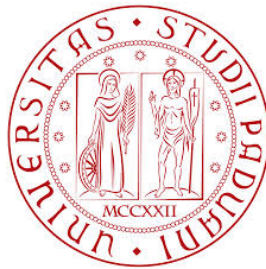


UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

FACOLTÀ DI INGEGNERIA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

Corso di laurea specialistica in Bioingegneria



Tesi di laurea

**Modellazione subject-specific del sistema  
muscoloscheletrico del piede da dati clinici: analisi  
integrata tramite elementi finiti, gait analysis e  
Opensim.**

**Relatore:** *Prof. Claudio Cobelli*

**Correlatore 1:** *Ing. Zimi Sawacha, PhD*

**Correlatore 2:** *Ing. Annamaria Guiotto, PhD*

**Laureanda:**

*Valentina Camporese*

ANNO ACCADEMICO 2013-14

*Le tre regole del lavoro:*

- 1. esci dalla confusione, trova semplicità*
- 2. dalla discordia, trova armonia*
- 3. nel pieno delle difficoltà risiede l'occasione favorevole*

**Albert Einstein**

# Indice

<b>Introduzione</b>	<b>i</b>
<b>1 Analisi agli elementi finiti</b>	<b>1</b>
1.1 Introduzione . . . . .	1
1.2 Applicazione dell'analisi agli Elementi finiti alla modellazione biomeccanica . . . . .	2
1.2.1 Il modello . . . . .	2
1.2.2 Segmentazione . . . . .	3
1.2.3 Mesh . . . . .	4
1.2.4 Condizioni al contorno . . . . .	5
1.2.5 Proprietà dei materiali . . . . .	5
1.2.6 Postprocessing . . . . .	6
1.2.7 Validazione . . . . .	7
1.2.8 Errori . . . . .	8
1.3 Il metodo agli Elementi finiti per l'analisi delle funzionalità biomeccaniche del piede . . . . .	9
1.4 Stato dell'arte . . . . .	13
1.5 Software per l'analisi agli elementi finiti . . . . .	14
<b>2 Anatomia dell'articolazione tibiotarsica e del piede</b>	<b>17</b>
2.1 Struttura ossea . . . . .	17
2.2 Articolazioni . . . . .	19
2.3 Muscoli . . . . .	22
2.3.1 I retinacoli . . . . .	29
<b>3 Analisi del cammino</b>	<b>33</b>
3.1 Il ciclo del passo . . . . .	34
3.2 Stereofotogrammetria . . . . .	38
3.2.1 Cinematica articolare . . . . .	40
3.2.2 Protocollo per l'analisi del movimento . . . . .	44

---

3.3	Sensori di forza . . . . .	48
3.4	Sensori di pressione . . . . .	50
3.5	Modellazione Muscoloscheletrica: Opensim . . . . .	52
<b>4</b>	<b>Biomeccanica del piede diabetico</b>	<b>55</b>
4.1	La patologia del Piede diabetico . . . . .	55
4.1.1	Diabete . . . . .	55
4.1.2	Vasculopatia periferica . . . . .	57
4.1.3	Neuropatia . . . . .	58
4.2	Patogenesi del piede diabetico . . . . .	62
4.3	Applicazione dell'analisi biomeccanica alla patologia del piede diabetico . . . . .	63
<b>5</b>	<b>Materiali e metodi</b>	<b>65</b>
5.1	Acquisizione di immagini di Risonanza Magnetica . . . . .	67
5.2	Segmentazione . . . . .	67
5.3	Modellazione agli elementi finiti . . . . .	68
5.4	Elaborazione dei dati . . . . .	76
<b>6</b>	<b>Risultati</b>	<b>93</b>
6.1	Discussione . . . . .	94
	<b>Conclusioni</b>	<b>97</b>
	<b>Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari</b>	<b>99</b>
	<b>Appendice B: Codice Matlab</b>	<b>125</b>
	<b>Ringraziamenti</b>	<b>129</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>131</b>

# Introduzione

Il presente lavoro di tesi si inserisce in un progetto che prevede la creazione di un modello agli elementi finiti del piede e della tibiotarsica con geometrie soggetto-specifiche e condizioni al contorno ricavate dall'analisi del movimento del soggetto. In particolare questa tesi si propone di modificare il modello esistente creato presso il laboratorio di Bioingegneria del Movimento dell'Università di Padova (DEI) inserendo oltre a ossa, legamenti e aponeurosi plantare anche i principali muscoli della gamba (Capitolo 2). Su tale modello si possono simulare quattro fasi del ciclo del passo e condurre quindi un'analisi quasi statica del cammino i cui dati di simulazione sono confrontabili con quelli sperimentali ricavati dalla gait analysis. Il soggetto su cui si è svolta l'analisi è affetto da diabete di tipo 2 e neuropatia. Tale condizione patologica ha effetti principalmente sugli arti inferiori portando al cosiddetto *piede diabetico* di cui il paziente presenta evidenti segni: piede cavo, dita ad artiglio e presenza di cicatrici e callosità sotto le teste metatarsali.

Questo progetto integra tre diversi ambienti ingegneristici: l'analisi agli elementi finiti (FEA), la gait analysis ovvero l'analisi del cammino, e l'utilizzo del software Opensim [71] per l'estrazione delle attivazioni muscolari.

L'analisi agli elementi finiti è una tecnica di simulazione usata in applicazioni ingegneristiche basate su una tecnica numerica avente come scopo la ricerca di soluzioni approssimate di problemi descritti da equazioni differenziali alle derivate parziali, chiamata Metodo agli elementi finiti (FEM), Capitolo 1.

La gait analysis si propone lo studio del movimento umano attraverso la misura di variabili che descrivono la cinematica e la dinamica dei segmenti anatomici. Le variabili cinematiche (posizione, velocità e accelerazione) sono ottenute tramite i sistemi di analisi del movimento come la stereofotogrammetria: tecnica che sfrutta sistemi optoelettronici, ovvero telecamere operanti nella gamma dell'infrarosso disposte secondo varie angolazioni al

fine di ricostruire le caratteristiche geometriche del paziente nelle tre dimensioni. Le variabili dinamiche analizzate in questo lavoro sono: le forze di reazione al suolo (GRF), la distribuzione delle pressioni plantari e le attivazioni muscolari dei principali muscoli della gamba. Le GRF sono state ottenute tramite due pedane di forza, mentre per le distribuzioni di pressione plantare si è ricorso a due pedane di pressione. Le forze muscolari sono ricavate con un procedimento di dinamica inversa dal software Opensim [71] a partire dai dati di cinematica e forza di reazione al suolo acquisite tramite la gait analysis.

In tale contesto interdisciplinare è stata condotta un'analisi quasi statica suddividendo il ciclo del passo in quattro fasi: initial contact, loading response, midstance, push off. Per ciascuna di esse si è svolta una simulazione soggetto specifica, tramite il software Abaqus, in due condizioni: una con le forze muscolari e una senza. Al fine di valutare la bontà del modello e le assunzioni fatte, sono state utilizzate le pressioni plantari sperimentali come gold standard. Si è quindi cercato di verificare quale delle due simulazioni si avvicinasse maggiormente ai dati sperimentali di gait analysis, ovvero quali siano le impostazioni che rendono più verosimili le simulazioni FEM in tale contesto.

# Capitolo 1

## Analisi agli elementi finiti [1]

*”La cosa sorprendente è che questa invenzione [matematica] della nostra mente umana è veramente la chiave per comprendere la natura, che la natura è realmente strutturata in modo matematico e che la nostra matematica, inventata dal nostro spirito, è realmente lo strumento per poter lavorare con la natura, per metterla al nostro servizio attraverso la tecnica.”*  
(*papa Benedetto XVI, Colloquio con i giovani, 6 aprile 2006*)

### 1.1 Introduzione

L'analisi agli elementi finiti (FEA) è una tecnica di simulazione usata in applicazioni ingegneristiche. Il suo pilastro portante è il Metodo agli elementi finiti (FEM), ovvero una tecnica numerica avente come scopo la ricerca di soluzioni approssimate di problemi descritti da equazioni differenziali alle derivate parziali. La tecnica di calcolo agli elementi finiti nasce dall'esigenza di risolvere problemi fisici governati da equazioni troppo complesse per essere risolte per via diretta, ovvero analitica. L'approccio alla soluzione che caratterizza la tecnica degli elementi finiti consiste nello scomporre un problema assai complesso nella somma di moltissimi problemi elementari. Essa si applica a corpi fisici i quali vengono suddivisi in un certo numero di elementi di forma e dimensioni contenute. La caratteristica principale del FEM è la discretizzazione attraverso la creazione di una griglia (mesh) composta da tali elementi finiti di una forma precisa: tetraedri, esaedri, triangoli o quadrilateri. Per rendere le cose più chiare si pensi al Lego: una costruzione non è altro che la somma di un certo numero di mattoncini elementari. Analizzare le equazioni differenziali che governano l'equilibrio del corpo intero visto nel suo complesso può risultare assai difficile. Ciò

invece, è facilmente risolvibile se si scompone il corpo in tanti mattoncini spostandosi quindi in un dominio geometricamente più semplice.

### 1.2 Applicazione dell'analisi agli Elementi finiti alla modellazione biomeccanica

Il sistema muscoloscheletrico umano si articola come un complesso meccanismo la cui funzione principale è la trasmissione di forze meccaniche. I disordini che possono insorgere sono legati ai fattori biomeccanici, i quali giocano un ruolo importante per quanto riguarda l'eziologia, il trattamento e la prevenzione. Al fine di studiare le forze meccaniche sono state messe a punto tecniche come stereofotogrammetria, pedane di forza, elettromiografia di superficie, modelli muscoloscheletrici e metodi di segmentazione di immagini, mediante le quali è possibile ricavare la cinematica tridimensionale dei giunti in condizioni dinamiche. Da queste informazioni si possono ricavare quindi tensioni e deformazioni interne, le quali sono essenziali, e la cui misura diretta risulterebbe difficile se non si disponesse di un adeguato modello computazionale. Anche il metodo agli elementi finiti infatti è considerato un valido strumento nell'approccio sperimentale al fine di predire la distribuzione dei carichi tra le diverse strutture a livello sia di corpo intero sia singolo organo tramite analisi statica e/o dinamica poiché permette di modellare strutture a geometria irregolare composte anche da materiali di proprietà complesse e di simulare facilmente anche situazioni di difficili carichi e condizioni al contorno.

In questo capitolo verranno presentate le basi del Metodo agli Elementi Finiti (FEM) e discusse le considerazioni tecniche nel modellare le strutture muscoloscheletriche.

#### 1.2.1 Il modello

Un'analisi FEM in genere si articola in quattro fasi:

1. preprocessing: durante il quale viene definita la geometria della mesh, specificando la proprietà dei materiali e le condizioni di carico;
2. durante la seconda fase viene ricercata la soluzione agli elementi finiti attraverso algoritmi numerici e scelte di criteri di convergenza;



3. postprocessing: da cui vengono estratti i parametri e le variabili più importanti dalla simulazione;
4. fase di validazione e interpretazione dei risultati eventualmente combinandoli con un protocollo sperimentale.

### 1.2.2 Segmentazione

Per quanto riguarda la geometria del modello dobbiamo distinguere il caso bidimensionale (2D) da quello tridimensionale (3D). Il primo in genere si adotta nelle condizioni in cui l'oggetto di interesse è considerato approssimativamente simmetrico, sia geometricamente, sia come proprietà dei materiali, lungo un asse. Tuttavia lo stato dell'arte odierno preferisce i modelli 3D.

