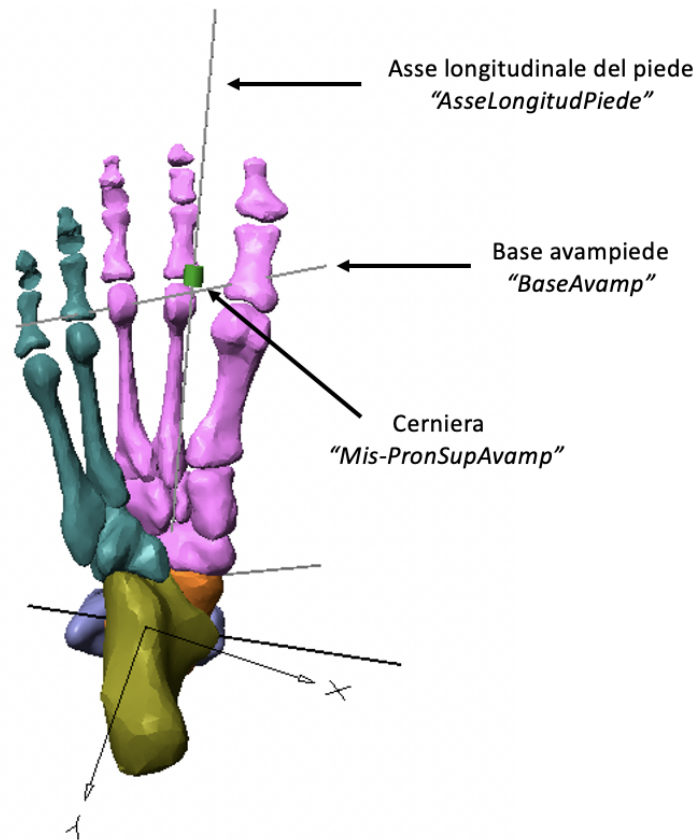


Figura 4.10 Cerniera e aste utilizzate per la misura dell'angolo di Prono-Supinazione.

4.1.8 Posizione fisiologica

Per effettuare le simulazioni è stata utilizzata la posizione fisiologica del piede in appoggio, considerata di riferimento, in cui la tibia è disposta a 90° rispetto al "Ground".

Per il raggiungimento di questa posizione si è partiti da una posizione del piede in sospensione fissando la tibia con il comando "Fixed", e lasciando il piede libero di muoversi, sotto l'azione della sola forza di gravità in modo che raggiungesse una posizione di equilibrio in sospensione. Il piede in sospensione, lasciato libero di raggiungere l'equilibrio, raggiunge una posizione di flessione plantare associata ad una leggera supinazione che trova riscontro con quanto noto dalla letteratura (Figura 4.11). Il contributo della supinazione è dato dall'azione dei legamenti mediali, più forti di quelli laterali e, il raggiungimento di questa posizione, rappresenta una verifica del corretto inserimento dei valori di rigidità dei legamenti.

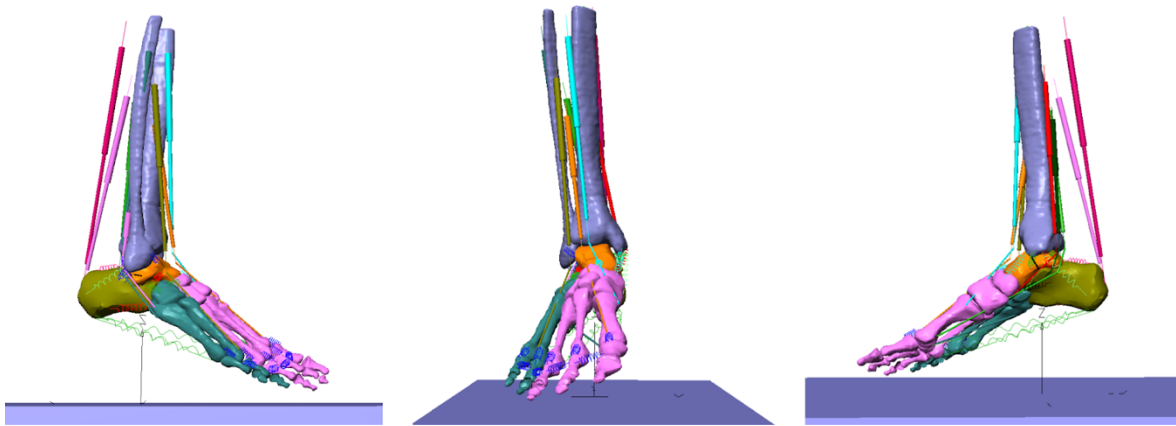


Figura 4.11 Da sinistra a destra: vista laterale, frontale e mediale del modello del piede in posizione fisiologica di sollevamento (in flessione plantare e leggera supinazione).

Ottenuta la posizione di equilibrio in sospensione, il piede è stato lasciato libero di adagiarsi sul “*Ground*”, deselezionando il comando “*Fixed*”, e lasciando agire solo la forza di gravità, dunque senza applicazione di carico.

Raggiunta la posizione di appoggio del piede (Figura 4.12), è stato imposto un carico di 400 N sulla tibia in direzione Z (verticale), che simula la metà del peso corporeo agente sul piede di un soggetto di 80 kg in appoggio bipodalico.

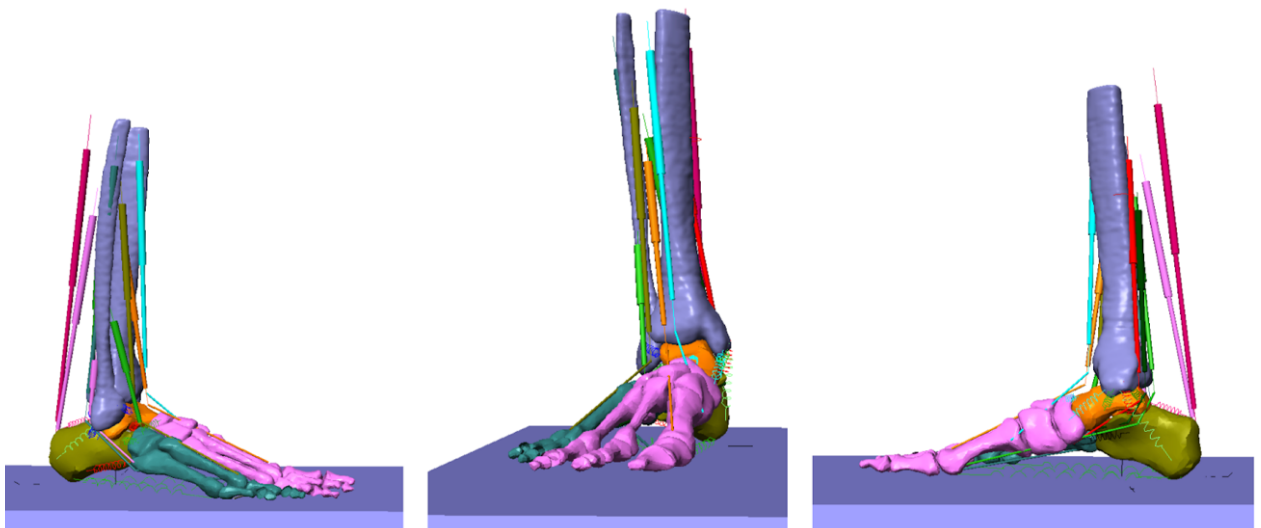


Figura 4.12 Da sinistra a destra: vista laterale, frontale e mediale del modello del piede in posizione fisiologica di appoggio (senza “*body weight*” applicato).

Nella fase di assestamento si verifica, in accordo con la letteratura, una variazione dell'altezza dell'arcata laterale minore di quella dell'arcata mediale, e una variazione di lunghezza dei legamenti che si pretensionano in maniera diversa in base alla loro posizione nel complesso del piede.

4.2 Validazione del modello

4.2.1 Simulazioni di movimento in appoggio e in sollevamento

La fase di validazione del modello è fondamentale per comprendere come questo risponda all'attivazione selettiva dei muscoli e quali siano i range di movimenti raggiunti nelle due diverse condizioni: condizione di carico (in appoggio) e di scarico (in sollevamento).

Nelle due diverse condizioni sono state svolte le simulazioni di movimento attivando selettivamente i singoli muscoli e confrontando i differenti angoli di movimento sviluppati dal modello. Inizialmente i muscoli sono stati attivati in controllo di forza, impostando un valore fisso o variabile tramite una funzione a rampa. Controllando in questo modo i muscoli, il movimento risultante è apparso poco fluido, in quanto piccole variazioni di forza provocano un movimento molto ampio e poco controllabile.

Successivamente, sono state effettuate simulazioni controllando invece i muscoli in velocità, ovvero imponendo un accorciamento e, in questo modo, è possibile ottenere un controllo più fine del movimento.

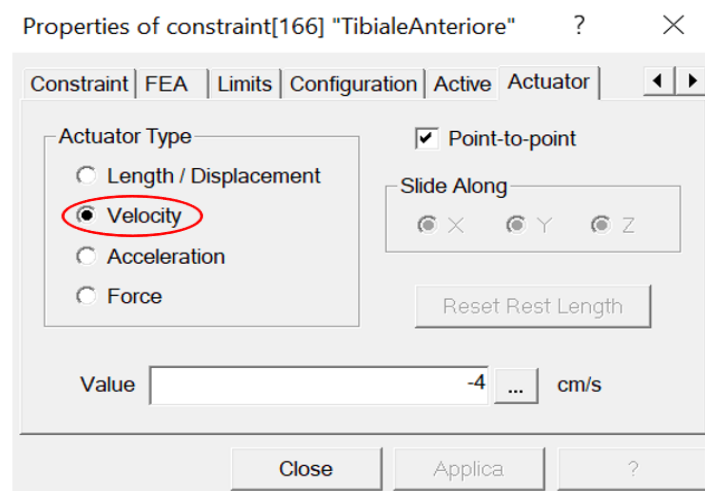


Figura 4.13 Esempio di muscolo Tibiale Anteriore attivato in controllo di velocità a -4cm/s.

Nello specifico, sono stati attivati singolarmente tutti i seguenti muscoli: il tibiale posteriore, il tibiale anteriore, il peroneo breve, il peroneo lungo, il gastrocnemio, il soleo e l'estensore lungo delle dita.

Per effettuare un corretto confronto tra i range di movimento, nelle due condizioni di carico e scarico, bisogna tenere in considerazione che nel caso del piede in sollevamento la posizione iniziale è in flessione plantare.

Infatti, il piede nella posizione di sollevamento, presenta già una flessione plantare di circa 15 gradi e una supinazione di circa 8 gradi rispetto alla posizione con il piede in appoggio, posto a 90° rispetto alla tibia, che viene considerata di riferimento e quindi con angolo di flesso-estensione e prono-supinazione nulli.

I dati ottenuti dalle diverse simulazioni sono stati dunque elaborati in Excel, tenendo conto di queste considerazioni, in modo da ottenere tutti gli angoli di movimento positivi e crescenti rispetto alla posizione di riferimento del piede in appoggio.

Sono state quindi valutate le forze muscolari esercitate dai singoli attuatori attivati e gli angoli di movimento sviluppati e, in accordo con la letteratura, si prevede che i valori nelle due situazioni siano diversi: range di movimento maggiori e forze muscolari minori in sollevamento e range di movimento minori e forze muscolari maggiori in appoggio.

Infatti, in condizioni di carico, gli attuatori devono agire contro la forza peso del soggetto, mentre in condizioni di scarico, l'unica forza da contrastare è la forza peso delle strutture che compongono il modello, questo implica dunque un range di movimento più ampio in sospensione rispetto a quello raggiunto in appoggio

4.3 Simulazioni di movimento senza protesi

Partendo dalla posizione del piede in appoggio e sotto carico fisiologico, sono state effettuate delle simulazioni con lo scopo di riprodurre i principali movimenti del piede: flessione dorsale, flessione plantare, pronazione e supinazione.

Per le analisi seguenti, si è considerato esclusivamente la condizione di carico (in appoggio), in quanto questa risulta la più critica, aggiungendosi la forza peso a quella di gravità.

Ogni movimento riprodotto, è il risultato della combinazione tra informazioni ricavate dalla fase di validazione del modello e informazioni note dalla letteratura riguardo l'attivazione dei muscoli nei principali movimenti fisiologici.

Inoltre, per ottenere un movimento il più simile possibile a quello fisiologico sono state condotte diverse prove per valutare quali muscoli attivare e quali valori utilizzare per la loro attivazione e, dopo diversi tentativi, è stato possibile simulare con il modello dei corretti movimenti, analoghi a quelli fisiologici.

I principali movimenti dell'articolazione tibio-astragalica sono stati così simulati (Figura 4.14):

- *Flessione dorsale*: attivando il tibiale anteriore e l'estensore lungo delle dita entrambi in controllo di velocità a -3cm/s;
- *Flessione plantare*: attivando il soleo in controllo di velocità a -4cm/s;
- *Supinazione*: attivando il tibiale anteriore in velocità a -4 cm/s;
- *Pronazione*: attivando il peroneo lungo e l'estensore lungo delle dita entrambi in velocità a -4cm/s.

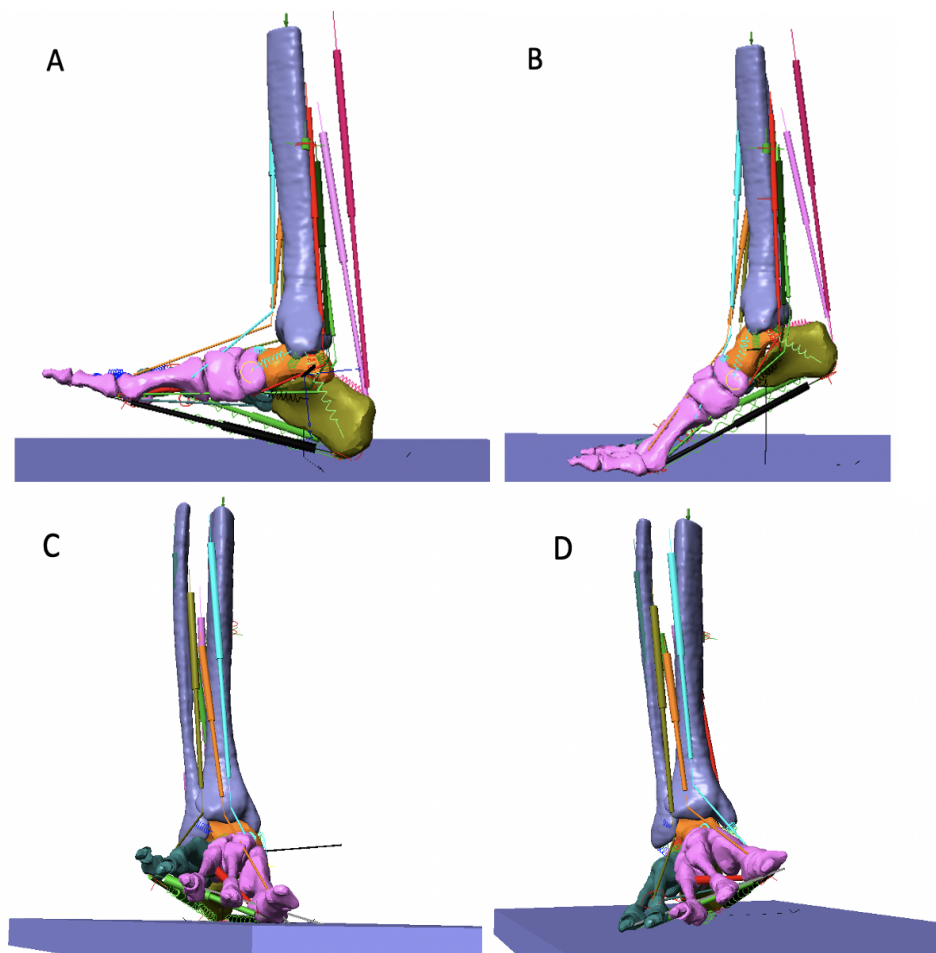


Figura 4.14 Movimenti di dorsiflessione (A), plantarflessione (B), pronazione (C) e supinazione (D) del modello muscolo-scheletrico del complesso piede-caviglia.

Per fare in modo che il contributo muscolare, in ogni simulazione, fosse solo quello degli attuatori attivati, per tutti gli altri muscoli è stata impostata una forza di contrazione nulla, per tutto il tempo della simulazione del movimento.

L'attivazione di due muscoli, entrambi in controllo di velocità e agenti sullo stesso grado di libertà, rende il sistema iperstatico e in tal caso il movimento sarà controllato da soltanto uno dei due muscoli attivati: uno dei due attuatori attivati governa il movimento mentre l'altro si accorcia in base a criteri non noti predefiniti dal software. Invece, quando due muscoli hanno funzioni diverse e agiscono su diversi gradi di libertà, si può procedere controllando entrambi i muscoli in lunghezza (controllando la velocità di accorciamento) e in tal caso, si otterrà un movimento che dipenderà dal rapporto delle velocità tra i due muscoli.

Per riprodurre la flessione dorsale e la pronazione, a differenza di quanto detto precedentemente, sono stati però attivati due muscoli in controllo di velocità. Questo è stato possibile in quanto i due muscoli agiscono su zone diverse e indipendenti del piede per costruzione: la parte mediale del modello del piede e la parte laterale. Infatti, nella dorsiflessione il tibiale anteriore controlla la parte mediale (in rosa nel modello) e l'estensore comune delle dita agisce sulla parte laterale del piede (in verde nel modello).

Nella pronazione l'estensore comune delle dita agisce sulla parte laterale e il peroneo lungo sulla parte mediale del piede.

Per ogni movimento è stato imposto un range angolare da raggiungere e per ogni muscolo attivato sono state analizzate le forze muscolari e l'accorciamento dei muscoli in funzione dell'angolo di movimento imposto.

L'attenzione è stata posta principalmente sulle componenti legamentose del complesso piede-caviglia e, nello specifico, sui legamenti dell'articolazione tibio-tarsica. Sono stati analizzati i legamenti plantari, dorsali, mediali e laterali così da poter ottenere un quadro completo del comportamento dei legamenti durante i vari movimenti riprodotti. Infine, per ogni legamento sono state analizzate le tensioni e le lunghezze in funzione del range di movimento angolare imposto.

4.4 Modellizzazione della protesi

4.4.1 Descrizione geometrica e dimensionale delle componenti

La protesi inserita nel modello del piede è la protesi BOX [3], descritta nel capitolo precedente, le cui componenti sono state modellizzate mediante SolidWorks.

La componente tibiale (nel modello “*Mediumtibia*”) ha una superficie convessa che permette una buona compatibilità con i legamenti presenti nell’articolazione e con le altre componenti protesiche, garantendo stabilità, in particolare, alla componente meniscale (nel modello “*Mediummeniscal*”).

La superficie superiore della componente talare (nel modello “*Mediumtalar*”) è caratterizzata da un solco in direzione antero-posteriore, che permette al menisco di essere quasi perfettamente congruente con tale superficie.

Le superfici del menisco, adiacenti alle altre componenti, sono complementari ad esse: la superficie inferiore presenta una protrusione (un rilievo) che si inserisce perfettamente nel solco della componente talare, permettendone solo il movimento lungo un unico asse; la superficie superiore, invece, ha una forma che permette la rotazione attorno a tre assi rispetto alla componente tibiale.

In Figura 4.15, la rappresentazione 3D della protesi in cui si distinguono le singole componenti protesiche: in rosso la tibiale, in grigio la meniscale e in azzurro la talare.

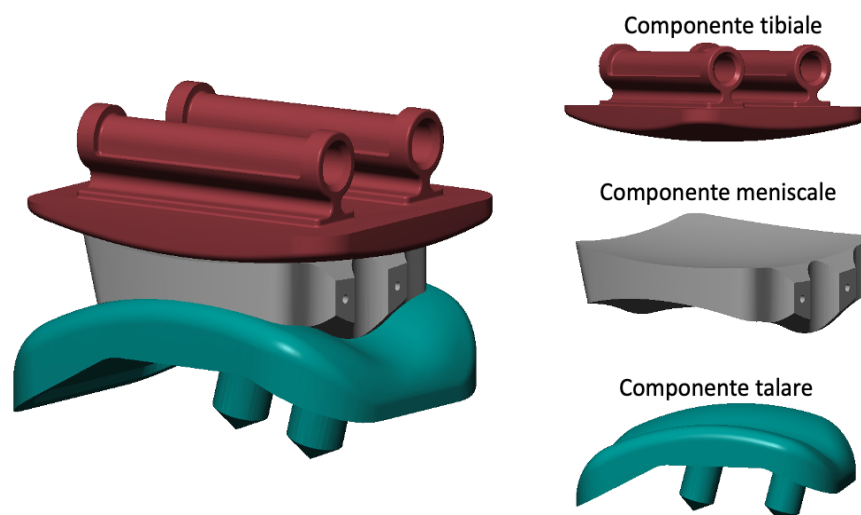


Figura 4.15 Rappresentazione 3D della protesi BOX e delle singole componenti.

Le tre componenti protesiche, trasferite da SolidWorks al software SimWise 4D, per costruzione sono contenute all'interno di parallelepipedi, che ne descrivono approssimativamente le misure, con le seguenti dimensioni riportate in Tabella 4.2:

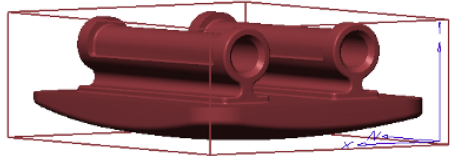
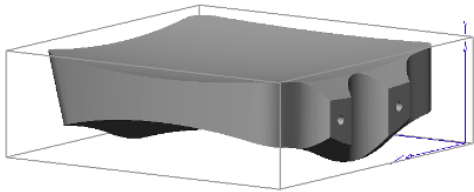
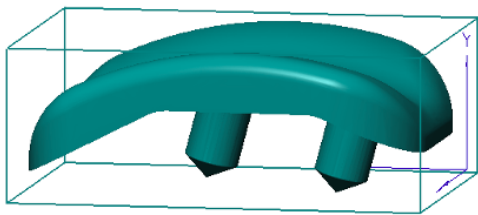
Componenti protesiche	Altezza [cm]	Lunghezza [cm]	Larghezza [cm]
	3.5	1.25	2.9
	2.59	0.84	2.9
	3.82	1.42	2.86

Tabella 4.2 Misure delle singole componenti protesiche

4.4.2 Protesi assemblata e cinematica delle componenti

Data l'elevata congruenza tra le superfici protesiche, inizialmente nel software, queste sono state lasciate libere di adagiarsi l'una sull'altra e collidere, sfruttando la forza di gravità. Fissando solo la componente talare nel "World", il menisco e la componente tibiale sono state allineate superiormente e lasciate libere di muoversi e incastrarsi l'una sull'altra. L'eccessiva congruenza però, non ha permesso al software di simulare i movimenti reciproci tra le componenti in tempi accettabili e l'elevato attrito richiedeva tempi di calcolo molto elevati.

Per ovviare al problema, le collisioni tra le componenti sono state sostituite con dei vincoli che ne riproducevano gli stessi gradi di libertà.

La conoscenza sia della geometria che della cinematica delle componenti protesiche, ha reso possibile l'introduzione di questi vincoli:

- Il movimento tra componente tibiale e menisco è governato da un vincolo sferico che permette al menisco tutti i movimenti di rotazione attorno ai tre assi;
- Il movimento tra componente talare e menisco è invece assicurato da una cerniera con l'asse coincidente con l'asse di flesso-estensione della caviglia.

Per l'inserimento dei vincoli nel complesso protesico, sono state approssimate le superfici delle componenti talare e tibiale, con due sfere (Figura 4.16) e, al centro di ognuna di esse, sono stati posizionati i centri di rotazione dei vincoli.

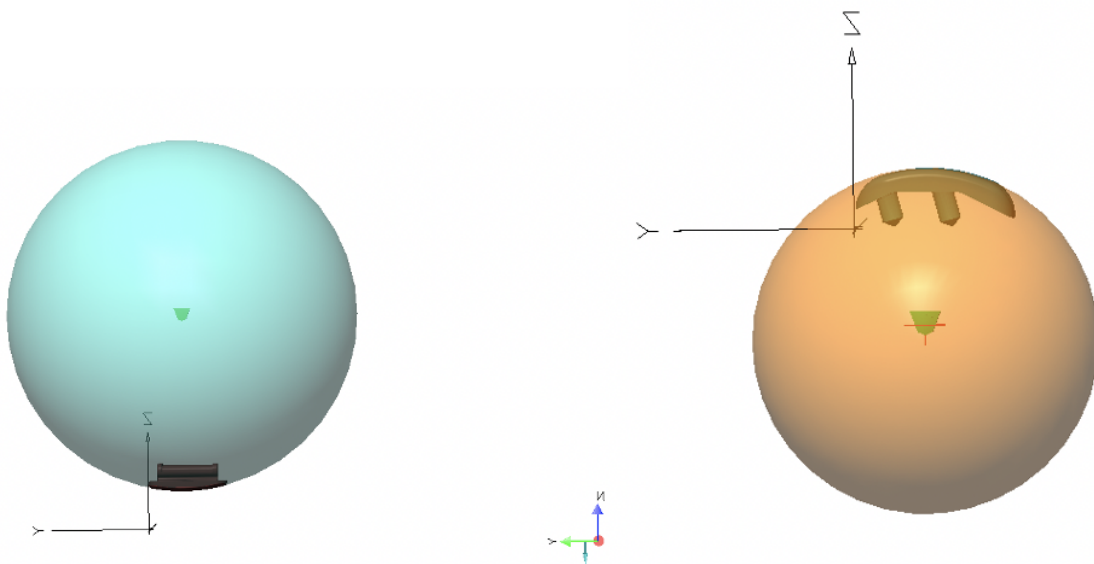


Figura 4.16 Superfici componenti protesiche approssimate da due sfere e vincoli tra componenti al centro di ognuna di esse.

Infine, dopo aver creato i vincoli tra componenti protesiche, sono state inserite due barre rigidamente vincolate una alla componente tibiale ed una a quella talare chiamate rispettivamente, “*sbarra*” e “*copy of sbarra*”.

In figura 4.17 il complesso protesico finale, con le barre e con i vincoli tra componenti, successivamente inserito nel modello del piede per lo svolgimento delle simulazioni con protesi.

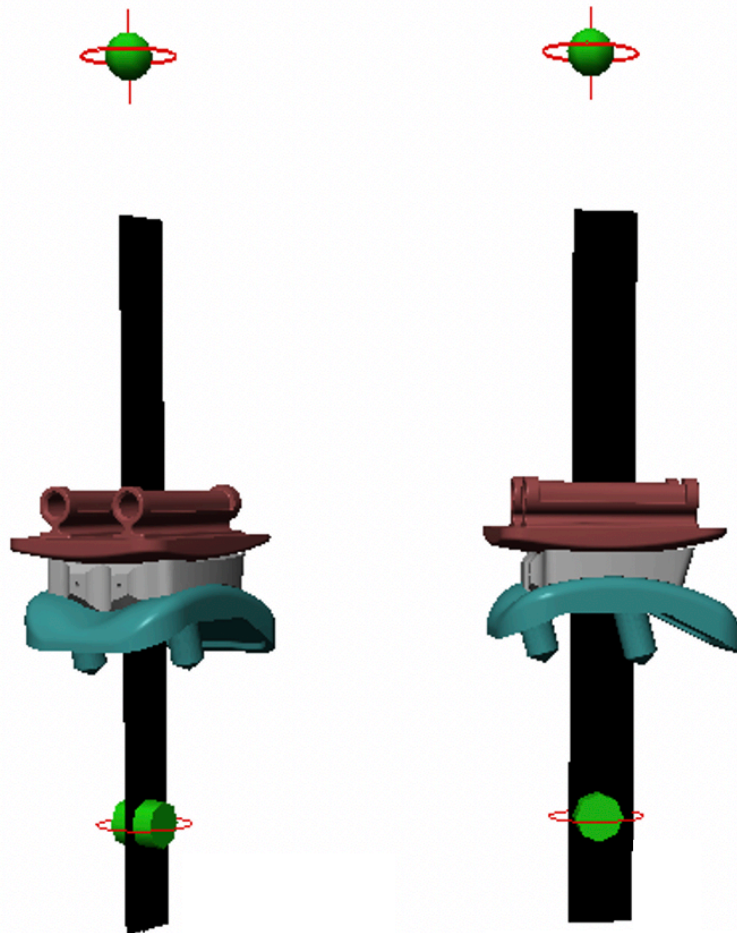


Figura 4.17 Complesso protesico finale con le due barre da vincolare rispettivamente a tibia e astragalo: la cerniera superiore (vincolo sferico) permette 3 gradi di libertà al menisco rispetto alla componente tibiale; la cerniera inferiore (vincolo cilindrico) permette 1 grado di libertà alla componente talare rispetto al menisco.

4.5 Posizionamento della protesi nel complesso piede-caviglia

L'obiettivo principale della nostra tesi è la valutazione quantitativa della criticità del posizionamento dei componenti protesici, nel movimento dell'articolazione della caviglia artificiale.

La perfetta congruenza tra le superfici articolari del menisco con le superfici delle altre componenti protesiche offre la possibilità di un notevole spostamento antero-posteriore del cuscinetto meniscale sulle due componenti adiacenti [2] (Figura 4.18).

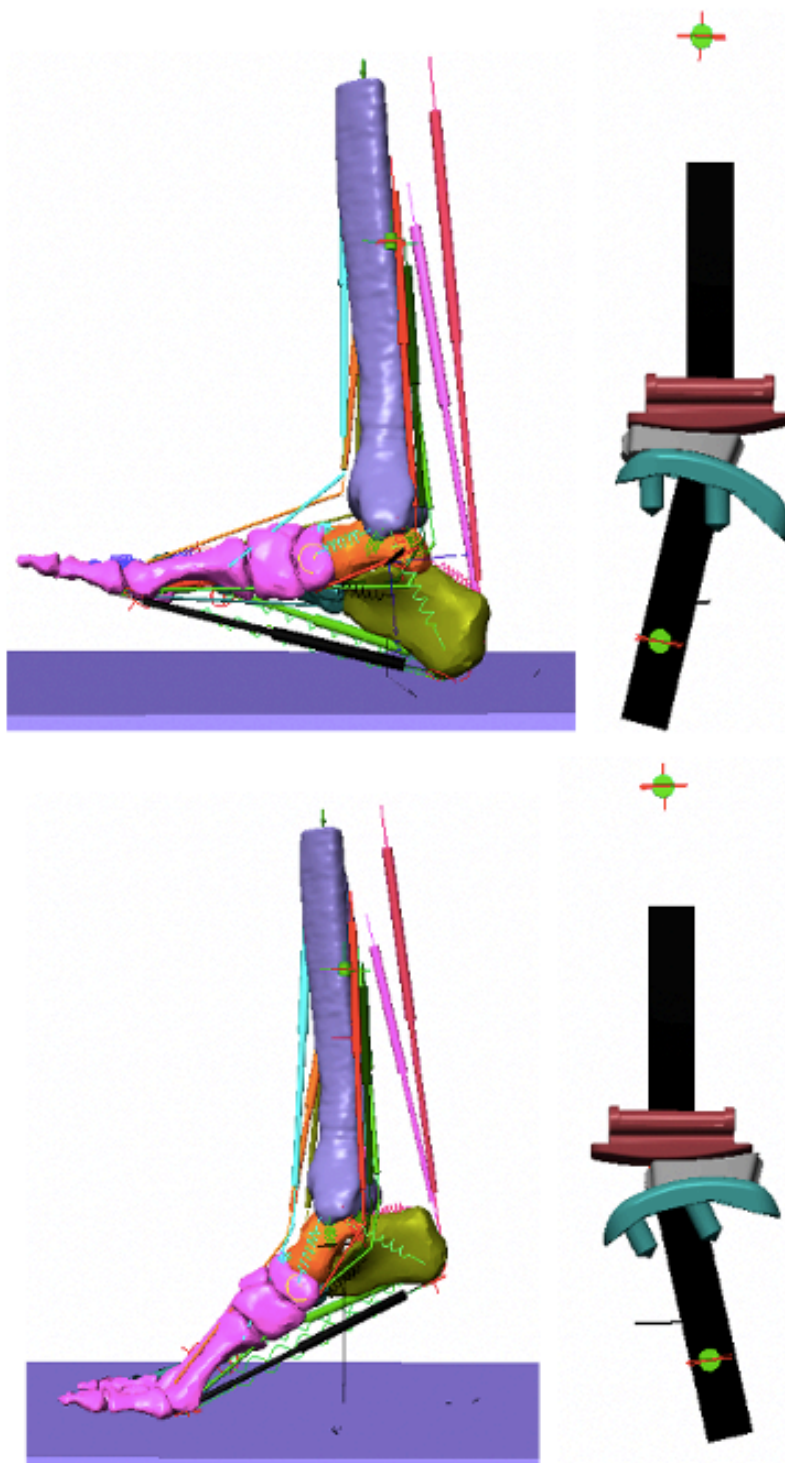


Figura 4.18 Scorrimento della componente meniscale sulle componenti protesiche adiacenti, durante i movimenti di dorsiflessione (sopra) e plantarflexione (sotto).

Questo design permette un ottimo adattamento della protesi alla struttura della caviglia evitando sovraccarichi all'interfaccia protesi-osso che si avrebbero se le componenti protesiche fossero maggiormente vincolate. Ciò nonostante, il tensionamento dei legamenti può dipendere dal posizionamento della protesi, e questo è un aspetto molto rilevante e potenzialmente critico. Per questi motivi sono stati analizzati due parametri fondamentali che influenzano la funzione articolare dopo l'inserimento della protesi: il collocamento dei componenti rispetto all'asse longitudinale della tibia e l'inclinazione del complesso protesico rispetto a quest'asse.

4.5.1 Posizione 1

Inserendo la protesi nel modello del piede, si è cercato di posizionare la componente tibiale allineata all'asse longitudinale della tibia agendo in direzione antero-posteriore, centrata tra i due malleoli nella direzione medio-laterale e in modo che non ci fosse inclinazione, quindi che l'asse longitudinale della tibia coincidesse con l'asse della barra superiore vincolata alla componente tibiale.

Le componenti protesiche, per essere inserite nel modello, sono state tra loro vincolate in modo da poterle spostare contemporaneamente, come un unico componente, evitando i disallineamenti reciproci.

Generalmente, nell'intervento di inserimento di protesi di caviglia totale, è prevista una resezione ossea dell'astragalo di 4 mm e della tibia di 5-10 mm, cercando di coinvolgere la minor quantità di osso possibile, come descritto nel capitolo precedente [2].