La costruzione del modello geometrico ha origine preferenzialmente da immagini digitali quali tomografie computazionali (CT) o immagini di risonanza magnetica (MRI), quest'ultima da preferire alla prima in quanto a minor invasività e maggiore accuratezza nell'acquisire l'anatomia muscolo-scheletrica soggetto-specifica di pazienti in vita. Ai nostri giorni sono stati sviluppati diversi software per la segmentazione di immagini, alcuni dei quali in grado di generare direttamente la mesh da simulare agli elementi finiti. Altri invece sono in grado di segmentare la geometria dei tessuti automaticamente e fornirne la superficie in formato STL (formato computer-aided) da importare successivamente in un software specifico per la generazione della mesh o direttamente in uno per la simulazione agli elementi finiti. La procedura di segmentazione di immagini è una delle più lunghe. Si tratta di identificare, all'interno del volume di interesse (VOI), i voxel in gruppi appropriati (ossa, muscoli, tendini, etc.). Le tecniche disponibili cercano di scavalcare il "disegno" manuale dei voxel tramite l'utilizzo di metodi per l'identificazione dei contorni [2]. Generalmente gli algoritmi di segmentazione sono basati su una delle due proprietà fondamentali dei livelli di intensità dei voxel: discontinuità e similarità. La prima prevede che si partizioni l'immagine sulla base dei cambiamenti dei livelli di grigio, come i contorni e gli spigoli, mentre la seconda basa il partizionamento in regioni che sono simili secondo un insieme di criteri predefiniti. Il *thresholding* è una tecnica di segmentazione del secondo tipo la cui principale azione è quella di ricercare i voxel con un'intensità maggiore o minore di una determinata soglia. Inoltre possono essere adottate tecniche di filtraggio nel dominio spaziale o in frequenza per il miglioramento della qualità dell'immagine e per l'estrazione

di contorni. Nel dominio spaziale ne è un esempio il *Laplacian Of Gaussian filter (LOG)* dove la forte caratteristica passa-alto dell'operatore laplaciano impone l'uso di un prefiltraggio passa-basso dell'immagine che garantisca una buona robustezza nei confronti del rumore. Chiaramente l'accuratezza del modello finale è funzione non solo della risoluzione dell'immagine ma anche di numerosi altri fattori come il rumore, la povertà di contrasto tra tessuti, gli artefatti da movimento e anche l'interpretazione diversa inter-operatore.

Un compromesso adeguato allo sviluppo di un accurato modello agli elementi finiti dell'apparato muscoloscheletrico potrebbe essere la combinazione di un modello soggetto-specifico e di modelli-scalati che traggono, ad esempio, la forma delle ossa e i punti di inserzione dei muscoli dal peso e altezza del soggetto. Si tratterebbe quindi di applicare una segmentazione automatica dei punti di interesse e in seguito di scalare le altre ossa da una generica mesh attraverso uno dei metodi disponibili, riducendo così i costi dello sviluppo del modello.

### 1.2.3 Mesh

Il passo successivo alla segmentazione dell'immagine è la conversione dell'oggetto in una mesh volumetrica 3D che presenti una superficie smooth che si avvicini il più possibile alla realtà. L'accuratezza della mesh dipende pesantemente dall'algoritmo usato per la segmentazione, mentre la qualità della mesh influenza quella dell'Analisi agli Elementi Finiti (FEA). La discretizzazione spaziale deve avere adeguate misura, qualità e forma per ottenere una soluzione accurata.

I metodi correnti applicati per la generazione di una mesh soggetto-specifica sono i seguenti:

- marching cubes [2], di Lorensen e Cline : l'algoritmo procede attraverso il campo scalare, prendendo otto locazioni vicine per volta (formando così un cubo immaginario), determinando quindi il poligono o i poligoni necessari per rappresentare la parte della isosuperficie che passa attraverso questo cubo. I poligoni individuali sono quindi fusi nella superficie desiderata.
- NURBS, ovvero l'uso delle B-splines;
- regridding methods, partendo da un'iniziale mesh di superficie che può essere anche non ottima;

- mapping methods, dove la superficie è mappata in un piano triangolarizzato, producendo una mesh 2D ad alta qualità;
- mesh-cosmetic operations che convertono una mesh iniziale in una valida per la computazione.
- voxel approach [2], combina la ricerca della geometria e la generazione della mesh in un singolo passo di modo che ogni singolo voxel segmentato viene esportato come un esaedro.

In generale la complessità della geometria del piede non permette l'uso di elementi esaedrici che di solito forniscono un'accuratezza migliore e minori costi computazionali. Gli elementi tetraedrici sono invece più versatili nel catturare le irregolarità della geometria delle strutture ossee [3].

### 1.2.4 Condizioni al contorno

In questa fase dell'analisi è molto importante definire le regioni del modello che presentano determinate condizioni di carico e come interagiscono con la struttura fisica del modello. Al fine di studiare il sistema muscoloscheletrico, possiamo sfruttare alcune grandezze facilmente misurabili, tramite apposite pedane di pressione e la stereofotogrammetria durante una sessione di gait analysis, quali le forze di reazione al suolo e le posizioni degli specifici giunti di interesse. Per una miglior precisione è possibile inoltre acquisire il movimento dei giunti anche tramite le tecniche radiografiche. Ad esempio Banks e Hodge [5], e altri dopo di loro, utilizzarono un procedimento iterativo di allineamento in 3D basato sul match di forme e ottennero il movimento 3D dei giunti proiettando il modello solido ottenuto dalla MRI nelle immagini radiografiche. In questo modo le posizioni dei segmenti ossei sono ben individuabili dalle immagini fluoroscopiche. Tuttavia bisogna ricordare che si tratta di una tecnica invasiva e quindi poco usata.

Qualora non si disponga delle specifiche condizioni di carico del paziente, esse possono eventualmente essere ricavate dalla letteratura.

### 1.2.5 Proprietà dei materiali

L'assegnazione delle proprietà dei materiali dei tessuti riguarda uno step fondamentale nella generazione della FEM. Tuttavia esse non sono sempre disponibili e non possono essere determinate per qualsiasi tessuto, come ad

esempio ossa, legamenti e tessuti molli, come procedura standard preliminare alla simulazione. In tal caso le proprietà dei materiali possono essere ricavate da letteratura. Tessuti molli biologici sono generalmente rappresentati con modelli isotropici iperelastici, di cui si può trovare una completa descrizione delle equazioni costitutive e dell'implementazione FE in Weiss et al. [6]. Gli altri tessuti sono in genere ipotizzati essere omogenei, isotropici, e linearmente elastici. Il modulo di Young e l'indice di Poisson per le strutture ossee possono essere stimati mediando i valori per la parte corticale e trabecolare in termini del contributo volumetrico. Tuttavia ricordiamo che quando si ricavano tali dati da letteratura è sempre bene tenere presente che le proprietà meccaniche delle ossa variano per soggetto, locazione anatomica, orientazione, processi biologici e tempo. Inoltre, è stato dimostrato che la distribuzione dei materiali influenza fortemente il comportamento dei tessuti biologici. D'altronde quando si sviluppano FEM soggetto specifico le proprietà meccaniche possono essere ricavate da un'analisi a tomografia computerizzata (CT). Ad esempio, Carter e Hayes riportano un metodo per derivare la distribuzione delle proprietà meccaniche nei tessuti ossei da dati CT, evidenziando una correlazione lineare tra i valori della CT con la densità del tessuto scheletrico in gran parte dei dati [7]. Gli stessi autori evidenziarono, attraverso studi empirici, la relazione tra la densità delle ossa e le proprietà meccaniche.

Infine, a causa dell'alta variabilità biologica, la definizione delle proprietà meccaniche spesso deve ricorrere a delle idealizzazioni. Per questo motivo è consigliato condurre prove preliminari di sensibilità al fine di avere informazioni a riguardo dell'accuratezza della simulazione.

### 1.2.6 Postprocessing

A simulazione eseguita, segue la fase di postprocessing, ovvero di analisi dei dati. Per far ciò è necessario che la mesh FE sia costruita con un certo rigore tenendo in considerazione il fine dell'analisi, ovvero il tipo di risultati ricercati. Ad esempio, se siamo interessati a forze o momenti, si può ricorrere ad elementi unidimensionali, d'altra parte, se ci si concentra su campi di forza e spostamenti, sono necessari elementi 2D o 3D.

Generalmente le variabili più frequentemente utilizzate nelle analisi biomeccaniche sono gli spostamenti dei nodi della mesh, come anche le rotazioni. Nel caso in cui si usino elementi 2D o 3D, i campi di tensione e di spostamento vengono calcolati dai gradienti di deformazione e dalle proprietà dei

materiali.

La stima degli errori fornisce una misura dell'accuratezza ottenuta con una determinata mesh o discretizzazione temporale. In genere è buona pratica svolgere più di un'unica FEA usando diverse discretizzazioni spaziali e temporali per evidenziare la possibile influenza di questi aspetti nella simulazione. Ad esempio, Cheung et al. [25] usano una mesh di 50.964 elementi tetraedrici mentre Chen et al. [14] costruiscono il modello usando 83,180 e 162,602 elementi tetraedrici rispettivamente per scheletro e tessuti molli del piede. In seguito conducono un'analisi di sensitività affinché fosse garantita la convergenza nei risultati numerici. Questa rifinitura della mesh è stata fatta sulla sezione 2D del modello FE passante per il secondo raggio del piede. I criteri di convergenza da loro scelti sono l'energia totale di deformazione e spostamento, con una tolleranza impostata a differenze minori del 5%.

### 1.2.7 Validazione

Come fin qui evidenziato la modellazione agli elementi finiti è una tecnica di approssimazione e risulta quindi necessario dimostrare la validità delle soluzioni ottenute. Tale processo di validazione si divide in due parti: validazione della mesh e validazione del modello. Per quanto riguarda la prima, quando FEA è applicata alla biomeccanica, le usuali tecniche di validazione di mesh (test di convergenza) non sono applicabili nella classica maniera a causa sia dell'elevato numero di elementi, sia per la geometria irregolare delle strutture. In questi casi viene svolto un test di convergenza generale che sfrutta diverse mesh alternative aumentando progressivamente la risoluzione, evitando le suddivisioni sistematiche tipiche delle geometrie semplici. Actis et al. [8] discretizzano il modello in elementi assegnando loro una funzione forma polinomiale di grado  $p$ . In seguito controllano gli errori di discretizzazione mantenendo la mesh fissa e incrementando il grado polinomiale degli elementi.

Goske et al. [10] (2006) incrementano la densità della mesh finché i picchi di pressione plantare non supera il 2% decrementando la dimensione degli elementi.

Alternativamente si impiega quello che è chiamato *model validation* in cui è fondamentale sapere la sorgente di informazione al fine della validazione. Per esempio, se scegliamo una validazione cinematica, essa si baserà sul con-

fronto tra i punti di spostamento o velocità del modello con quelli misurati sperimentalmente attraverso la stereofotogrammetria o fluoroscopia.

Per quanto riguarda la validazione di modello riportiamo l'esempio di Chen et al. (2001) [11] i quali, in mancanza di risultati sperimentali dello stesso soggetto in analisi, confrontano i risultati ottenuti in lavori precedenti da Soames [12] e Brown et al. [13]. Soames si basa sulla misura della pressione plantare ricavata dalla gait analysis, e trova che la pressione plantare media più alta è situata sotto alla terza testa metatarsale con valori attorno ai 550 - 590 kPa. Brown et al. ricavano invece la pressione plantare dinamica tramite il sistema FSCAN durante una camminata normale variando diverse ortosi del piede. Essi trovarono come picco di pressione plantare media di controllo 1136 kPa nell'avampiede e 435 kPa nelle cinque teste metatarsali. When-Ming Chen et al. [14] validano il loro modello a geometria e boundary condition soggetto specifico confrontando la predizione delle pressioni plantari con le misure sperimentali. In particolare per quanto riguarda le teste metatarsali centrali (secondo, terzo e quarto metatarso) notano una differenza media del 14.1% ritenuta accettabile.

Wei et al. [15] nel loro lavoro conducono due prove di validazione del modello. La prima è riguardante la deformazione dei legamenti ricreando lo studio sperimentale condotto sui cadaveri da Colville et al. [16] sulle deformazioni presenti nei legamenti laterali di una caviglia umana su cui vengono applicate tensioni in vario modo. La seconda prova ricrea lo studio su cadaveri di Wei et al. [17] sui danni provocati da eccessive rotazioni esterne del piede. Tao et al. [18] conducono test di sensitività per verificare l'uso di diversi moduli di elasticità per ossa, tessuto molle, fascia plantare, legamenti e cartilagine nella predizione del modello. Essi utilizzarono come indice principale la relazione tra la forza plantare e gli spostamenti verticali del piatto di supporto. Tuttavia un confronto statistico tra i risultati FEM e le misure sperimentali all'interno di un determinato range di usabilità può ritenersi un accettabile compromesso [20].

### 1.2.8 Errori

Oltre alla scelta del processo di validazione, è importante essere consapevoli che nell'analisi agli elementi finiti, in contesto biomeccanico, sono presenti sorgenti di errore. Il lavoro di Anderson et al. [21] offre una descrizione accurata delle più importanti sorgenti d'errore che possono influenzare i modelli agli elementi finiti muscoloscheletrici. Nel loro lavoro gli errori sono classifi-

cati come errori numerici o errori di modello. Gli errori numerici riferiscono a quelli provenienti dalla risoluzione di equazioni matematiche tramite tecniche computazionali (errori di discretizzazione, convergenza incompleta). Gli errori di modello sono relativi a quelle semplificazioni sia fisiche sia fisiologiche applicate al modello agli elementi finiti (approssimazioni: geometriche, proprietà dei materiali, boundary condition, etc.). Alcuni errori possono essere evitati usando approcci soggetto specifico, quali la definizione della geometria e dei materiali. D'altronde errori di approssimazione o tolleranze nelle convergenze sono difficilmente evitabili. Per finire, bisogna tenere in considerazione anche l'errore umano nel momento in cui si ha che fare con interazione macchina-uomo.

### **1.3 Il metodo agli Elementi finiti per l'analisi delle funzionalità biomeccaniche del piede**

Circa 30 anni fa apparve la prima applicazione FEA in biomeccanica. Col tempo si è osservata un'accelerazione notevole nello sviluppo dei modelli matematici, software e tool che portano ad una precisione e velocità di simulazione migliore.

Per quanto riguarda i recenti studi nell'ambito della biomeccanica sono stati sviluppati analisi svariate sia in 2D sia in 3D.

Uno dei primi modelli 2D è creato da Patil et al. [9] nel 1993. Essi modellano l'arco medio di un piede umano facendo riferimento ad analisi radiografica. Il piede è composto da una membrana a due dimensioni di uguale spessore a cui si inseriscono due forze: una si attacca nel calcagno simulando il muscolo tricipite della sura, l'altro si attacca alle ossa cuneiformi-metatarsali simulando il muscolo tibiale anteriore.

I già citati Goske et al. [10] (2006) studiano gli effetti delle proprietà delle solette nella riduzione delle pressioni plantari costruendo un modello piano di un piede con sezione spessa 55 mm. La geometria è ottenuta da una MRI coronale del calcagno destro di un paziente adulto maschio. Le ossa sono assunte rigide e il tessuto molle del calcagno è modellato con una funzione energia iperelastica e meshata con elementi quadrilateri.

Halloran [23] nel 2010 sfrutta uno studio multi-dominio combinando un modello muscoloscheletrico 2D con il modello planare agli elementi finiti del

piede. Il primo contiene sette segmenti corporei: tronco, cosce, stinchi e piedi. I giunti sono cardini ideali. Sono compresi otto muscoli tra cui Gastrocnemio, Soleo e tibiale anteriore ciascuno rappresentato dal modello di Hill a tre elementi. Esso comprende anche un modello descrittivo per l'attrito. Il secondo modello invece riguarda la sezione sagittale lungo il secondo raggio di un piede per rappresentare la geometria ossea e tessutale. Le ossa sono rappresentate come rigide mentre i tessuti molli vengono considerate secondo il modello di Ogden con proprietà di materiale ricavate da test di indentazione. Le ossa delle falangi sono state combinate insieme.

Per quanto riguarda il 3D possiamo riportare lo studio di Chen et al. [24] riguardo al ruolo del complesso gastrocnemio-soleo in una gait analysis. Il loro lavoro si basa su un modello FE 3D di un piede umano la cui mesh comprende ossa, fascia plantare e tendine d'Achille creati attraverso segmentazione dell'immagine, e muscoli, quali complesso gastrocnemio-soleo, tibiale posteriore, flessore lungo dell'alluce, flessore lungo delle dita, peroneo lungo e peroneo breve, creati usando un'approssimazione lineare. Come loro anche Cheung, Mphil e Zhang [25] e Cheung e Nigg [26] le falangi sono state fuse insieme con la cartilagine. Le proprietà dei materiali dei tendini sono considerate isotropiche linearmente elastiche con modulo di Young di 816 MPa (tendine d'Achille) e 450 MPa (per gli altri tendini) e un indice di Poisson di 0.3. Il tessuto molle plantare è stato modellato con la formulazione incomprimibile, iper-elastica di Ogden al primo ordine. In seguito vengono acquisiti i picchi di pressione plantare soggetto-specifico, per verificare il modello, in cinque trial. Al fine di studiare l'effetto della variazione del complesso gastrocnemio-soleo hanno adottato un'analisi multi-step in cui progressivamente riducono la forza del complesso muscolare del 10%.

Gli appena citati Cheung e Nigg [26] si servirono del modello agli elementi finiti per analizzare tensioni e deformazioni interne, difficilmente misurabili con altri metodi sicuramente più invasivi e costosi. La geometria del FEM è stata ottenuta da una ricostruzione MRI di un piede destro di un soggetto maschio adulto sano. Il modello comprende 28 segmenti ossei, 72 legamenti e la fascia plantare, il tutto avvolto da tessuto molle. Al fine di permettere il movimento relativo dei giunti sono state definite le superfici di contatto. Le caratteristiche dei materiali sono state ricavate da letteratura. La forza muscolare è ottenuta da un'analisi elettromiografica. La forza di reazione del suolo viene applicata per tramite di un supporto piano orizzontale la cui angolazione è stabilita da boundary condition cinematiche. Una volta costruito il modello, essi analizzarono l'effetto della durezza dei tessuti molli,



l'influenza delle tensioni applicate al tendine d'Achille, la distribuzione dei carichi in caso di disfunzione al tibiale posteriore, gli effetti della fusione del primo o secondo metatarso con l'osso cuneiforme mediale e le distribuzioni delle pressioni plantari in caso di una soletta anch'essa costruita con FEM e modellata con diverse proprietà di materiale.

Nel 2000 Gefen et al. [27] abbina alla gait analysis e alle Pressioni di Contatto (CPD), anche la Fluoroscopia Radiografica Digitale (DRF) che permette la conoscenza della cinematica e dinamica del piede durante l'analisi. Il modello viene costruito per singole parti. La tridimensionalità di ogni osso è ottenuta usando un software per la generazione di superfici (SURFdriver), e in seguito la posizione relativa delle ossa viene determinata grazie ad una MRI sagittale del soggetto. Il modello consiste di 17 ossa, interconnesse da cartilagine; anche in questo caso le falangi prossimali, mediali e distali sono state unificate per semplificazione. Vengono inseriti anche 38 legamenti, la fascia plantare e il tessuto molle. Per quanto riguarda le proprietà dei materiali, ossa e cartilagini sono assunte omogenee, isotropiche e linearmente elastiche. Legamenti, fascia plantare e tessuto molle sono invece non lineari. Sono inoltre aggiunte alcune forze muscolari ricavate da letteratura e adattate attraverso un processo di convergenza affinché si ottenesse concordanza tra i dati simulati e quelli ricavati sperimentalmente.

Nel 2010 Iaquinto e Wayne [28] costruiscono il modello 3D partendo da una CT di un piede cadaverico da cui ricavano l'anatomia ossea, legamenti e inserzioni per le forze muscolari. La forza di questo studio è data dalla possibilità di ricavare parametri fisici non misurabili in esperimenti in vivo. La validazione viene condotta confrontando i risultati del modello con due diversi studi sperimentali (Arch Stability e Fascia Release).

Anche Qian et al. [29] e Antunes et al. [3] creano il modello a partire da immagini CT ma cambia il soggetto; in questo caso si tratta di un adulto vivo. Attraverso tali immagini costruiscono lo scheletro del piede, e, i primi, tramite MRI posizionano i muscoli. I secondi invece definiscono fascia plantare (geometricamente semplificata in cinque raggi) e tendine d'Achille usando connettori assiali. Inoltre, fissano la superficie superiore del piede, la tibia e la fibula. Le proprietà meccaniche sono ricavate da letteratura.

Nel 2012 Fernandez et al. [30] costruì il suo modello FE del piede partendo dal *Visible Human male*[31] le cui geometrie sono state sviluppate dalla *International Union of Physiological Sciences Physiome project* che ne permette una condivisione facile attraverso la comunità scientifica. Il database così ricavato include ossa, tessuti molli e altre strutture quali arterie e nervi.

Il piede è stato in seguito adattato al fine di catturare la forma del piede del soggetto basandosi sul profilo ricavato dalla MRI. La distribuzione delle fibre, derivata da ciascun muscolo, viene poi aggiunta creando un continuo con la mesh. Vengono inserite le principali vie nervose usando uno specifico algoritmo. In seguito vengono definite le proprietà dei tendini, della pelle, del tessuto adiposo e della fascia plantare. Il modello così fatto è servito ad un'analisi quasi statica e la forza di reazione al suolo di heel-strike, midstance e toe-off è stata applicata per mezzo di un piano orizzontale che interagisce con la pianta del piede. Lo scopo del lavoro di Fernandez et al. era quello di valutare l'influenza della durezza dei materiali nelle pressioni di contatto e nelle tensioni interne in caso di piede diabetico o affetto da gota. Essi basano lo studio su un unico soggetto da cui ricavano geometrie, cinematica, cinetica e pressioni. I risultati ottenuti sono simili a quelli dei lavori precedentemente presentati di Chen et al., Gefen et al. e Cheung e Nigg.