Per riprodurre questo range massimo di resezione ossea, sono stati misurati singolarmente le variazioni degli spessori dei componenti protesici (che sono caratterizzati da uno spessore differente lungo il loro asse trasversale).

Per fare le misurazioni è stato usato il software *ImageJ*, un programma informatico di elaborazione digitale delle immagini, basato su *Sun-Java*.

Il programma è in grado di restituire le misure in pixel, motivo per cui, per ogni immagine utilizzata, è stata settata una scala di misura, grazie alla quale si sono definite le proporzioni tra pixel e millimetri.

Per acquisire le misure degli spessori, il programma ha a disposizione il comando “*Straight Line*”, che permette di tracciare le distanze tra due punti scelti come riferimento nell’immagine.

Nell’immagine seguente (Figura 4.19), sono riportate le misure analizzate con *ImageJ* per ogni componente protesica:

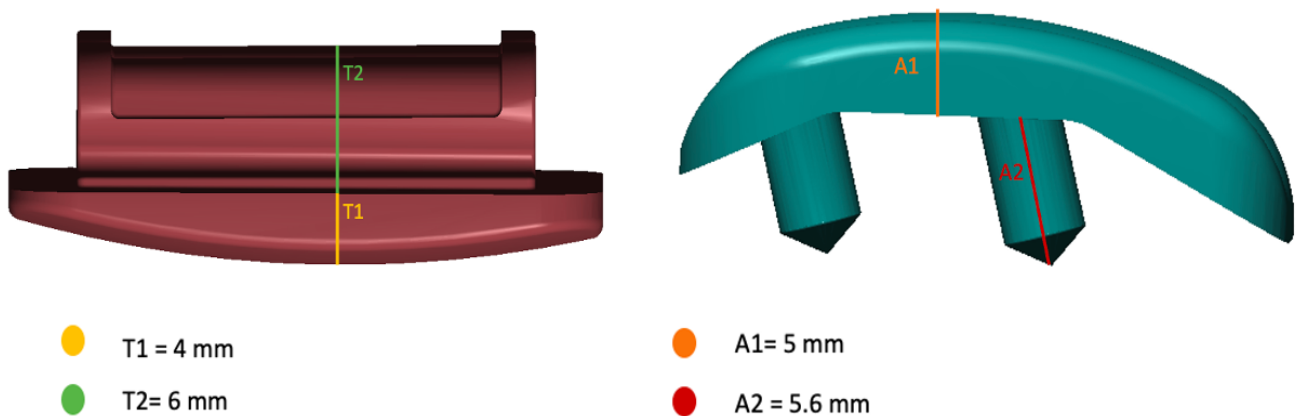


Figura 4.19 Misure delle componenti protesiche acquisite con ImageJ.

Dopo aver ottenuto le misure degli spessori in millimetri, si è posizionata la protesi in modo da replicare la resezione ossea dell’astragalo e della tibia coerentemente con quanto noto dalla letteratura [2].

Raggiunto il posizionamento finale, le componenti protesiche sono state svincolate tra loro in modo da poter permettere il movimento reciproco, mentre le due sbarre, sono state rigidamente vincolate, rispettivamente barra superiore alla tibia e barra inferiore all’astragalo (Figura 4.20).

La posizione raggiunta è stata presa come riferimento e rinominata “*Posizione 1*” e, a partire da questa, la protesi è stata spostata per creare i successivi posizionamenti.

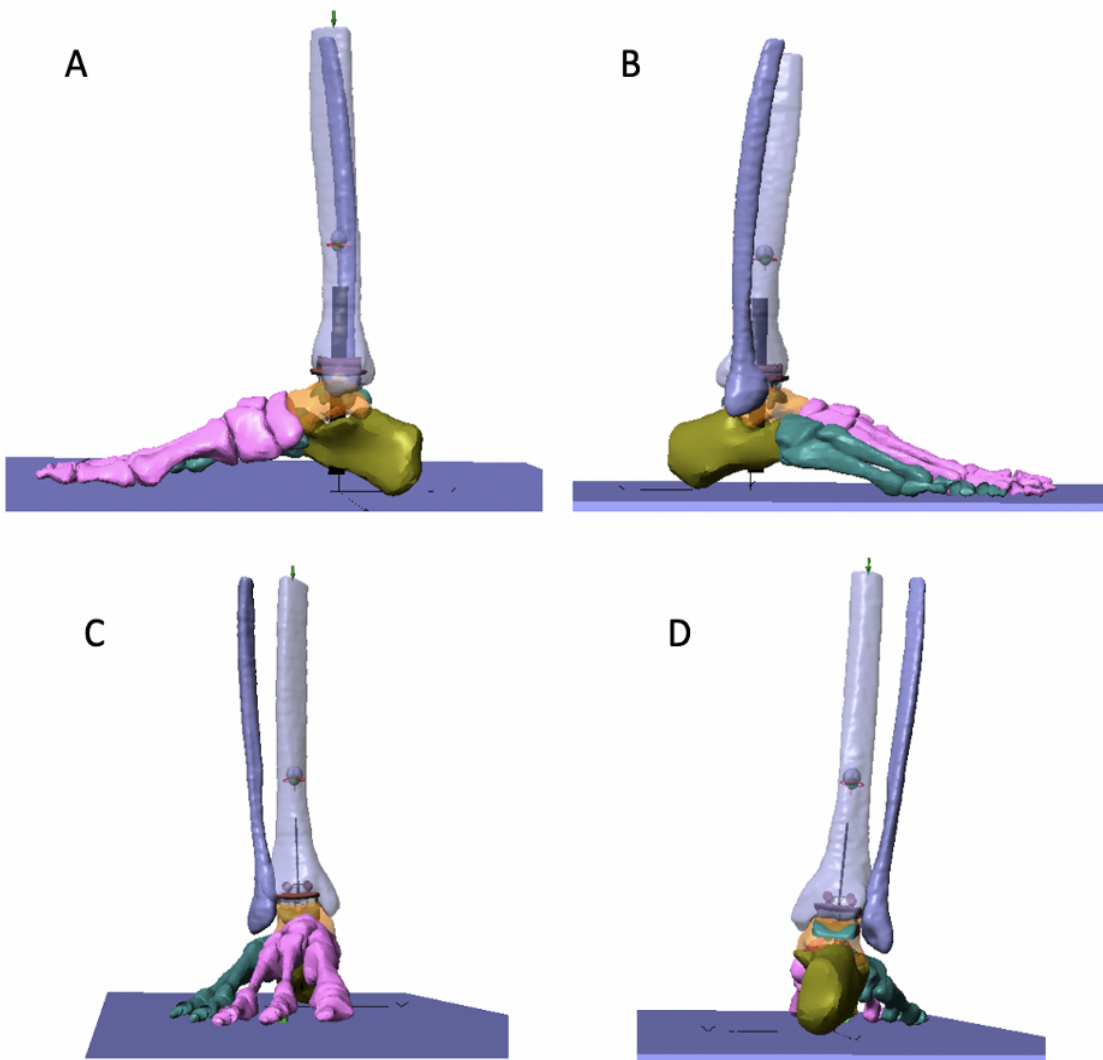


Figura 4.20 A: vista mediale, B: vista laterale, C: vista frontale, D: vista posteriore, del modello del piede con la protesi inserita.

In figura 4.21, sono illustrate le coordinate della componente tibiale in “Posizione 1”. Queste coordinate sono state prese come riferimento per effettuare le successive variazioni e ottenere le altre posizioni.

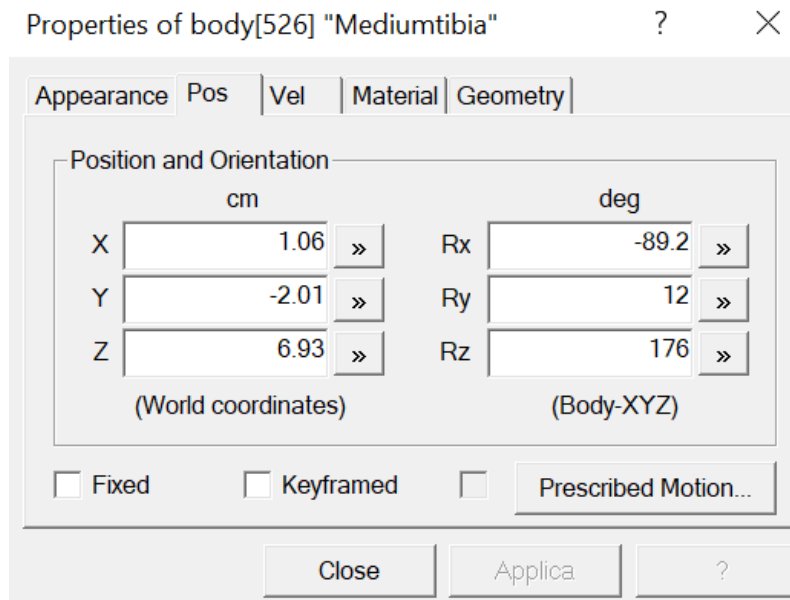


Figura 4.21 Coordinate e orientamento della componente tibiale, rispetto al sistema di riferimento del modello muscolo-scheletrico, in Posizione-1.

4.5.2 Posizione 2

Dalla letteratura [2], è noto che le componenti protesiche generalmente, sono posizionate più anteriormente o più posteriormente, e rispettivamente inclinate posteriormente o anteriormente, rispetto all'asse longitudinale della tibia. I range di questi spostamenti, sono di massimo 3 mm dall'asse longitudinale della tibia in direzione antero-posteriore, e di 3°gradi di inclinazione anteriore o posteriore rispetto allo stesso asse.

Sulla base di queste informazioni, partendo dal file "*Posizione 1*", sono state cambiate le coordinate della componente tibiale, per ottenere un posizionamento, più posteriore di 1.5 mm e inclinato anteriormente di 3 gradi, dell'intero complesso protesico.

Si è scelto il valore di 1.5 mm di spostamento posteriore del complesso protesico per rimanere all'interno del range massimo di spostamento riscontrato in letteratura e perché, provando ad effettuare uno spostamento maggiore si è notata una notevole fuoriuscita delle componenti protesiche dalle ossa, probabilmente perché la dimensione del complesso protesico non è stata stabilita sulla base dei dati del paziente e risulta leggermente sovradimensionata rispetto al modello-muscoloscheletrico [24].

Per quanto riguarda lo spostamento in direzione medio-laterale e quello in direzione longitudinale della tibia, sono stati mantenuti i valori della "*Posizione 1*".

In figura 4.22, sono illustrate le coordinate della componente tibiale in “Posizione 2”.

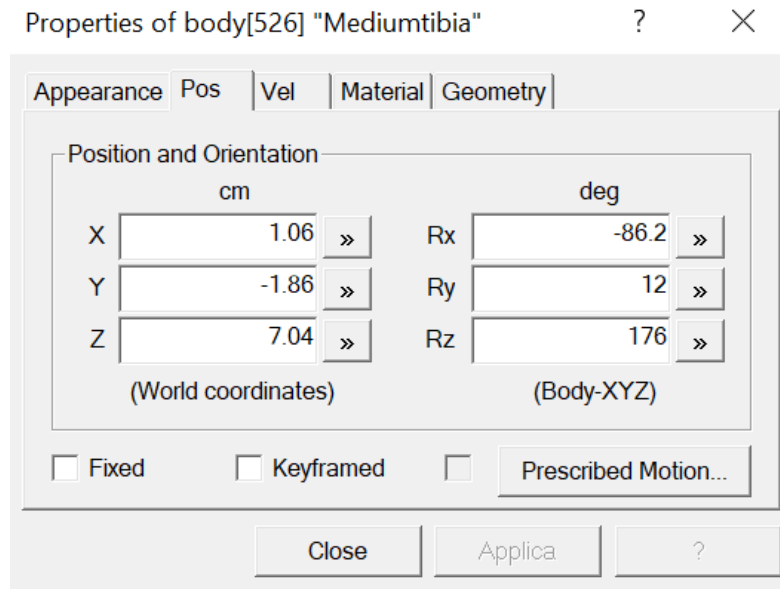


Figura 4.22 Coordinate e orientamento della componente tibiale, rispetto al sistema di riferimento del modello muscolo-scheletrico, in Posizione-2.

Per ottenere le diverse posizioni della protesi nel modello, sono stati variati i seguenti parametri a partire dalla “Posizione 1”:

- La posizione antero-posteriore, agendo sul parametro Y;
- L’inclinazione rispetto all’asse longitudinale della tibia, agendo sul parametro Rx.

Gli altri parametri: X variazione lungo la direzione medio laterale, Z variazione lungo l’asse longitudinale della tibia, e le inclinazioni rispetto agli altri due assi (Ry e Rz) sono stati mantenuti invariati.

4.5.3 Posizione 3

Il terzo posizionamento è stato raggiunto partendo dai valori di riferimento della “Posizione 1” spostando anteriormente di 1.5 mm la componente tibiale, rispetto all’asse longitudinale della tibia, e inclinandola posteriormente di 3 gradi.

In questo modo si vogliono confrontare i due casi limite: “Posizione 2” con complesso protesico spostato posteriormente e inclinato anteriormente rispettivamente di 1.5 mm e 3

gradi e “Posizione 3” con complesso protesico spostato anteriormente e inclinato posteriormente degli stessi valori del precedente.

In figura 4.23, sono illustrate le coordinate della componente tibiale in “Posizione 3”.

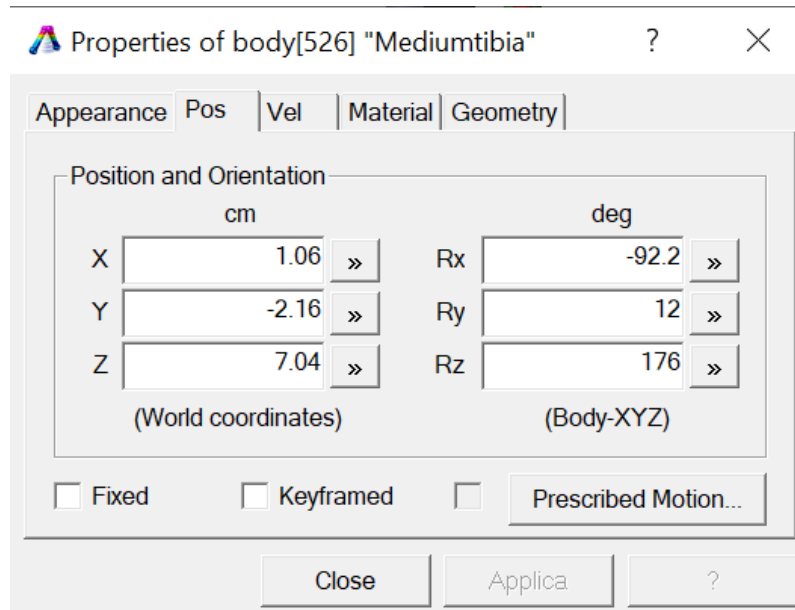


Figura 4.23 Coordinate e orientamento della componente tibiale, rispetto al sistema di riferimento del modello muscolo-scheletrico, in Posizione-3.

Nella tabella seguente (Tabella 4.3), sono riportati i range di variazioni delle coordinate e dell’orientamento della componente tibiale nelle diverse posizioni ottenute rispetto alla “Posizione 1”, assunta come posizione iniziale. Sono evidenziati i due parametri che sono stati variati per ottenere le diverse posizioni.

Posizioni della protesi	Δx [mm]	Δy [mm]	Δz [mm]	ΔRx [deg]	ΔRy [deg]	ΔRz [deg]
Posizione 1	-	0	-	0	-	-
Posizione 2	-	-1.5	-	+3	-	-
Posizione 3	-	+1.5	-	-3	-	-

Tabella 4.3 Coordinate delle componenti tibiali nelle 3 diverse posizioni.

4.5.4 Posizione 4

Un'ulteriore prova è stata effettuata posizionando il complesso protesico in maniera anomala, con valori di spostamento della componente tibiale, rispetto all'asse longitudinale della tibia, al di fuori dei range massimi abitualmente utilizzati negli interventi di TAR: 4.5 mm di spostamento anteriore in direzione antero-posteriore. A seguito dell'eccessivo spostamento anteriore, è stato possibile riprodurre un'inclinazione posteriore massima di 3 gradi, per evitare un'eccessiva fuoriuscita delle componenti protesiche dalle ossa.

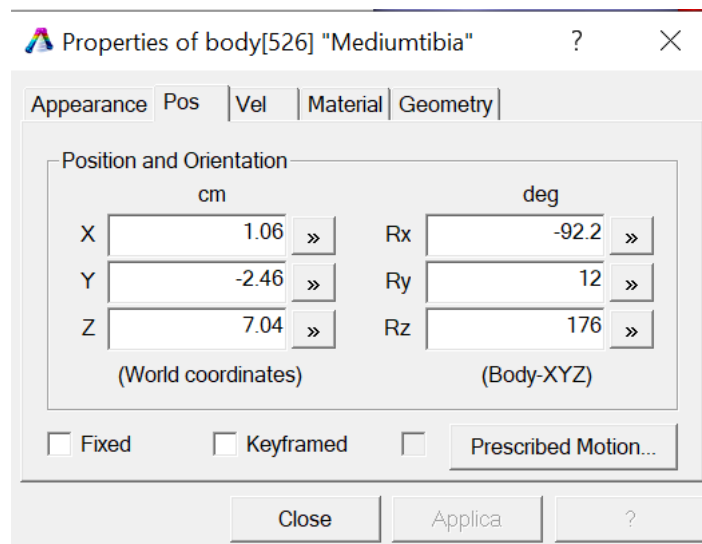


Figura 4.24 Coordinate e orientamento della componente tibiale, rispetto al sistema di riferimento del modello muscolo-scheletrico, in Posizione-4.

4.6 Simulazioni di movimento con protesi

Per ogni posizionamento del complesso protesico nel modello muscolo-scheletrico, sono state effettuate simulazioni di movimento per analizzare gli stessi parametri valutati nelle simulazioni senza protesi.

Per ogni movimento simulato (dorsiflessione, plantarflexione, supinazione e pronazione) sono state analizzate le forze, le lunghezze muscolari e l'andamento delle forze muscolari in funzione degli angoli di movimento. Per quanto riguarda i legamenti, sono state valutate le tensioni e le lunghezze in funzione dell'angolo di movimento considerato.

Per il caso della "Posizione 4", sono state svolte le medesime simulazioni di movimento, per poter analizzare le conseguenze di un "errato" posizionamento delle componenti protesiche.

5 Risultati

In questa sezione si riportano i risultati ottenuti dalle simulazioni di movimento descritte nel precedente capitolo.

Attraverso l'analisi del modello *senza protesi*, attivando selettivamente i principali *attuatori*, sono stati valutati i *range di movimento* effettuati dal modello del piede, prima *in appoggio* e poi *in sollevamento*: questa fase è stata fondamentale per la validazione del modello e per capire quali fossero gli attuatori che, attivandosi, simulassero più fedelmente il movimento fisiologico desiderato.

Sono state valutate anche le *forze muscolari* del singolo muscolo attivato, per confrontare la massima forza sviluppata nel caso in appoggio e in quello in sollevamento.

Le prove effettuate hanno dimostrato, in accordo con quanto descritto in letteratura, che l'attivazione di un singolo muscolo non produce mai un movimento perfettamente puro: la dorsiflessione e la plantarflessione sono sempre accompagnate da supinazione o pronazione e viceversa.

A seguito della fase di validazione del modello e della fase di confronto tra caso in appoggio e in sollevamento, sono stati selezionati i quattro *principali movimenti svolti dal piede* (*dorsiflessione, plantarflessione, supinazione e pronazione*), focalizzando l'attenzione esclusivamente sul caso sotto carico risultato più critico: *in appoggio* gli attuatori devono contrastare, oltre alla forza di gravità, anche la forza peso del soggetto.

Successivamente sono stati analizzati i parametri che descrivono il comportamento dei *legamenti, tensione e lunghezza*, per ogni movimento esaminato.

La stessa analisi a carico delle strutture legamentose è stata effettuata sul modello del piede *dopo l'inserimento della protesi di caviglia BOX in tre diverse posizioni*, per valutare quale sia il miglior posizionamento sulla base dei risultati ottenuti.

Infine, è stato analizzato il caso della protesi in "*Posizione 4*", per valutare le conseguenze di un eccessivo spostamento anteriore, in direzione antero-posteriore, dei componenti protesici nel piede e verificare che siano raggiunti valori di tensionamento dei legamenti effettivamente superiori a quelli sopportabili [28] [29].

Per ogni simulazione svolta sono riportati i risultati più rilevanti e i dati ottenuti sono stati elaborati e rappresentati tramite l'utilizzo di grafici e tabelle.

5.1 Risultati della fase di validazione del modello senza protesi

Nella fase di *validazione del modello* sono attivati singolarmente i principali attuatori per esaminare il movimento che ne deriva e le forze muscolari sviluppate per compierlo.

5.1.1 Verifica della funzione muscolare in appoggio

Di seguito sono riportate le analisi svolte attivando singolarmente, nella *condizione sotto carico*, ogni attuatore in *controllo di velocità* con valori scelti arbitrariamente.

Ciascuna simulazione è stata condotta finché il movimento è risultato qualitativamente simile al movimento fisiologico.

5.1.1.1 Attivazione del Tibiale Anteriore

L'attuatore lineare che rappresenta il *tibiale anteriore* è stato attivato, in controllo di velocità, a -3cm/s. Il tibiale anteriore risulta essere, in accordo con la letteratura, un muscolo che contribuisce sia al movimento di flessione dorsale che a quello di supinazione. In figura 5.1 è raffigurato l'andamento degli angoli di movimento nel tempo: *dorsiflessione* e *supinazione*. La forza muscolare massima sviluppata, in queste condizioni, dal tibiale anteriore è di 222 N.

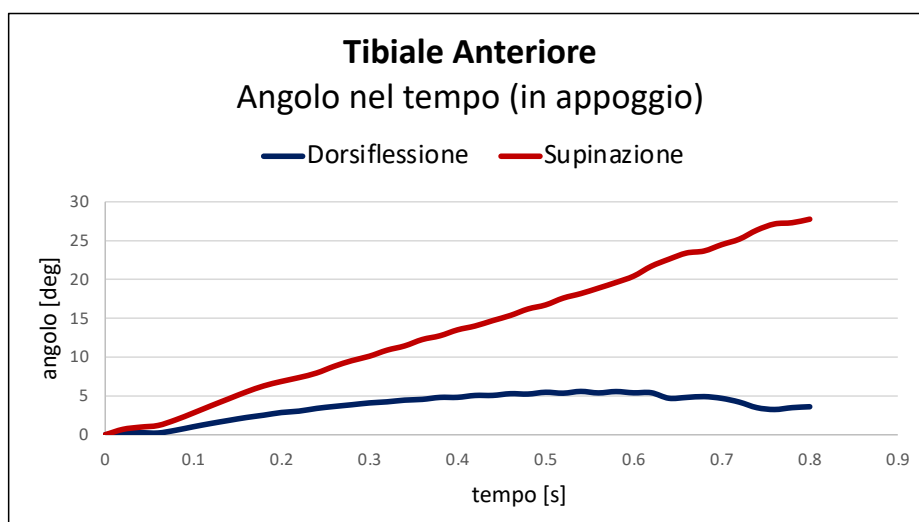


Figura 5.1 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Tibiale Anteriore in appoggio.

In appoggio il tibiale anteriore risulta avere una più forte azione da supinatore, compiendo un movimento di quasi 30 gradi di supinazione rispetto alla posizione di riferimento. La sua azione di muscolo dorsiflessore è molto contenuta, infatti, a causa della forza peso, il movimento di dorsiflessione del piede è ostacolato dall'eccessivo carico, che il piede subisce in appoggio.

5.1.1.2 Attivazione del Tibiale Posteriore

In questa prova l'attuatore, che rappresenta il *tibiale posteriore* nel modello, è stato attivato in controllo di velocità a -4cm/s. Il tibiale posteriore è il muscolo antagonista del tibiale anteriore ma, insieme ad esso, contribuisce all'esecuzione del movimento di supinazione. In figura 5.2 è raffigurato l'andamento degli angoli di movimento nel tempo: *supinazione* e leggera *plantarflessione*. Il valore di massima forza muscolare esercitata da questo attuatore è di 272 N.

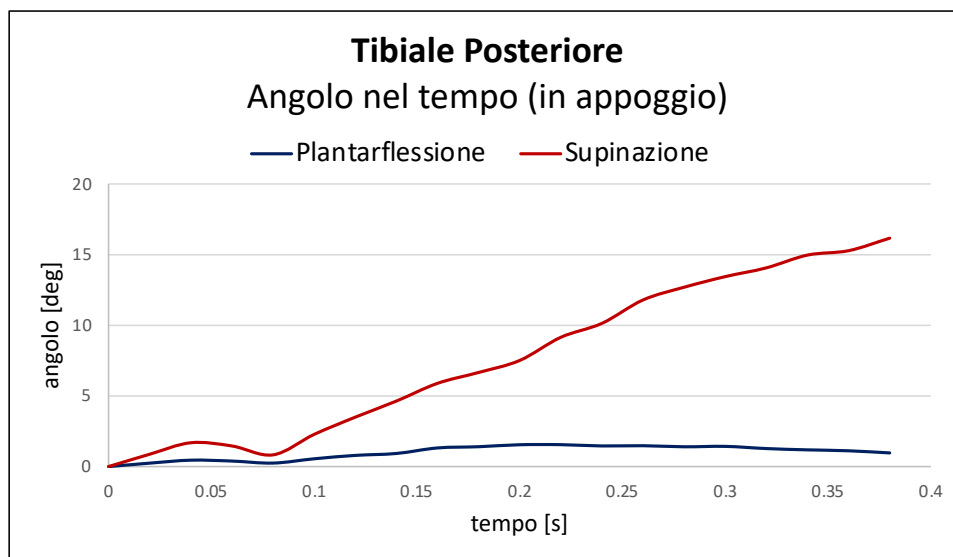


Figura 5.2 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Tibiale Posteriore in appoggio.

Il tibiale posteriore risulta essere un muscolo principalmente supinatore, permettendo di effettuare circa 16 gradi di supinazione.

5.1.1.3 Attivazione del Soleo

L'attivazione dell'attuatore, che corrisponde al *soleo* nel modello, è stata effettuata in controllo di velocità a -4cm/s . Il soleo, in accordo con la letteratura, contribuisce prevalentemente alla *flessione plantare* ma presenta anche un leggero contributo come *supinatore*, come si nota dalla figura 5.3. La massima forza muscolare esercitata da questo muscolo, in condizioni di appoggio, è di 1094 N.

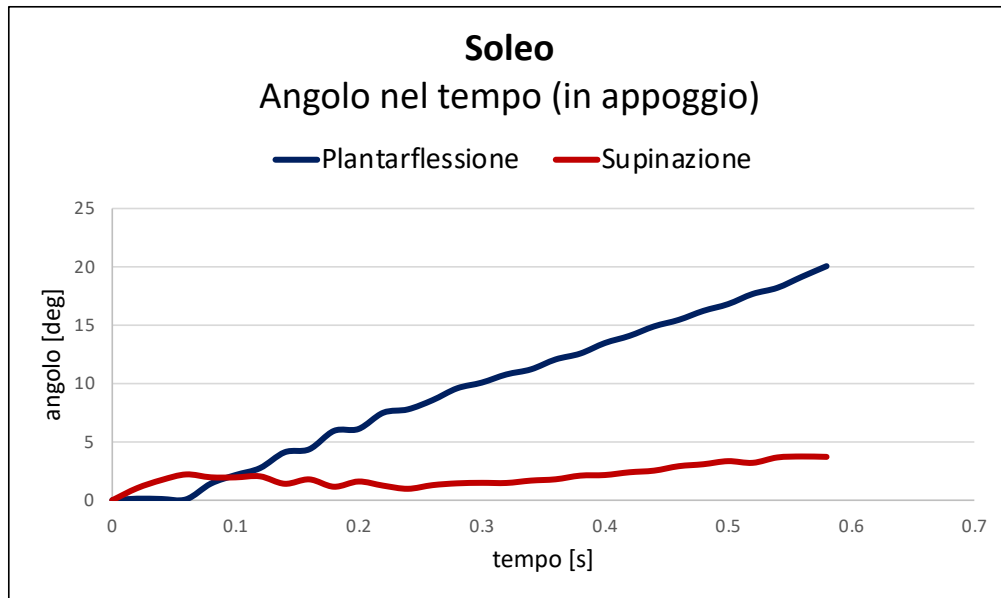


Figura 5.3 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Soleo in appoggio.

Attivando il soleo, in condizione di appoggio, il piede riesce a compiere circa 20 gradi di plantarflessione e 5 di supinazione.

5.1.1.4 Attivazione del Gastrocnemio

Il muscolo *gastrocnemio* è stato attivato imponendo una velocità di contrazione di -4cm/s . In figura 5.4 sono riportati gli andamenti degli angoli di *plantarflessione* e *supinazione* in funzione del tempo, risultanti dall'attivazione sopra descritta. Per riprodurre questi movimenti il muscolo esercita una forza massima di 1310 N.

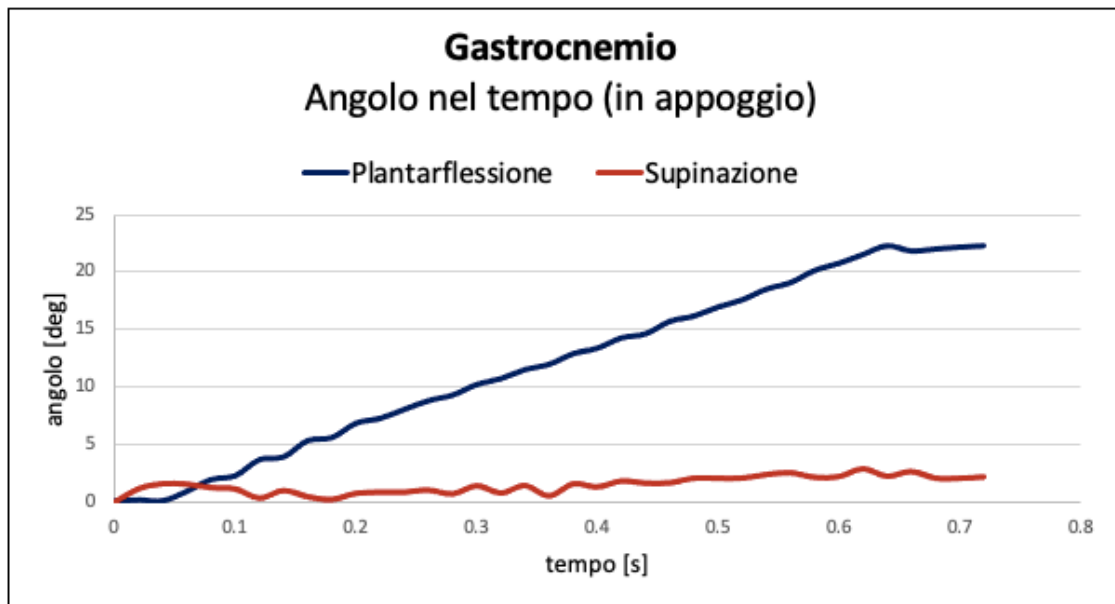


Figura 5.4 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Gastrocnemio in appoggio.

Attivando il gastrocnemio, il piede riesce ad effettuare una flessione plantare di circa 22 gradi e pochi gradi di supinazione: il gastrocnemio infatti, insieme al soleo, è il principale muscolo flessore plantare dell'articolazione della caviglia.

5.1.1.5 Attivazione dell'Estensore lungo delle dita

L'attuatore lineare che rappresenta l'*estensore delle dita* è stato attivato in controllo di velocità a -3cm/s . L'estensore delle dita è principalmente un muscolo che contribuisce alla *flessione dorsale* e alla *pronazione*.

Gli angoli di movimento che vengono effettuati dal modello del piede in seguito all'attivazione di questo muscolo sono riportati in figura 5.5. Per riprodurre questi movimenti l'estensore delle dita sviluppa una forza muscolare massima, in condizioni di appoggio, di 108 N.

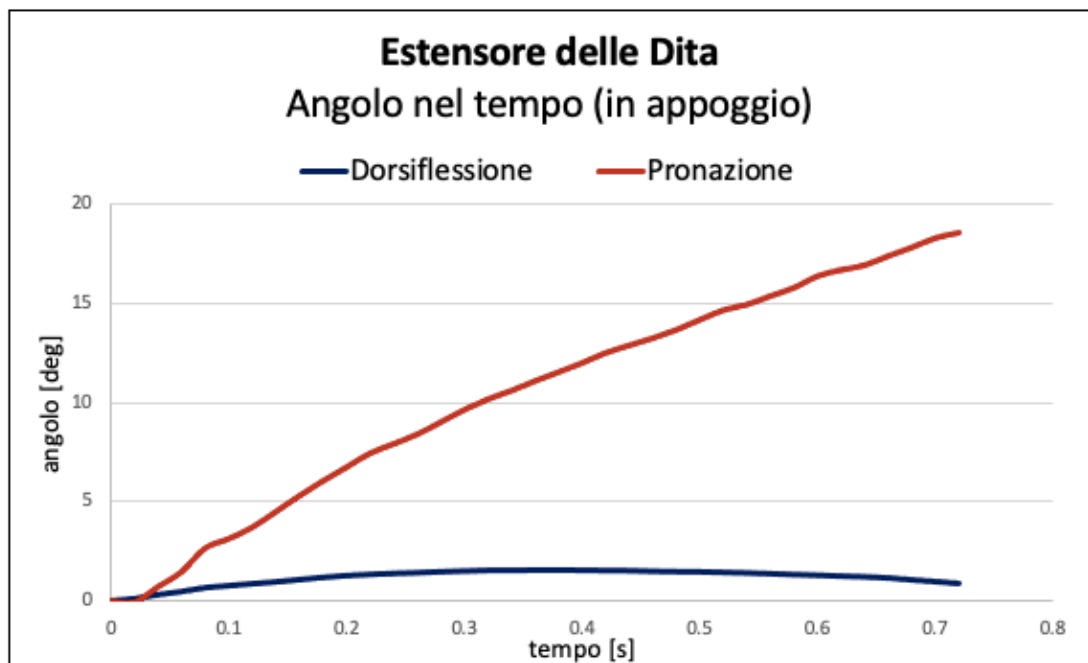


Figura 5.5 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione dell'Estensore Lungo delle Dita in appoggio.