Tao et al. nel 2009 [18] costruirono il modello agli elementi finiti del piede di un soggetto sano partendo da una MRI. Il modello consiste di 30 ossa (28 ossa del piede e i segmenti distali di tibia e fibula), 53 legamenti, fascia plantare e cartilagini, il tutto coperto da tessuto molle. Lo spazio tra le falangi viene fuso con elementi solidi con consistenza ossea a causa di difficoltà di segmentazione dalla MRI. Le giunture dei tarsi e metatarsi sono state semplificate per via della ridotta mobilità relativa, fondendole ciascuna con una sezione di elementi solidi di consistenza cartilaginea. La fascia plantare è simulata tramite cinque collegamenti per la tensione. Tutti i tessuti sono definiti omogenei, isotropici e linearmente elastici con proprietà meccaniche prese da letteratura. Lo stesso soggetto è stato poi sottoposto ad un'analisi in cui hanno ricavato la forza plantare, la pressione plantare e la deformazione della superficie durante sei diverse condizioni di carico. Tale analisi è stata condotta tramite l'utilizzo di marker e della radiografia. Lavoro più recente è stato condotto da Guiotto et al. [36] nel 2014. Essi confrontano un modello di un soggetto sano con un modello di un soggetto diabetico. Entrambi derivano da immagini MRI in cui le 30 ossa sono state fuse in sottogruppi: forefoot comprende i metatarsi e i sesamoidi, midfoot raggruppa cuboide e cuneiformi, hindfoot contiene l'astragalo e il calcagno. Le falangi sono state lasciate libere dai metatarsi per permettere la dorsiflessione. Le proprietà dei materiali sono ricavate da letteratura; ossa, legamenti e fascia plantare sono assunti con comportamento lineare isotropico. Il tessuto molle è rappresentato da una formulazione polinomiale del

secondo ordine. La fascia plantare è costruita con connettori assiali non comprimibili secondo la loro fisiologia. Durante la FEA la parte superiore di tibia fibula e tessuti molli è stata fissata per simulare l'effetto di collegamento ai tessuti soprastanti.

## 1.4 Stato dell'arte

Nel paragrafo precedente abbiamo visto gran parte delle diverse tecniche adottate per la creazione di un FEM. Riassumendo, le immagini possono essere acquisite tramite CT ([27],[28], [29], [3]) e/o MRI ([10], [26], [29], [30], [18], [36]), segmentate e meshate con elementi tetraedrici. E' possibile anche ricorrere a modelli già pronti su cui improntare il proprio lavoro così come hanno fatto Fernandez et al.[30]. La struttura del piede può essere composta dalle singole ossa ma spesso si nota un raggruppamento delle falangi e relative cartilagini per semplificazione del modello in quanto aventi pochi gradi di libertà ([23], [24], [25], [26], [36]), così come anche le giunture di tarsi e metatarsi [18], [36]. Per quanto riguarda le proprietà dei materiali e dei muscoli, soprattutto nell'analisi di soggetti in vivo si ricorre alla letteratura. In particolare le ossa sono assunte rigide con modulo di Young circa 7300 MPa e indice di Poisson 0.3; i tessuti molli possono venir formulati secondo Ogden al primo ordine ([24], [23]) o in generale come materiale incomprimibile, iperelastico e isotropico con modulo di Young circa 0.45 MPa e indice di Poisson 0.45; la cartilagine presenta modulo di Young circa 1 MPa e indice di Poisson 0.4; per legamenti e fascia plantare, rispettivamente, il modulo di Young è di 250 Mpa, 350 Mpa. [36]. In generale i muscoli sono modellati come connettori assiali, con forze ricavate da letteratura, nella maggior parte dei casi, o tramite elettromiografia [36]. Gli studi visti fino a qui dimostrano che notevoli sono i passi in avanti fatti in pochi anni. La maggior parte di questi lavori tuttavia, pur essendo di grande importanza e rilevanza, presentano alcune limitazioni tra le quali la non completa soggetto-specificità nel ricavare ad esempio le forze muscolari o addirittura il modello stesso del piede, e/o anche nell'assumere che velocità di cammino, cinematica e forze di reazione al suolo del soggetto sano siano simili a quello patologico, cosa non vera soprattutto in caso di diabete avanzato. Le suddette sono le principali limitazioni che il questo progetto

si propone di superare. Nei prossimi capitoli vedremo come questo possa essere possibile.

### 1.5 Software per l'analisi agli elementi finiti

Alla base del questo studio non può mancare la potenza di calcolo, usufruendo delle potenzialità di diversi software. Per condurre la segmentazione di immagini mi sono avvalsa di una delle tre piattaforme che mette a disposizione *Simpleware* per la gestione di immagini 3D: **ScanIP**. Esso offre un ambiente di lavoro ricco di tool per visualizzare e segmentare regioni di interesse da dati volumetrici in 3D, quali MRI e CT. Le immagini segmentate possono essere esportate come file in formato STL per un'analisi CAD. *Simpleware* mette a disposizione anche il pacchetto **ScanFE** mediante la quale è possibile convertire immagini 3D segmentate in parti volumetriche e/o in mesh di superficie. La terza piattaforma è **ScanCad** e permette l'importazione e il posizionamento interattivo di modelli CAD. In questo lavoro non viene utilizzata.

**MATLAB**, (MATrix LABoratory), integra il calcolo, la visualizzazione e la programmazione in un ambiente di facile impiego in cui i problemi e le soluzioni sono espressi in notazione matematica familiare. Esso è un ambiente per il calcolo numerico e l'analisi statistica, scritto in C, che comprende anche l'omonimo linguaggio di programmazione creato dalla *Math Works*. MATLAB è un sistema interattivo in cui l'elemento di base è un array quindi non richiede il dimensioning. Ciò permette la risoluzione di molti problemi di calcolo tecnici, in particolare quelli con le formulazioni vettoriali e matriciali. MATLAB caratterizza una famiglia delle soluzioni application-specific denominate toolboxes. Molto utile per la maggior parte degli utenti di MATLAB, toolboxes, fornisce le basi per applicare la tecnologia specializzata. I toolboxes sono collezioni complete di funzioni MATLAB (M-files) che estendono l'ambiente di MATLAB per risolvere particolari categorie di problemi. In questo lavoro è stato utile al fine di elaborare dati di cinematica forniti dalla stereofotogrammetria.

In seguito è stato utilizzato *Simulia ABAQUS*, un pacchetto per simulazioni ingegneristiche, basato sul FEM in grado di risolvere problemi che vanno dalle più semplici analisi lineari alle più complesse simulazioni non lineari. E' caratterizzato da un'estesa libreria di elementi finiti, virtualmente in grado di modellare qualsiasi geometria; un ragguardevole numero di modelli per

la descrizione del comportamento dei materiali: metalli, gomme, polimeri, composti, cementi armati, schiume, terreni e rocce; la possibilità di modellare un buon numero di fenomeni fisici: problemi strutturali, trasferimento del calore, diffusione di massa, etc. Esso si divide in più prodotti (ABAQUS/Standard, ABAQUS/Explicit, ABAQUS/CFD, ABAQUS/CAE), dei quali qui si è fatto uso di **ABAQUS/CAE** (Complete Abaqus Environment). Si tratta di un software per la modellazione e l'analisi agli elementi finiti (FEA), attraverso cui è possibile mettere in pratica la fase di pre-processing, post-processing e monitorare lo stato dei risultati in elaborazione.



## Capitolo 2

# Anatomia dell'articolazione tibiotarsica e del piede [38]

*“Il piede umano è un’opera d’arte e un capolavoro di ingegneria.”*

*Michelangelo Buonarroti*

In questo capitolo la nostra attenzione si rivolge all’anatomia del piede umano. Si tratta del primo passo da compiere al fine di poter costruire un modello adeguato a descriverne il più verosimilmente possibile il comportamento muscoloscheletrico.

Il piede umano è il segmento terminale dell’arto inferiore; si tratta di una struttura molto complessa con organizzazione scheletrica simile a quella della mano ma con particolari differenze che lo rendono adatto a compiere diverse funzioni tra le quali quelle di sopportare il peso corporeo e ottimizzare l’equilibrio durante la stazione eretta.

### 2.1 Struttura ossea

Lo scheletro del piede può essere diviso in tre sezioni in base ai segmenti ossei che lo compongono (Figura: 2.1):

- **il tarso:** è formato da 7 ossa brevi disposte in due gruppi: il gruppo posteriore, composto dalle due ossa più voluminose, l’astragalo (o talo) e il calcagno, e il gruppo anteriore, che comprende l’osso navicolare (o scafoide), il cuboideo e i tre cuneiformi;
- **il metatarso:** è formato da 5 ossa lunghe denominate appunto primo, secondo, terzo, quarto e quinto osso metatarsale;

- **le falangi:** si distinguono in prime falangi (o falangi prossimali), seconde falangi (o falangine, falangi mediali) e terze falangi (o falangette, falangi distali). Il primo dito (o alluce) ha solo due falangi e giace sullo stesso piano delle altre dita (a differenza del pollice della mano), per cui non ha molta indipendenza di movimenti.

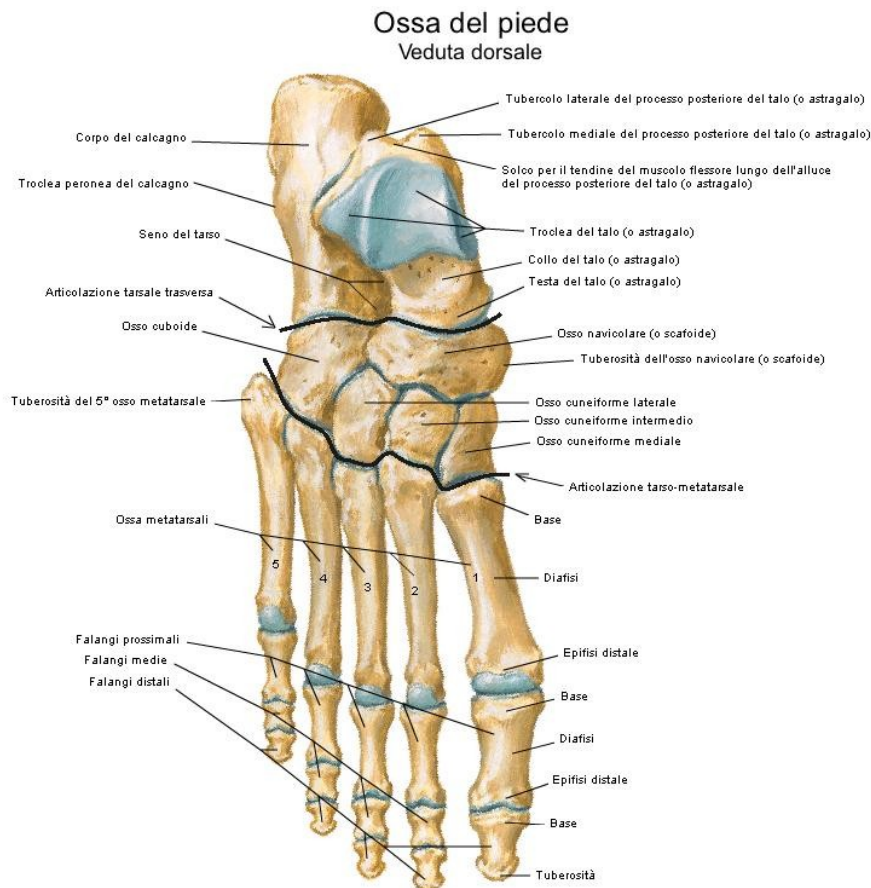


Figura 2.1: Veduta dorsale delle ossa del piede [38]

**L'astragalo o talo** è un osso breve che trasmette il peso del corpo sul piede; ha una forma irregolarmente cuboide in cui si possono descrivere: una testa, un collo e un corpo. Buona parte della sua superficie è rivestita da cartilagine ialina per l'articolazione con diverse ossa.

**Il calcagno** è l'osso breve più voluminoso del tarso; ha forma allungata in senso anteroposteriore e si articola, superiormente, con il talo e, anteriormente, con il cuboide.

**Il navicolare o scafoide** è un osso breve, di forma ovale appiattita in senso anteroposteriore, situato nella parte mediale del tarso, davanti al talo e posteriormente ai tre cuneiformi.



**I cuneiformi** sono tre ossa brevi a forma di prisma triangolare, che si distinguono per forma e posizione. Il mediale è il più voluminoso, quello intermedio è il più piccolo, il laterale ha dimensioni intermedie.

**Il cuboide** è un osso breve, di forma pressochè cubica, posto nella parte laterale del tarso, davanti al calcagno e lateralmente ai cuneiformi.

**Il metatarso** ha uno scheletro composto da cinque ossa lunghe, le ossa metatarsali, che vengono numerate da uno a cinque in senso mediolaterale. Le ossa metatarsali presentano una base prossimale, un corpo e una testa distale.

**Le falangi** formano lo scheletro delle dita, come per la mano, sono in numero di tre: prossimale, mediale, distale dal secondo al quinto dito, nel primo dito (o alluce) sono due: prossimale e distale. Le falangi hanno lunghezza e volume decrescente in senso prossimo-distale. Sono ossa lunghe e presentano un corpo, una base e una testa.

## 2.2 Articolazioni

La congiunzione tra capi ossei continui è permessa dalla presenza di articolazioni che sono stabilizzate da robusti segmenti di tessuto fibroso (legamenti). Esse sono classificate in due grandi categorie: sinartrosi (o articolazioni per continuità) e diartrosi (o articolazioni per contiguità). Nelle prime, le superfici articolari non sono a diretto contatto tra loro ma sono tenute unite da uno strato di tessuto connettivo e cartilagine. Le seconde, che consentono movimenti assai più ampi, sono formate da superfici articolari di varia forma e sono rivestite da uno strato di cartilagine, da una capsula articolare e da una cavità articolare in cui è contenuto un liquido detto sinovia che ne facilita lo scorrimento. Nel complesso piede-caviglia le articolazioni in gioco sono svariate e qui di seguito ne vengono riportate le principali.

**Articolazione tibio-tarsica:** tra tibia, perone e astragalo; è una diartrosi quindi i capi articolari sono tenuti assieme da una capsula fibrosa, rivestita internamente da una membrana sinoviale capiente (contenente l'omonimo liquido), che si inserisce superiormente a tibia e fibula e inferiormente al talo. La capsula è lassa sia anteriormente che posteriormente in relazione alla necessità di garantire i movimenti di dorsi-flessione e flessione plantare.

**Articolazione sottoastragalica:** rappresenta la congiunzione tra astragalo e calcagno e si colloca nell'ambito della colonna verticale di carico tra il calcagno e la tibia. Essa aggiunge la mobilità nei piani frontale e trasversale

## Capitolo 2: Anatomia dell'articolazione tibiotarsica e del piede

alla funzione sul piano sagittale disponibile a livello della tibio-tarsica [37].

**Articolazione trasversa del tarso o mediotarsica:** che comprende l'articolazione calcaneo-cuboidea e talo-calcaneo-navicolare. L'articolazione partecipa a movimenti di rotazione mediale e laterale del piede. Il suo movimento contribuisce all'assorbimento dell'impatto dell'appoggio del piede [37].

**Articolazioni intertarsiche:** come la navicolo-cuneiforme, le intercuneiformi laterali e le articolazioni cuboideo-cuneiformi. I movimenti consentiti da queste ultime sono piccoli movimenti di scivolamento.

**Articolazioni tarso-metatarsali:** sono diartrosi e collegano le ossa metatarsali ad alcune di quelle tarsali (cuboide e cuneiformi). Queste articolazioni consentono piccoli movimenti di flessione, estensione e lateralità che permettono al piede adattamenti di forma e modificazioni della volta plantare.

**Articolazioni metatarso-falangee:** sono diartrosi e legano le teste metatarsali alle falangi prossimali. I movimenti consentiti sono di flessione ed estensione delle dita del piede sui metatarsi. Rappresentano il "punto di piegamento" (toe break) delle dita, che permette al piede la rotazione sulle teste metatarsali piuttosto che sulla punta delle dita [37].

**Articolazioni interfalangee:** sono nove articolazioni diartrosi che uniscono la testa delle falangi alle basi delle stesse. Nelle falangi sono consentiti movimenti di estensione e di flessione.

Tali articolazioni permettono al piede di adattare il movimento di deam-

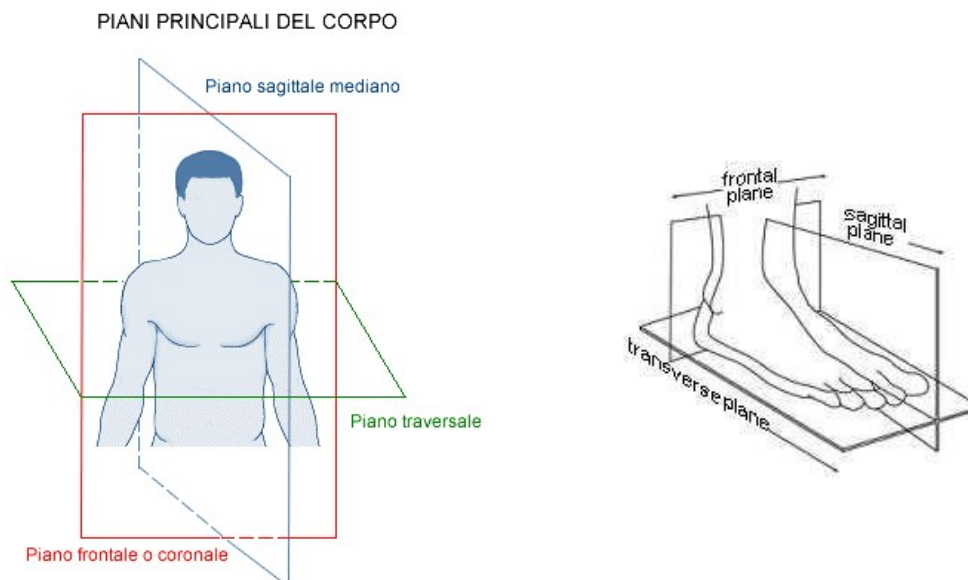


Figura 2.2: Piani del corpo e del piede.

bulazione alle asperità del suolo sottostante e di compiere un movimento caratterizzato da tre assi e tre gradi di libertà. In base al piano (sagittale, frontale e trasversale) in cui si svolge il movimento (Figura 2.2), esso viene definito nel seguente modo:

- **dorsi-flessione e flessione plantare**, ovvero lo spostamento del piede verso l'alto o verso il basso sul piano sagittale. L'angolo descritto dalla pianta varia tra  $20^{\circ}$ - $30^{\circ}$  in flessione dorsale e tra  $30^{\circ}$ - $50^{\circ}$  in flessione plantare, partendo dalla posizione di perpendicolarità all'asse della gamba (Figura 2.3).



Figura 2.3: Dorsi-flessione e flessione plantare.

- **inversione (supinazione) ed eversione (pronazione)**: l'inversione consiste nella rotazione della caviglia in modo che la superficie plantare guardi medialmente, cioè verso l'altro piede, mentre l'eversione porta la superficie plantare a guardare lateralmente. L'ampiezza del movimento è di circa  $50^{\circ}$  in supinazione, mentre di  $20^{\circ}$ - $25^{\circ}$  in pronazione (Figura 2.4).

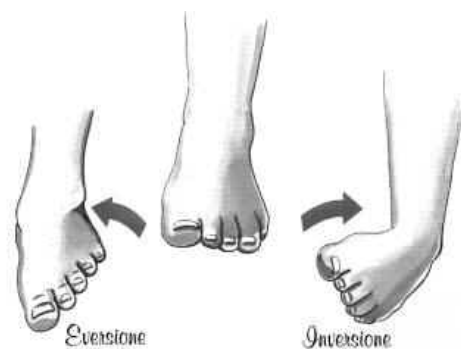


Figura 2.4: Eversione-inversione.

- **abduzione-adduzione**, attorno all'asse longitudinale della gamba durante i quali l'avampiede rispettivamente si avvicina e si allontana dall'asse mediale. L'ampiezza di tali movimenti varia tra i 35°-45° ma può aumentare fino a 90° se si sommano le rotazioni del ginocchio e dell'anca (Figura 2.5).



Figura 2.5: Ab-adduzione

### 2.3 Muscoli

Il complesso gamba-caviglia-piede è composto da numerosi muscoli in grado di consentire al piede intero, e ai suoi sottosegmenti, di muoversi.

I muscoli della gamba (Figura 2.6), come i muscoli dell'avambraccio, formano un'ampia massa carnosa prossimalmente, mentre distalmente sono rappresentati da lunghi tendini; possono essere distinti in muscoli posteriori, laterali e anteriori.

I muscoli anteriori della gamba si portano dalla gamba al piede, sono disposti in un unico strato e in direzione mediolaterale con funzione di flessione dorsale. Sono tutti innervati dal nervo peroniero profondo. Questa sezione comprende tre muscoli principali, con l'aggiunta del peroneo terzo che è un ausiliario incostante all'estensore comune delle dita. Dal momento che i due muscoli sono uniti e condividono il tendine laterale, l'azione del peroneo terzo sarà assunta come equivalente a quella dell'estensore lungo delle dita [37]. Gli altri muscoli sono:

- **tibiale anteriore**(Figure: 2.7,2.8): posto a ridosso della faccia laterale della tibia, è di forma prismatica triangolare e, con un lungo tendine, si porta al margine mediale del piede. Origina dalla faccia