L'estensore delle dita risulta, dalle analisi condotte sotto carico, un muscolo che contribuisce più alla pronazione, che alla dorsiflessione: vengono raggiunti 18 gradi di pronazione mentre il contributo di dorsiflessione risulta trascurabile.

5.1.1.6 Attivazione del Peroneo Lungo

Il *peroneo lungo* è stato attivato in controllo di velocità a -4cm/s e in figura 5.6 sono rappresentati gli andamenti degli angoli di movimento che si sviluppano in seguito alla sua attivazione.

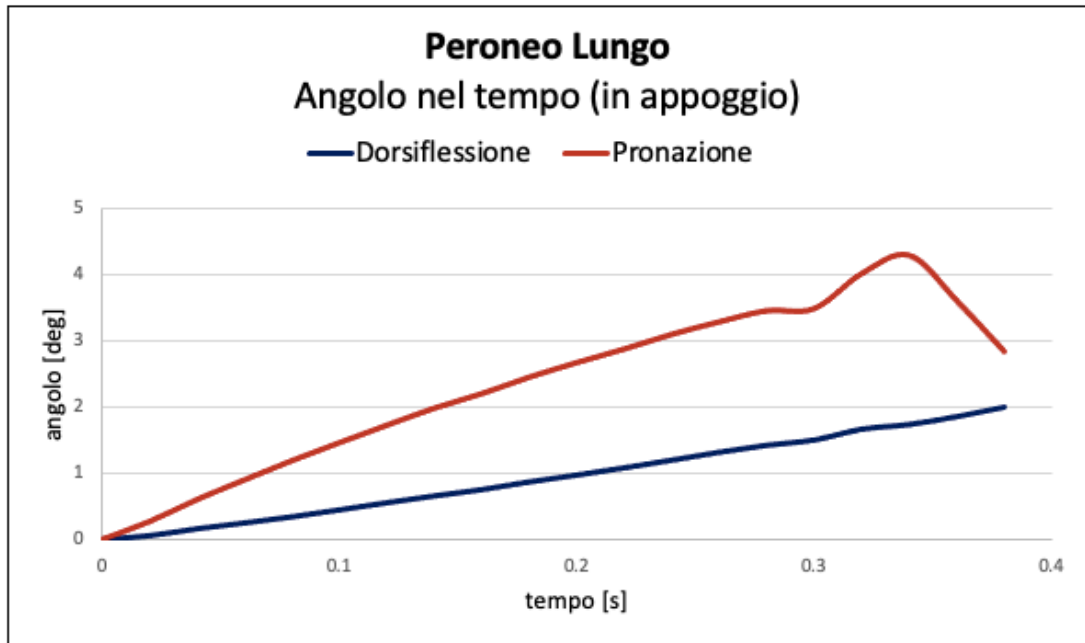


Figura 5.6 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Peroneo Lungo in appoggio.

Il peroneo lungo, insieme al peroneo breve, è un pronatore fondamentale per la caviglia: la sua attivazione permette di compiere quasi 4.5 gradi di pronazione. Per riprodurre questi movimenti, il peroneo lungo, sviluppa una forza massima di 64 N.

5.1.1.7 Attivazione del Peroneo Breve

Attivando il *peroneo breve* in controllo di velocità a -4 cm/s si ottengono gli andamenti degli angoli di movimento rappresentati in figura 5.7. L'attivazione di questo muscolo consente al piede di riprodurre una pronazione di circa 8 gradi, mentre, il suo contributo al movimento di dorsiflessione può essere considerato trascurabile.

Attivando il peroneo breve, la forza massima che il muscolo esercita in condizioni di appoggio è di 112 N.

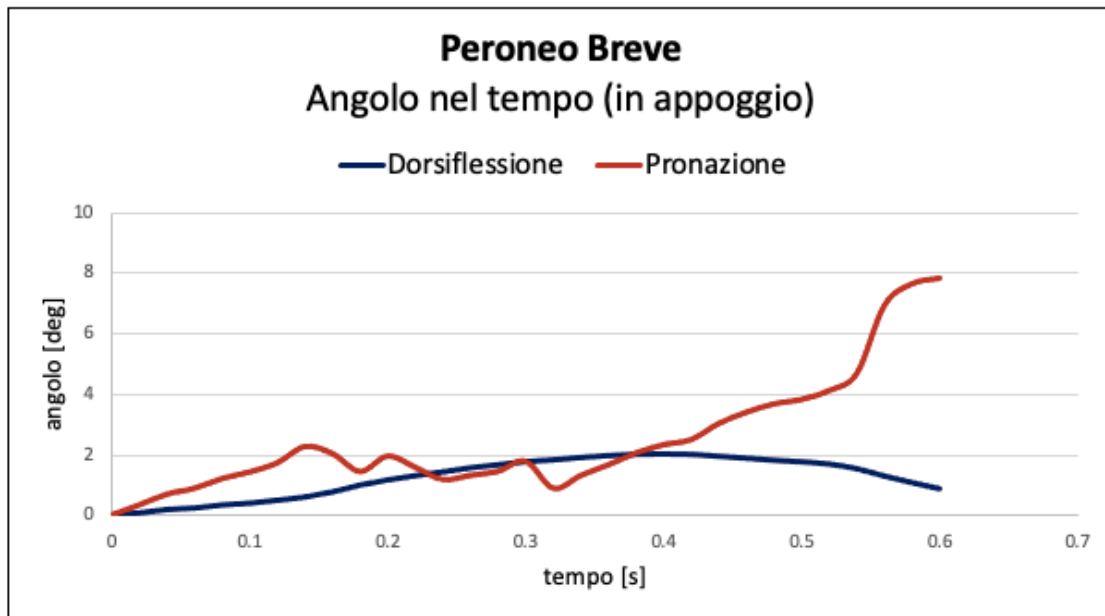


Figura 5.7 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Peroneo Breve in appoggio.

5.1.2 Verifica della funzione muscolare in sospensione

Le seguenti simulazioni sono state effettuate in *sollevamento*, in condizioni di scarico, in modo da poter confrontare, con i rispettivi casi in appoggio, i *range di movimento* ottenuti e le massime *forze muscolari* esercitate dagli attuatori.

La posizione in sollevamento, utilizzata come riferimento, consiste in una flessione plantare con leggera supinazione, come descritto nel capitolo precedente.

Da letteratura è noto che, il range di movimento permesso in sospensione è superiore rispetto a quello permesso in appoggio e, le massime forze muscolari sviluppate, sono invece minori rispetto a quelle esercitate in condizioni di carico.

In condizioni di appoggio, infatti, oltre alla forza di gravità, entra in gioco anche la forza peso e gli attuatori per contrastarle, e svolgere il movimento, esercitano una forza maggiore.

5.1.2.1 Attivazione del Tibiale Anteriore

Il *tibiale anteriore*, anche in questa prova, è stato attivato in controllo di velocità a -3cm/s. In figura 5.8 è raffigurato l'andamento degli angoli di movimento sviluppati in seguito

all'attivazione di questo attuatore che, in accordo con quanto ci si aspetta, risulta contribuire sia al compimento della *dorsiflessione* che della *supinazione*.

In condizione di sollevamento, il tibiale anteriore sviluppa una forza muscolare massima di circa 141 N che risulta essere minore di quella sviluppata in condizione di appoggio.

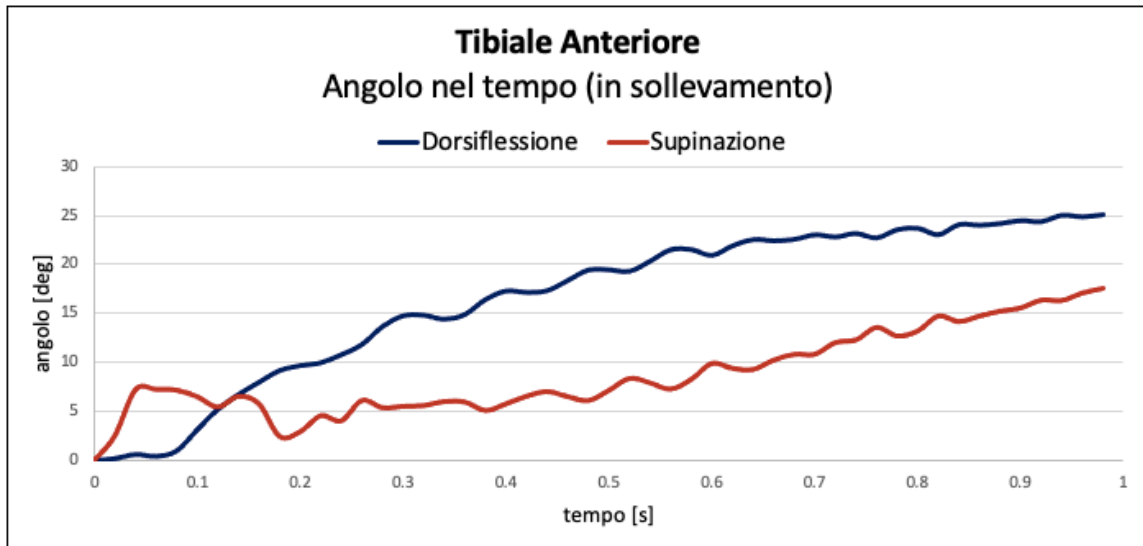


Figura 5.8 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Tibiale Anteriore in sollevamento.

Rispetto al caso in appoggio, in condizioni di sollevamento, il tibiale anteriore contribuisce maggiormente al movimento di dorsiflessione che a quello di supinazione.

Il range di dorsiflessione sviluppato in queste condizioni è superiore in quanto il modello del piede si trova, all'inizio della simulazione, in una posizione di partenza in cui è già presente una flessione plantare di circa 15 gradi ed una leggera supinazione di circa 8 gradi. Quindi gli angoli di movimento che si sviluppano in sollevamento sono, nel caso della dorsiflessione maggiori mentre nel caso della supinazione minori: si ottengono, infatti, 25 gradi di dorsiflessione rispetto ai 5 del caso in appoggio e 18 gradi di supinazione rispetto ai 28 del caso in appoggio.

Nonostante questo, i valori di supinazione raggiunti sono comunque elevati e il tibiale anteriore si riconferma un importante supinatore.

5.1.2.2 Attivazione del Tibiale Posteriore

L'attivazione del *tibiale posteriore* è stata effettuata in controllo di velocità a -4cm/s. Il tibiale posteriore, anche in questo caso, contribuisce all'esecuzione del movimento di supinazione.

In figura 5.9 è raffigurato l'andamento degli angoli di movimento nel tempo che risultano maggiori rispetto a quelli raggiunti in condizioni di carico. Il valore della massima forza muscolare esercitata da questo attuatore, minore rispetto al caso in appoggio, è di 92 N.

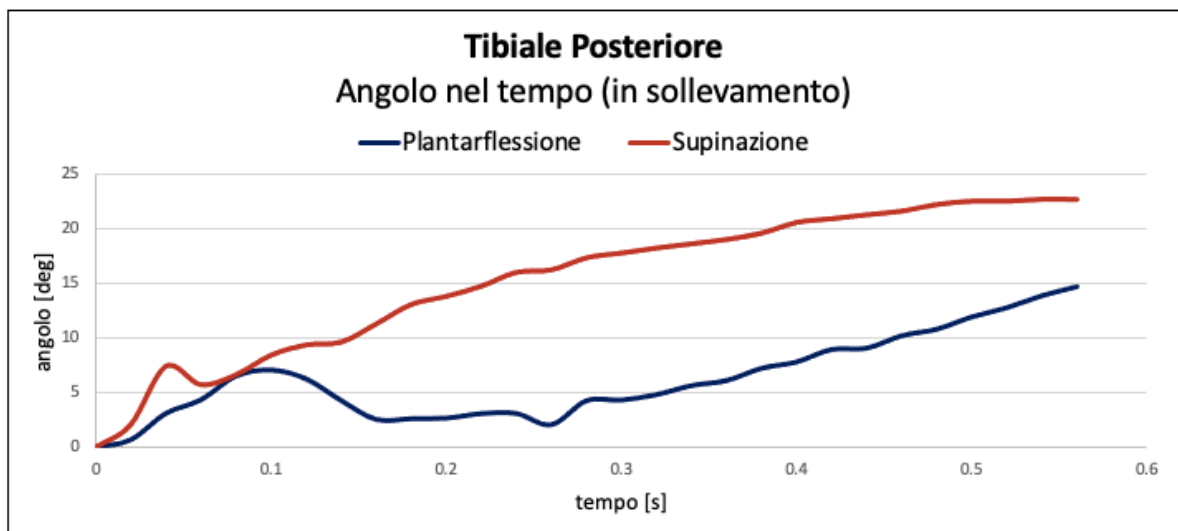


Figura 5.9 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Tibiale Posteriore in sollevamento.

Come nel caso in appoggio, il tibiale posteriore risulta anche in sollevamento un muscolo più supinatore che flessore plantare. Entrambi i movimenti sviluppati sono, però, superiori rispetto al caso in appoggio: sono raggiunti quasi 25 gradi di supinazione e 15 gradi di plantarflessione.

5.1.2.3 Attivazione del Soleo

Il *soleo* è stato attivato in controllo di velocità a -4cm/s. Gli angoli di movimento sviluppati con l'attivazione del soleo in sospensione sono, in accordo con quanto detto precedentemente, superiori rispetto alla condizione di carico con il piede in appoggio e sono

rappresentati in figura 5.10. Il valore massimo di forza muscolare esercitata da questo muscolo è di 264 N.

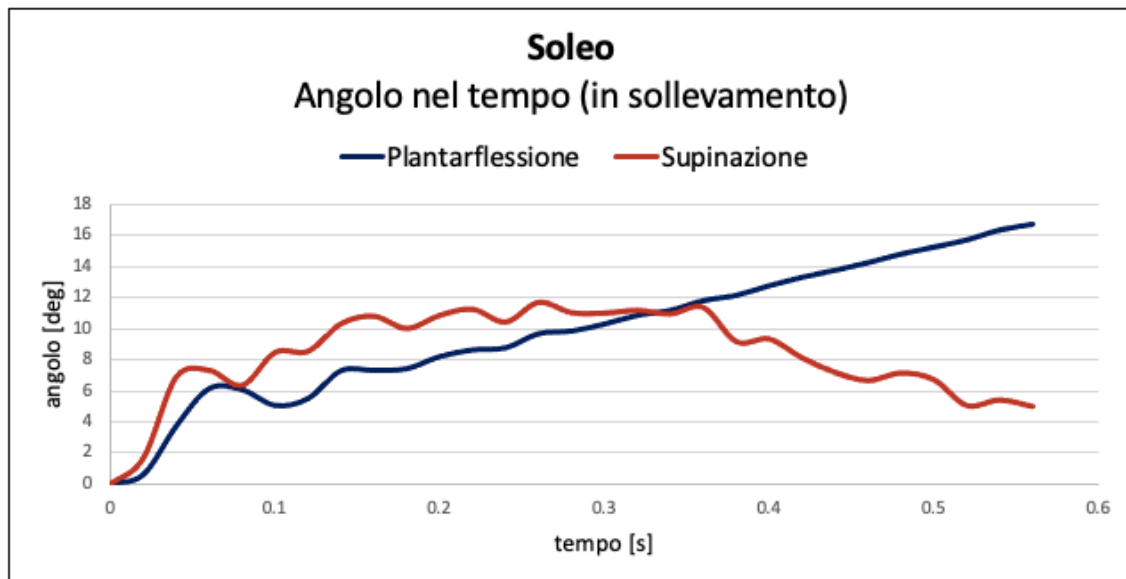


Figura 5.10 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Soleo in sollevamento.

Anche in sospensione, il soleo contribuisce principalmente alla flessione plantare ma, rispetto al caso in appoggio, aumenta l'angolo di supinazione sviluppato con la sua attivazione. La supinazione aumenta prevalentemente all'inizio della contrazione muscolare per poi diminuire e consentire una plantarflexione più "pura".

L'angolo di plantarflexione di 17 gradi, ottenuto nel caso in sollevamento, risulta in questo caso inferiore rispetto ai 20 gradi ottenuti in appoggio, ciò andrebbe contro quanto espresso precedentemente.

Bisogna infatti, tener conto della posizione di partenza della simulazione in sollevamento, in cui il piede si trova già in plantarflexione: se si considera l'intero range di movimento e la posizione iniziale nei due casi di carico e scarico, allora il movimento di plantarflexione sarà superiore in sollevamento, rispetto al caso in appoggio.

Per i movimenti di plantarflexione effettuati in sollevamento, date le convenzioni utilizzate in questo lavoro, espresse nel capitolo precedente, bisogna sommare al range di movimento (in questo caso di 17 gradi), il range di plantarflexione di partenza di 15 gradi: in questo modo, si possono confrontare le due condizioni, in appoggio e in sollevamento, e ottenere

un range di plantarflexione maggiore in sollevamento, in accordo con quanto noto dalla letteratura.

5.1.2.4 Attivazione del Gastrocnemio

In questa prova al *gastrocnemio* è stata imposta una velocità di contrazione di -4cm/s. In figura 5.11 sono riportati gli andamenti degli angoli di plantarflexione e supinazione in funzione del tempo e, per riprodurre questi angoli, il gastrocnemio esercita una forza massima di 180 N, inferiore alla condizione del piede in sollevamento.

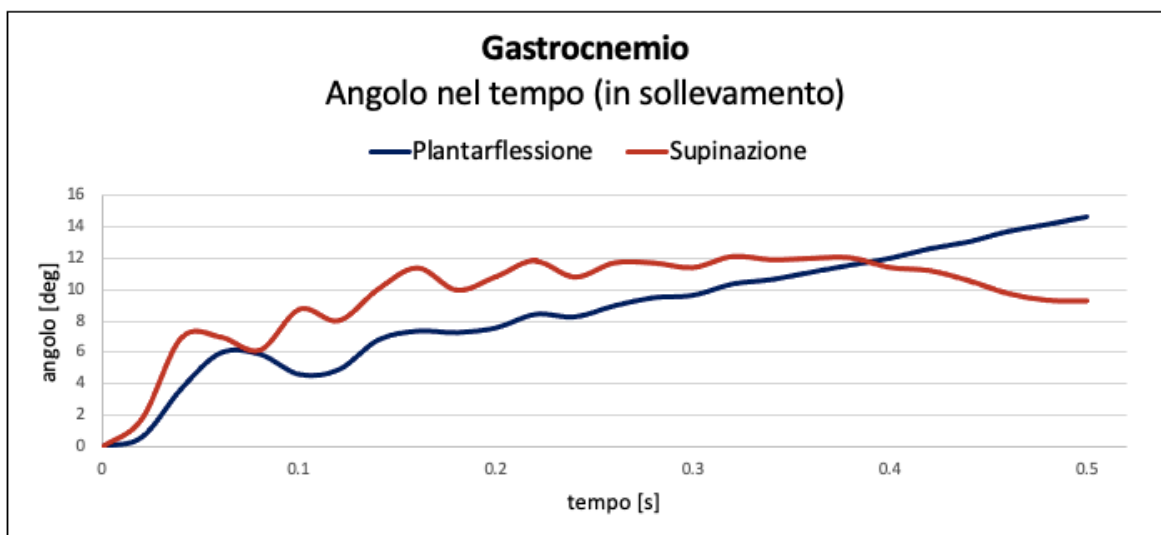


Figura 5.11 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Gastrocnemio in sollevamento.

Il contributo di supinazione ottenuto aumenta rispetto al caso in appoggio, raggiungendo valori fino a 12 gradi di supinazione.

Il range di plantarflexione, a partire dalla posizione già plantarflessa caratteristica del caso in sollevamento, è di 14 gradi, che sommato ai 15 gradi di plantarflexione di partenza restituisce un movimento di circa 30 gradi, superiore ai 22 ottenuti in appoggio.

5.1.2.5 Attivazione dell'Estensore lungo delle dita

All'attuatore lineare che rappresenta l'*estensore delle dita* è stata imposta una velocità di contrazione di -3cm/s. Gli angoli di movimento di *flessione dorsale* e *pronazione*, sviluppati in seguito all'attivazione di questo muscolo sono riportati in figura 5.12.

Anche in questo caso la forza massima sviluppata da questo muscolo risulta minore rispetto al caso in appoggio e pari a 31 N.

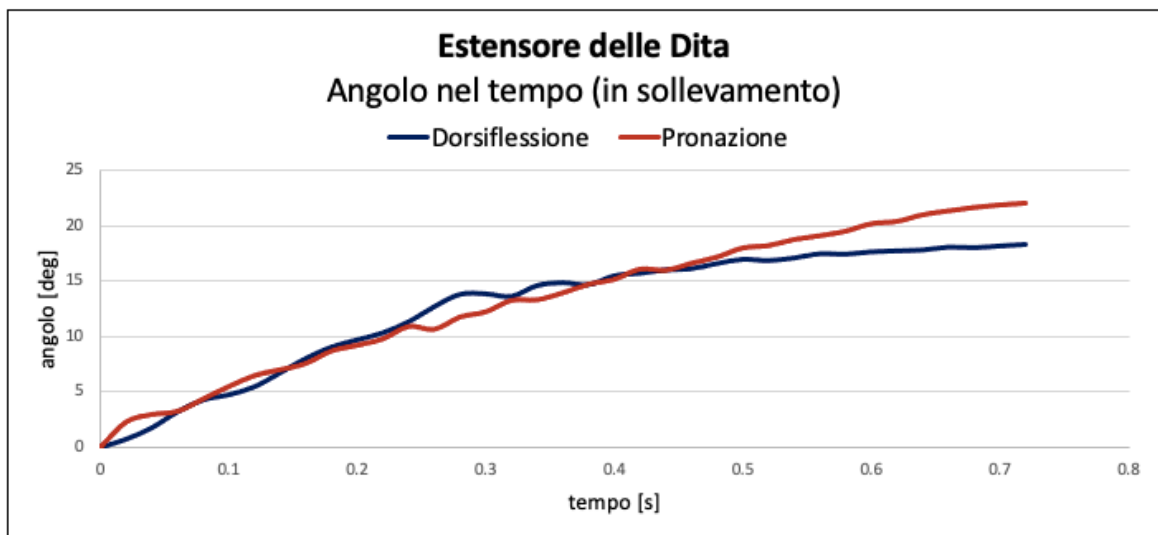


Figura 5.12 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione dell'Estensore Lungo delle Dita in sollevamento.

L'estensore delle dita, anche nella condizione in sollevamento, contribuisce più alla pronazione che alla dorsiflessione: si sviluppano quasi 23 gradi di pronazione e 20 gradi di dorsiflessione.

La differenza tra i due movimenti diminuisce nel caso in sollevamento in quanto c'è un evidente aumento del contributo di dorsiflessione rispetto al caso in appoggio. L'aumento del range di dorsiflessione in sollevamento conferma quanto riscontrato in letteratura.

5.1.2.6 Attivazione del Peroneo Lungo

Il *peroneo lungo* è stato attivato anche in questo caso in controllo di velocità a -4cm/s. In figura 5.13 è rappresentato l'andamento degli angoli di movimento sviluppati dal modello del piede, in seguito alla sua attivazione. il peroneo lungo risulta essere un muscolo che

contribuisce sia alla *dorsiflessione* che alla *pronazione* e la massima forza muscolare sviluppata in seguito alla sua attivazione in condizioni di sollevamento risulta essere pari a 29 N, minore rispetto a quella sviluppata in appoggio.

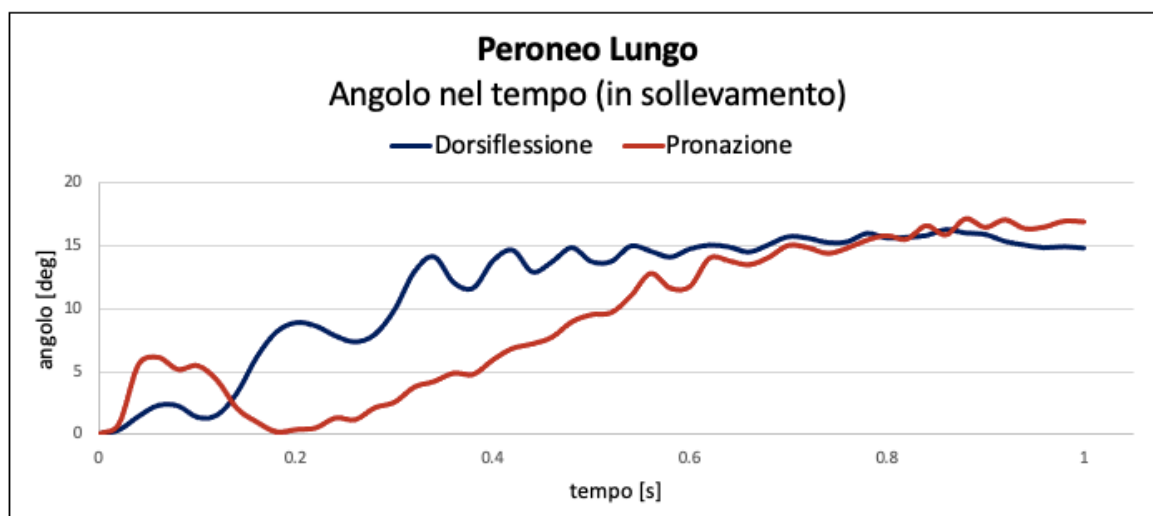


Figura 5.13 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Peroneo Lungo in sollevamento.

L'attivazione del peroneo lungo in sollevamento comporta un evidente aumento dei range di movimento, sia nella dorsiflessione che nella pronazione: si sviluppano 15 gradi di dorsiflessione e quasi 18 di pronazione.

La pronazione reale inizia dopo 0.2 s in quanto nei primi istanti si verifica un assestamento della posizione del piede, leggermente supinato nella sua posizione iniziale.

5.1.2.7 Attivazione del Peroneo Breve

Il *peroneo breve* è stato attivato, in controllo di velocità a -4 cm/s. Gli angoli di movimento sviluppati con la sua attivazione in sospensione sono, in accordo con quanto detto precedentemente, superiori rispetto alla condizione con il piede in appoggio e sono rappresentati in figura 5.14. La massima forza muscolare sviluppata da questo muscolo è di 95 N e risulta minore rispetto alla stessa prova in appoggio.

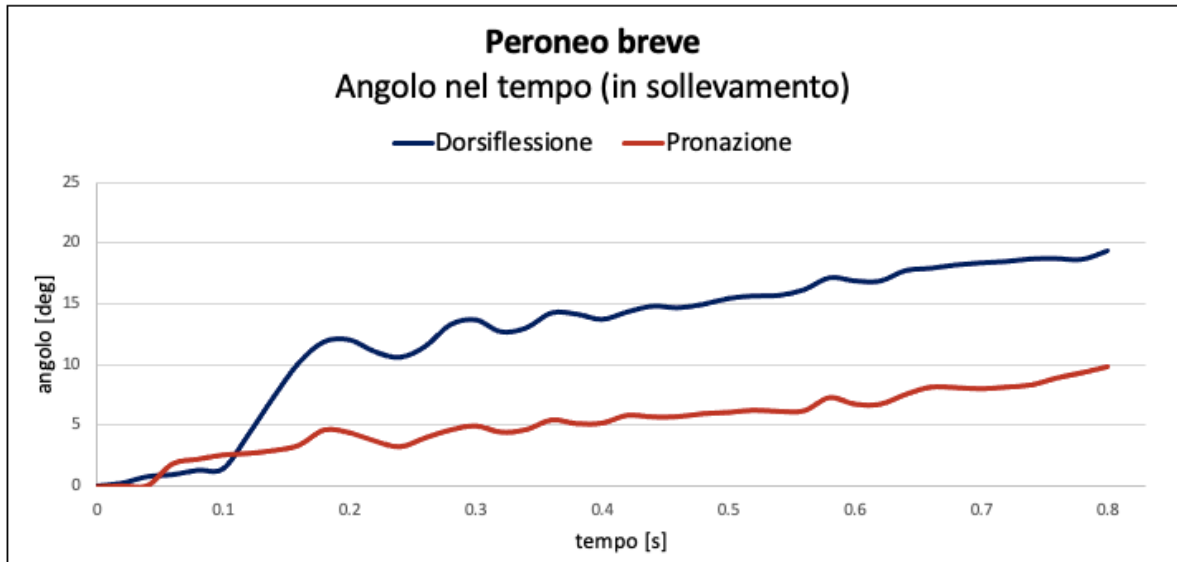


Figura 5.14 Andamento temporale degli angoli di movimento prodotti dall'attivazione del Peroneo Breve in sollevamento.

Dalla figura si nota che il peroneo breve in sollevamento contribuisce più alla dorsiflessione, consentendo quasi 20 gradi di movimento, rispetto ai 10 gradi di pronazione.

Anche in questo caso i range di movimento sviluppati sono superiori rispetto al caso in appoggio.

La fase di validazione del modello ha permesso di valutare come questo risponde attivando singolarmente i diversi attuatori che costituiscono il modello.

Analizzando tutti i movimenti risultanti dall'attivazione dei principali muscoli del modello, è stato possibile stabilire che la loro azione risulta adeguata e concorde con quanto descritto in letteratura.

Sulla base delle informazioni ricavate dalla fase di validazione, sono stati riprodotti i principali movimenti svolti dal piede: è stata svolta inizialmente l'analisi di dorsiflessione e plantarflexione, che rappresentano le azioni principali svolte dall'articolazione della caviglia per effettuare un adeguato ciclo del passo e in seguito, sono state analizzate la supinazione e la pronazione.

Per ciascun movimento sono riportati i risultati del modello senza protesi, e quelli del modello dopo aver inserito la protesi nelle tre differenti posizioni.

5.2 Risultati delle analisi del movimento di dorsiflessione

In questo paragrafo si riportano i risultati ottenuti attivando il *tibiale anteriore* e l'*estensore lungo delle dita*, entrambi in controllo di velocità a -3 cm/s, che hanno permesso di riprodurre un movimento di *dorsiflessione* qualitativamente corretto.

Infatti, attivando simultaneamente i due attuatori, il contributo di supinazione dato dal tibiale viene compensato dal contributo di pronazione dato dall'estensore e questo permette di ottenere un movimento di dorsiflessione abbastanza puro.

Si è scelto di riprodurre un'ampiezza di flessione dorsale di circa 10 gradi partendo dalla posizione di riferimento, ovvero piede in appoggio e sotto carico fisiologico.

5.2.1 Analisi muscolare del modello senza protesi

In Figura 5.15 sono riportati, a sinistra, gli andamenti delle *forze muscolari* e, a destra, l'andamento della *lunghezza del tibiale anteriore*, ovvero la contrazione muscolare, entrambi rispetto all'*angolo di dorsiflessione* nel caso delle simulazioni *senza protesi*.

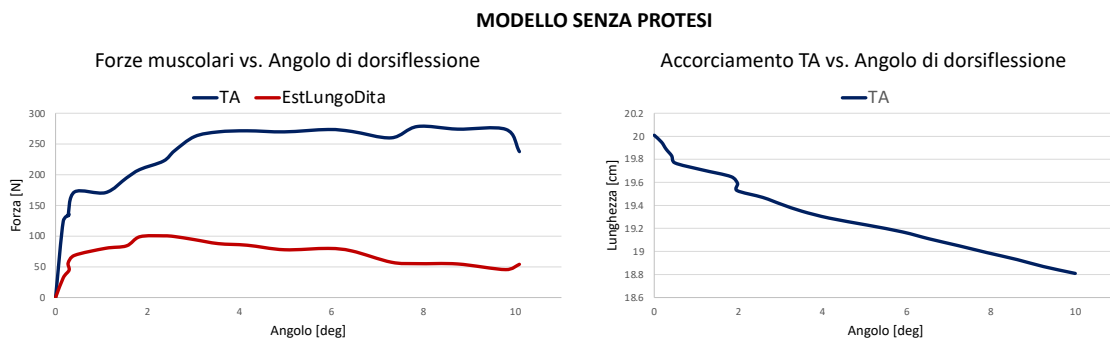


Figura 5.15 Andamento delle forze muscolari (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Tibiale Anteriore, in funzione dell'angolo di dorsiflessione.

Si nota che, il contributo della forza del tibiale anteriore è maggiore rispetto a quello dell'estensore lungo delle dita.

L'andamento del *tibiale anteriore* cresce con pendenza elevata in corrispondenza dei primi gradi di movimento prodotto, fino a raggiungere un valore di circa 280 N che viene mantenuto quasi costante fino al raggiungimento del massimo grado di dorsiflessione imposto.

L'*estensore lungo delle dita* sviluppa una forza nettamente minore rispetto a quella sviluppata dal tibiale anteriore: il suo andamento cresce velocemente nella prima parte della simulazione del movimento fino a raggiungere una forza massima di 100 N in corrispondenza di circa 3 gradi di dorsiflessione. Dopo questo massimo, l'andamento della forza dell'*estensore lungo delle dita* decresce progressivamente fino a dimezzarsi in corrispondenza del massimo angolo di movimento.

Essendo il tibiale anteriore, il muscolo che esercita maggiore forza, è stato riportato l'andamento della sua lunghezza rispetto all'angolo di dorsiflessione. Il tibiale anteriore all'inizio della simulazione, si trova ad una lunghezza di 20 cm, tale lunghezza muscolare diminuisce progressivamente a causa della contrazione muscolare per raggiungere, alla fine del movimento, 18.8 cm. Quindi dopo circa 1 cm di accorciamento del tibiale anteriore, sono raggiunti 10 gradi di dorsiflessione.

5.2.2 Analisi muscolare del modello dopo l'inserimento della protesi

Dopo aver inserito la protesi nel modello in tre diverse posizioni, sono state effettuate le stesse simulazioni del caso precedente: sono stati attivati gli stessi muscoli con gli stessi valori utilizzati per il modello senza protesi.

Nel caso della protesi in *Posizione 1*, il tibiale anteriore e l'*estensore lungo delle dita*, raggiungono il loro massimo valore di forza, rispettivamente 300 N e 220 N, in corrispondenza di 6 gradi di dorsiflessione (Figura 5.16).