## Muscoli della gamba Dissezione superficiale, veduta anteriore

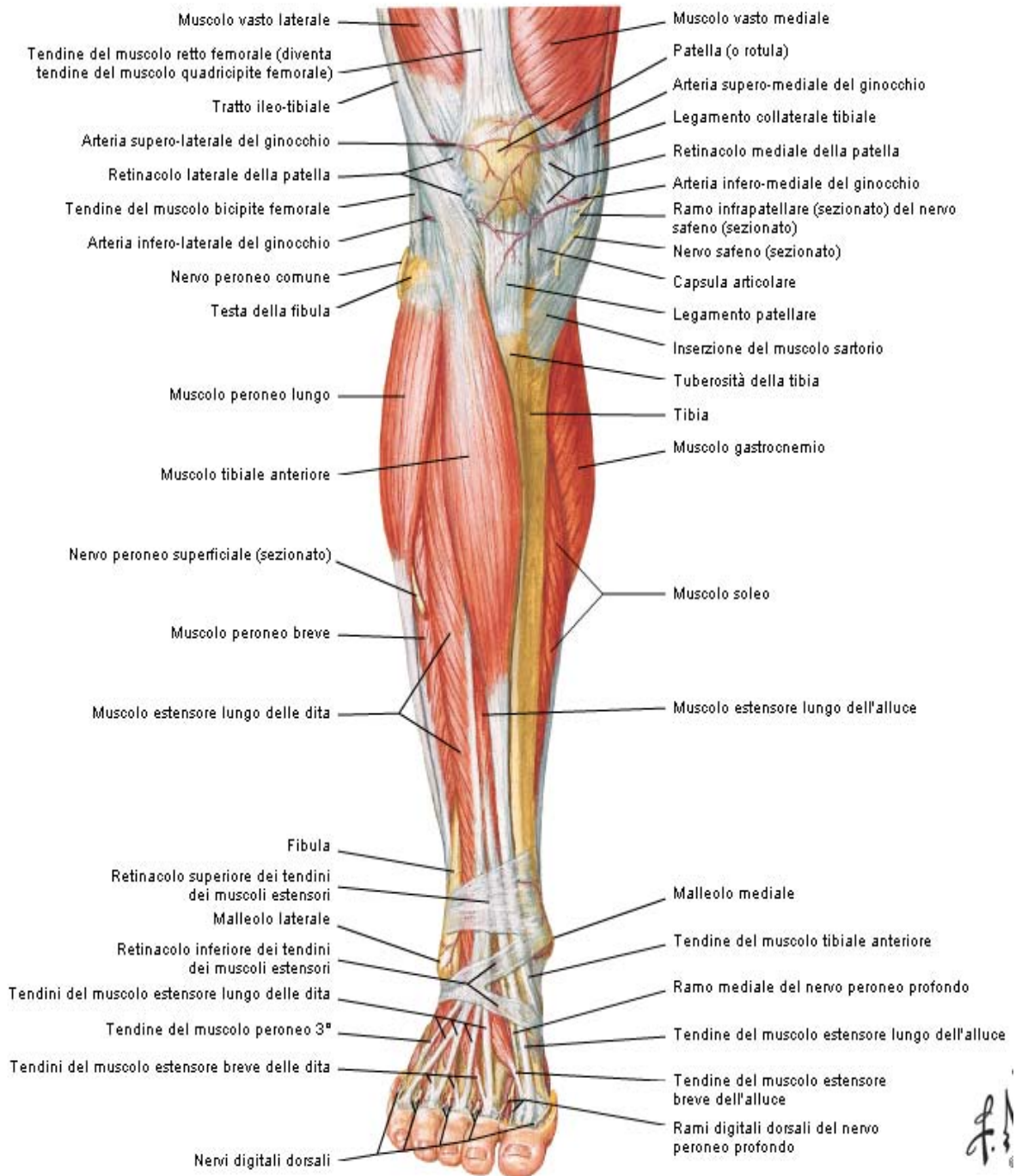


Figura 2.6: Muscoli della gamba, veduta anteriore (Atlante ELSEVIER [38]).

laterale della tibia, dalla membrana interossea e dalla fascia crurale, si dirige in basso e, giunto in corrispondenza della parte inferiore della gamba, continua con un robusto tendine; quest'ultimo passa profondamente ai retinacoli superiore e inferiore dei muscoli estensori inserendosi alla superficie mediale dell'osso cuneiforme mediale e della base del primo osso metatarsale. La sua azione è quella di flettere dorsalmente il piede o lo supina sollevandone il margine mediale; a piede fisso al suolo, avvicina la gamba al dorso del piede (Figura 2.6);

- ***estensore lungo dell'alluce*** (Figura 2.7): è situato profondamente tra il tibiale anteriore e l'estensore lungo delle dita. Origina dal terzo medio della faccia mediale della fibula e dalla membrana interossea, si dirige in basso e continua con un tendine appiattito, che dopo essere passato profondamente ai retinacoli superiore e inferiore dei muscoli estensori, si inserisce sulla superficie dorsale della base della falange dell'alluce. Esso flette dorsalmente l'alluce e partecipa alla flessione dorsale del piede sollevandone il margine mediale (supinazione); a piede fisso avvicina la gamba al dorso del piede (Figura 2.7);
- ***estensore lungo delle dita*** (Figura 2.7): è un robusto muscolo appiattito posto tra i muscoli tibiale anteriore ed estensore lungo dell'alluce; unisce tibia e fibula alle ultime quattro dita del piede. Origina dal condilo laterale della tibia, dalla membrana interossea, dalla testa e dal margine anteriore della fibula e dalla fascia crurale. Il ventre muscolare si dirige distalmente e continua in un tendine che, dopo essere passato profondamente ai retinacoli superiore e inferiore dei muscoli estensori, si divide in quattro tendini secondari per le ultime quattro dita che divergono sul dorso del piede. Ciascuno dei tendini secondari si divide in tre linguette di cui, quella media si inserisce alla base della falange media, le altre alla base della falange distale. Esso flette dorsalmente le ultime quattro dita del piede, partecipa alla flessione dorsale del piede e ne solleva il margine laterale (pronazione); a piede fisso avvicina la gamba al dorso del piede (Figura 2.7).

I muscoli laterali della gamba dalla fibula si portano al piede e sono entrambi innervati dal nervo peroniero superficiale. Vengono definiti all'interno dei muscoli flessori plantari, più in particolare tra i muscoli perimalleolari, insieme al tibiale posteriore di cui parleremo più avanti. Essi sono

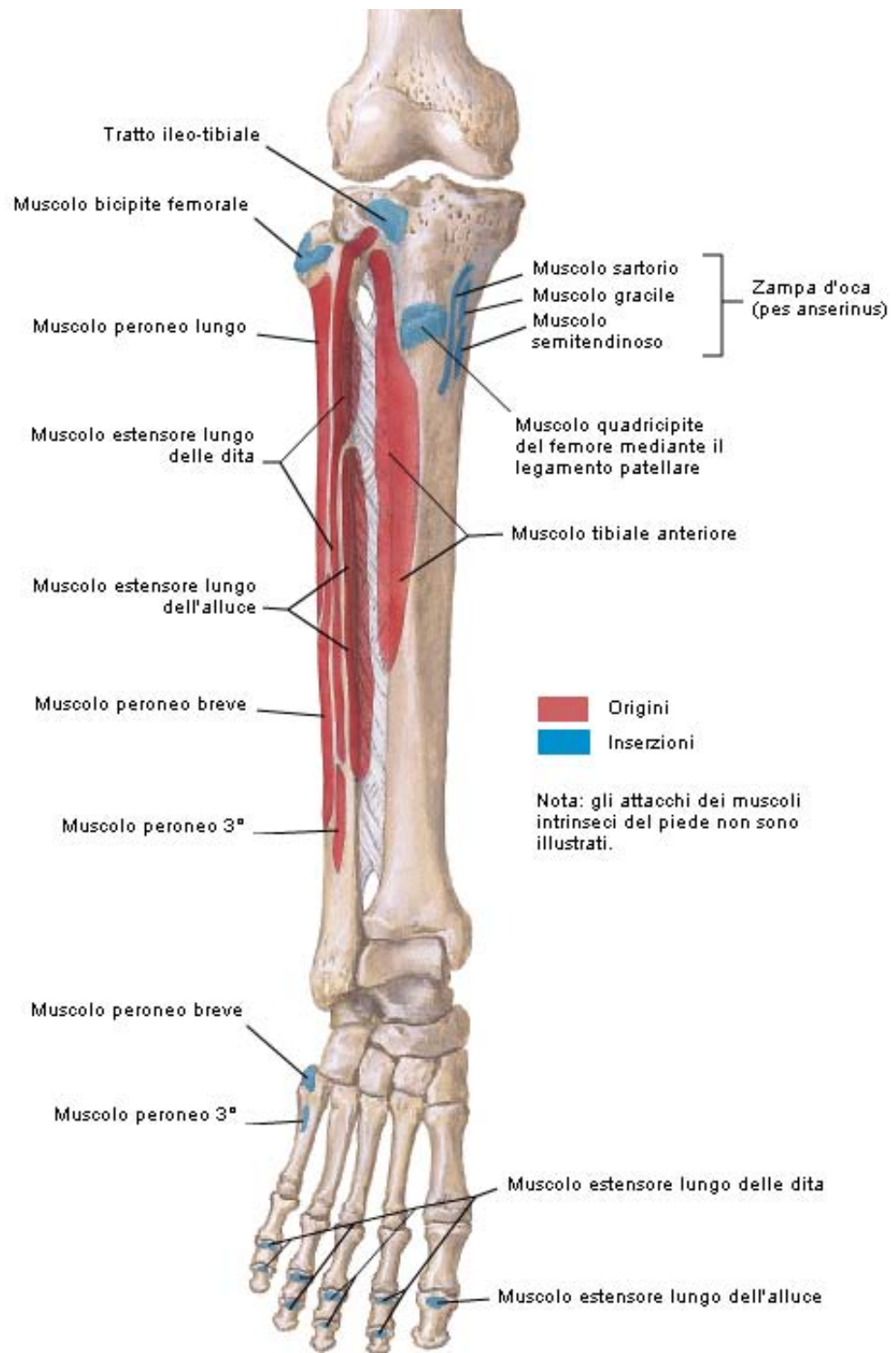


Figura 2.7: Inserzione muscoli della gamba, veduta anteriore (Atlante ELSEVIER [38]).

## Capitolo 2: Anatomia dell'articolazione tibiotarsica e del piede

---

relativamente piccoli e circondano strettamente i malleoli mediale e laterale [37]:

- **peroniero lungo** (Figure: 2.7, 2.8): è un muscolo allungato che si trova superficialmente nella faccia laterale della gamba; è esteso dalla fibula al primo osso metatarsale. Origina dalla testa e dalla faccia laterale della fibula; i suoi fasci muscolari giunti a metà della gamba, continuano in un lungo tendine che passa posteriormente al malleolo fibulare e profondamente al retinacolo superiore dei muscoli estensori. Il tendine si dirige quindi in avanti, passando profondamente al retinacolo inferiore dei muscoli estensori, e si porta nella pianta del piede. Qui giunto, decorre in avanti e medialmente, profondamente ai muscoli plantari, e raggiunge il margine mediale del piede dove si inserisce al cuneiforme mediale e alla tuberosità del primo osso metatarsale. Esso abbassa il margine mediale del piede esercitando una forte azione pronatoria; flette inoltre ventralmente il piede.
- **peroniero breve** (Figura 2.7): è posto profondamente al peroniero lungo e unisce la fibula al quinto osso metatarsale. Origina dal terzo medio della faccia laterale della fibula e continua con un tendine che decorre, insieme a quello del peroniero lungo, dietro al malleolo fibulare e profondamente ai retinacoli superiore e inferiore dei muscoli estensori. Dalla faccia laterale del calcagno, il tendine raggiunge il margine laterale del piede e si inserisce alla tuberosità del quinto osso metatarsale. Insieme al peroniero lungo contribuisce alla pronazione del piede sollevandone il margine laterale.

I muscoli posteriori della gamba sono disposti in due strati sovrapposti. Essi vengono tutti innervati dal nervo tibiale e sono anch'essi definiti come muscoli flessori plantari. Il soleo e i capi mediale e laterale del gastrocnemio hanno il vantaggio dell'ampia dimensione e di un braccio di leva pari a tutta la lunghezza del calcagno [37]:

- il muscolo **tricipite della sura** (Figura 2.8). E' una voluminosa massa muscolare costituita da tre capi, due più superficiali, il capo mediale e il capo laterale, che formano il muscolo **gastrocnemio** e uno profondo, il muscolo **soleo**. Il muscolo gastrocnemio e soleo si uniscono distalmente in un lungo robusto tendine calcaneale (di Achille) che si inserisce al calcagno. Il capo mediale del gastrocnemio origina



dall'epicondilo e dalla superficie posteriore del condilo mediale del femore; il capo laterale del gastrocnemio si distacca dalle corrispondenti aree del condilo laterale del femore. Entrambi i capi traggono origine anche dalla faccia posteriore della capsula articolare del ginocchio. I due capi si dirigono in basso convergendo e delimitando la fossa poplitea e, a livello del terzo medio della gamba, si riuniscono per costituire un'ampia aponeurosi che continua distalmente nel tendine calcaneale. Il muscolo soleo ha un'origine fibrosa dalla testa e dalla faccia posteriore della fibula, dalla linea del muscolo soleo della faccia posteriore della tibia e dall'arcata fibrosa tesa tra la testa della fibula e la linea del muscolo soleo. Da queste estese origini si forma un ampio ventre appiattito che continua in una larga aponeurosi che discende in basso e, a livello del terzo inferiore della gamba, si unisce alla faccia profonda dell'aponeurosi del muscolo gastrocnemio costituendo il tendine calcaneale. Quest'ultimo raggiunge il piede e si inserisce alla tuberosità del calcagno. Il muscolo tricipite della sura determina la flessione plantare del piede e la sua supinazione; inoltre, mediante i due capi del gastrocnemio flette la gamba sulla coscia. A piede fisso al suolo, estende la gamba sul piede e interviene in modo determinante nel mantenimento della postura, nella deambulazione, nella corsa e nel salto.

- **tibiale posteriore** (Figura 2.8): è il più profondo dei muscoli posteriori della gamba ed è situato in una posizione intermedia rispetto ai flessori lunghi. Origina dalla fascia posteriore della tibia, sotto all'origine del soleo, dalla membrana interossea e dalla faccia mediale della fibula. I fasci muscolari si dirigono in basso e medialmente per continuare in un tendine che decorre dietro al malleolo mediale, profondamente al retinacolo dei muscoli flessori. Il tendine si dirige quindi in avanti, sulla faccia mediale del talo, per raggiungere la pianta del piede e inserirsi alla tuberosità navicolare e alla superficie plantare dei tre cuneiformi. Esso flette plantarmente il piede e lo supina; con il piede fisso al suolo, partecipa al mantenimento della stazione eretta e alla deambulazione avvicinando la gamba al calcagno.

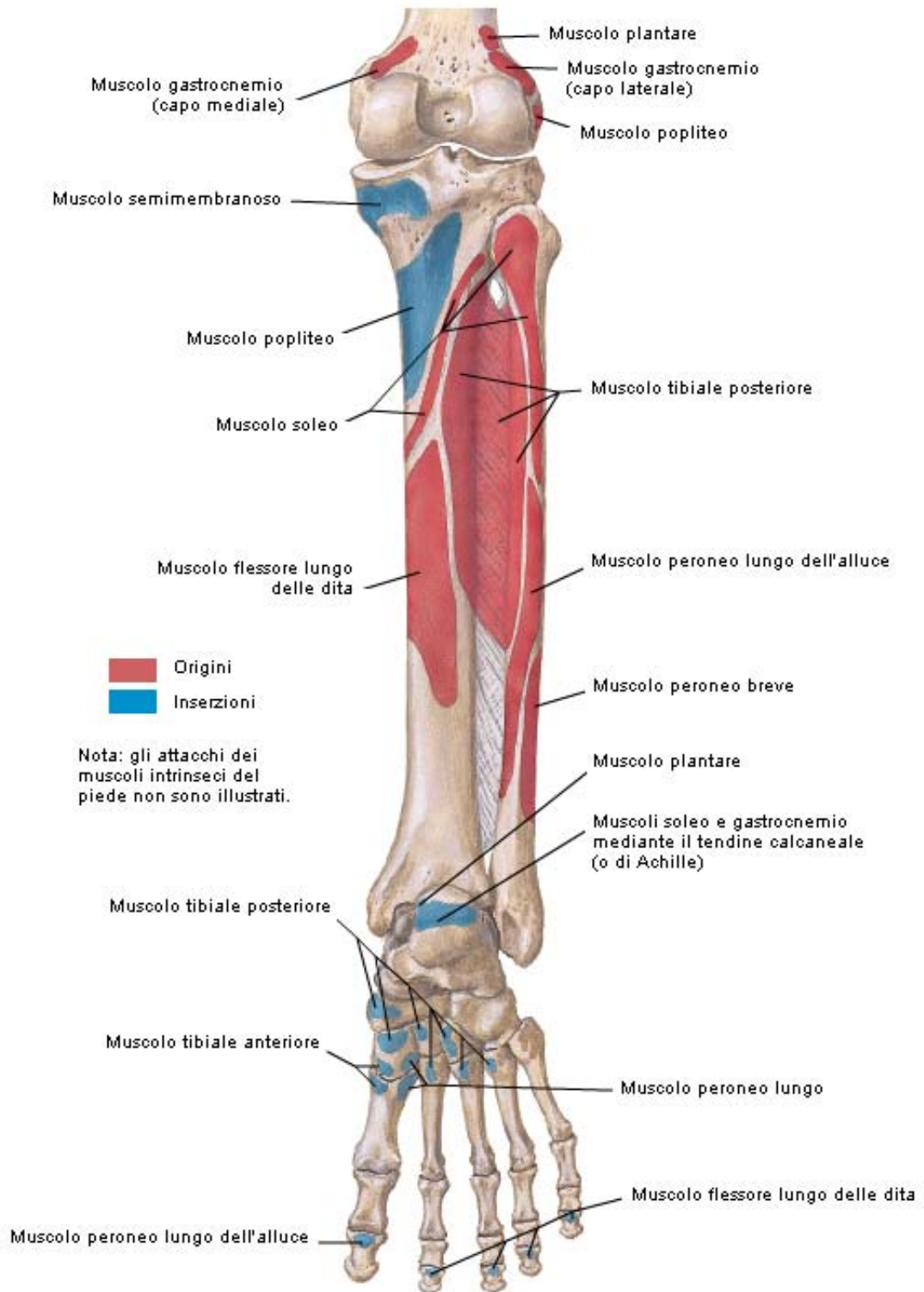


Figura 2.8: Inserzione muscoli della gamba, veduta posteriore (Atlante ELSEVIER [38]).

### 2.3.1 I retinacoli

*I retinacoli dei muscoli estensori* sono distinti in superiore e inferiore. Il retinacolo superiore dei muscoli estensori è situato superficialmente ai tendini dei muscoli anteriori della gamba e si inserisce al margine anteriore della tibia e al margine laterale della fibula. Il retinacolo inferiore dei muscoli estensori è teso tra la faccia laterale del calcagno e il malleolo tibiale, l'osso cuneiforme mediale e il navicolare.

*Il retinacolo dei muscoli flessori* è teso tra il margine posteriore del malleolo tibiale e la faccia mediale del calcagno.

*Il retinacolo dei muscoli peronieri* sono distinti in superiore e inferiore. Entrambi i retinacoli sono tesi tra il malleolo fibulare e la faccia laterale del calcagno.

*L'aponeurosi plantare* (Figura 2.9) è un'ispessimento della fascia superficiale di forma triangolare con base anteriore che riveste la pianta del piede. Origina in prossimità della tuberosità del calcagno con fasci longitudinali che si dirigono in avanti per raggiungere le dita, a livello delle articolazioni metatarsofalangee.

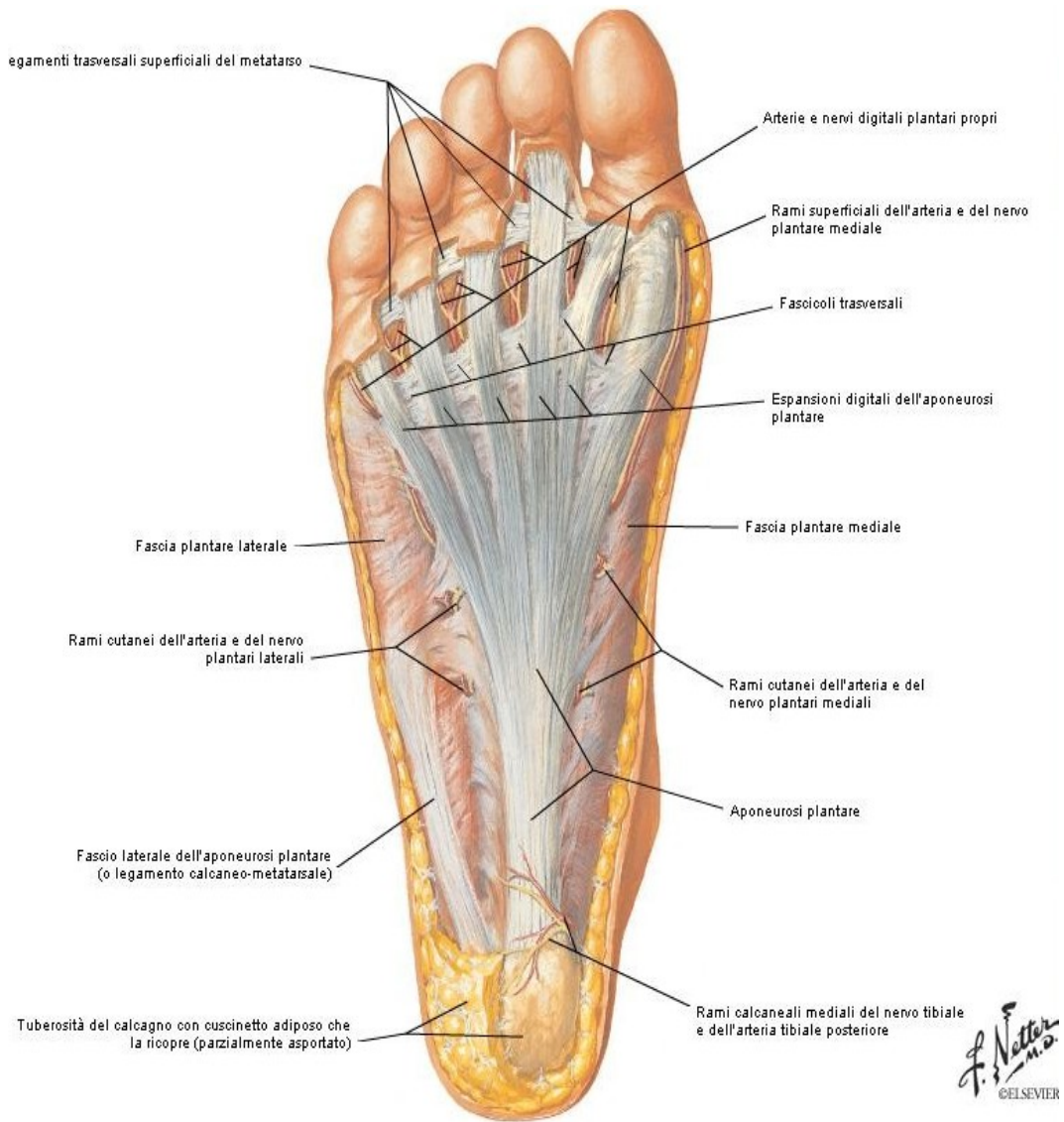


Figura 2.9: Pianta del piede (Atlante ELSEVIER [38]).