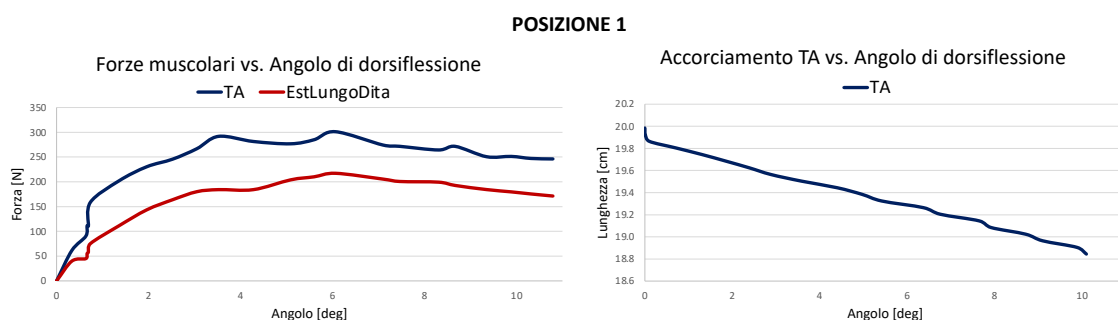


Figura 5.16 Andamento delle forze muscolari (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Tibiale Anteriore, in funzione dell'angolo di dorsiflessione.

Con la protesi in *Posizione 2*, gli andamenti delle forze muscolari subiscono meno oscillazioni, e i valori di forza massima, 800 N per il tibiale anteriore e 290 N per l'estensore, vengono raggiunti alla fine del movimento di dorsiflessione imposto (Figura 5.17).

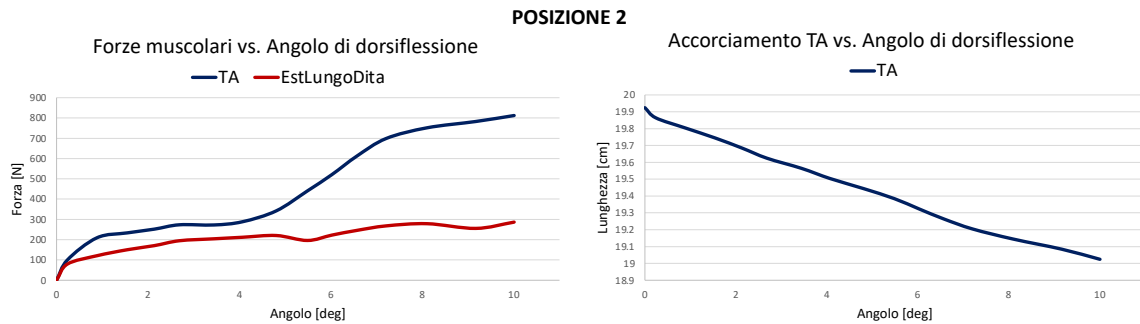


Figura 5.17 Andamento delle forze muscolari (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Tibiale Anteriore, in funzione dell'angolo di dorsiflessione.

Infine, con la protesi in *Posizione 3*, il tibiale anteriore e l'estensore lungo delle dita sviluppano la loro massima forza di rispettivamente, 320 N a circa 7 gradi e 200 N a circa 6 gradi di movimento. Raggiunti questi valori la forza sviluppata dai due attuatori è mantenuta pressoché costante fino al termine del movimento di dorsiflessione imposto (Figura 5.18).

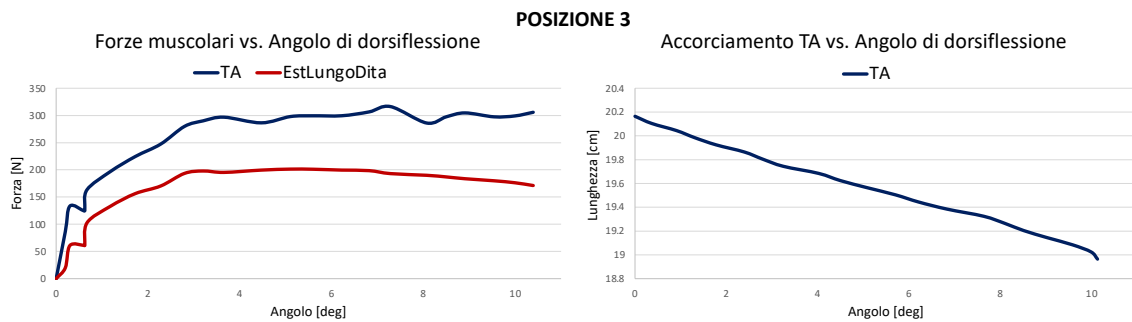


Figura 5.18 Andamento delle forze muscolari (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Tibiale Anteriore, in funzione dell'angolo di dorsiflessione.

Sia nel caso senza protesi che in quello con la protesi, l'estensore lungo delle dita, sviluppa una forza minore rispetto al tibiale anteriore ma, nei casi con la protesi, la forza del tibiale e quella dell'estensore hanno quasi lo stesso andamento fino al raggiungimento di 4 gradi di dorsiflessione. Infine, è interessante sottolineare che, per tutte le simulazioni, sia prima che dopo l'inserimento della protesi, per raggiungere 10 gradi di dorsiflessione, il tibiale anteriore si contrae accorciandosi di circa 1 cm.

5.2.3 Analisi dei legamenti del modello prima e dopo l'inserimento della protesi

In questa sezione, sono state analizzate le *tensioni* e le *lunghezze legamentose* in funzione dell'*angolo di dorsiflessione* per analizzare il comportamento di queste strutture prima e dopo l'inserimento della protesi.

5.2.3.1 Analisi delle tensioni dei legamenti dorsali

Il *talo-navicolare-dorsale* ed il *calcaneo-cuboideo-dorsale* presentano solo piccole oscillazioni intorno allo zero, mentre il *cuboideo-navicolare-dorsale* presenta in tutte le simulazioni un andamento della tensione decrescente, con valore iniziale di circa 60 N, all'aumentare dell'angolo di dorsiflessione.

In tutti i casi analizzati l'andamento della tensione del legamento cuboideo-navicolare-dorsale decresce fino al raggiungimento di un valore costante di circa 20 N, ad eccezione del caso con protesi in posizione 2, in cui la tensione si annulla poco prima di raggiungere gli 8 gradi di movimento. Solo nel caso della posizione 2, conseguentemente all'annullamento della tensione del legamento cuboideo-navicolare-dorsale si verifica un aumento della tensione sviluppata a livello del legamento calcaneo-cuboideo-dorsale (Figura 5.19).

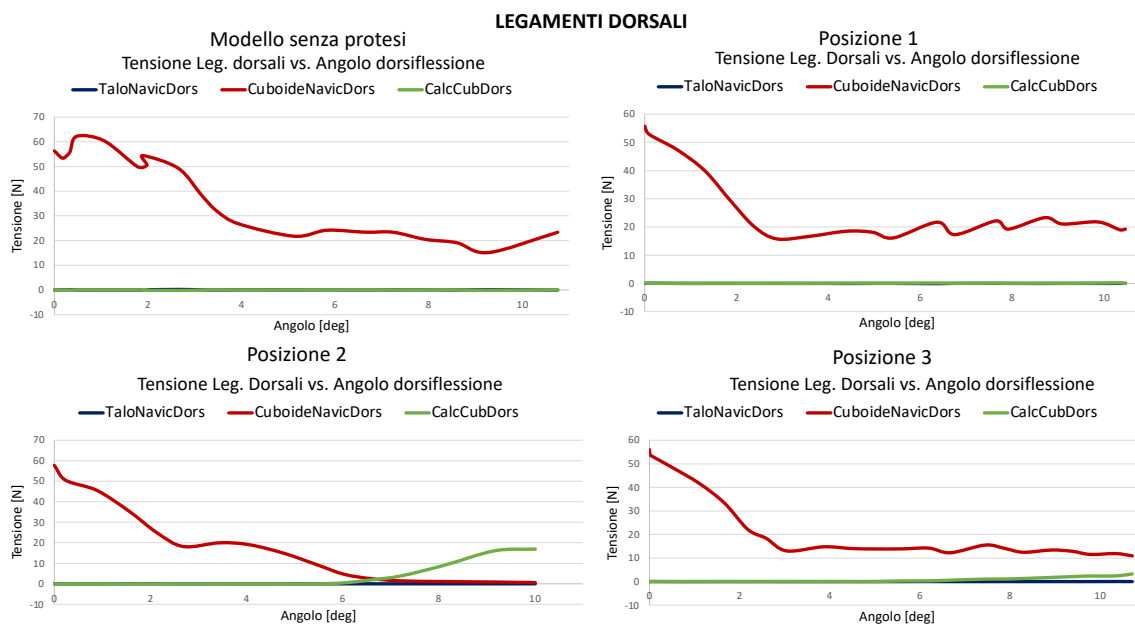


Figura 5.19 Andamenti delle tensioni dei legamenti dorsali in funzione dell'angolo di dorsiflessione.

5.2.3.2 Analisi delle tensioni dei legamenti plantari

L'*aponeurosi 1* presenta un andamento della tensione in funzione dell'angolo di dorsiflessione crescente. I valori della massima tensione sviluppata dall'*aponeurosi 1* risultano essere pressoché simili in tutte le simulazioni: si raggiungono circa i 200 N, ad eccezione della simulazione con la protesi in posizione 2 in cui si sviluppa una tensione massima di 650 N.

La tensione dell'*aponeurosi 2* presenta invece un andamento decrescente in tutte le simulazioni, con valori iniziali di tensione di circa 100 N per tutte le simulazioni tranne che per la posizione 2 che si trova ad una tensione iniziale inferiore, di circa 22 N.

Infine, l'andamento della tensione dell'*aponeurosi 3* presenta, in tutte le simulazioni, solo piccole oscillazioni attorno allo zero (Figura 5.20).

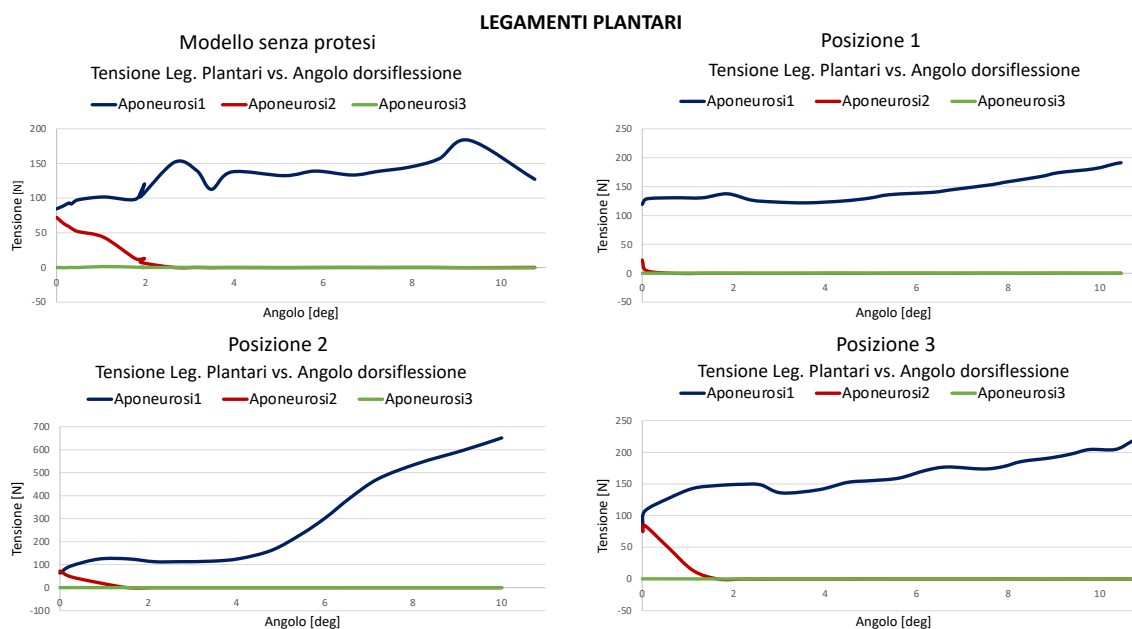


Figura 5.20 Andamenti delle tensioni dei legamenti plantari in funzione dell'angolo di dorsiflessione.

5.2.3.3 Analisi delle tensioni dei legamenti mediali

Nelle quattro simulazioni, la tensione dei legamenti *tibio-navicolare-dorsale* e *tibio-spring* si mantiene nulla per l'intero movimento di dorsiflessione, mentre, il legamento mediale più sollecitato risulta essere il *tibio-talare-posteriore* (Figura 5.21).

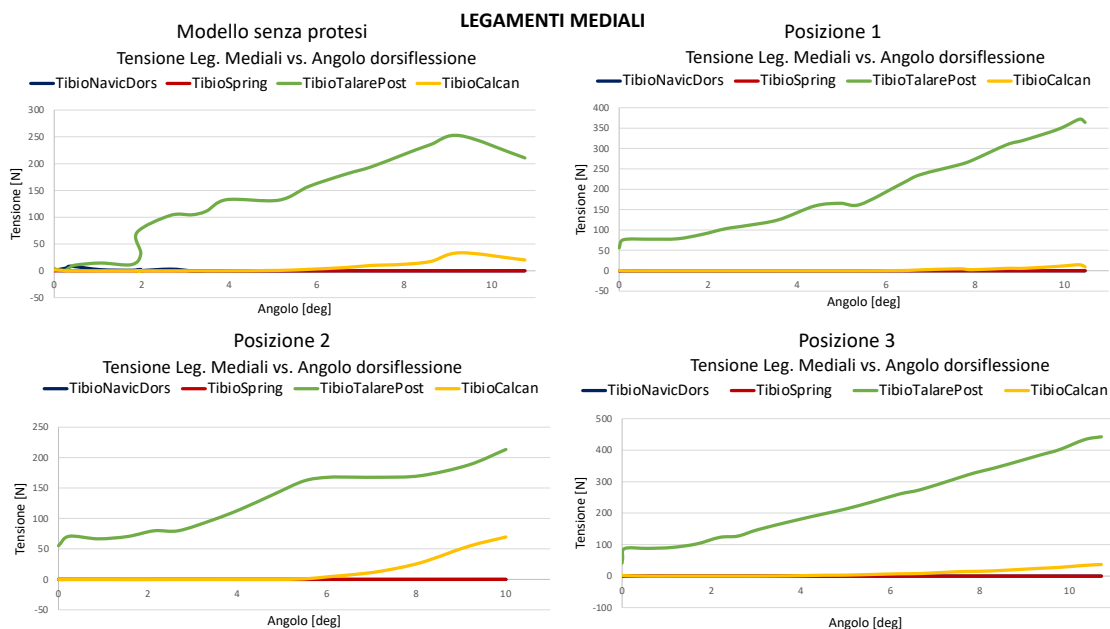


Figura 5.21 Andamenti delle tensioni dei legamenti mediali in funzione dell'angolo di dorsiflessione.

Il *tibio-talare-posteriore* presenta sempre un andamento crescente e raggiunge i valori di tensione massima proprio in corrispondenza dei 10 gradi di dorsiflessione imposti. Confrontando la configurazione con la protesi in posizione 1 e in posizione 3, si nota che il valore di tensione massima raggiunta dal tibio-talare-posteriore è circa uguale: quasi 400 N in posizione 1 e 450 N in posizione 3.

Nella simulazione con la protesi in posizione 2, invece, il massimo valore di tensione raggiunto dal tibio-talare-posteriore è nettamente inferiore rispetto alle altre simulazioni con la protesi e risulta più simile al caso del modello del piede senza protesi: 213 N nel caso con la protesi in posizione 2 e 250 N nella simulazione svolta con il modello senza protesi.

Infine, il legamento *tibio-calcaneare*, presenta piccole oscillazioni attorno alla zero fino a 6 gradi di movimento. Oltre i 6 gradi, l'andamento del tibio-calcaneare aumenta leggermente in tutte le simulazioni raggiungendo valori intorno ai 30 N nel caso della posizione 3 e nel modello senza protesi e intorno ai 70 N per la posizione 2.

5.2.3.4 Analisi delle tensioni dei legamenti laterali

Il legamento *peroneo-astragalico-anteriore* risulta non tensionato per l'intero movimento di dorsiflessione: in tutte le configurazioni, con o senza protesi, presenta solo piccole oscillazioni intorno allo zero (Figura 5.22).

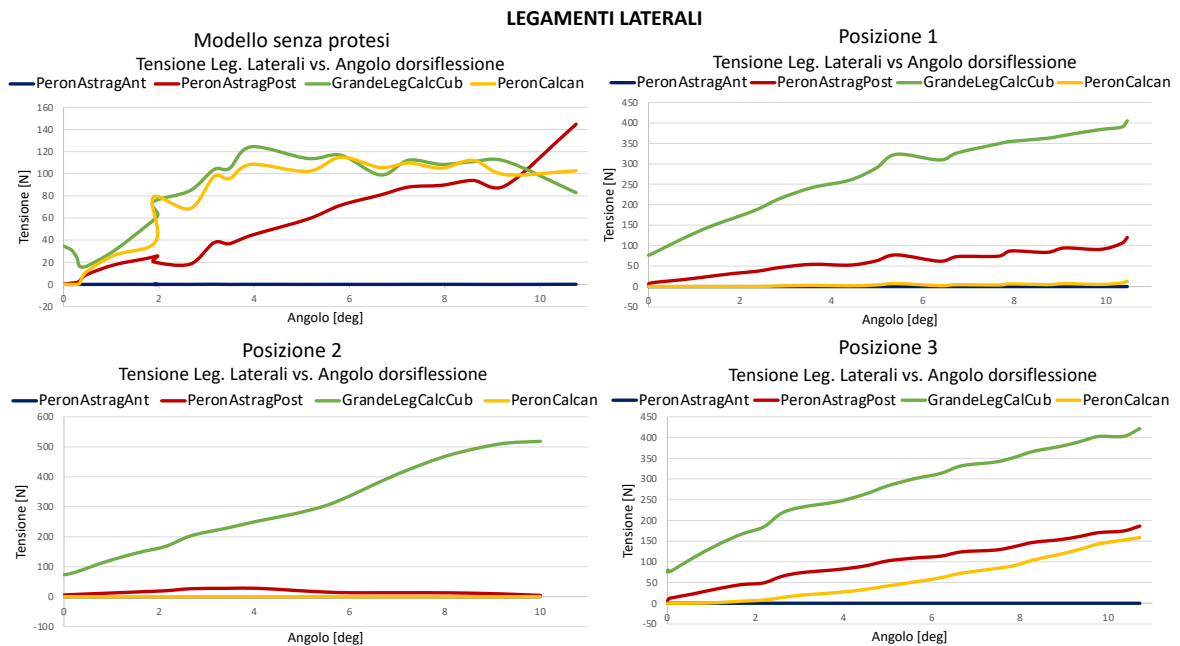


Figura 5.22 Andamenti delle tensioni dei legamenti laterali in funzione dell'angolo di dorsiflessione.

Il legamento *peroneo-astragalico-posteriore* presenta un andamento crescente raggiungendo, in corrispondenza dei 10 gradi di dorsiflessione imposti, valori di 150 N nel modello senza protesi, e di 120 N e 190 N rispettivamente nella configurazione posizione 1 e posizione 3. Nel caso della protesi in posizione 2, il peroneo-astragalico-posteriore presenta, invece, un andamento diverso: con valori intorno allo zero per tutto l'arco di movimento, ad eccezione di un lieve picco di 28 N raggiunto in corrispondenza di circa 4 gradi di dorsiflessione.

Il *peroneo-calcaneare* sviluppa massime tensioni nel modello senza protesi e nella configurazione della protesi in posizione 3, rispettivamente di 115 N e 160 N. Invece, nelle configurazioni con protesi in posizione 1 e in posizione 2 mantiene un andamento di tensione nullo per l'intero movimento di dorsiflessione.

Infine, è possibile notare che, in tutte le simulazioni del modello con la protesi, il legamento più tensionato è il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* che presenta un andamento della tensione crescente e che raggiunge la massima tensione alla fine dell'intero movimento. Le

massime tensioni sviluppate da questo legamento sono intorno ai 410 N per la posizione 1 e 2, e di 520 N per la posizione 3.

Nel modello senza protesi invece, l'andamento del grande-legamento-calcaneo-cuboideo è differente: sono presenti più oscillazioni durante l'intero movimento e la massima tensione sviluppata, inferiore rispetto alle simulazioni con la protesi, viene raggiunta per 4 gradi di movimento ed è circa 120 N.

5.2.3.5 Analisi delle lunghezze dei legamenti

Nella tabella seguente (Tabella 5.1) si riportano i valori delle *lunghezze dei legamenti* all'inizio del movimento di *dorsiflessione*, dopo la prima fase di assestamento del modello. Sono riportati anche i valori dei ΔL , in percentuale, per convenzione positivi se il legamento subisce un allungamento e negativi se, invece, non vengono tensionati e rilassandosi tendono a ritornare alla loro "*Natural Length*".

Dall'analisi delle lunghezze legamentose si nota che, durante il movimento di dorsiflessione, il legamento maggiormente tensionato, in tutte le simulazioni, risulta essere il *tibio-talare-posteriore*: in particolare in posizione 3 subisce una variazione di lunghezza del 19% rispetto al 13% del caso senza protesi.

Il *peroneo-astragalico-posteriore* presenta una variazione di lunghezza di circa il 10 % in tutti i casi, ad eccezione della posizione 2 in cui la variazione di lunghezza risulta negativa. Anche il *calcaneo-cuboideo-dorsale* presenta un andamento diverso in posizione 2 rispetto al modello senza protesi: ΔL positivo nel primo caso e pari al 10% e ΔL negativo nel secondo.

DORSIFLESSIONE								
LEGAMENTI	Senza Protesi		Posizione 1		Posizione 2		Posizione 3	
	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]
TaloNavicDors	1.13	0.9	1.13	2	1.13	-5.7	1.12	0.1
CuboidNavicDors	1.89	-4.8	1.89	-5.7	1.89	-13.3	1.89	-7.7
CalcCubDors	1.61	-3.7	1.66	0.6	1.66	10	1.66	4.1
Aponeurosi 1	16.07	0.2	16.05	0.2	16.05	1.5	16.07	0.4
Aponeurosi 2	15.86	-1.1	15.85	-1.5	15.85	-1.6	15.86	-1.5
Aponeurosi 3	14.22	2.2	14.30	4.8	14.30	4.9	14.30	4.5
PeronAstragAnt	1.73	-27.8	1.70	-18.2	1.70	-6.8	1.73	-19
PeronAstragPost	2.39	10.9	2.44	7.3	2.44	-0.33	2.39	11.7
GrandeLegCalc	5.05	1.6	5.12	6.4	5.12	8.6	5.12	6.8
PeronCalcan	2.92	10.3	2.98	4.4	2.97	-0.8	2.93	9.4
TibioNavicDors	3.21	-5.6	3.04	-14.9	3.04	-13.3	3.10	-20
TibioSpring	1.71	1.8	1.71	-5	1.71	-4.2	1.74	-6.6
TibioTalarePost	1.73	13.3	1.81	14.6	1.81	7.5	1.79	19.2
TibioCalcan	2.79	3.6	2.79	2	2.78	7.9	2.80	4.7

Tabella 5.1 Lunghezze iniziali e variazioni di lunghezza in percentuale dei legamenti del modello durante il movimento di dorsiflessione.

5.3 Risultati delle analisi del movimento di plantarflexione

Il movimento di *plantarflexione* è stato ottenuto attivando il *soleo* in controllo di velocità a -4 cm/s. Si è scelto di riprodurre un'ampiezza di flessione plantare di circa 20 gradi partendo dalla posizione di riferimento, ovvero piede in appoggio e sotto carico fisiologico.

5.3.1 Analisi muscolare del modello senza protesi

Per analizzare il comportamento del *soleo* sono state analizzate la *forza muscolare* e la *lunghezza* di questo attuatore in funzione dell'*angolo di plantarflexione* riprodotto.

In figura 5.23 sono riportati: a sinistra, la forza muscolare in funzione dell'angolo che, trascurando le oscillazioni legate al software, si mantiene circa costante e pari a 900 N; a destra è rappresentato l'accorciamento del soleo durante i 20 gradi di movimento. A partire da un valore di lunghezza di 21.6 cm, il soleo si contrae, raggiungendo quasi 19 cm.

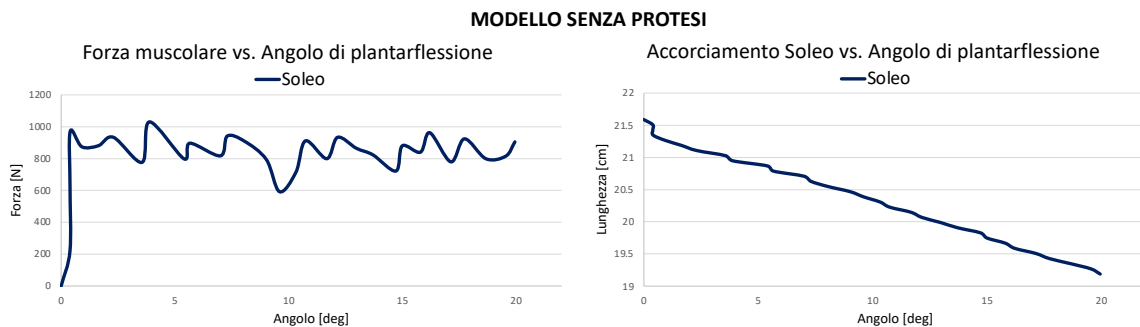


Figura 5.23 Andamento della forza muscolare (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Soleo, in funzione dell'angolo di plantarflexione.

5.3.2 Analisi muscolare del modello dopo l'inserimento della protesi

Inserendo la protesi nel modello, in tutte e tre le posizioni, il soleo sviluppa una forza muscolare superiore per compiere il movimento rispetto al caso del modello senza protesi.

In particolare, in *Posizione 1*, si nota che, per effettuare il movimento di plantarflexione, il soleo sviluppa una forza muscolare elevata, pari a 1200 N, all'inizio della simulazione e la mantiene quasi costante per l'intero range di movimento, accorciandosi di quasi di 2 cm (Figura 5.24).

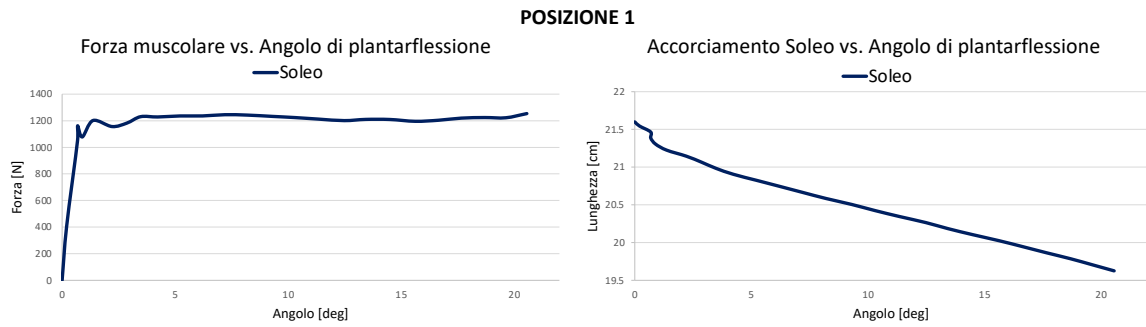


Figura 5.24 Andamento della forza muscolare (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Soleo, in funzione dell'angolo di plantar flessione.

Inserendo la protesi in *Posizione 2*, una volta raggiunto, quasi linearmente, il valore massimo di forza muscolare nei primi istanti della simulazione, questa mantiene un andamento piuttosto costante con valori intorno ai 1200 N ed una contrazione muscolare che produce un accorciamento di circa 1,6 cm (Figura 5.25).

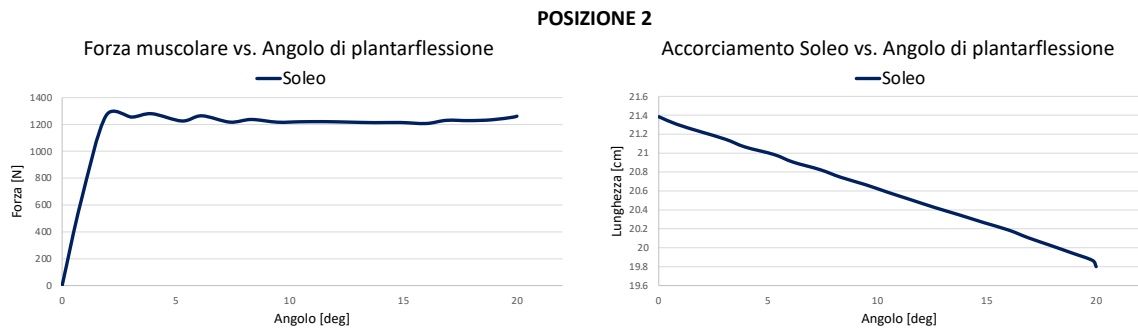


Figura 5.25 Andamento della forza muscolare (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Soleo, in funzione dell'angolo di plantar flessione.

Con la protesi in *Posizione 3* trascurando le oscillazioni iniziali, si nota che il soleo, dopo aver raggiunto quasi istantaneamente il valore massimo di forza muscolare, pari a 1100 N, presenta un andamento quasi costante (Figura 5.26). Infine, anche in questo caso, si può notare un accorciamento muscolare di circa 2 cm.

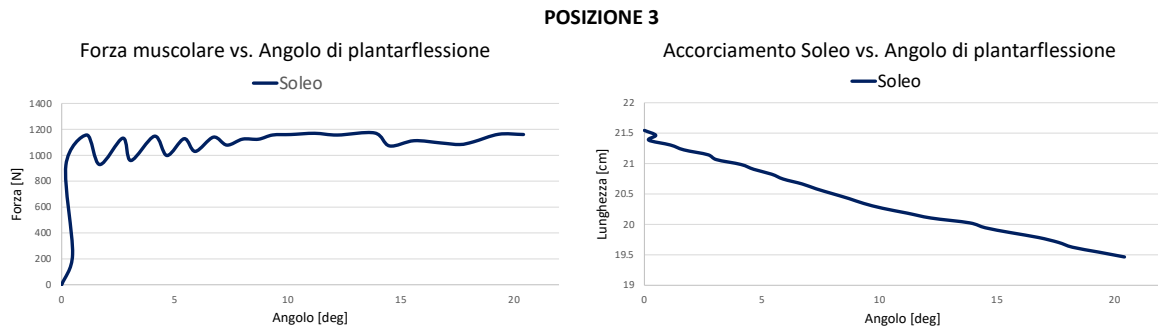


Figura 5.26 Andamento della forza muscolare (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Soleo, in funzione dell'angolo di plantar flessione.

5.3.3 Analisi dei legamenti del modello prima e dopo l'inserimento della protesi

In questa sezione, sono state analizzate le *tensioni* e le *lunghezze legamentose*, prima e dopo l'inserimento della protesi, in funzione dell'*angolo di plantar flessione*.

5.3.3.1 Analisi delle tensioni dei legamenti dorsali

Durante il movimento di plantar flessione, come si nota dalla figura 5.27, l'unico legamento dorsale ad essere tensionato risulta essere il *cuboideo-navicolare-dorsale* mentre il *talo-navicolare-dorsale* ed il *calcaneo-cuboideo-dorsale* subiscono solo piccole oscillazioni intorno allo zero.

L'andamento del legamento *cuboideo-navicolare-dorsale* è sempre crescente e, in particolare nelle configurazioni con la protesi in posizione 1 ed in posizione 3, la tensione raggiunge subito un picco iniziale per poi diminuire rapidamente. Questa variazione avviene all'inizio della simulazione e, dopo aver raggiunto 1 grado di plantar flessione, la tensione presenta invece un andamento crescente con bassa pendenza fino a sviluppare tensioni massime intorno ai 70 N per la posizione 1 e 80 N per la posizione 3.

Nelle simulazioni del movimento di plantar flessione del modello senza protesi e nel caso della configurazione con la protesi in posizione 2, le tensioni legamentose vanno da circa 60 N fino ad un massimo di tensione di, rispettivamente, 70 N e 85 N. Si nota, infine, che, nel caso della posizione 2, non sono presenti importanti oscillazioni.

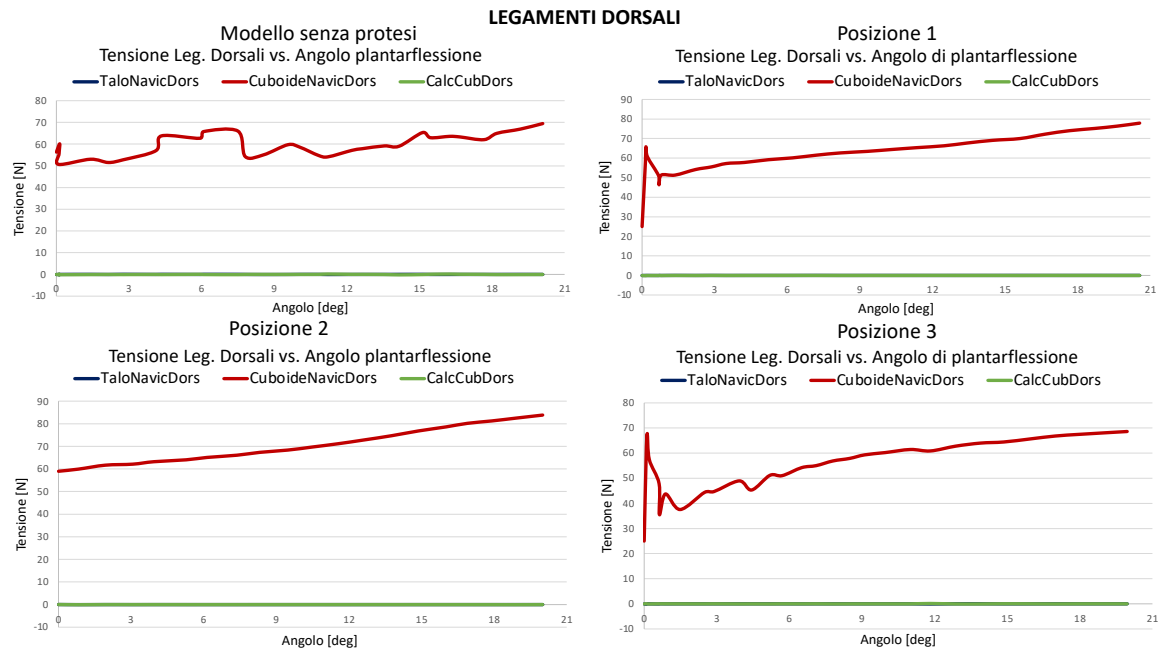


Figura 5.27 Andamenti delle tensioni dei legamenti dorsali in funzione dell'angolo di plantarflexione.

5.3.3.2 Analisi delle tensioni dei legamenti plantari

In figura 5.28, sono riportate le tensioni sviluppate dalle *aponeurosi* durante un movimento di *plantarflexione* di 20 gradi.

Le prime due aponeurosi sviluppano delle tensioni molto elevate in tutte le simulazioni e la tensione sviluppata dall'aponeurosi 1 risulta essere sempre maggiore, mentre l'aponeurosi 3 presenta una tensione nulla in tutte le simulazioni.

Nel modello senza protesi, l'aponeurosi 1 da un valore di tensione iniziale di circa 80 N, raggiunge subito un picco di 500 N per poi assestarsi intorno ad un valore di tensione medio di 420 N mantenuto costante per tutto il movimento. L'aponeurosi 2 invece, da un valore iniziale di 72 N sviluppa una tensione massima di 440 N che si assesta intorno ai 400 N per l'intera durata del movimento. Nelle simulazioni senza protesi, le due tensioni delle aponeurosi presentano inoltre, delle piccole oscillazioni attorno al valore medio di tensione, per tutto l'arco di movimento.

In posizione 1, la tensione dell'aponeurosi 1 a partire da un valore di tensione nullo raggiunge un massimo di 550 N e poi decresce fino a raggiungere, in corrispondenza di 20

gradi di plantarflexione, un valore di 400 N. Anche l'aponeurosi 2, a partire da una tensione nulla raggiunge rapidamente una tensione massima di 350 N per poi assestarsi intorno ad un valore medio di 320 N mantenuto fino alla fine del movimento.

In posizione 3, l'andamento delle tensioni dei legamenti plantari, è simile alla posizione 1, se si trascurano le oscillazioni dovute al software di calcolo presenti nei primi 10 gradi di movimento riprodotti.

Infine, in posizione 2, l'aponeurosi 1 sviluppa una tensione massima di 500 N mentre l'aponeurosi 2 presenta stesso andamento ma tensione massima di 380 N.

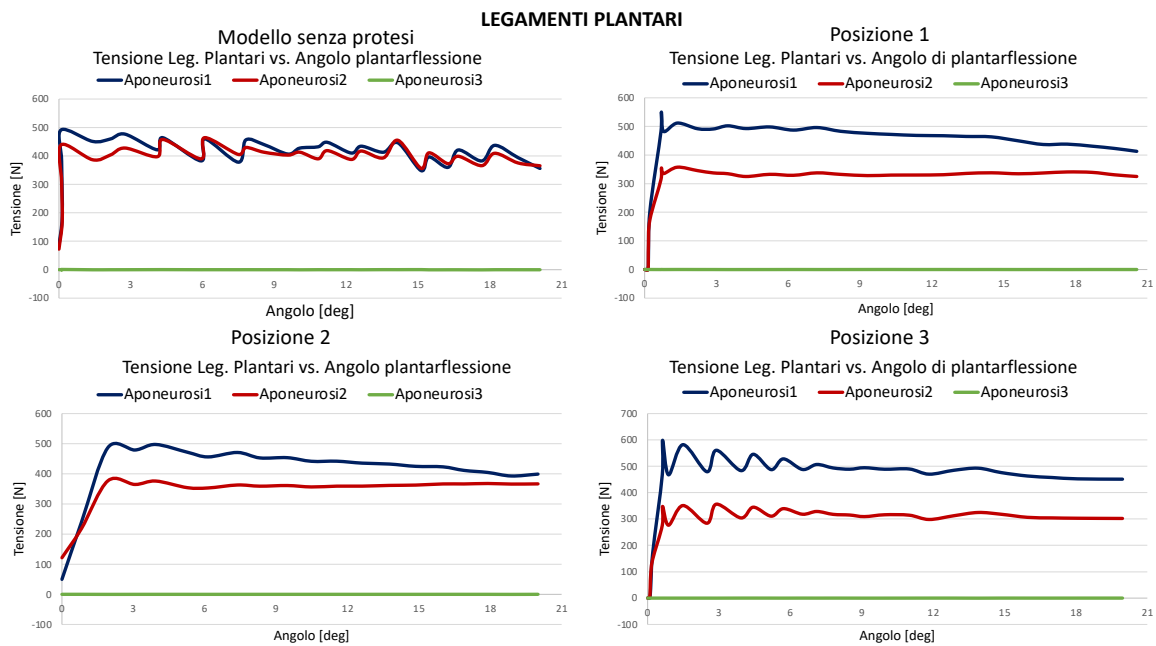


Figura 5.28 Andamenti delle tensioni dei legamenti plantari in funzione dell'angolo di plantarflexione.

5.3.3.3 Analisi delle tensioni dei legamenti mediali

Nel caso del modello senza protesi il legamento *tibio-talare-posteriore* risulta il più tensionato inizialmente, raggiungendo quasi 200 N di forza, per poi sviluppare un andamento della tensione decrescente (Figura 5.29). Nel caso con protesi in posizione 3 questo legamento sviluppa un andamento di tensione in funzione dell'angolo di plantarflexione decrescente ma con valori molto minori rispetto al caso precedente: 65 N di forza è il picco iniziale massimo raggiunto.

Nel caso della protesi in posizione 1 e in posizione 2 invece, il legamento tibio-talare-posteriore ha un andamento della tensione crescente in funzione dell'angolo di movimento: si raggiungono 75 N e 120 N rispettivamente.

Il legamento *tibio-spring*, presenta un andamento della tensione crescente in tutti i casi analizzati e, nei casi del modello con protesi, risulta essere il legamento più tensionato: 244 N, 190 N e 205 N si raggiungono rispettivamente nella posizione 1, 2 e 3.

Il legamento *tibio-calcaneare* risulta il meno tensionato rispetto agli altri legamenti mediali: l'andamento della tensione sviluppata in funzione dell'angolo di plantarflexione è nullo nei casi con la protesi in posizione 1 e in posizione 2 mentre è leggermente tensionato inizialmente, per poi annullarsi subito dopo, all'inizio delle simulazioni nel caso con il modello senza protesi e in quello con la protesi in posizione 3.

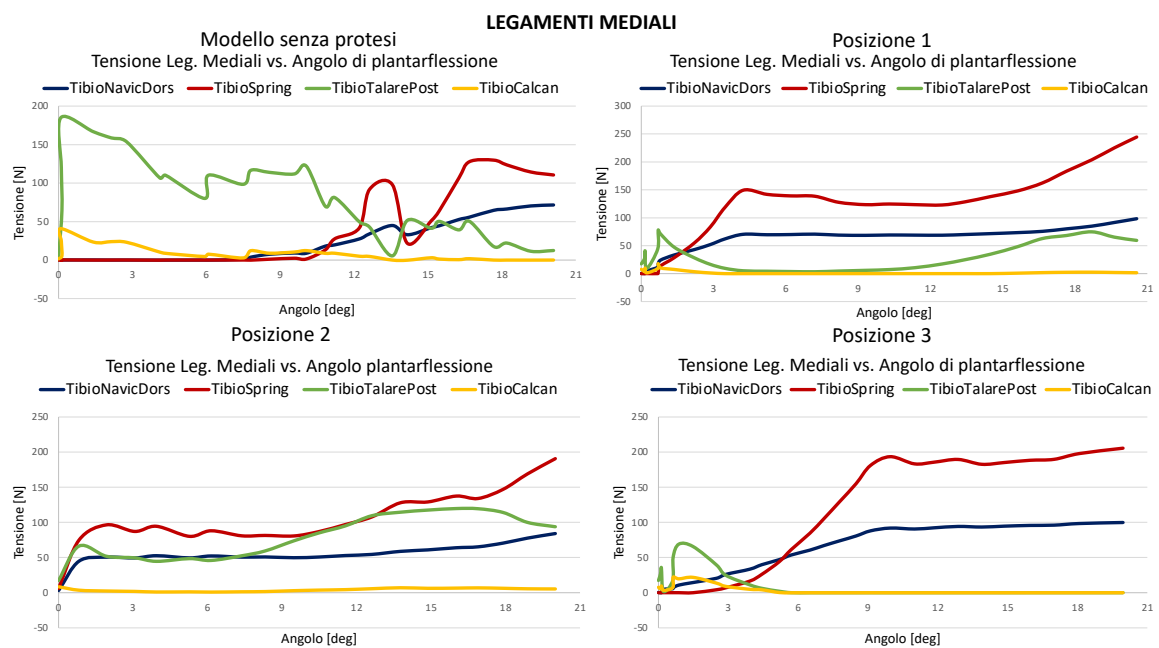


Figura 5.29 Andamenti delle tensioni dei legamenti mediali in funzione dell'angolo di plantarflexione.

5.3.3.4 Analisi delle tensioni dei legamenti laterali

Il legamento *peroneo-astragalico-anteriore* risulta essere il legamento laterale maggiormente tensionato durante il movimento di plantarflexione (Figura 5.30): in tutte le simulazioni il suo andamento è crescente. Nel modello senza protesi, il peroneo-astragalico-anteriore sviluppa una tensione massima di 290 N. Nelle simulazioni del modello con la

protesi nelle tre diverse configurazioni invece, le tensioni sviluppate sono inferiori rispetto al caso senza protesi e tutte all'incirca intorno ai 200 N.

Il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* presenta in tutti le simulazioni un andamento decrescente e si nota che è maggiormente tensionato nel caso del modello senza protesi.

Infine, i legamenti *peroneo-astragalico-posteriore* e *peroneo-calcaneare* presentano solo oscillazioni intorno allo zero.

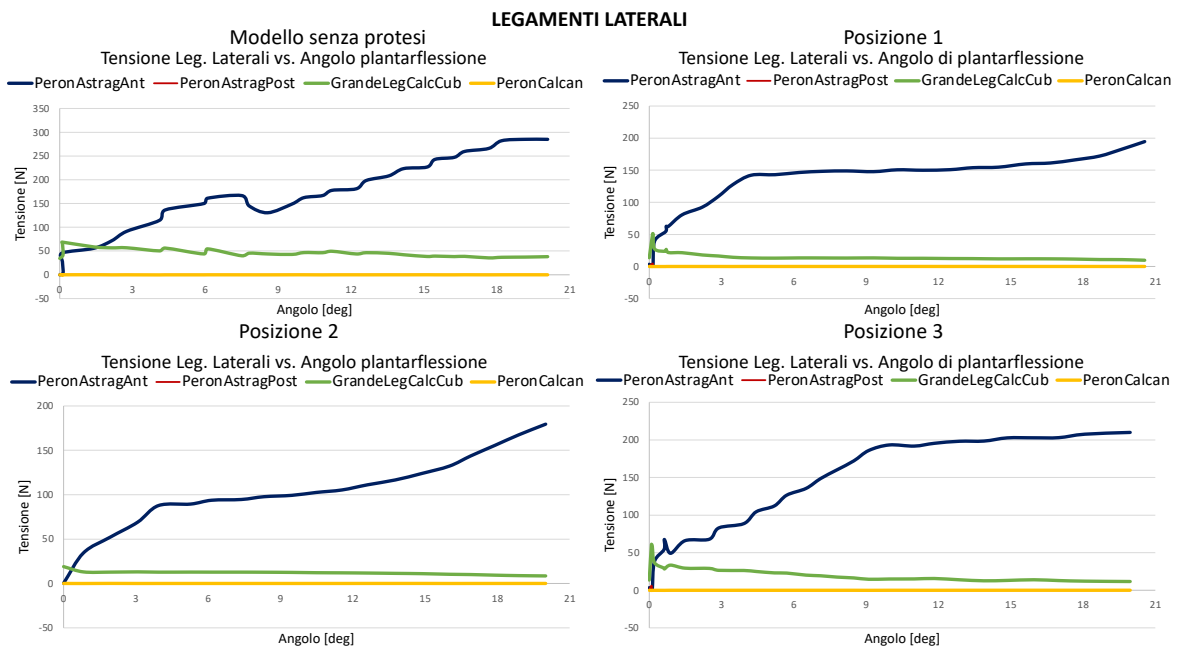


Figura 5.30 Andamenti delle tensioni dei legamenti laterali in funzione dell'angolo di plantarflexione.

5.3.3.5 Analisi delle lunghezze dei legamenti

In tabella 5.2 sono elencati i valori delle *lunghezze dei legamenti* all'inizio del movimento di plantarflexione, subito dopo la fase di assestamento per eseguire il movimento.

I legamenti che risultano più tensionati, durante il movimento di plantarflexione, avendo un ΔL maggiore, sono il *peroneo-astragalico-anteriore*, il *tibio-spring* ed il *tibio-navicolare-dorsale*. In particolare, il *peroneo-astragalico-anteriore* nel modello senza protesi, a partire da una lunghezza iniziale di 1.73 subisce una variazione di lunghezza del 56% nel caso del modello senza protesi e rispettivamente del 30%, del 30.5% e del 32% per i casi del modello con la protesi in posizione 1, posizione 2 e posizione 3.

Il legamento *peroneo-calcaneare* invece, presenta una variazione di lunghezza negativa in tutte le simulazioni, quindi non viene mai tensionato in plantarflexione.

PLANTARFLESSIONE								
LEGAMENTI	Senza Protesi		Posizione 1		Posizione 2		Posizione 3	
	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]
TaloNavicDors	1.13	-2.7	1.19	-3.2	1.12	3.8	1.19	-4.4
CuboidNavicDors	1.89	1.7	1.81	8	1.90	3.3	1.80	6.7
CalcCubDors	1.61	-2.6	1.63	-12.4	1.52	-6.2	1.63	-11
Aponeurosi 1	16.07	0.8	15.86	2	16.04	0.8	15.86	2.1
Aponeurosi 2	15.86	0.8	15.61	2.2	15.88	0.5	15.61	2.1
Aponeurosi 3	14.22	0.7	14.01	2.2	14.27	0.4	14.01	2.2
PeronAstragAnt	1.73	56.3	1.84	30	1.80	30.5	1.84	32.3
PeronAstragPost	2.39	-25.1	2.40	-17.7	2.39	-11	2.40	-20.4
GrandeLegCalc	5.05	0.1	4.99	-0.4	5.09	-2.5	4.99	-0.2
PeronCalcan	2.92	-35.2	2.87	-9.7	2.92	-3.5	2.87	-17.1
TibioNavicDors	3.21	14.4	3.21	18.9	3.49	7.4	3.21	19.1
TibioSpring	1.71	18.5	1.75	22.3	1.97	6.3	1.74	20.4
TibioTalarePost	1.73	1.7	1.77	2.6	1.84	0.3	1.76	-3.3
TibioCalcan	2.79	-2	2.83	-1.4	2.84	-0.7	2.83	-4.5

Tabella 5.2 Lunghezze iniziali e variazioni di lunghezza in percentuale dei legamenti del modello durante il movimento di plantarflexione.

5.4 Risultati delle analisi del movimento di supinazione

Il movimento di supinazione è stato ottenuto attivando il *tibiale anteriore* in controllo di velocità a -4 cm/s. Si è scelto di riprodurre un'ampiezza del movimento di *supinazione* di circa 12 gradi partendo dalla posizione di riferimento, ovvero piede in appoggio e sotto carico fisiologico.

5.4.1 Analisi muscolare del modello senza protesi

Di seguito sono riportati gli andamenti della *forza muscolare* e della *lunghezza* del *tibiale anteriore* in funzione dell'*angolo di supinazione* effettuato dal modello del piede prima dell'inserimento della protesi (Figura 5.31). La forza muscolare cresce linearmente durante i primi gradi di movimento riprodotti, raggiungendo velocemente un valore di forza di 180 N. Durante il movimento di supinazione, tralasciando le oscillazioni relative al software di calcolo, la forza continua a crescere fino a raggiungere i 200 N alla fine dell'angolo imposto. Per lo svolgimento della simulazione, l'attuatore subisce un accorciamento di poco più di 1 cm.

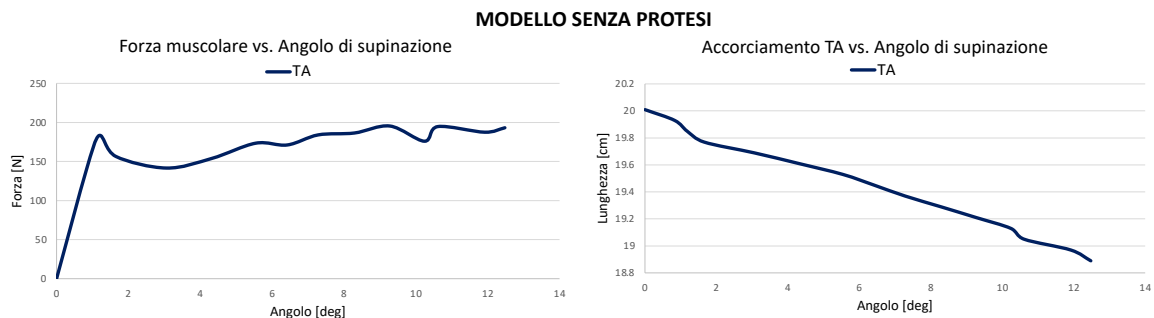


Figura 5.31 Andamento della forza muscolare (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Tibiale Anteriore, in funzione dell'angolo di supinazione.

5.4.2 Analisi muscolare del modello dopo l'inserimento della protesi

Nei tre casi analizzati, con la protesi in posizione diversa, la *forza muscolare* esercitata dal *tibiale anteriore* cresce sempre con il medesimo andamento per i primi 7 gradi di movimento.

In *posizione 1*, la forza del tibiale anteriore ha un andamento crescente (Figura 5.32): sono raggiunti valori elevati di tensione già durante i primi gradi di movimento, per poi sviluppare la massima forza muscolare, 210 N, in corrispondenza di 13 gradi di movimento.

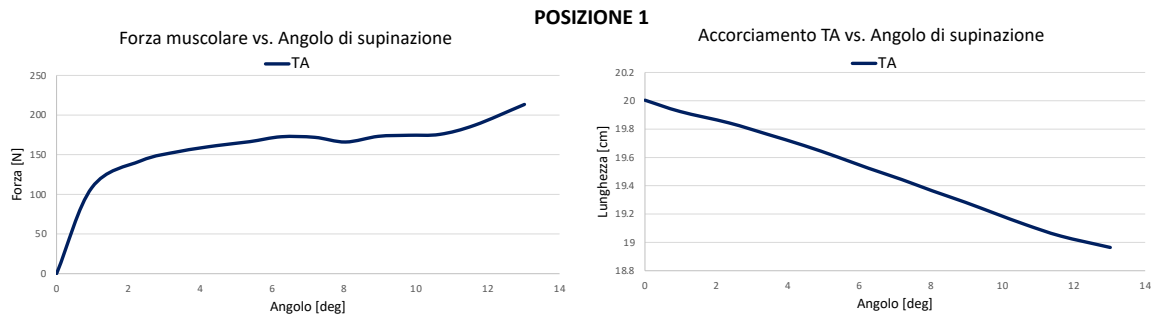


Figura 5.32 Andamento della forza muscolare (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Tibiale Anteriore, in funzione dell'angolo di supinazione.

Anche l'andamento della forza del tibiale anteriore in *posizione 2* è crescente (Figura 5.33): il tibiale sviluppa una forza muscolare elevata, di 200 N, a circa 8 gradi di supinazione. Dopo aver raggiunto questo valore, la forza muscolare continua ad aumentare fino a raggiungere un massimo di 650 N alla fine della supinazione imposta.

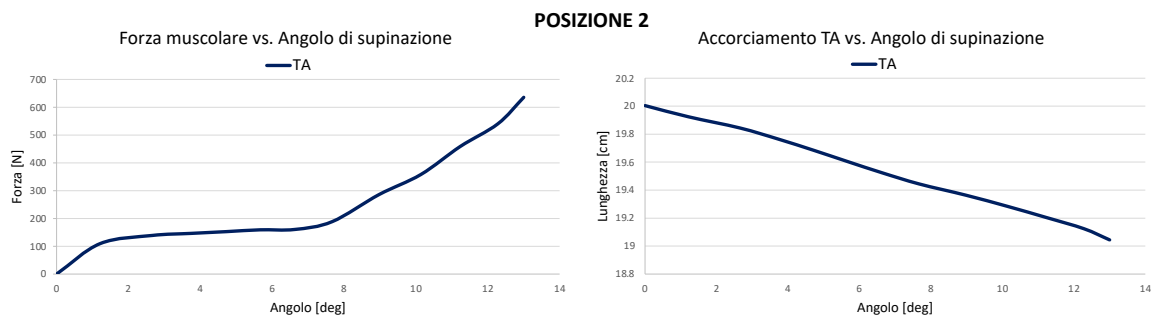


Figura 5.33 Andamento della forza muscolare (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Tibiale Anteriore, in funzione dell'angolo di supinazione.

Inserendo la protesi in *posizione 3*, l'andamento della forza del tibiale appare simile al quello riportato per la posizione 1: anche in questo caso il muscolo sviluppa una forza massima di circa 220 N (Figura 5.34).

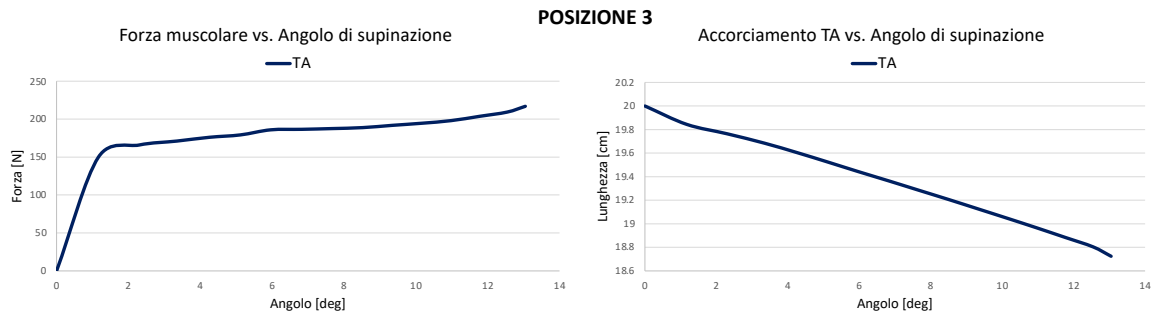


Figura 5.34 Andamento della forza muscolare (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Tibiale Anteriore, in funzione dell'angolo di supinazione.

L'*accorciamento* del *tibiale* è circa uguale per tutti i casi con la protesi nel modello: 1.04 cm, 0.96 cm e 1.3 rispettivamente per la Posizione 1, Posizione 2 e Posizione 3.

5.4.3 Analisi dei legamenti del modello prima e dopo l'inserimento della protesi

Di seguito, sono riportate le analisi delle *tensioni* e le *lunghezze legamentose*, prima e dopo l'inserimento della protesi, in funzione dell'*angolo di supinazione*.

5.4.3.1 Analisi delle tensioni dei legamenti dorsali

Il legamento *talo-navicolare-dorsale* non viene tensionato durante il movimento di supinazione riprodotto, in tutti i casi analizzati, anche nel modello senza protesi.

La tensione sviluppata a livello del legamento *cuboideo-navicolare-dorsale* ha un andamento decrescente, a partire da circa 60-70 N in tutti i casi analizzati, fino al raggiungimento del valore di 0 N alla fine del movimento.

Il legamento *calcaneo-cuboideo-dorsale* inizia ad essere tensionato a circa 3 gradi di supinazione nei casi con la protesi, e a quasi 6 gradi nel caso del modello senza protesi (Figura 5.35).

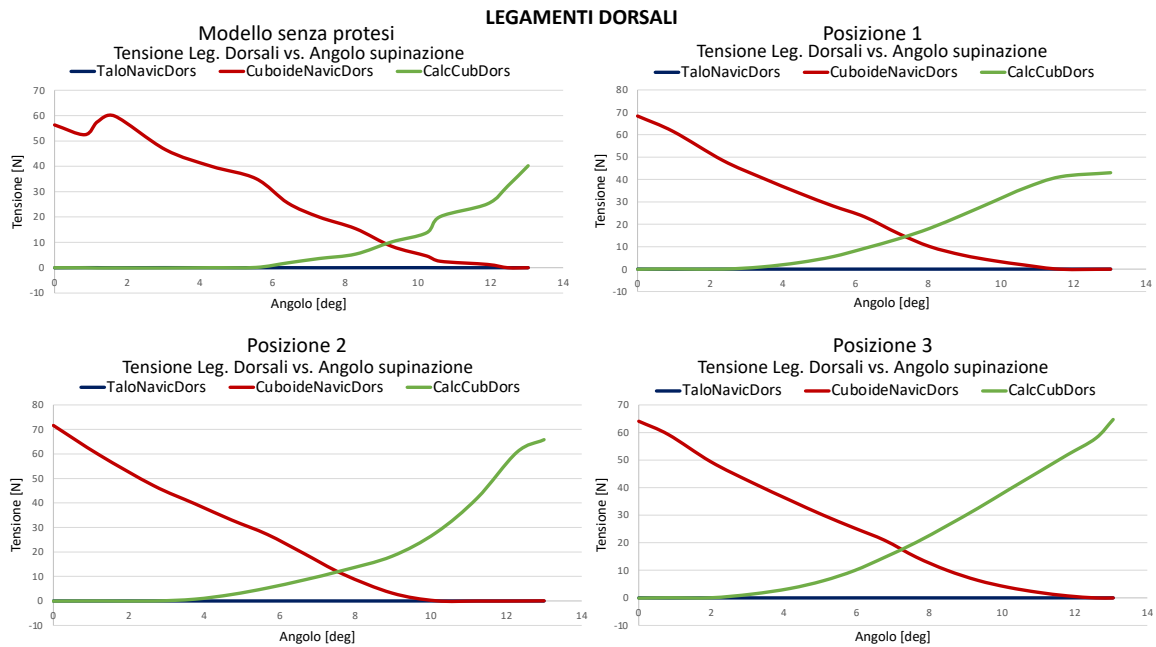


Figura 5.35 Andamenti delle tensioni dei legamenti dorsali in funzione dell'angolo di supinazione.

5.4.3.2 Analisi delle tensioni dei legamenti plantari

L'*aponeurosi 3* presenta solo piccole oscillazioni attorno allo zero, in tutti i casi analizzati, mentre l'*aponeurosi 1* risulta quella più tensionata: si raggiungono quasi 200 N di forza nel modello senza protesi e nella Posizione 3, mentre, nel caso della Posizione 1 si sviluppano tensioni intorno ai 150 N. Nel caso con la protesi in Posizione 2 si sviluppano valori di tensione di 600 N.

L'andamento della tensione sviluppata dall'*aponeurosi 2* è decrescente, fino a raggiungere lo zero intorno ai 7 gradi movimento. Il valore di partenza della tensione di questo legamento è di 72N nel caso del modello senza protesi e di 109, 107 e 117 N rispettivamente nei casi in Posizione 1, Posizione 2 e Posizione 3 (Figura 5.36).

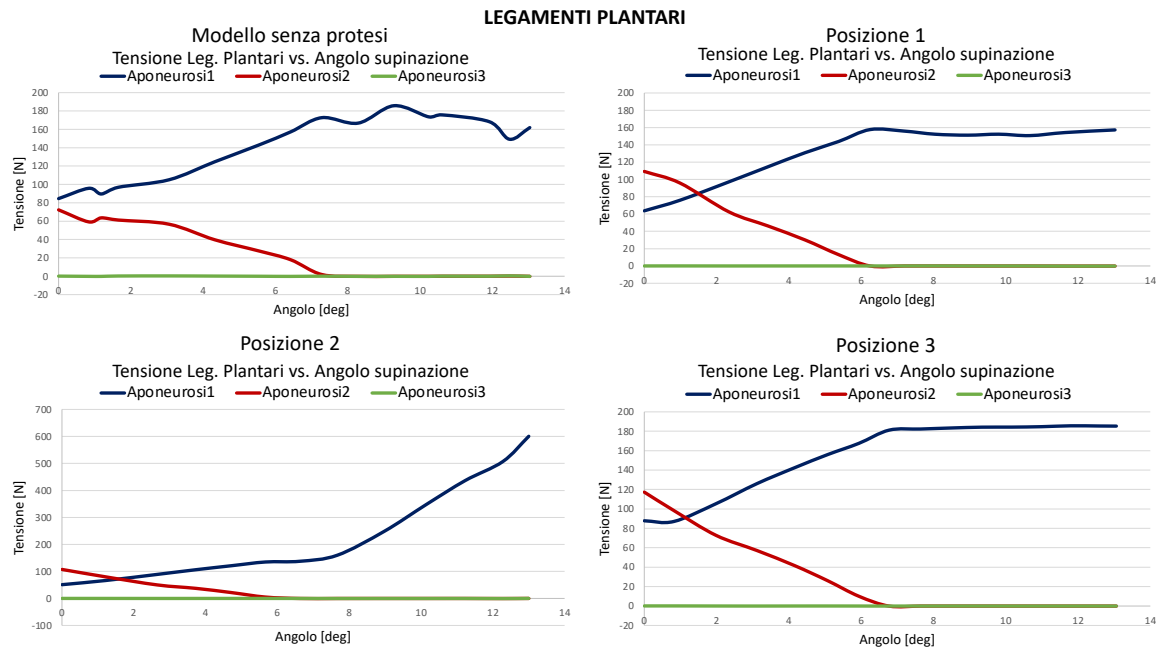


Figura 5.36 Andamenti delle tensioni dei legamenti plantari in funzione dell'angolo di supinazione.

5.4.3.3 Analisi delle tensioni dei legamenti mediali

Il legamento *tibio-talare-posteriore* risulta il legamento mediale più tensionato durante i 12 gradi di supinazione, nei casi analizzati di seguito e riportati in figura 5.37. L'andamento della tensione sviluppata da questo legamento è crescente e raggiunge 163 N di forza nel modello senza protesi e nella posizione 3 e 110 N con la protesi in posizione 1. Nel caso della posizione 2, invece, l'andamento del *tibio-talare-posteriore* risulta leggermente decrescente, con un valore iniziale di 89 N fino a raggiungere 29 N di tensione alla fine della supinazione.

Gli andamenti delle tensioni dei legamenti *tibio-navicolare-dorsale*, *tibio-spring* e *tibio-calcaneare* oscillano attorno allo zero in tutti i casi analizzati tranne che per la posizione 2 e per la posizione 3: nel primo caso il *tibio-calcaneare* sviluppa alla fine del movimento di supinazione 30 N di forza mentre nel secondo caso, il *tibio-spring* sviluppa 60 N alla fine della simulazione.

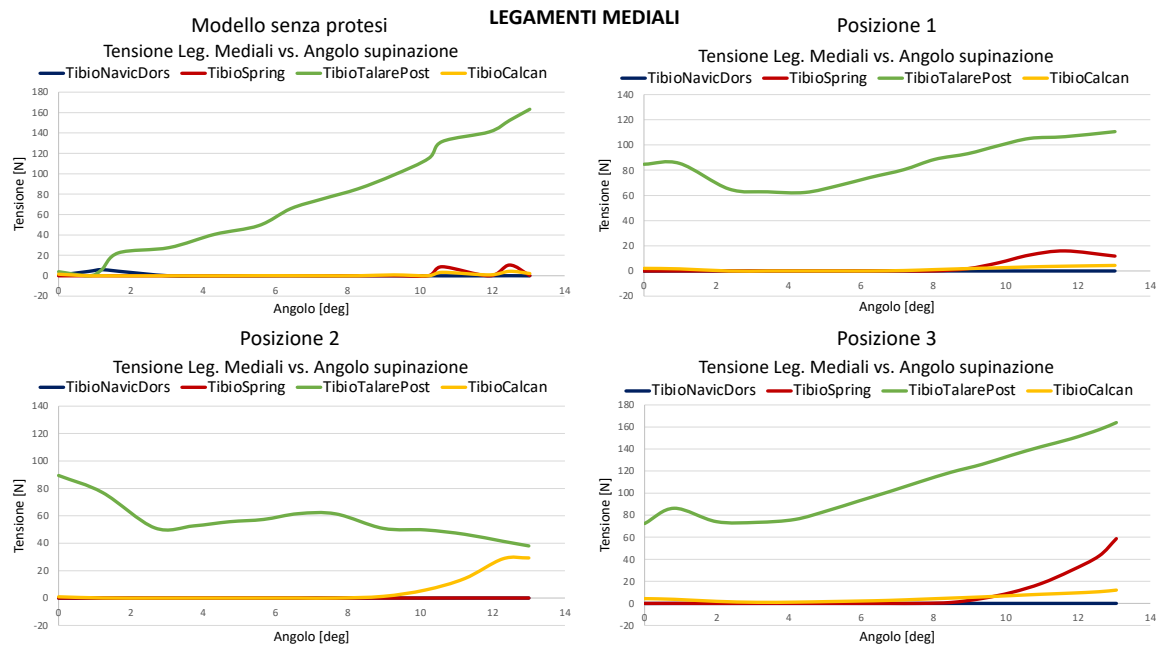


Figura 5.37 Andamenti delle tensioni dei legamenti mediali in funzione dell'angolo di supinazione.

5.4.3.4 Analisi delle tensioni dei legamenti laterali

La tensione del legamento *peroneo-astragalico-anteriore* si mantiene nulla per l'intero movimento, oscillando attorno allo zero.

Le tensioni dei legamenti *peroneo-astragalico-posteriore* e *peroneo-calcaneare* hanno all'incirca lo stesso andamento nel caso del modello senza protesi e di quello con la protesi in posizione 3: nel primo caso le tensioni dei due legamenti crescono, raggiungendo quasi lo stesso valore di circa 50 N, mentre, nel secondo caso, il *peroneo-astragalico-posteriore* cresce maggiormente, raggiungendo i 68 N di forza, rispetto ai 20 N sviluppati dal *peroneo-calcaneare* alla fine del movimento.

Nelle simulazioni con la protesi in posizione 1 e posizione 2, la tensione del legamento *peroneo-calcaneare* si mantiene nulla mentre quella del *peroneo-astragalico-posteriore* cresce raggiungendo nel primo caso 54 N di forza e nel secondo caso 24 N.

Il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* risulta il più tensionato in tutti i casi analizzati raggiungendo 225 N, 220 N, 210 N e 260 N rispettivamente nel caso del modello senza protesi, posizione 1, posizione 2 e posizione 3, e partendo all'incirca dallo stesso valore di 50 N (Figura 5.38).

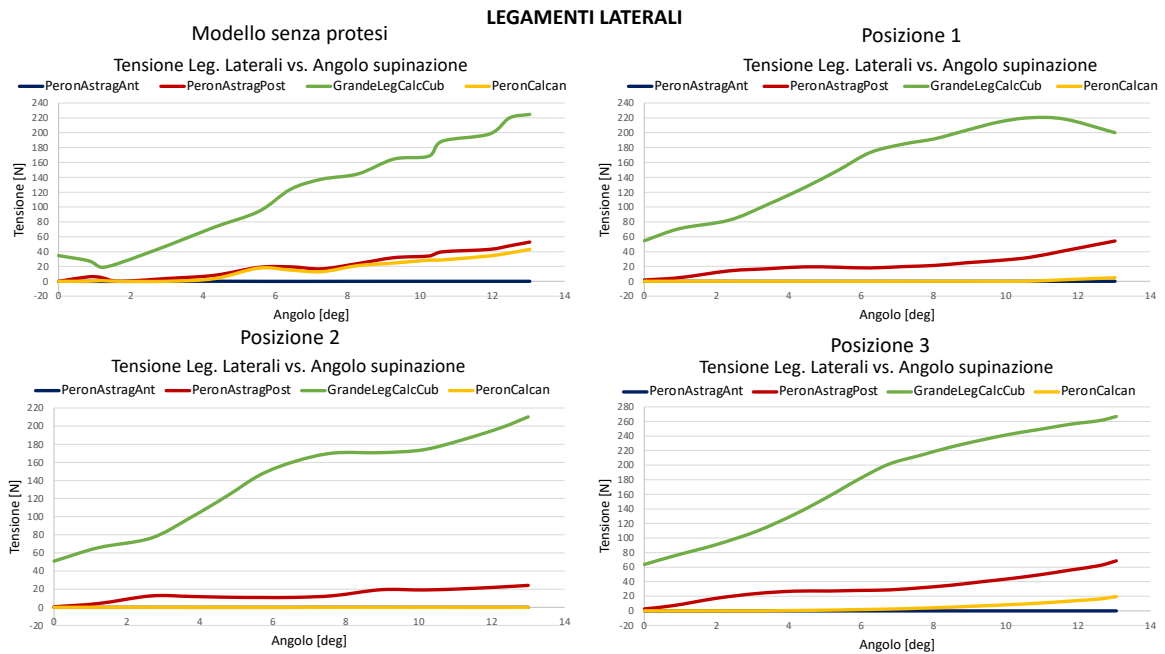


Figura 5.38 Andamenti delle tensioni dei legamenti laterali in funzione dell'angolo di supinazione.

5.4.3.5 Analisi delle lunghezze dei legamenti

Nella tabella seguente (Tabella 5.3), si riportano i valori delle *lunghezze dei legamenti* all'inizio del movimento di *supinazione*, dopo la prima fase di assestamento che il modello subisce prima di iniziare qualsiasi movimento.

Dalla tabella si può notare come, nel movimento di supinazione, i legamenti mediali e laterali siano quelli maggiormente tensionati per l'intero range di movimento.

Il legamento *calcaneo-cuboideo-dorsale* presenta, in tutte le simulazioni, la maggior variazione di lunghezza: raggiungendo la massima variazione di lunghezza, pari al 22%, nel caso con la protesi in posizione 2.

SUPINAZIONE								
LEGAMENTI	Senza Protesi		Posizione 1		Posizione 2		Posizione 3	
	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]
TaloNavicDors	1.13	-3.3	1.14	-3.4	1.15	-8.3	1.13	-3.3
CuboidNavicDors	1.89	-15	1.92	-17.7	1.93	-20	1.91	-16.2
CalcCubDors	1.6	18	1.62	17.6	1.61	22	1.64	19.7
Aponeurosi 1	16.06	0.3	16.04	0.3	16.03	1.3	16.06	0.3
Aponeurosi 2	15.86	-1.7	15.87	-2.1	15.86	-1.6	15.87	-2
Aponeurosi 3	14.22	0.6	14.3	-0.5	14.3	-1.1	14.3	-0.1
PeronAstragAnt	1.73	-33.7	1.75	-29.1	1.74	-18.6	1.76	-34.3
PeronAstragPost	2.39	6.3	2.41	5.3	2.4	3.7	2.42	5.8
GrandeLegCalc	5.05	4.5	5.09	3.3	5.08	3.6	5.10	4.3
PeronCalcan	2.92	8.1	2.95	4.4	2.94	3.2	2.95	5.7
TibioNavicDors	3.21	-15.1	3.08	-10.6	3.08	-11.8	3.08	-11.9
TibioSpring	1.71	12	1.69	14.2	1.68	10	1.69	17.3
TibioTalarePost	1.73	9.7	1.83	1.2	1.83	-2.5	1.82	4.3
TibioCalcan	2.79	0.7	2.8	0.6	2.78	4.4	2.81	1.5

Tabella 5.3 Lunghezze iniziali e variazioni di lunghezza in percentuale dei legamenti del modello durante il movimento di supinazione.

5.5 Risultati delle analisi del movimento di pronazione

Il movimento di *pronazione* è stato ottenuto attivando gli attuatori che rappresentano nel modello l'*estensore lungo delle dita* ed il *peroneo lungo*, entrambi in controllo di velocità a -4 cm/s. Si è scelto di riprodurre un'ampiezza di movimento pronatorio di circa 6 gradi partendo dalla posizione di riferimento, ovvero piede in appoggio e sotto carico fisiologico. Il valore di 6 gradi in questo caso è stato scelto in quanto, in letteratura, il movimento di pronazione permesso al piede in appoggio è definito come la metà del movimento di supinazione, permesso nelle stesse condizioni.

5.5.1 Analisi muscolare del modello senza protesi

L'andamento delle *forze muscolari* e dell'*accorciamento* in funzione dell'*angolo di pronazione*, sviluppate durante la contrazione muscolare, sono riportate in figura 5.39. Il *peroneo lungo* è il muscolo che sviluppa meno forza tra i due: l'andamento è oscillante con picchi che raggiungono i 25 N.

L'*estensore lungo delle dita* è, invece, il muscolo che sviluppa maggiore forza per lo svolgimento della pronazione nel modello senza protesi: si esercitano 100 N in corrispondenza di 5 gradi di movimento. Essendo l'estensore, il muscolo principale per lo svolgimento del movimento, è stata analizzata la sua lunghezza in funzione dell'angolo di movimento sviluppato e, si nota, un accorciamento di 0.7 cm.

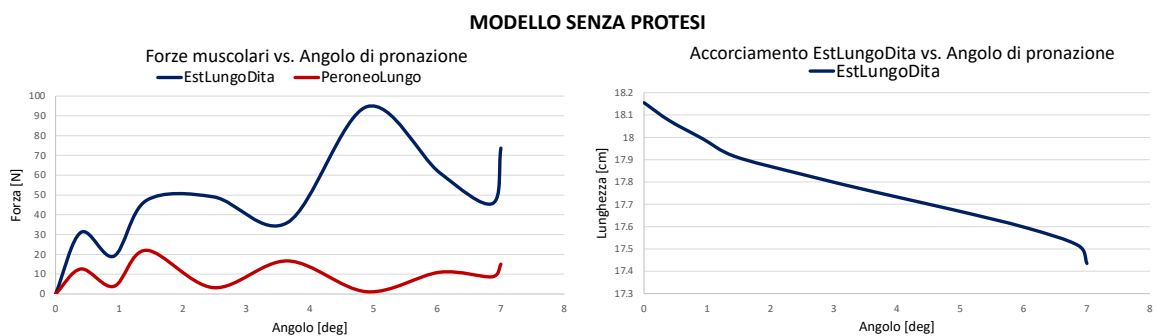


Figura 5.39 Andamento delle forze muscolari (a sinistra) e della lunghezza (a destra) dell'Estensore Lungo delle Dita, in funzione dell'angolo di pronazione.

5.5.2 Analisi muscolare del modello dopo l'inserimento della protesi

Nel caso con protesi in *posizione 1* (Figura 5.40), la forza muscolare dell'estensore lungo delle dita si mantiene superiore rispetto a quella sviluppata dal peroneo lungo per tutto il range di movimento.

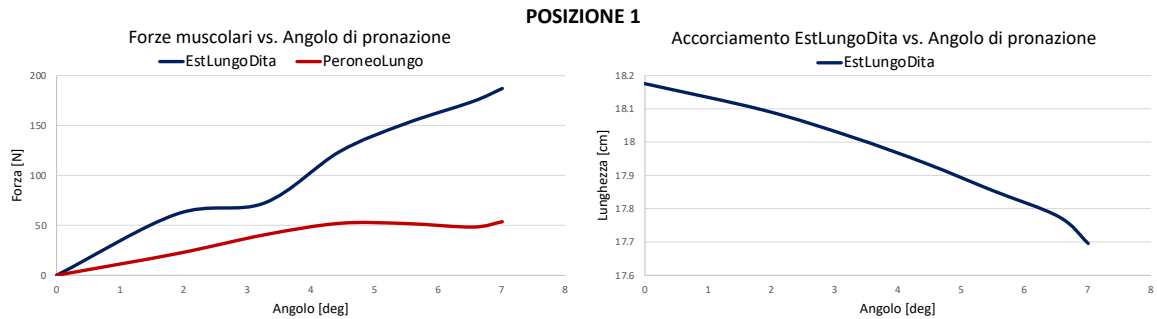


Figura 5.40 Andamento delle forze muscolari (a sinistra) e della lunghezza (a destra) dell'Estensore Lungo delle Dita, in funzione dell'angolo di pronazione.

L'analisi muscolare del modello ha inoltre evidenziato un andamento delle forze muscolari molto simile nei tre casi dopo l'inserimento della protesi: nei primi gradi di angolo di movimento, sviluppati con la protesi in *posizione 2* e in *posizione 3* (Figura 5.41), la curva che descrive l'andamento della tensione sviluppata dal *peroneo lungo* ha una pendenza superiore rispetto a quella che descrive l'andamento della tensione dell'*estensore lungo delle dita* ma, successivamente, questa si stabilizza e diventa quasi costante, mentre la tensione dell'estensore continua a crescere.

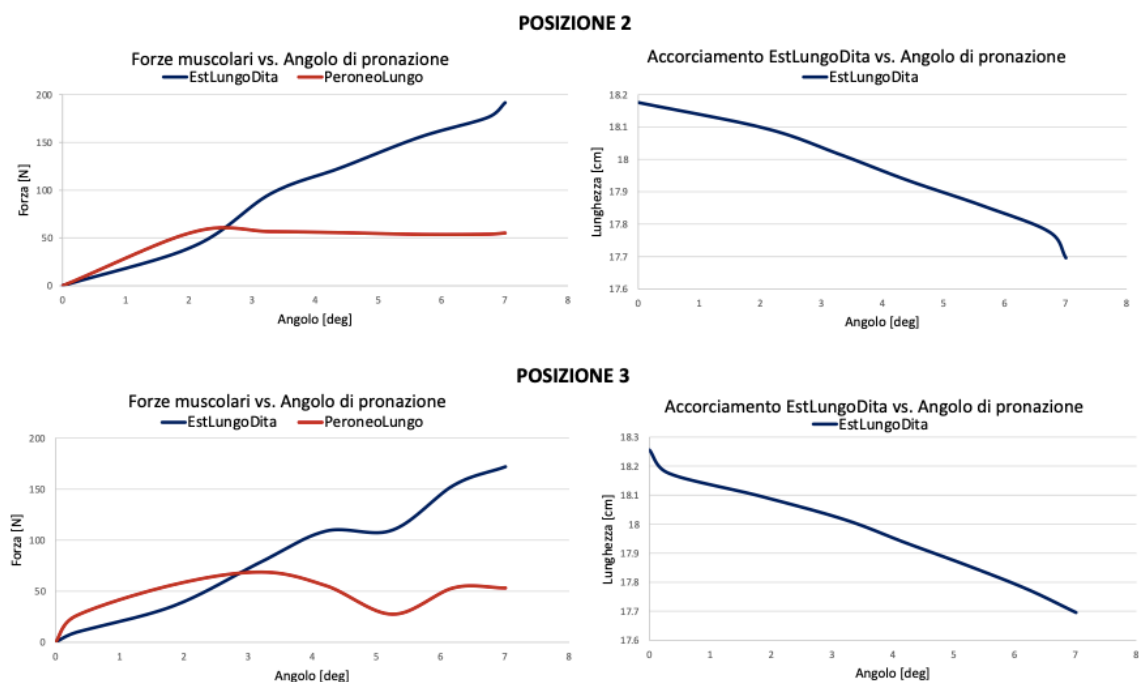


Figura 5.41 Andamenti delle forze muscolari e delle lunghezze dell'Estensore Lungo delle Dita, in funzione dell'angolo di pronazione, nei casi con protesi in posizione 2 (sopra) e posizione 3 (sotto).

I valori massimi di forza muscolare esercitati dai due muscoli sono quasi identici nelle tre situazioni: intorno ai 180 N di forza sviluppata dall'estensore lungo delle dita e 60 N di forza sviluppata dal peroneo lungo.

5.5.3 Analisi dei legamenti del modello prima e dopo l'inserimento della protesi

Di seguito, sono riportate le analisi delle *tensioni* e le *lunghezze legamentose*, prima e dopo l'inserimento della protesi, in funzione dell'*angolo di pronazione*.

5.5.3.1 Analisi delle tensioni dei legamenti dorsali

La tensione sviluppata dal *talo-navicolare-dorsale* e dal *calcaneo-cuboideo-dorsale* risulta essere nulla per l'intero range di movimento. L'andamento della tensione del legamento *cuboideo-navicolare-dorsale*, invece, in tutti i casi analizzati, parte da un valore di tensione iniziale di circa 60 N nel modello senza protesi e 70 N nei casi con la protesi e, si mantiene

costante nei primi istanti della simulazione per poi presentare un andamento crescente quasi lineare: i valori massimi raggiunti sono tutti al di sotto dei 100 N di forza (Figura 5.42).

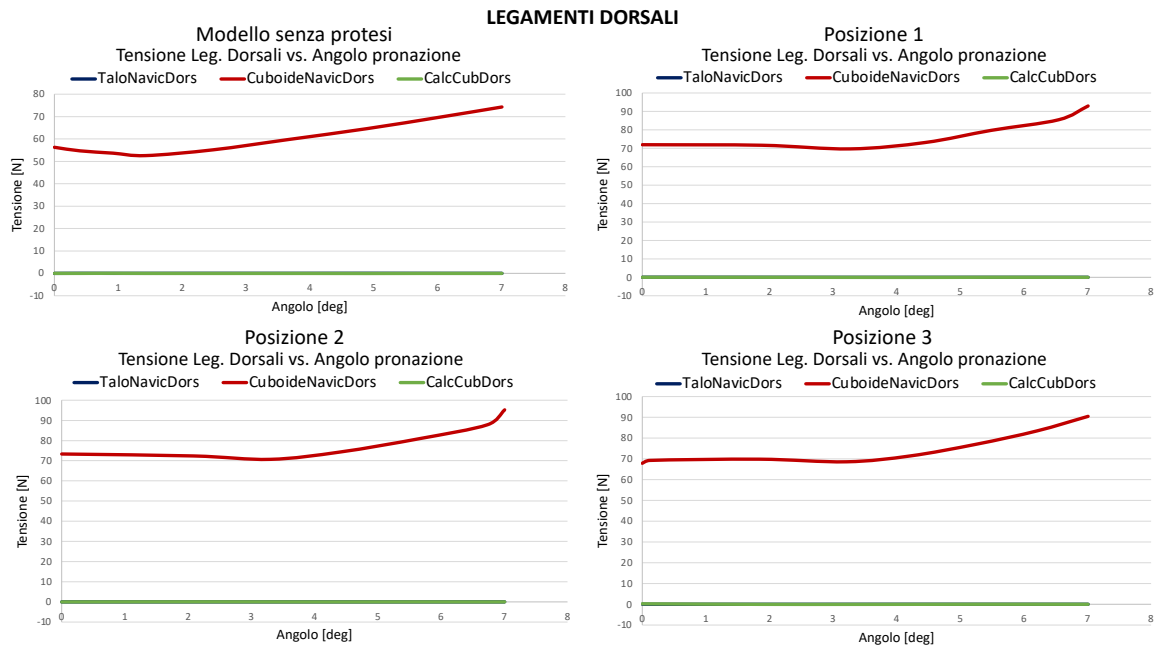


Figura 5.42 Andamenti delle tensioni dei legamenti dorsali in funzione dell'angolo di pronazione.

5.5.3.2 Analisi delle tensioni dei legamenti plantari

In figura 5.43 sono riportati gli andamenti delle tensioni sviluppate dalle aponeurosi durante il movimento di pronazione.

La tensione sviluppata dall'*aponeurosi 3* risulta nulla in tutti i casi analizzati, mentre l'*aponeurosi 1* risulta quella più tensionata alla fine dei movimenti di pronazione.

Nel modello senza protesi e nella posizione 3, l'andamento della tensione dell'*aponeurosi 1*, dopo aver raggiunto un massimo di tensione di 100 N per il caso senza protesi e di 80 N per la posizione 3, è decrescente: vengono raggiunti valori di tensione alla fine del movimento intorno ai 60-70 N.

Con la protesi in posizione 1 e in posizione 2, l'andamento è leggermente crescente nei primi istanti della simulazione, per poi diminuire negli ultimi. In queste configurazioni, l'*aponeurosi 1* presenta i valori di massima tensione a circa 3 gradi di pronazione raggiungendo 60 N nel caso della posizione 2, e a circa 2 gradi nel caso della posizione 1 raggiungendo una tensione massima di 70 N.

L'andamento della tensione sviluppata dall'*aponeurosi 2* è decrescente, a partire da circa 80 N, in tutti i casi analizzati per poi stabilizzarsi intorno ai 15 N.

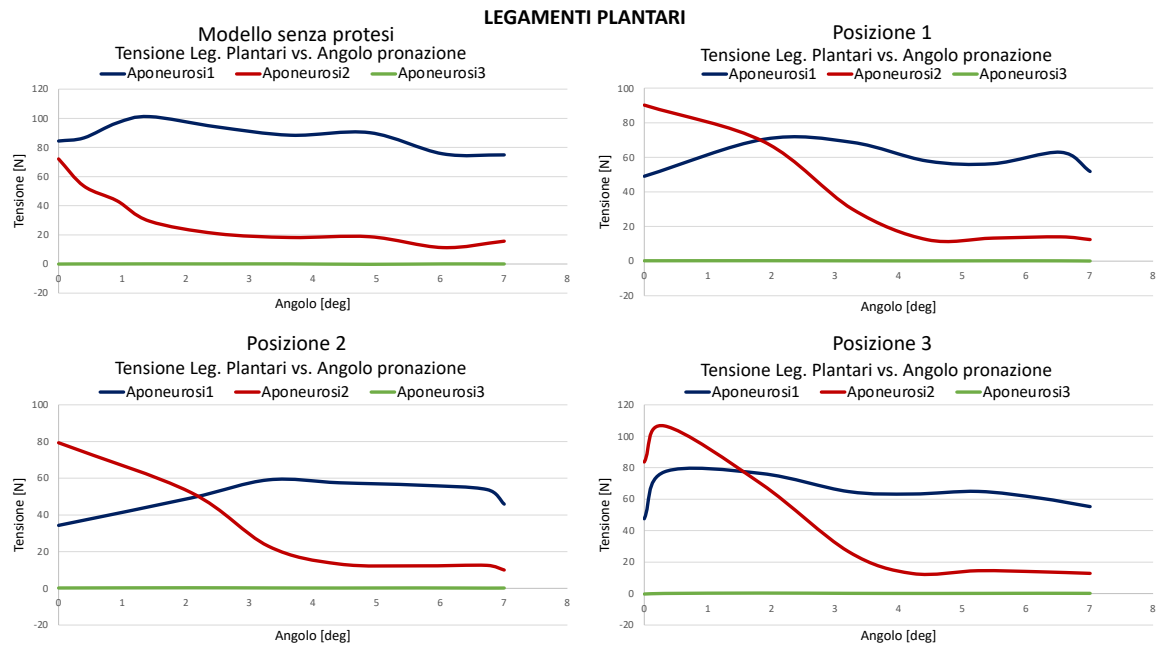


Figura 5.43 Andamenti delle tensioni dei legamenti plantari in funzione dell'angolo di pronazione.

5.5.3.3 Analisi delle tensioni dei legamenti mediali

L'andamento della tensione sviluppata dal legamento *tibio-navicolare-dorsale* è nullo nei tre casi con la protesi mentre, è leggermente crescente nel modello senza protesi, raggiungendo un valore finale di 20 N di forza.

Anche le tensioni sviluppate dal legamento *tibio-spring* e dal legamento *tibio-calcaneare* rimangono nulle per tutto il range di movimento in tutte le simulazioni.

Infine, il legamento *tibio-talare-posteriore* sviluppa una tensione nulla solo nel caso del modello senza protesi mentre l'andamento della sua tensione nei casi con la protesi è crescente e raggiunge quasi 200 N di forza (Figura 5.44).

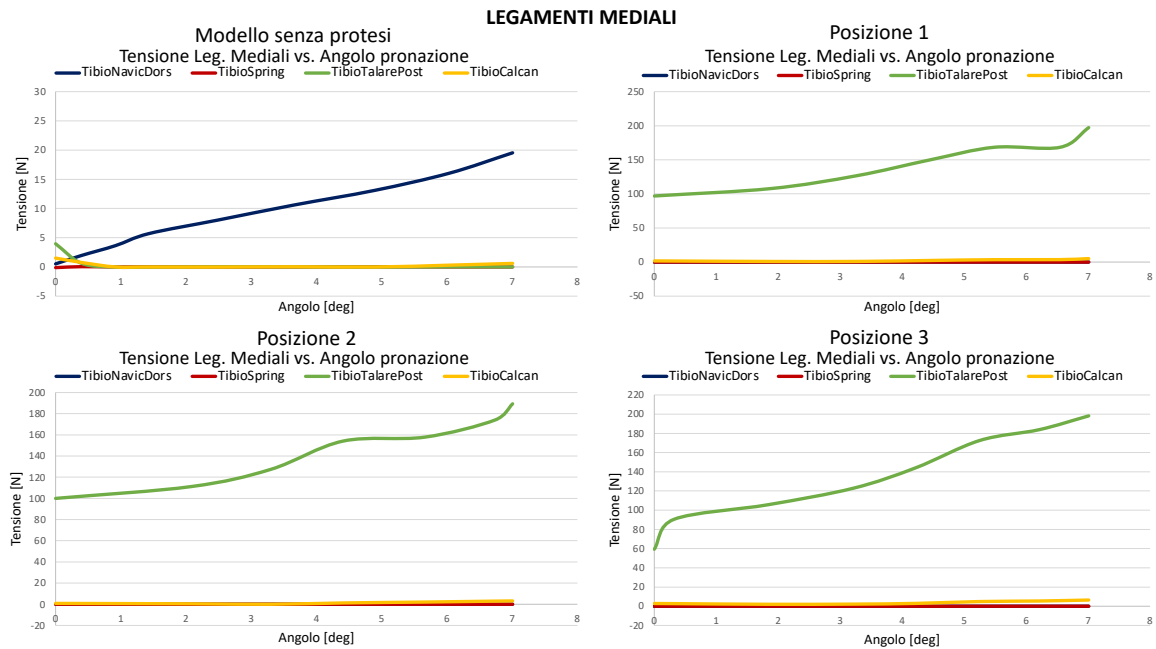


Figura 5.44 Andamenti delle tensioni dei legamenti mediali in funzione dell'angolo di pronazione.

5.5.3.4 Analisi delle tensioni dei legamenti laterali

Nel modello senza protesi le tensioni sviluppate dal legamento *peroneo-astragalico-anteriore* e dal *peroneo-calcaneare* sono nulle per l'intero range di movimento, mentre l'andamento della tensione del *peroneo-astragalico-posteriore* cresce leggermente fino a raggiungere, in corrispondenza di 6 gradi di pronazione, una tensione massima di 10 N.

Il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* risulta già tensionato all'inizio della simulazione e il suo valore di tensione si mantiene pressoché costante attorno ad un valore medio di 40 N per tutto il range di movimento riprodotto.

Nel caso del modello dopo l'inserimento della protesi, tutti i legamenti laterali sviluppano una tensione nulla ad eccezione del *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* che invece sviluppa una tensione crescente quasi linearmente. I valori massimi di tensione esercitati da questo legamento nei tre casi non superano i 250 N di forza (Figura 5.45).

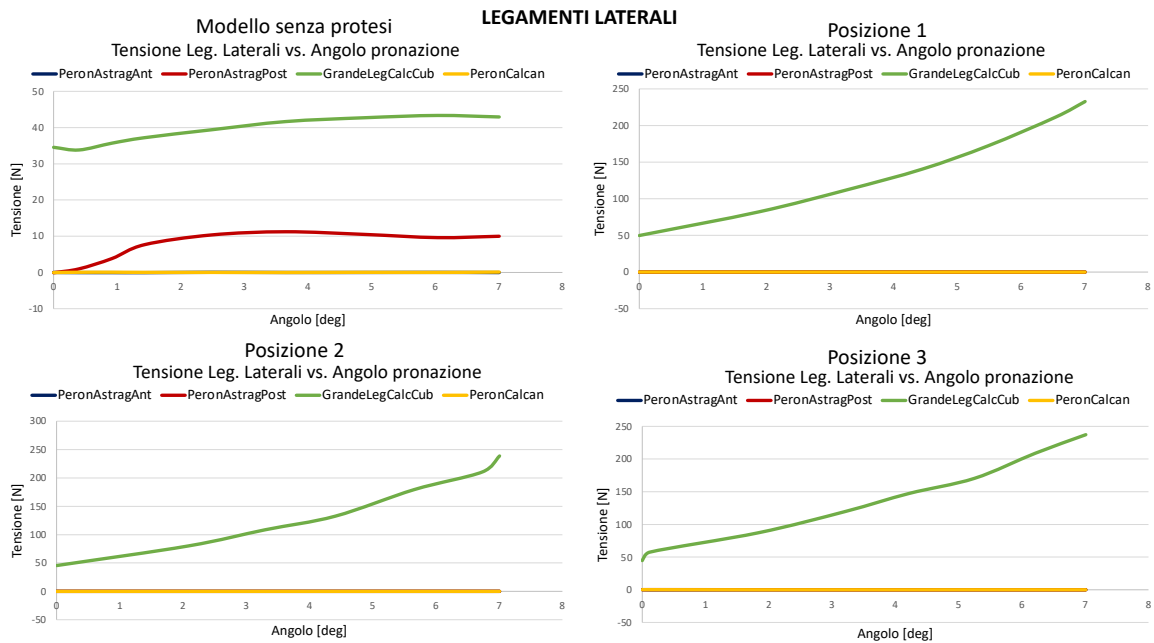


Figura 5.45 Andamenti delle tensioni dei legamenti laterali in funzione dell'angolo di pronazione.

5.5.3.5 Analisi delle lunghezze dei legamenti

Nella tabella 5.4 si riportano i valori iniziali delle lunghezze dei legamenti e la variazione di lunghezza in percentuale, dopo l'attivazione degli opportuni attuatori per ottenere il movimento di pronazione.

Si nota che il legamento mediale *tibio-talare-posteriore* risulta tra i legamenti più tensionati nel caso con la protesi mentre nel caso del modello senza protesi presenta una variazione di lunghezza negativa quindi non viene tensionato.

PRONAZIONE								
LEGAMENTI	Senza Protesi		Posizione 1		Posizione 2		Posizione 3	
	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]	L. Iniz. [cm]	ΔL [%]
TaloNavicDors	1.13	2.5	1.16	3.4	1.16	3.4	1.15	3.8
CuboidNavicDors	1.89	2.4	1.92	2.7	1.93	2.8	1.91	2.9
CalcCubDors	1.6	-7	1.59	-1.2	1.58	-1.1	1.6	-1.5
Aponeurosi 1	16.06	-0.1	16.03	0.1	16.02	0.1	16.03	0.1
Aponeurosi 2	15.86	-0.3	15.86	-0.3	15.85	-0.3	15.85	-0.3
Aponeurosi 3	14.21	1.6	14.32	3.4	14.31	3.5	14.27	3.6
PeronAstragAnt	1.73	-5.3	1.76	-0.5	1.76	-0.5	1.8	-3
PeronAstragPost	2.38	2.7	2.39	-2.2	2.39	-2.2	2.39	-11
GrandeLegCalc	5.05	0.4	5.08	4.1	5.07	4.3	5.07	4.4
PeronCalcan	2.92	4	2.92	-1.7	2.92	-1.7	2.9	-0.1
TibioNavicDors	3.21	6.2	3.12	2.3	3.11	2.7	3.16	0.9
TibioSpring	1.7	0.7	1.67	-1.5	1.67	-1.5	1.69	-2.3
TibioTalarePost	1.73	-2.9	1.84	4.6	1.84	4.1	1.81	6.5
TibioCalcan	2.79	-0.3	2.79	0.8	2.78	0.6	2.8	0.8

Tabella 5.4 Lunghezze iniziali e variazioni di lunghezza in percentuale dei legamenti del modello durante il movimento di pronazione.

5.6 Risultati delle analisi del modello con protesi in Posizione 4

Di seguito si riportano le analisi effettuate sul modello del piede con la protesi posizionata in *posizione 4* per evidenziare le conseguenze di un posizionamento anomalo della protesi.

5.6.1 Dorsiflessione

Per effettuare il movimento di *dorsiflessione* sono stati attivati sia il *tibiale anteriore* che l'*estensore lungo delle dita*, in controllo di velocità a -3 cm/s, come nelle precedenti simulazioni. Il tibiale anteriore, anche in questo caso, è il muscolo che sviluppa maggiore forza tra i due, accorciandosi di 1.5 cm (Figura 5.46).

Il valore di forza massima esercitata dal tibiale è di 380 N mentre quello esercitato dall'estensore è di 200 N.

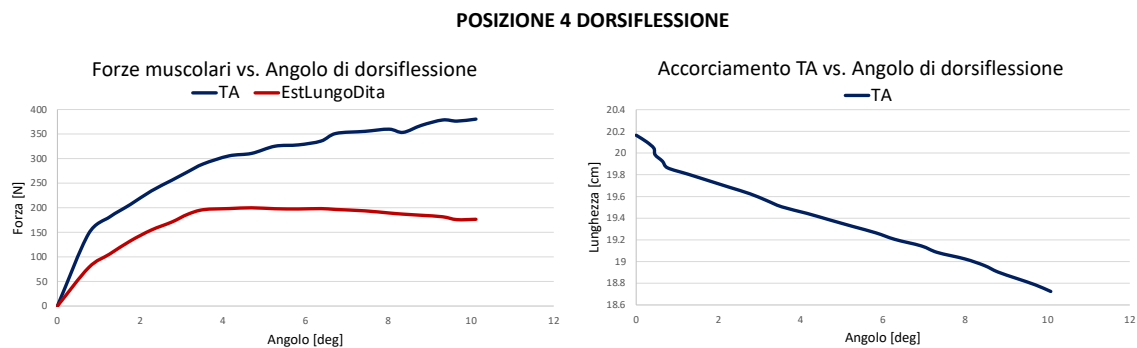


Figura 5.46 Andamento delle forze muscolari (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Tibiale Anteriore, in funzione dell'angolo di dorsiflessione.

Nell'immagine seguente sono riportati gli andamenti delle *tensioni sviluppate* a livello dei *legamenti* durante il movimento di dorsiflessione (Figura 5.47).

I legamenti meno tensionati durante la dorsiflessione, in accordo con la letteratura, sono appunto i legamenti dorsali, mentre, quelli maggiormente tensionati risultano alcuni dei legamenti mediali, laterali e plantari.

Nello specifico, l'*aponeurosi 1* sviluppa fino a 300 N di forza, il *tibio-talare-posteriore* quasi 500 N e il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* quasi 450 N.

Presentano un andamento di tensione nullo il legamento *talo-navicolare-dorsale*, l'*aponeurosi 3*, il *tibio-spring* ed il *peroneo-astragalico-posteriore*.

Il legamento *cuboideo-navicolare-dorsale* e l'*aponeurosi 2* partono da un valore di tensione rispettivamente di 55 N e 80 N per poi rilassarsi durante la dorsiflessione.

Il legamento *tibio-calcaneare*, il *peroneo-astragalico-posteriore* ed il *peroneo-calcaneare* sviluppano una tensione con andamento quasi lineare per raggiungere, alla fine della simulazione, 62 N, 210 N e 165 N rispettivamente.

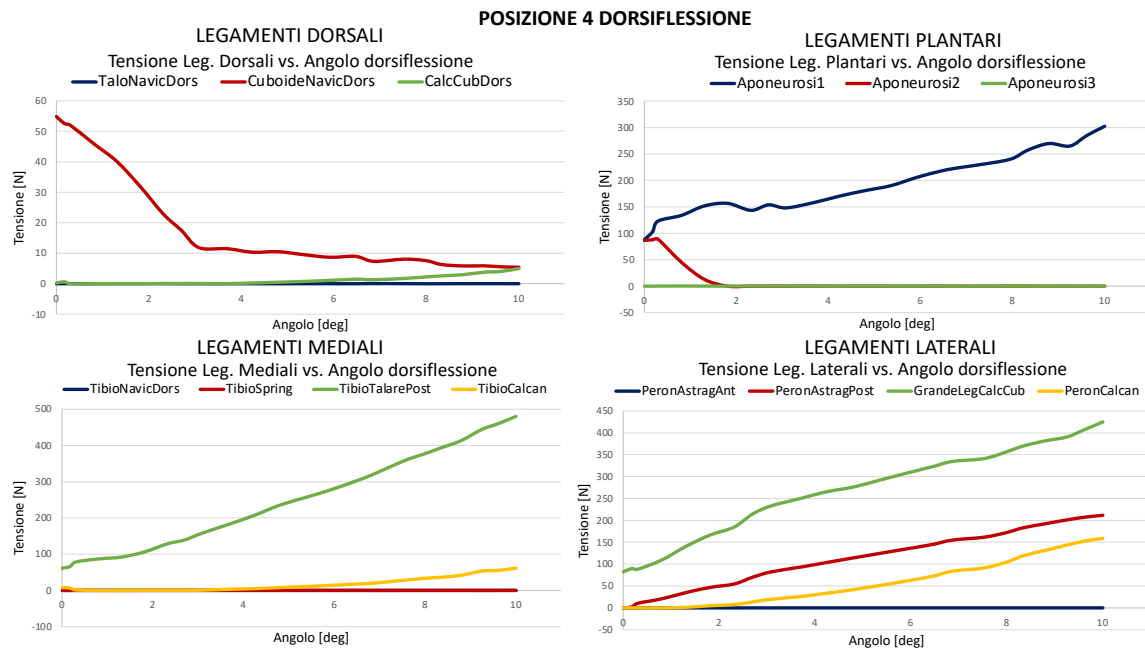


Figura 5.47 Andamenti delle tensioni dei legamenti in funzione dell'angolo di dorsiflessione.

Nella tabella 5.5 sono riportati i valori iniziali delle lunghezze dei legamenti e i valori della variazione di lunghezza durante il movimento di dorsiflessione, in percentuale.

Si nota che i legamenti che subiscono una variazione di lunghezza significativa sono il *calcaneo-cuboideo-dorsale*, il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* ed il *tibio-talare-posteriore*.

POSIZIONE 4 - DORSIFLESSIONE					
LEGAMENTI Dorsali e Laterali	L. iniziale [cm]	ΔL [%]	LEGAMENTI Plantari e Mediali	L. iniziale [cm]	ΔL [%]
TaloNavicDors	1.13	-5.7	Aponeurosi 1	16.04	1.5
CuboidNavicDors	1.89	-13.3	Aponeurosi 2	15.85	-1.6
CalcCubDors	1.66	10	Aponeurosi 3	14.30	4.9
PeronAstragAnt	1.69	-6.8	TibioNavicDors	3.04	-1.
PeronAstragPost	2.44	-0.3	TibioSpring	1.71	-4.2
GrandeLegCalc	5.12	8.6	TibioTalarePost	1.81	7.5
PeronCalcan	2.97	-0.8	TibioCalcan	2.78	7.9

Tabella 5.5 Lunghezze iniziali e variazioni di lunghezza in percentuale dei legamenti del modello con protesi in posizione 4 durante la dorsiflessione.

5.6.2 Plantarflexione

Per riprodurre un movimento di *plantarflexione* è stato attivato il *soleo* in velocità a -4 cm/s. In figura 5.48 sono riportati, a sinistra, l'andamento della *forza muscolare* e, a destra, l'*accorciamento muscolare* in funzione dell'*angolo di plantarflexione* imposto pari a 20 gradi.

L'andamento della forza muscolare del soleo è crescente: dopo un picco iniziale in cui raggiunge 1000 N di forza muscolare, per i successivi 10 gradi di plantarflexione si mantiene circa costante e, successivamente, la forza muscolare aumenta ulteriormente fino a raggiungere un massimo di forza di 3500 N alla fine del movimento imposto.

Si nota anche che, il soleo, in seguito alla contrazione, si accorcia di circa 2 cm per generare il movimento.

POSIZIONE 4 PLANTARFLESSIONE

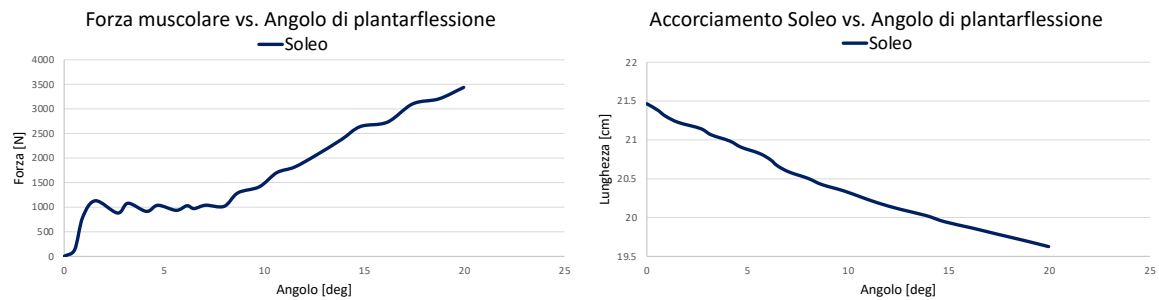


Figura 5.48 Andamento della forza muscolare (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Soleo, in funzione dell'angolo di plantarflessione.

In figura 5.49 sono rappresentati gli andamenti delle *tensioni sviluppate* da tutti i *legamenti* analizzati, dorsali, plantari, mediali e laterali in funzione dell'angolo di plantarflessione imposto.

Durante la flessione plantare, il *talo-navicolare-dorsale* risulta il legamento dorsale più sollecitato raggiungendo una tensione massima di 390 N in corrispondenza di circa 15 gradi di plantarflessione, poi mantenuta costante fino alla fine del movimento. Il massimo valore di tensione sviluppata dal *cuboideo-navicolare-dorsale* è invece inferiore e pari a 180 N.

L'*aponeurosi 1* e l'*aponeurosi 2* nei primi istanti della simulazione sviluppano la loro tensione massima, rispettivamente di 620 N e 340 N e, successivamente, l'andamento di queste tensioni decresce nel caso dell'*aponeurosi 1* fino ad un valore finale di 155 N, mentre, rimane circa costante ed intorno ad un valore medio di tensione di 300 N, nel caso dell'*aponeurosi 2*.

Analizzando i legamenti mediali si nota che, il *tibio-navicolare-dorsale* presenta un andamento della tensione crescente quasi linearmente fino ad un massimo valore di 65 N mentre il *tibio-talare-posteriore* sviluppa la sua massima tensione di 60 N, in corrispondenza di 3 gradi di movimento.

Infine, il legamento più tensionato tra i legamenti laterali, risulta essere il *peroneo-astragalico-anteriore*, che presenta un andamento della tensione crescente fino a raggiungere un massimo di tensione di 124 N alla fine del movimento.

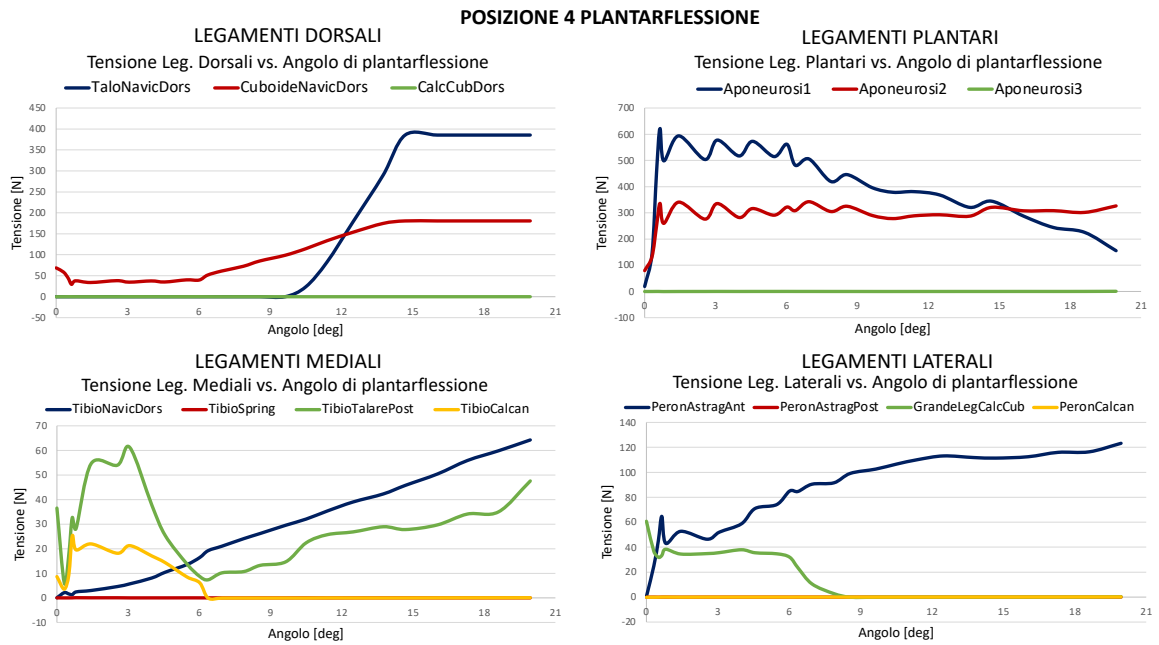


Figura 5.49 Andamenti delle tensioni dei legamenti in funzione dell'angolo di plantarflessione.

Nella tabella 5.6 si riportano i valori delle lunghezze iniziali e delle variazioni di lunghezza dei legamenti, durante il movimento di plantarflessione.

Si evidenzia che i legamenti che subiscono maggiormente una variazione di lunghezza sono il *talo-navicolare-dorsale*, il *cuboideo-navicolare-dorsale*, il *peroneo-astragalico-anteriore* ed il *tibio-navicolare-dorsale*.

POSIZIONE 4 - PLANTARFLESSIONE					
LEGAMENTI Dorsali e Laterali	L. iniziale [cm]	ΔL [%]	LEGAMENTI Plantari e Mediali	L. iniziale [cm]	ΔL [%]
TaloNavicDors	1.14	41.3	Aponeurosi 1	16.01	0.5
CuboidNavicDors	1.92	37.5	Aponeurosi 2	15.85	0.6
CalcCubDors	1.65	-56	Aponeurosi 3	14.25	1.1
PeronAstragAnt	1.8	21.5	TibioNavicDors	3.14	15.7
PeronAstragPost	2.38	-17.2	TibioSpring	1.69	5.8
GrandeLegCalc	5.10	-6.8	TibioTalarePost	1.78	0.6
PeronCalcan	2.89	4.9	TibioCalcan	2.83	-17.3

Tabella 5.6 Lunghezze iniziali e variazioni di lunghezza in percentuale dei legamenti del modello con protesi in posizione 4 durante la plantar flessione.

5.6.3 Supinazione

Per compiere il movimento di *supinazione*, nel modello è attivato solamente il *tibiale anteriore* in controllo di velocità a -4cm/s.

La *forza muscolare* esercitata dal tibiale ha un andamento inizialmente crescente lineare, con pendenza elevata, fino al raggiungimento di 180 N, per poi continuare a crescere con una pendenza minore, ma sempre linearmente fino a raggiungere 250 N di tensione (Figura 5.50). A destra della figura 5.50, si evidenzia l'*accorciamento* subito dal tibiale durante la contrazione muscolare di poco meno 1.5 cm.

POSIZIONE 4 SUPINAZIONE

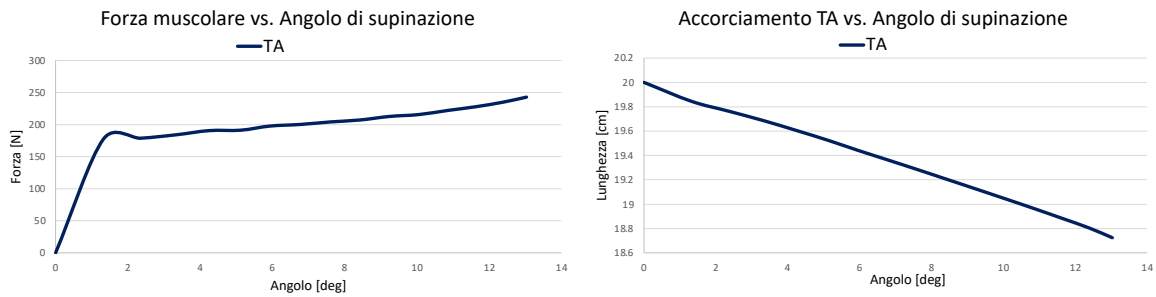


Figura 5.50 Andamento della forza muscolare (a sinistra) e della lunghezza (a destra) del Tibiale Anteriore, in funzione dell'angolo di supinazione.

I legamenti che risultano maggiormente tensionati durante il movimento di supinazione sono l'*aponeurosi 1*, il legamento *tibio-talare-posteriore*, e il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo*: l'andamento della tensione in funzione dell'angolo di movimento è crescente, in tutti questi casi, fino al raggiungimento di 230 N, 200 N e 290 N rispettivamente.

Il legamento *cuboideo-navicolare-dorsale* e l'*aponeurosi 2* si rilassano durante il movimento e quindi sviluppano un andamento di tensione decrescente fino ad annullarsi, a partire da 55 N di forza nel caso del cuboideo-navicolare-dorsale e di 100 N nel caso dell'*aponeurosi 2*.

Le tensioni sviluppate dai legamenti *calcaneo-cuboideo-dorsale*, *tibio-spring*, *tibio-calcaneare*, *peroneo-astragalico-posteriore* e *peroneo-calcaneare* hanno un andamento crescente ma i valori sviluppati sono comunque minori rispetto ai precedenti, al di sotto dei 100 N di forza.

Il legamento *talo-navicolare-dorsale*, l'*aponeurosi 3*, il *tibio-navicolare-dorsale* e il *peroneo-astragalico-anteriore* non sviluppano alcuna tensione durante questo movimento (Figura 5.51).

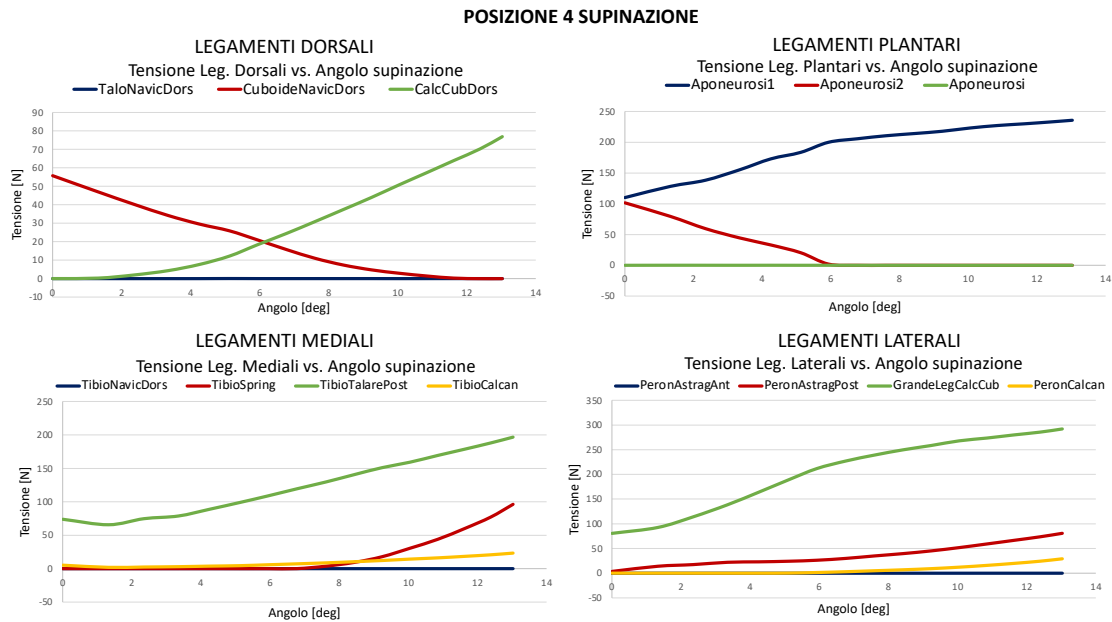


Figura 5.51 Andamenti delle tensioni dei legamenti in funzione dell'angolo di supinazione.

Nella tabella 5.7 si riportano i valori delle lunghezze iniziali e delle variazioni di lunghezza dei legamenti, durante il movimento di supinazione. Si evidenzia che i legamenti che subiscono maggiormente una variazione di lunghezza sono il *calcaneo-cuboideo-dorsale* ed il *tibio-spring*.

POSIZIONE 4 - SUPINAZIONE					
LEGAMENTI	L. iniziale [cm]	ΔL [%]	LEGAMENTI	L. iniziale [cm]	ΔL [%]
Dorsali e Lateralis			Plantari e Mediali		
TaloNavicDors	1.11	-2.4	Aponeurosi 1	16.07	0.3
CuboidNavicDors	1.88	-15.3	Aponeurosi 2	15.86	-1.9
CalcCubDors	1.67	19.2	Aponeurosi 3	14.3	-0.1
PeronAstragAnt	1.7	-33.2	TibioNavicDors	3.02	-11.2
PeronAstragPost	2.42	6.1	TibioSpring	1.69	18.5
GrandeLegCalc	5.12	4.2	TibioTalarePost	1.82	5.7
PeronCalcan	2.96	5.9	TibioCalcan	2.81	2.7

Tabella 5.7 Lunghezze iniziali e variazioni di lunghezza in percentuale dei legamenti del modello con protesi in posizione 4 durante la supinazione.

5.6.4 Pronazione

Per ricreare la pronazione sono stati attivati l'*estensore lungo delle dita* e il *peroneo lungo*, entrambi in controllo di velocità a -4 cm/s.

L'*estensore* produce una forza muscolare crescente e quasi lineare fino al raggiungimento di 190 N, alla fine del movimento di pronazione, mentre il *peroneo lungo* sviluppa una forza crescente inizialmente, che raggiunge velocemente 65 N, ma che progressivamente decresce fino a stabilizzarsi intorno ad un valore medio di tensione di 55 N, dopo 4 gradi di movimento.

L'*estensore* si accorcia di 0.5 cm durante l'intero range di pronazione (Figura 5.52).

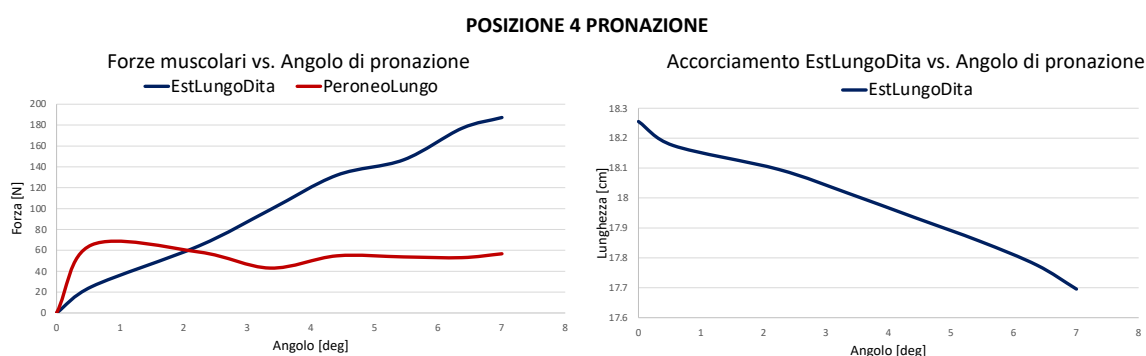


Figura 5.52 Andamento delle forze muscolari (a sinistra) e della lunghezza (a destra) dell'*Estensore Lungo delle Dita*, in funzione dell'angolo di pronazione.

I legamenti che sviluppano tensioni maggiori durante la pronazione sono il *cuboideo-navicolare-dorsale*, il *tibio-talare-posteriore* e il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo*. Questi legamenti partendo da una tensione di 50-60 N raggiungono, con un andamento crescente, rispettivamente 90 N, 200 N e 240 N di forza muscolare, esercitata alla fine del movimento.

Per quanto riguarda i *legamenti plantari*: l'*aponeurosi 1* parte da un valore di tensione di poco meno di 60 N, cresce inizialmente fino a raggiungere 80 N, e poi decresce e torna ad essere tensionata di una forza di 60 N.

L'andamento della tensione a livello dell'*aponeurosi 2* invece, è decrescente quasi per l'intero range di movimento: da 80 N di forza raggiunge, dopo i primi 3 gradi di movimento, il valore di 20 N e si stabilizza a questo valore per la restante parte di movimento.

Tutti gli altri legamenti non citati non sviluppano tensione durante il movimento di pronazione (Figura 5.53).

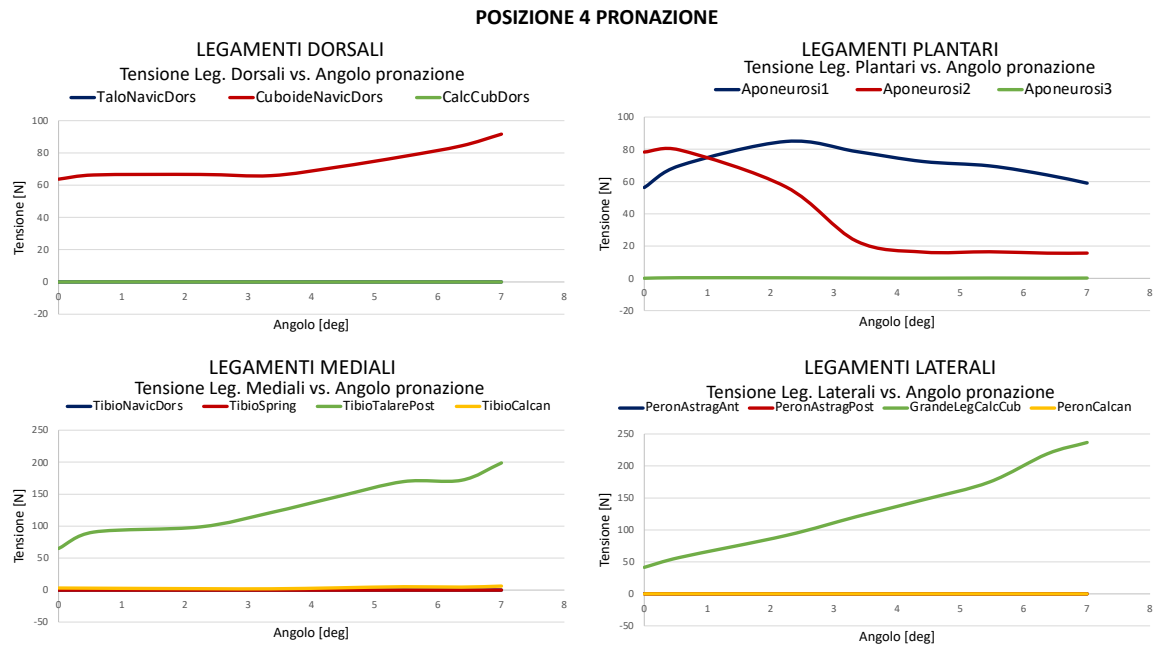


Figura 5.53 Andamenti delle tensioni dei legamenti in funzione dell'angolo di pronazione.

Nella tabella 5.8 si riportano i valori delle lunghezze iniziali e delle variazioni di lunghezza dei legamenti, durante il movimento di pronazione.

In questo caso, è possibile notare come i legamenti che subiscono una variazione di lunghezza significativa *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* ed il *tibio-talare-posteriore*.

POSIZIONE 4 - PRONAZIONE					
LEGAMENTI Dorsali e Laterali	L. iniziale [cm]	ΔL [%]	LEGAMENTI Plantari e Mediali	L. iniziale [cm]	ΔL [%]
TaloNavicDors	1.15	4.1	Aponeurosi 1	16.03	0.1
CuboidNavicDors	1.9	3.7	Aponeurosi 2	15.85	-0.3
CalcCubDors	1.6	-1.7	Aponeurosi 3	14.26	3.8
PeronAstragAnt	1.8	-2.5	TibioNavicDors	3.15	1.4
PeronAstragPost	2.37	-0.1	TibioSpring	1.68	-2.1
GrandeLegCalc	5.06	4.4	TibioTalarePost	1.81	6.3
PeronCalcan	2.88	-0.1	TibioCalcan	2.8	0.7

Tabella 5.8 Lunghezze iniziali e variazioni di lunghezza in percentuale dei legamenti del modello con protesi in posizione 4 durante la pronazione.

6 Discussione risultati e conclusioni

6.1 Discussione risultati della fase di validazione del modello

La fase di validazione del modello ha permesso di comprendere come questo risponda all'attivazione di specifici muscoli, rappresentati nel modello attraverso attuatori lineari.

È stato verificato che gli attuatori attivati nel modello riproducessero lo stesso movimento che il piede riproduce fisiologicamente in seguito alla contrazione muscolare del medesimo muscolo.

Le simulazioni di movimento sono state svolte sia con piede in appoggio che con piede in sospensione per analizzare l'influenza della forza peso nello svolgimento dei movimenti.

Il piede in sospensione, presenta già una flessione plantare di circa 15 gradi ed una supinazione di circa 8 gradi, rispetto al caso con piede in appoggio a 90 gradi con la tibia e, di conseguenza, i muscoli, attivandosi, produrranno un movimento diverso, data la diversa situazione di partenza. Nel caso in sollevamento, inoltre, entra in gioco solo la forza di gravità e quindi, i muscoli per compiere i movimenti devono contrastare soltanto i contributi delle singole forze peso di tutti i componenti del modello.

Nel caso del piede in appoggio, invece, oltre alla forza di gravità è presente anche il peso corporeo, che è ricreato nel modello attraverso l'azione di una forza di 400 N che agisce sulla tibia verticalmente, lungo l'asse Z.

In accordo con quanto analizzato precedentemente, si prevede un range di movimento maggiore nel caso in sospensione rispetto al caso in appoggio e forze muscolari, esercitate per compiere il movimento, maggiori nel caso sotto carico. In questa fase, il calcolo dei valori di forza sviluppati dagli attuatori, è stato necessario per verificare che questi siano maggiori nel caso del piede sotto carico rispetto al caso in sospensione, anche se bisogna considerare che tali valori dipendono dal grado di movimento raggiunto in ogni specifica simulazione.

L'attivazione del *tibiale anteriore* ha permesso di ottenere, sia in appoggio che in sospensione, movimenti di dorsiflessione abbinati a supinazione, in accordo con quanto ci si aspetta da un muscolo flessore dorsale.

Risulta interessante notare che, il tibiale anteriore, in particolare nella condizione con il piede in appoggio, funziona molto più come supinatore che come dorsiflessore in quanto, sulla pianta del piede agisce la forza peso: nella posizione in appoggio, il calcagno è appoggiato al terreno e il carico agisce più anteriormente rispetto al punto di contatto del tallone col terreno. Quando il piede, con la contrazione del tibiale anteriore, prova a compiere la dorsiflessione, il movimento risulta ostacolato dall'eccessivo carico ed il piede riesce a muoversi solo in supinazione. Il tibiale anteriore, dunque, si conferma un importante supinatore anche in base alla sua posizione nel piede: origina dalla fascia muscolare anteriore della gamba, scorre lungo il margine antero-laterale della tibia e l'inserzione tendinea raggiunge la parte mediale del piede, nello specifico il primo cuneiforme e il primo metatarso. Anche in sospensione, il tibiale anteriore sviluppa un ampio range di supinazione ma, in questo caso, la dorsiflessione prodotta sarà maggiore in quanto nella posizione di partenza, il piede si trova già in plantarflessione ed in parte supinato.

Attivando il *tibiale posteriore*, si ottiene un movimento di plantarflessione abbinato alla supinazione. Questo muscolo, infatti, essendo l'antagonista del tibiale anteriore, accorciandosi produce un ampio range di plantarflessione ma anche un grande contributo supinatorio. L'azione supinatoria è legata alla sua posizione: origina dalla superficie posteriore della tibia e ha inserzioni tendinee che si inseriscono sulla parte mediale del piede, in particolare sull'osso navicolare e sul primo secondo e terzo cuneiforme. La supinazione riprodotta con la sua attivazione è maggiore nel caso in sollevamento rispetto al caso in appoggio, infatti, sotto carico, il muscolo deve contrastare anche la forza peso.

Con l'attivazione del *soleo* e del *gastrocnemio*, in accordo con la letteratura, si ottiene un movimento di plantarflessione accompagnato da una leggera supinazione. Questi muscoli, infatti, sono dei flessori plantari che possiedono un tendine terminale comune che si fissa sulla faccia posteriore del calcagno e che contraendosi lo sollevano, producendo una flessione plantare. Il soleo e il gastrocnemio, inoltre, compongono il tricipite surale, uno dei muscoli più potenti del corpo infatti, attivandosi, producono dei valori di forza muscolare

molto alti, sia in appoggio che in sospensione ma sempre maggiori nel primo caso che nel secondo.

Infine, attivando l'*estensore delle dita*, il *peroneo lungo* ed il *peroneo breve*, sono stati ottenuti movimenti di dorsiflessione abbinati alla pronazione.

L'*estensore lungo delle dita*, infatti, origina dalla faccia anteriore della gamba, tra il tibiale anteriore ed il *peroneo lungo* e le sue inserzioni tendinee raggiungono la superficie dorsale del piede permettendo così al muscolo di svolgere il movimento di dorsiflessione e contribuire alla pronazione. In appoggio però, quando l'*estensore delle dita* si contrae, il suo contributo pronatorio risulta maggiore rispetto a quello dorsiflessore, ciò si verifica in quanto l'azione della forza peso impedisce al muscolo di portare il piede in dorsiflessione. Il piede, quindi, ruoterà inizialmente per poi portarsi in pronazione.

I muscoli peronei, lungo e breve, si trovano nella parte antero-laterale della gamba e, nello specifico il tendine del *peroneo lungo* decorre lungo la pianta del piede fino al primo metatarso e primo cuneiforme mentre quelle del *peroneo breve* si inserisce nel quinto metatarso. Tale disposizione, consente loro di effettuare, in appoggio, un ampio movimento di pronazione e di contribuire, in maniera minore, alla flessione dorsale. In sollevamento invece, la contrazione dei peronei produce un movimento di flessione dorsale e di pronazione molto simile tra loro.

Tutti i movimenti ottenuti sono risultati concordi con quanto trovato in letteratura e, si è potuto constatare che l'attivazione di un singolo muscolo non produce mai un movimento perfettamente puro, attorno ad un solo piano, quindi i movimenti di dorsiflessione e plantarflessione sono sempre combinati a movimenti di supinazione e pronazione e viceversa.

Da tutte le simulazioni effettuate nella fase di validazione del modello, inoltre, si è notato che, in accordo con quanto ci si aspettava, i valori di forza muscolare nel caso in appoggio sono più bassi del caso in sospensione e gli angoli sviluppati in sospensione sono maggiori del caso sotto carico.

6.2 Discussione dei risultati del movimento di dorsiflessione

I dati ottenuti dalla fase di validazione del modello hanno permesso di scegliere accuratamente quali attuatori attivare per riprodurre un adeguato movimento di

dorsiflessione. Il *tibiale anteriore* è stato attivato in combinazione con l'*estensore lungo delle dita*, entrambi in controllo di velocità senza dare problemi di iperstaticità, in quanto i due muscoli agiscono su due parti diverse del piede, come analizzato nel capitolo 3. Il contributo supinatorio del tibiale anteriore è compensato dal contributo pronatorio dell'*estensore lungo delle dita* e, insieme, i due muscoli permettono di ottenere un movimento di dorsiflessione abbastanza puro. Attivando questi due attuatori si è ottenuto un movimento di dorsiflessione corretto anche dopo l'inserimento della protesi: la componente meniscale, durante il movimento sopra descritto, si sposta sempre in direzione anteriore, in accordo con quanto descritto nello studio di Leardini et al. [3].

Analizzando le *forze muscolari* si nota che, il contributo di forza muscolare sviluppata dal tibiale anteriore è sempre maggiore rispetto a quello dell'*estensore lungo delle dita*, sia prima che dopo l'inserimento della protesi ma, in base alla configurazione considerata, cambiano gli andamenti delle curve di forza. Nel caso del modello senza protesi si verifica un picco iniziale nelle curve di forza di entrambi i muscoli che, in seguito, si mantiene pressoché costante, con valori di forza dell'*estensore* pari alla metà di quelli del tibiale. Nei casi con la protesi invece, la differenza tra le forze prodotte dai due muscoli diminuisce, in quanto l'*estensore lungo delle dita* esercita più forza per compiere il movimento di dorsiflessione mentre la massima forza sviluppata dal tibiale rimane all'incirca la stessa del caso senza protesi: questo si verifica principalmente nei casi con protesi in posizione 1 e posizione 3.

È interessante notare in figura 5.17, come le cose cambino se la protesi è posizionata posteriormente sull'asse antero-posteriore, rispetto all'asse longitudinale della tibia, ovvero in posizione 2: la forza prodotta dal tibiale ha lo stesso andamento del caso del modello senza protesi per i primi 4 gradi di dorsiflessione ma, successivamente, inizia ad aumentare fino a raggiungere valori molto elevati, di circa 800 N.

È fondamentale analizzare le forze muscolari in funzione dell'angolo di dorsiflessione per confrontare i dati ottenuti per le diverse posizioni della protesi nel modello.

A livello dei legamenti, analizzando la tensione sviluppata durante i 10 gradi di dorsiflessione imposti, si è concluso che, i *legamenti dorsali* in questo movimento sono quelli meno sollecitati e tendono a rilassarsi in quanto, il dorso del piede sul quale si trovano, non si tensiona durante la dorsiflessione.

Tra i *legamenti plantari*, l'aponeurosi 1 risulta l'unica tensionata in tutte le configurazioni e, sviluppa gli stessi valori di tensione, sia nel modello senza protesi che in quello con la protesi, tranne in posizione 2 in cui la tensione si mantiene costante per i primi 4 gradi di movimento per poi aumentare fino a raggiungere i 650 N alla fine del movimento.

Durante il movimento di dorsiflessione i legamenti che risultano maggiormente tensionati sono alcuni dei *legamenti mediali e laterali*. Tra i mediali, il *tibio-talare-posteriore* è quello maggiormente sollecitato: la tensione sviluppata durante la dorsiflessione ha un andamento crescente in tutti i casi analizzati e i valori massimi raggiunti sono, maggiori nel caso con protesi in posizione 1 e posizione 3, mentre, in posizione 2 i valori di tensione sviluppata si mantengono molto simili al caso senza protesi. Il legamento *tibio-calcaneare* non sviluppa tensione per i primi 6 gradi di movimento oltre i quali invece, si nota un andamento crescente della tensione evidente in particolar modo nella configurazione con protesi in posizione 2.

Nel modello senza protesi, ad eccezione del *peroneo-astragalico-anteriore* che non si tensiona durante il movimento, tutti gli altri *legamenti laterali* raggiungono all'incirca lo stesso valore finale di tensione.

In particolare, per i legamenti laterali, l'andamento delle tensioni in funzione dell'angolo di dorsiflessione varia considerevolmente in assenza o presenza di protesi. In tutti i casi analizzati, il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* è il legamento più sollecitato ma, i valori di tensione raggiunti nei casi dopo l'inserimento della protesi, risultano molto superiori rispetto al caso del modello senza protesi, passando dai 100 N in quest'ultimo caso ai 400-500 N con la protesi. L'inserimento della protesi influenza anche il legamento *peroneo-calcaneare* che, con la protesi in posizione 3, risulta più tensionato rispetto al caso del modello senza protesi e, invece, non sviluppa alcuna tensione nel caso con protesi in posizione 1 e in posizione 2.

Dall'analisi del movimento di dorsiflessione, si può concludere che la configurazione "Posizione 2", con la protesi spostata posteriormente ed inclinata anteriormente rispetto all'asse longitudinale della tibia, produce un'eccessiva sollecitazione dell'aponeurosi mediale e induce il tibiale anteriore a sviluppare una forza muscolare ampiamente superiore, rispetto al range riscontrato in tutti gli altri casi. Tale posizione, inoltre, influenza il comportamento dei legamenti mediali permettendo al *peroneo-astragalico-posteriore* ed al

peroneo-calcaneare di sviluppare una tensione nulla durante tutto il movimento ma, al contempo, tensionando eccessivamente il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo*.

Dopo aver esaminato l'andamento delle forze muscolari e delle tensioni sviluppate a livello dei legamenti con l'inserimento della protesi nelle tre configurazioni sopra citate (Posizione 1-2-3), si è voluto analizzare le conseguenze di un posizionamento protesico anomalo, ottenuto con la configurazione "Posizione 4", posizionando la protesi oltre il range massimo riportato da Leardini et al. [2]. La posizione 4 è stata ottenuta, infatti, spostando le componenti protesiche anteriormente rispetto all'asse longitudinale della tibia di 4.5 mm ed inclinandole di 3 gradi rispetto allo stesso.

In questo ultimo caso analizzato, le forze muscolari sviluppate dal tibiale anteriore e dall'estensore lungo delle dita si comportano in modo simile a quanto accade negli altri posizionamenti, ovvero risultano superiori rispetto a quelle sviluppate nel caso senza protesi: andamento crescente della forza con massimi valori di tensione di 380 N per il tibiale e 200 N per l'estensore. Analizzando invece, i grafici delle tensioni sviluppate dai legamenti, sono stati riscontrati andamenti simili alla posizione 3, infatti, in entrambe le posizioni la protesi è stata spostata anteriormente ed inclinata di 3 gradi posteriormente rispetto all'asse longitudinale della tibia. Nel movimento di flessione dorsale, dunque, i risultati ottenuti con la configurazione "Posizione 4" non sono risultati eccessivamente diversi da quelli ottenuti con le altre configurazioni.

Confrontando, infine, le forze sviluppate dai legamenti in tutte le configurazioni, con i valori di carico a rottura riportati in letteratura [28], si è potuto constatare che i dati ottenuti sono tutti al di sotto di tali valori, ad eccezione del legamento *tibio-talare-posteriore* in "Posizione 4", la cui tensione supera il valore di carico a rottura (467 N) riportato da Siegler et al [27].

Bisogna però tenere in considerazione che i valori riportati nel lavoro di Funk and Corazza [28] [29] sono riferiti ai valori di carico a rottura ottenuti da prove di trazione monoassiale di legamenti di cadavere e che, invece, in questo studio i valori di tensione massima sviluppata, sono riferiti a delle molle che riproducono i legamenti nel modello.

Dai risultati ottenuti dall'analisi della dorsiflessione si nota che, la presenza della protesi in alcune configurazioni, modifica le tensioni sviluppate dai legamenti durante gli angoli di

movimento. La variazione delle sollecitazioni dei legamenti dipende dalla posizione dei legamenti rispetto al centro della protesi. Concludendo, se si considerasse solo il movimento di dorsiflessione, con la protesi allineata con l'asse longitudinale della tibia (Posizione 1), si otterrebbe un tensionamento dei legamenti migliore rispetto alle altre configurazioni.

6.3 Discussione dei risultati del movimento di plantarflessione

Per riprodurre una flessione plantare di 20 gradi, si è scelto di attivare soltanto il *soleo* in controllo di velocità che, dall'analisi condotta nella fase di validazione del modello, è risultato uno dei principali muscoli flessori plantari.

L'attivazione del soleo ha permesso di riprodurre una corretta plantarflessione sia prima che dopo aver inserito la protesi nel modello. Infatti, in tutte le differenti configurazioni analizzate, per effettuare il movimento di plantarflessione, la componente meniscale rimane in sede durante il movimento e si sposta sempre in direzione posteriore, in accordo con quanto descritto nello studio di Leardini et al. [2].

Confrontando l'andamento della forza muscolare sviluppata dal soleo in funzione dell'angolo di plantarflessione si nota, in tutte le configurazioni, una pendenza iniziale molto elevata. Il soleo infatti, contraendosi, sviluppa quasi istantaneamente valori di forza molto elevati e, la massima forza muscolare risulta maggiore nelle simulazioni con la protesi: il valore più alto è ottenuto nel modello con la protesi in posizione 2.

Dall'analisi delle tensioni dei legamenti durante il movimento di plantarflessione, si nota che i legamenti più tensionati risultano essere i *legamenti plantari* e che, in particolare l'*aponeurosi 1* e l'*aponeurosi 2*, presentano valori di tensione molto elevati anche nel caso del modello senza protesi.

Con l'inserimento della protesi si nota una variazione nelle tensioni dei legamenti plantari. L'aponeurosi centrale, molto tensionata nel modello senza protesi, risulta meno tensionata una volta inserita la protesi. L'aponeurosi mediale, invece, sia posizionando la protesi in posizione 1, ovvero in asse con l'asse longitudinale della tibia, che in posizione 3, sviluppa

valori di tensione maggiori. Infine, l'andamento dell'aponeurosi laterale rimane invariato: non risulta tensionata nemmeno dopo l'inserimento della protesi.

Dei *legamenti dorsali e laterali*, il *cuboide-navicolare-dorsale* ed il *peroneo-astragalico-anteriore* risultano avere un andamento delle tensioni legamentose pressoché simile in tutti i casi. Nello specifico, il legamento *peroneo-astragalico-anteriore* presenta però valori di tensione massima inferiori dopo l'inserimento della protesi: nelle tre diverse posizioni, il massimo valore di tensione sviluppata e di variazione di lunghezza subita sono simili tra loro e al di sotto rispettivamente di 200 N e 32%.

Questo permette di concludere che l'inclinazione della protesi non ha una particolare incidenza negativa nel tensionamento dei legamenti dorsali e laterali durante il movimento di plantarflessione.

Infine, confrontando i *legamenti mediali*, si nota che, la tensione del *tibio-talare-posteriore* presenta un andamento differente dopo l'inserimento della protesi. L'andamento decrescente, riscontrato nel caso del modello senza protesi, si ritrova solo nel caso della protesi in posizione 3, anche se varia sia il valore di tensione iniziale del legamento, sia la pendenza della curva.

Nel modello senza protesi, infatti, la tensione del tibio-talare-posteriore decresce fino a raggiungere valori vicino allo zero quasi alla fine del movimento. Posizionando la protesi anteriormente ed inclinandola posteriormente, invece, il legamento sviluppa una tensione nulla già in corrispondenza di pochi gradi di movimento.

In posizione 1 e 2 si nota maggiormente l'influenza dell'inserimento della protesi sulla tensione del legamento: l'andamento della tensione del *tibio-talare-posteriore* diventa crescente. In entrambi i casi si ha un tensionamento, alla fine del movimento, di 80 N in posizione 1 e circa 120 N in posizione 2.

Nel caso del *tibio-spring*, l'andamento della tensione in funzione dell'angolo rimane crescente, anche dopo l'inserimento della protesi. Senza protesi però, il legamento inizia a tensionarsi solo dopo 10 gradi di movimento, mentre, nei casi con la protesi, risulta tensionato fin dall'inizio. e raggiunge valori di tensione più alti: 250 N in posizione 1 e 200 N in posizione 2.

Anche il *tibio-navicolare-dorsale* si comporta in modo diverso nei casi analizzati con la protesi: è tensionato sin dai primi gradi di movimento riprodotti e sviluppa valori di tensione maggiori. In posizione 1 e 2 il legamento mantiene la tensione sviluppata nei primi gradi di movimento quasi costante per tutto il range riprodotto, mentre, in posizione 3, il valore massimo di tensione viene raggiunto con una pendenza minore ed in corrispondenza di circa 9 gradi.

L'inserimento della protesi influenza il comportamento dei legamenti mediali, tensionandoli maggiormente soprattutto nel caso del tibio-spring e, tra tutti, la configurazione posizione 3, presenta l'andamento delle tensioni più simile al caso senza protesi.

Analizzando infine, i risultati ottenuti riproducendo la flessione plantare nella configurazione posizione 4, si è osservato un importante incremento del valore di forza del soleo, che raggiunge un massimo di 3500 N alla fine dei 20 gradi di movimento imposti.

La posizione 4 influenza in modo significativo l'andamento delle tensioni dei *legamenti dorsali*. In particolare, il *cuboide-navicolare-dorsale* sviluppa una tensione pari al doppio di quella riscontrata negli altri posizionamenti protesici mentre, il *talo-navicolare-dorsale*, generalmente non sollecitato, in questo caso risulta il legamento dorsale più tensionato, con un andamento crescente della tensione fino ai 400 N.

Un'altra notevole differenza, riguarda il *tibio-spring*, che negli altri posizionamenti è risultato il legamento mediale più sollecitato ma, in questo caso, sviluppa una tensione nulla per l'intero range di movimento.

Infine, per ogni configurazione, sono stati confrontati i valori delle tensioni sviluppate dai legamenti con i valori trovati in letteratura da Funk et al. [28], da Corazza et al. [29] e da Siegler et al. [27] ed è emerso che, i risultati ottenuti sono inferiori rispetto ai valori di carico a rottura trovati in letteratura. I riferimenti bibliografici precedentemente elencati però, analizzano il carico a rottura solo di alcuni legamenti dell'articolazione tibio-astragalica, nello specifico i laterali e mediali.

Si può concludere che, inserendo la protesi, si induce una sollecitazione maggiore nei legamenti mediali e minore in quelli laterali. L'inclinazione e lo spostamento in direzione antero-posteriore non sembrano influenzare in maniera significativa l'andamento delle

tensioni legamentose ma, tra i tre diversi posizionamenti, quello con protesi in posizione 3, ovvero spostata anteriormente ed inclinata posteriormente rispetto all'asse longitudinale della tibia, risulta la migliore soluzione considerando solo il movimento di plantar flessione.

6.4 Discussione dei risultati del movimento di supinazione

In base alle analisi condotte durante la fase di validazione del modello, dalle quali si è evidenziato che il *tibiale anteriore* risulta essere un muscolo principalmente supinatore, per effettuare il movimento di supinazione, è stato attivato, in controllo di velocità, solo il tibiale anteriore.

Analizzando la forza muscolare sviluppata dal tibiale, per effettuare i 13 gradi di supinazione imposti, si nota una prima fase, in cui la forza cresce in modo lineare, fino a raggiungere un valore di 190 N, successivamente, si evidenzia un andamento leggermente decrescente seguito infine da un ulteriore aumento della forza fino a raggiungere un valore finale di 200 N. Con l'attivazione del tibiale anteriore, è stato possibile riprodurre un movimento di supinazione corretto anche dopo l'inserimento della protesi. In tutte le configurazioni ottenute, il cuscinetto meniscale rimane sempre in sede durante tutto il range di movimento imposto. Le simulazioni con la protesi in particolare in posizione 1 e 3, presentano un andamento della forza muscolare del tibiale anteriore simile al caso senza protesi, con stessi valori di massima forza muscolare raggiunta.

Posizionando la protesi anteriormente rispetto all'asse della tibia ed inclinandola posteriormente di 3 gradi, la forza muscolare presenta invece un andamento insolito: dopo aver raggiunto 7 gradi di movimento con andamento simile ai precedenti casi analizzati, aumenta con pendenza elevata fino a sviluppare una forza massima di 650 N.

Analizzando la tensione sviluppata a livello dei legamenti si nota che i *legamenti dorsali*, durante il movimento di supinazione risultano essere i legamenti meno sollecitati: il *cuboide-navicolare-dorsale* si rilassa, fino a sviluppare una tensione nulla in corrispondenza di circa 11 gradi di movimento, mentre, il *calcaneo-cuboideo-dorsale* inizialmente a tensione nulla, dopo pochi gradi di movimento inizia a sviluppare tensione. Le aponeurosi presentano in tutti i casi analizzati stesso andamento: crescente per l'*aponeurosi 1* e decrescente per

l'aponeurosi 2. L'andamento delle tensioni delle aponeurosi appare significativamente diverso solo in posizione 2, in cui l'aponeurosi 1 sviluppa un valore di tensione massima di 600 N, rispetto ai 150-180 N raggiunti nelle altre configurazioni.

I *legamenti mediali* invece, risultano in generale poco tensionati durante la supinazione. L'andamento della tensione sviluppata dal *tibio-talare-posteriore* nel modello senza protesi risulta essere crescente: da un valore di tensione nulla cresce in modo quasi lineare fino a raggiungere un valore di tensione massima di 160 N. L'inserimento della protesi, in tutte e tre le diverse configurazioni, influenza la tensione iniziale del *tibio-talare-posteriore* che, quindi, presenta un valore di tensione iniziale non più nullo, ma pari a 80-90 N. Inoltre, l'andamento crescente della tensione legamentosa, presente nel modello senza protesi, è riscontrato anche nel caso del modello con la protesi in posizione 3 mentre, in posizione 1 e 2, il *tibio-talare-posteriore* si comporta diversamente: nel primo caso la tensione decresce inizialmente per poi aumentare con bassa pendenza, nel secondo caso invece, il legamento si rilassa come si evidenzia dall'andamento decrescente della sua tensione. Il *tibio-spring*, in generale non sviluppa tensione ma solo piccole oscillazioni di tensione in corrispondenza della fine del movimento. In posizione 3 però, si comporta diversamente e, a 9 gradi di supinazione, inizia a sviluppare tensione che cresce fino a raggiungere 60 N alla fine del movimento.

Infine, i *legamenti laterali*, si comportano allo stesso modo in tutti i casi analizzati. Nello specifico l'andamento della tensione del *peroneo-astragalico-anteriore* e del *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* è crescente ma, in quest'ultimo, la pendenza della curva di tensione e i valori massimi raggiunti sono superiori. La principale differenza riscontrata analizzando questo gruppo di legamenti, riguarda il *peroneo-calcaneare*, tensionato nel modello senza protesi e, invece, non sollecitato dopo l'inserimento della protesi.

Il movimento di supinazione nella configurazione posizione 4 ha influenzato principalmente il comportamento dei legamenti mediali e laterali. Nello specifico il *tibio-spring* in genere non sollecitato, con questo posizionamento sviluppa valori di tensione, a partire da 9 gradi di movimento, fino ad un massimo di 200 N. Anche il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo*, il *peroneo-astragalico-posteriore* e *l'aponeurosi mediale*, sono influenzati da questa posizione e sono maggiormente sollecitati.

Anche in questo caso, dal confronto effettuato con i dati in letteratura [28], [29], [27] i risultati relativi alle tensioni legamentose sono inferiori ai valori di carico a rottura degli articoli analizzati.

In conclusione, i legamenti maggiormente tensionati durante il movimento di supinazione risultano essere l'*aponeurosi 1*, il *tibio-talare-posteriore* ed il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo*.

Variando la posizione in cui è stata inserita la protesi, cambiando l'inclinazione e lo spostamento in direzione antero-posteriore, è stata riscontrata una variazione nelle tensioni sviluppate dai *legamenti plantari e mediali*, in particolare inserendo la protesi in posizione 2. Questo posizionamento ha prodotto un eccessivo tensionamento dell'*aponeurosi 1* ma, viceversa, ha permesso al *peroneo-calcaneare* di sviluppare una tensione nulla durante tutto il range di movimento. Considerando solo il movimento di supinazione, la posizione 3 induce delle sollecitazioni dei legamenti simili al caso senza protesi.

6.5 Discussione dei risultati del movimento di pronazione

Il movimento di pronazione è stato ottenuto attivando in controllo di velocità il *peroneo lungo* e l'*estensore lungo delle dita*. Anche in questo caso, gli attuatori attivati, agiscono, per costruzione, su parti diverse del modello del piede e quindi è possibile impostare il loro accorciamento nel tempo senza che il software entri in conflitto e dia come output errori legati all'iperstaticità del sistema.

Il movimento di pronazione riprodotto consta di una prima fase in cui il piede tenta di dorsiflettersi ma, ostacolato dalla forza peso, genera una rotazione verso l'esterno seguita, solo successivamente, da una rotazione del piede attorno al proprio asse longitudinale, che genera l'azione pronatoria vera e propria. Nella prima parte del movimento le forze muscolari crescono per cercare di contrastare la forza peso che agisce sulla pianta del piede, e che non permette la dorsiflessione e, una volta che la somma della forza dei due muscoli riesce a contrastare la forza peso, il movimento di pronazione riesce a compiersi.

Analizzando le configurazioni con il piede in appoggio, sono stati riprodotti solo 7 gradi di pronazione, infatti, il completo range di pronazione si riesce ad ottenere solo con il piede in sollevamento. È stato scelto un range di movimento pari a 7 gradi di in quanto, in letteratura, il movimento di pronazione con piede in appoggio è definito come la metà del movimento di supinazione, in questo lavoro imposto pari a 12 gradi, come espresso nel paragrafo precedente.

Durante l'intero movimento, nel modello senza protesi e in quello con la protesi in posizione 1, la forza muscolare sviluppata dall'estensore lungo delle dita si mantiene superiore rispetto a quella esercitata dal peroneo. I valori di forza però sono diversi nei due casi: con la protesi, le forze prodotte da entrambi i muscoli sono circa il doppio rispetto al caso senza protesi.

Nel caso con la protesi in posizione 2 e in posizione 3, si può notare una prima fase del grafico della forza muscolare in funzione dell'angolo di movimento, in cui la forza del peroneo supera quella sviluppata dall'estensore e una seconda fase in cui l'estensore torna ad essere il muscolo più sollecitato per la produzione del movimento.

Analizzando le tensioni dei legamenti al variare dell'angolo di pronazione si è potuto concludere che i valori delle tensioni dei *legamenti dorsali* non variano in modo significativo prima e dopo l'inserimento della protesi.

Nel caso dei *legamenti plantari* invece, si è osservata una differenza, tra prima e dopo l'inserimento della protesi, riguardo i valori raggiunti alla fine del movimento.

La tensione dell'*aponeurosi 1* presenta un andamento molto simile in tutte le configurazioni analizzate: una crescita iniziale fino al raggiungimento di un valore massimo prima dei tre gradi di movimento e un andamento decrescente per il resto della simulazione. Inserendo la protesi però, sia la tensione iniziale che quella finale dell'*aponeurosi 1*, sono inferiori rispetto al caso senza protesi.

L'andamento della tensione dell'*aponeurosi 2* è sempre decrescente ma, in posizione 3, si nota un picco iniziale pari a 100 N prima che il legamento inizia a rilassarsi.

L'inserimento della protesi provoca una variazione significativa nelle tensioni dei legamenti mediali e laterali. In particolare, nelle simulazioni senza protesi, per riprodurre una pronazione di 7 gradi, sia i legamenti mediali che i laterali sono poco sollecitati: il *tibio-*

navicolare-dorsale ed il *peroneo-astragalico-posteriore* sviluppano tensioni molto basse di circa 10 N, il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* sviluppa una tensione di circa 40 N mantenuta costante per tutto il range di movimento e tutti gli altri legamenti presentano solo oscillazioni intorno allo zero.

Con la protesi invece, il *tibio-talare-posteriore* ed il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* sono già tensionati prima di iniziare il movimento e sviluppano tensioni con andamento crescente fino a raggiungere valori massimi di 200 N e 250 N.

Infine, confrontando i risultati ottenuti dalle simulazioni effettuate con la protesi in posizione 4, non si sono notate differenze evidenti rispetto agli altri posizionamenti, probabilmente perché il range di pronazione riprodotto in appoggio è troppo basso. Se si considerasse un range di pronazione più ampio, reso possibile solo in sollevamento, si potrebbero ottenere dei dati da confrontare più rilevanti.

L'inserimento della protesi non ha influenzato il comportamento dei legamenti dorsali e plantari, che in generale sono risultati poco tensionati durante la pronazione. Infatti, la pronazione interessa la parte laterale del piede e dunque, in accordo con la letteratura, si prevede che i legamenti maggiormente tensionati siano quelli della parte controlaterale del piede, ovvero i legamenti mediali. Dai risultati ottenuti si può concludere che effettivamente il legamento maggiormente tensionato risulta essere il *tibio-talare-posteriore*, legamento mediale dell'articolazione tibio-astragalica.

Infine, i valori di tensione massima sviluppata dai legamenti sono stati confrontati con la letteratura [27]–[29] e sono risultati inferiori rispetto ai valori di carico a rottura riportati da Funk et al., Corazza et al. e Siegler et al.

6.6 Conclusioni e sviluppi futuri

In questo lavoro è stato sviluppato un modello capace di rispondere in maniera appropriata all'attivazione degli attuatori, producendo movimenti di dorsiflessione, plantarflessione, supinazione e pronazione sempre combinati tra loro e mai perfettamente puri, in accordo con quanto trovato in letteratura.

Gli attuatori sono stati controllati in velocità con valori ricavati da una serie di prove che hanno permesso di individuare gli input idonei per riprodurre un movimento adeguato e quanto più simile a quello fisiologico. Le simulazioni di movimento sono state svolte sotto carico, sia prima che dopo l'inserimento della protesi in quattro diverse posizioni. La protesi utilizzata, la BOX, è una protesi a tre componenti, il cui inserimento non necessita il sacrificio di alcun legamento al contrario, si basa proprio sull'integrità di quest'ultimi per funzionare correttamente.

Sono stati analizzati, nello specifico, gli andamenti ed i valori delle *forze muscolari* e delle *tensioni legamentose*. Inserendo la protesi si è evidenziata un'alterazione delle sollecitazioni dei legamenti, soprattutto di quelli che compongono l'articolazione tibio-astragalica. In generale è emerso che l'entità della sollecitazione dei legamenti dipende dalla loro posizione rispetto al centro della protesi: i legamenti che vi passano anteriormente o posteriormente subiscono sollecitazioni maggiori.

Nel movimento di *flessione dorsale*, i legamenti che sono risultati maggiormente sollecitati sono quelli *plantari* e il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo*. Nel movimento di *flessione plantare* invece, i legamenti più tensionati sono risultati essere quelli *plantari* e quelli *lateral*i in quanto il movimento di plantarflessione avviene quasi sempre insieme ad un leggero movimento supinatorio, che sollecita i legamenti della parte laterale del piede. Nei movimenti di *supinazione* e *pronazione*, infatti, i legamenti più sollecitati sono quelli che si trovano nella parte controlaterale del piede rispetto al movimento che si sta compiendo.

La tensione sviluppata a livello dei legamenti, durante tutti i movimenti, è stata analizzata in quanto, come descritto nel capitolo 3, la protesi BOX presenta delle caratteristiche geometriche e cinematiche che rendono necessario mantenere l'integrità dei legamenti dell'articolazione della caviglia così da garantire la stabilità al movimento ed evitare che la componente meniscale fuoriesca.

Durante le simulazioni di movimento, la componente meniscale rimane in sede e non fuoriesce dalle componenti adiacenti: ciò è indice di un corretto bilanciamento dei legamenti anche dopo l'inserimento della protesi. Nello specifico, si è osservato, in accordo con Leardini et al. [2] uno spostamento in direzione anteriore del menisco durante il movimento

di dorsiflessione ed uno spostamento in direzione posteriore durante il movimento di plantarflexione, in tutte le configurazioni con protesi analizzate.

Dopo aver valutato, quali fossero comunemente le variazioni di posizione svolte negli interventi chirurgici per migliorare la stabilità della protesi [24], sono state effettuate delle prove di posizionamento della protesi nel modello, per stabilire le configurazioni da analizzare. È emerso che, alcuni posizionamenti, secondo i parametri descritti in letteratura [2], non erano riproducibili in quanto le componenti protesiche fuoriuscivano in maniera evidente dalle componenti ossee del modello. Questo si è verificato provando a posizionare la protesi per simulare un “caso limite” di posizionamento ed ha permesso di concludere che la protesi è sovradimensionata rispetto al modello muscolo-scheletrico utilizzato. Le prime tre configurazioni, dunque, sono caratterizzate da un posizionamento della protesi all'interno del range massimo solitamente rispettato per posizionarla nel piede.

L'inserimento della protesi allineata con l'asse longitudinale della tibia (Posizione 1), non ha inciso in maniera particolare sulle tensioni massime sviluppate dai legamenti ad eccezione di alcuni movimenti specifici: in dorsiflessione il *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* ed il *tibio-talare-posteriore* sviluppano il doppio della tensione sviluppata nel caso del modello senza protesi; in pronazione il legamento *tibio-talare-posteriore*, non sollecitato nel modello senza protesi, inizia a sviluppare una tensione che raggiunge i 200 N alla fine del movimento.

In conclusione, la configurazione “Posizione 1” appare rispettare i rapporti articolari, non causando grandi variazioni di tensionamento dei legamenti. Inclinandola leggermente però, si potrebbe migliorare il suo posizionamento ed evitare che i legamenti della parte posteriore del piede, in particolare il *tibio-talare-posteriore*, risultino eccessivamente tensionati durante la dorsiflessione e la pronazione.

Non avendo dati sperimentali relativi allo sforzo a rottura dei legamenti in vivo, è stato effettuato un confronto con i dati risultati da prove di trazione in vitro su legamenti laterali e mediali di cadavere, svolte da Funk and Corazza [28], [29]. Le tensioni sviluppate dai legamenti nel presente studio, sono risultate inferiori rispetto ai valori massimi trovati in letteratura. Gli unici valori non confrontabili sono stati quelli delle tensioni delle aponeurosi e del *grande-legamento-calcaneo-cuboideo* in quanto, nonostante siano i legamenti

maggiormente tensionati nelle simulazioni precedentemente analizzate, non sono presenti dati in letteratura relativi ai loro valori di carico a rottura.

Con la configurazione “Posizione 2”, si è voluto riprodurre uno spostamento della protesi in direzione posteriore, di 1.5 mm sull’asse antero-posteriore, abbinandolo ad un’inclinazione anteriore di 3 gradi per evitare che le componenti protesiche fuoriuscissero eccessivamente dalla caviglia e per valutare l’incidenza dell’inclinazione della protesi sul tensionamento dei legamenti.

In particolare, in “Posizione 2” è risultato evidente il sovradimensionamento della protesi rispetto al modello e questo potrebbe essere anche uno dei motivi per cui, con questa configurazione si hanno effetti negativi sul tensionamento dei legamenti: spostandola posteriormente, le eccessive dimensioni delle componenti protesiche influenzano la cinematica dei legamenti. La configurazione “Posizione 2” inoltre, presenta un centro della protesi eccessivamente posteriore rispetto alla posizione dei legamenti della tibio-astraglica, in particolare quelli mediali e laterali che, infatti, vengono molto sollecitati. Questa configurazione, dunque, rispetto alle altre provoca un eccessivo aumento della tensione dei legamenti e, in alcuni casi, anche oltre i valori di sforzo a rottura riscontrati in letteratura.

Con la protesi in “Posizione 3” si è voluto valutare il caso opposto a quello della “Posizione 2”: la protesi è stata spostata anteriormente di 1.5 mm ed è stata inclinata posteriormente di 3 gradi. Con questa configurazione, la tensione sviluppata dai legamenti ha un andamento molto simile al caso senza protesi e i valori di tensione massima non sono eccessivi ad eccezione di alcuni movimenti: nella dorsiflessione, il tibio-talare-posteriore sviluppa 450 N di forza e il grande-legamento-calcaneo-cuboideo ne sviluppa 400 N; nella pronazione, il tibio-talare-posteriore ed il grande-legamento-calcaneo-cuboideo si tensionano di più rispetto al modello senza protesi.

In conclusione, la configurazione che presenta risultati migliori è quella in posizione 3, in cui le tensioni sviluppate dai legamenti sono molto simili al caso senza protesi e le forze muscolari sviluppate per compiere i movimenti non sono molto alte, nonostante il piede sia in appoggio.

Il modello muscolo-scheletrico sviluppato permette di poter prevedere l'esito di un intervento chirurgico di sostituzione dell'articolazione di caviglia, effettuando simulazioni di movimento coerenti e controllate. La possibilità di inserire la protesi in posizioni diverse e valutare quale sia la combinazione migliore, permette al chirurgo di valutare in una fase preoperatoria le migliori dimensioni delle componenti e il loro posizionamento, sulla base dei dati del paziente e della gravità della patologia. In base alle condizioni dei legamenti del paziente, inoltre, si può posizionare la protesi in una configurazione che solleciti meno i legamenti più danneggiati, consultando i dati ottenuti dalle simulazioni di movimento.

Uno dei limiti del lavoro è il sovradimensionamento della protesi rispetto al modello che non permette di valutare alcune configurazioni che potrebbero, invece, risultare efficaci e più convenienti. Sarebbe interessante modellizzare delle componenti protesiche di misura adeguata al modello muscolo-scheletrico in modo da poter esaminare i "casi di posizionamento limite" della protesi senza che questa fuoriesca eccessivamente dal modello.

Un interessante sviluppo del modello potrebbe consistere nel provare a eliminare i vincoli rigidi tra le articolazioni dell'avampiede, semplificazione che è stata necessaria per diminuire lo sforzo computazionale del software.

Inoltre, in futuro, sarebbe rilevante eliminare i vincoli tra le componenti protesiche per capire come cambiano i parametri analizzati in presenza della sola collisione. È stato necessario inserire i vincoli a causa dell'elevata congruenza tra le componenti che comportava degli alti tempi computazionali richiesti dal software. Eliminando i vincoli, inoltre, si potrebbe provare a inserire una alla volta le componenti protesiche nel modello muscolo-scheletrico e, ottenere nuove configurazioni con le componenti protesiche disallineate tra di loro. Nell'intervento chirurgico, infatti, le componenti sono inserite singolarmente e non come unico complesso protesico e quindi sarebbe interessante valutare una configurazione con componenti disallineate, che sarebbe più simile al caso reale.

Infine, un ulteriore sviluppo futuro potrebbe essere quello di valutare come si comporta il modello con la protesi in configurazione "Posizione 3", risultata la migliore, in un completo ciclo del passo.

Bibliografia

- [1] C. Brambilla, “Sviluppo di un modello muscolo-scheletrico di caviglia per la simulazione dinamica del cammino”, Tesi di Laurea Magistrale, Politecnico di Milano, 2019.
- [2] F. Cenni *et al.*, “Position of the prosthesis components in total ankle replacement and the effect on motion at the replaced joint”, *International Orthopaedics*, 2012.
- [3] C. Faldini *et al.*, “A new ligament-compatible patient-specific 3D-printed implant and instrumentation for total ankle arthroplasty: from biomechanical studies to clinical cases”, *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 2020.
- [4] A. Kapandji, “Fisiologia Articolare Umana”, 1983.
- [5] G. Giannini, “Valutazione sperimentale in-vitro di nuove superfici protesiche per la sostituzione totale di caviglia derivanti da un innovativo approccio morfologico”, Tesi di Laurea Magistrale, Alma Mater Studiorum - Università di Bologna, 2016.
- [6] J. Perry, “Gait Analysis: Normal and Pathological Function”, 1992.
- [7] C. A. Frigo, “Bioingegneria del sistema motorio”, 2018.
- [8] A. Leardini, M.G. Benedetti, L. Berti, D. Bettinelli, R. Nativo, S. Giannini, “Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait”, *Gait Posture*, 2007.
- [9] R. E. Isman and V. T. Inman, “Anthropometric Studies of the Human Foot and Ankle,” *Foot Ankle*, 1969.
- [10] W. K. N. Ying, “Use of dual euler angles to quantify the three-dimensional joint motion and its application to the ankle joint complex”, *Journal of Biomechanics*, 2002.
- [11] 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 Biomechanics*, 1983.
- [12] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D.D. D’Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, I. Stokes, “Isb recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion,” *Journal of Biomechanics*, 2002.
- [13] A. Leardini, J. J. O’Connor, F. Catani, and S. Giannini, “A geometric model of the human ankle joint,” *Journal of Biomechanics*, 1999.
- [14] A. N. Natali, A. Forestiero, and S. Trentin, “Caratterizzazione Biomeccanica Dei Tendini E Dei Legamenti Del Piede”, Tesi di Laurea Triennale, Università di Padova, 2010.

- [15] F. G. Usuelli, R. D'Ambrosi, L. Manzi, C. Maccario, and C. Indino, "*Treatment of Ankle Osteoarthritis with Total Ankle Replacement Through a Lateral Transfibular Approach*", Journal of Visualized Experiments, 2018.
- [16] S. J. Desai, M. Glazebrook, M. J. Penner, K. J. Wing, A. S. E. Younger, E. Pinsker, T. R. Daniels, "*Quality of Life in Bilateral Vs. Unilateral End-Stage Ankle Arthritis and Outcomes of Bilateral Vs. Unilateral Total Ankle Replacement*", The Journal of bone and joint surgery, 2017.
- [17] S. Santini, A. Rebeccato, M. Inguaggiato, A. Micaglio, G. Turi, and S. Santini, "*Arthrodesis of ankle joint with retrograde nail : our experience*", The Journal of foot and ankle surgery, 2009.
- [18] S. G. Alberto Leardini, John J O'Connor, "*Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint*", The Journal of foot and ankle surgery, 2014.
- [19] F. G. Usuelli, C. Indino, C. Maccario, L. Manzi, F. M. Liuni, and E. Vulcano, "*Infections in primary total ankle replacement: Anterior approach versus lateral transfibular approach*" Foot and Ankle Surgery, 2019.
- [20] N. Maffulli, U. G. Longo, J. Locher, G. Romeo, G. Salvatore, and V. Denaro, "*Outcome of ankle arthrodesis and ankle prosthesis: A review of the current status*", British Medical Bulletin, 2017.
- [21] Buechel-Pappas, "*Cylindrical total ankle joint replacement: surgical and biomechanical rationale*", Clinical Orthopaedics and Related Research, 1976.
- [22] T. D. B. C L Saltzman, Y Tochigi, M J Rudert, T E McIff, "*The effect of agility ankle prosthesis misalignment on the peri-ankle ligaments*", Clinical orthopaedics and related research, 2004.
- [23] J. G. Alexej Barg, Clayton C Bettin, Albert H Burstein, Charles L Saltzman, "*Early Clinical and Radiographic Outcomes of Trabecular Metal Total Ankle Replacement Using a Transfibular Approach*", The Journal of Foot and Ankle Surgery, 2018.
- [24] A. L. S. Giannini, F. Catani, "*BOX ® Total Ankle Replacement: Operative Technique*" Istituto Ortopedico Rizzoli, 2015.
- [25] L. Blankevoort and R. Huiskes, "*Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee*", Journal of Biomechanical Engineering, 1991.
- [26] C. Mkandawire, W. R. Ledoux, B. J. Sangeorzan, and C. Randal P, "*Foot and ankle ligament morphometry*", Journal of rehabilitation research and development, 2005.
- [27] S. Siegler, J. Block, and D. C. Schneck, "*The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint*", Foot & ankle, 1988.
- [28] 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.

- [29] F. Corazza, J. J. O'Connor, A. Leardini, and V. P. Castelli, "*Ligament fibre recruitment and forces for the anterior drawer test at the human ankle joint*", Journal of Biomechanics, 2003.