## Capitolo 2: Anatomia dell'articolazione tibiotarsica e del piede

A titolo riassuntivo nella seguente Tabella 2.1 sono riportate le azioni muscolari fin qui descritte.

Azione	Muscoli	Innervazione
Flessione plantare	Gastrocnemio Soleo	N. tibiale
Flessione dorsale	Tibiale anteriore Estensore lungo dell'alluce Estensore lungo delle dita Peroniero anteriore	N. peroniero profondo
Pronazione	Peroniero lungo Peroniero breve Estensore lungo delle dita	N. peroniero superficiale N. peroniero profondo
Supinazione	Tibiale anteriore Estensore lungo dell'alluce Estensore lungo delle dita Peroniero anteriore  Tibiale posteriore Flessore lungo delle dita Flessore lungo dell'alluce	N. peroniero profondo      N. tibiale

Tabella 2.1: Azione dei muscoli sull'articolazione talocrurale.



# Capitolo 3

## Analisi del cammino [37]

*“Dallo studio dei triangoli e delle formule algebriche sono passato a quelle degli uomini e delle cose; comprendo quanto quello studio mi sia stato utile per quello che ora vado facendo degli uomini e delle cose.”*

*Camillo Benso conte di Cavour (1810-1861)*

Per condurre l'analisi biomeccanica del piede diabetico è necessario avere a disposizione diversi strumenti. Qui di seguito vengono riportate le nozioni base e gli strumenti per l'analisi del movimento. Essa ha lo scopo di raccogliere informazioni quantitative relative alla meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un atto motorio. Durante la deambulazione e quindi l'avanzamento del corpo verso una certa destinazione, un arto funge da sostegno, mentre l'altro avanza fino al successivo appoggio; in seguito i due arti si scambiano di ruolo e durante il trasferimento del peso da uno all'altro, entrambi i piedi poggiano sul terreno. Una singola sequenza di queste funzioni di uno dei due arti è detta ciclo del passo. Dato che ogni azione è direttamente concatenata con la successiva, risulta difficile determinare un evento specifico che indichi l'inizio e la fine del ciclo, ma solitamente l'evento che si sceglie per identificarne l'inizio è il momento del contatto iniziale al suolo. I soggetti sani iniziano il contatto al suolo con l'appoggio del tallone (heel strike) ma dato che non tutti i pazienti hanno questa capacità si utilizza il termine generico di “contatto iniziale” come istante d'inizio del ciclo. Ogni ciclo è suddiviso in due periodi (Figura 3.1):

- **appoggio (*stance*)**, intervallo durante il quale il piede è in contatto con il terreno, di solito occupa il 60% dell'intero ciclo;

- **oscillazione (swing)**, tempo in cui il piede si trova sollevato da terra per l'avanzamento dell'arto; occupa il restante 40% del ciclo;

A sua volta la fase di stance si suddivide in tre intervalli:

- **doppio appoggio iniziale**, costituisce l'inizio del ciclo del passo e corrisponde al momento in cui entrambi i piedi poggiano sul terreno dopo il contatto iniziale;
- **appoggio singolo**, ha inizio quando il piede contro laterale si distacca dal suolo ed inizia la sua fase di swing; in questo intervallo tutto il peso grava su un solo arto e la sua durata è un ottimo indice per verificare l'abilità di supporto dell'arto stesso;
- **doppio appoggio terminale**, comincia quando il piede contro laterale termina la sua fase di swing e poggia al suolo (contatto iniziale contro-laterale) e continua finchè l'arto che prima era in appoggio comincia a distaccarsi dal terreno per iniziare la fase di oscillazione.

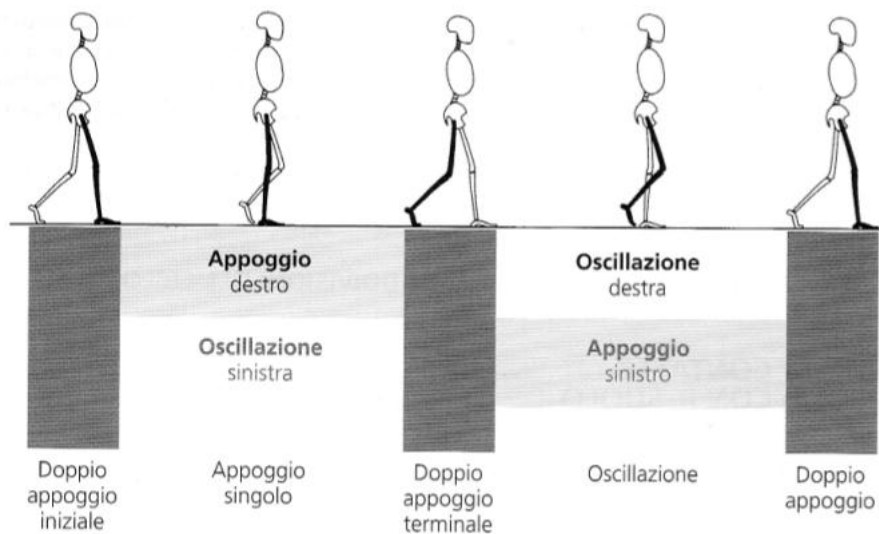


Figura 3.1: Suddivisione della fase di appoggio e della relazione tra contatti al suolo e fase di volo del piede contro laterale [37].

### 3.1 Il ciclo del passo

La commissione di analisi del movimento dell'ospedale Rancho Los Amigos (California) ha individuato una terminologia che comprende determinate fasi funzionali del cammino. L'analisi del cammino mediante tali fasi identifica



direttamente il significato funzionale dei diversi movimenti a livello delle singole articolazioni e fornisce un mezzo per correlare le azioni di queste ultime agli schemi di funzione complessiva dell'intero arto. La loro concatenazione è anche in grado di far svolgere all'arto tre compiti fondamentali che sono:

- L'accettazione del carico (comprende le prime due fasi dell'appoggio)
- L'appoggio singolo (comprende le due fasi successive dell'appoggio)
- L'avanzamento dell'arto (parte dalla fase finale dell'appoggio e comprende le tre fasi dell'oscillazione)

Le fasi funzionali del ciclo del passo sono otto (Figura 3.2):

1. **Contatto iniziale (*Initial contact*)**: 0-2% del ciclo del passo; comprende il momento in cui il piede viene in contatto con il suolo. L'arto è posizionato in modo da poter cominciare il pieno appoggio attraverso il rotolamento del calcagno.
2. **Risposta al carico (*Loading response*)**: 2-10% del ciclo del passo; praticamente coincide con l'intervallo di doppio appoggio iniziale. In questa fase si assorbe l'impatto del contatto e si stabilizza il corpo sotto carico
3. **Appoggio intermedio (*Mid-stance*)**: 10-30% del ciclo del passo; comprende la prima metà dell'intervallo di appoggio singolo. Termina una volta raggiunta la stabilità dell'arto e del tronco in quanto il peso del corpo risulta allineato sull'avampiede.
4. **Appoggio terminale (*Terminal stance o Push off*)**: 30-50% del ciclo del passo; fase conclusiva dell'appoggio singolo. Il peso del corpo è trasferito oltre l'avampiede.
5. **Preoscillazione (*Preswing*)**: 50-60% del ciclo del passo; coincide con l'intervallo di doppio appoggio terminale. In questa fase ha il trasferimento del carico da un arto all'altro e si predispose l'arto che prima era in appoggio per l'oscillazione.
6. **Oscillazione iniziale (*Initial swing*)**: 60-73% del ciclo del passo; rappresenta il primo terzo della fase di oscillazione. Ha l'obiettivo di alzare il piede dal suolo e far avanzare l'arto sino ad una posizione parallela all'arto in appoggio.

7. **Oscillazione intermedia (Mid-swing)**: 73-85% del ciclo del passo; seconda fase del periodo di oscillazione. Porta in avanzamento l'arto in volo sino a che la tibia raggiunga una posizione verticale (equivalenza tra flessione di anca e ginocchio).
8. **Oscillazione terminale (Terminal swing)**: 85-100% del ciclo del passo; fase finale dell'oscillazione. Porta al completo avanzamento dell'arto (la gamba si trova davanti alla coscia) e termina quando il piede prende contatto con il terreno.

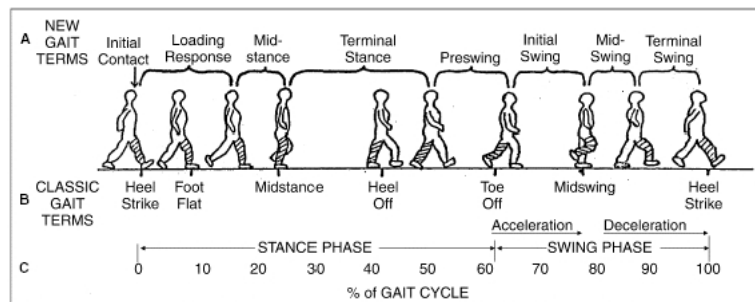


Figura 3.2: Il ciclo del passo; A le fasi funzionali del ciclo del passo, B eventi del ciclo del passo, C la distribuzione del tempo durante il ciclo del passo per una camminata di un soggetto sano [37].

I principali parametri spazio-temporali del ciclo del passo sono [44]:

- **Gait Cycle**: il periodo di tempo tra un evento ed il successivo verificarsi dello stesso evento per lo stesso piede [s].
- **Gait Stride**: la distanza tra il contatto iniziale di un piede e il successivo contatto iniziale dello stesso piede [m].
- **Stance phase**: il periodo di tempo per cui il piede è in contatto con il suolo [s].
- **Swing phase**: il periodo di tempo durante il quale il piede non è in contatto con il suolo [s]. Nel caso in cui il piede non si stacchi mai dal suolo (foot drag), si definisce come la fase in cui tutte le parti del piede si muovono in avanti.
- **Double support**: il periodo di tempo in cui entrambi i piedi sono in contatto con il suolo [s]. Accade due volte in un ciclo del passo.
- **Single support**: è il periodo di tempo in cui un solo piede è in contatto con il suolo [s]. Coincide con la swing phase dell'altro piede.

- **Step length:** la distanza tra un punto di contatto di un piede con il suolo (solitamente il tallone) e lo stesso punto di contatto con il suolo dell'altro piede [m].
- **Step period:** è il tempo impiegato a compiere la step length [s].
- **Velocità:** la velocità lineare lungo la direzione della progressione misurata su uno o più passi [m/s].
- **Ritmo:** La cadenza del passo [passi/min].

### Controllo muscolare durante il ciclo del passo

L'attività dei muscoli flessori dorsali incomincia durante le preoscillazione. Il primo muscolo a contrarsi è l'estensore proprio dell'alluce, che è attivo per tutta la preoscillazione. Immediatamente dopo, durante l'oscillazione intermedia si ha l'attività del tibiale anteriore e dell'estensore lungo delle dita. L'intensità della contrazione del tibiale anteriore si accresce rapidamente durante l'oscillazione iniziale. Nell'oscillazione terminale aumenta ancora gradualmente, al fine di posizionare il piede per l'appoggio. L'azione dell'estensore lungo delle dita risulta parallela a quella del tibiale anteriore, ma con un'ampiezza leggermente inferiore. L'azione del muscolo soleo inizia alla fine della fase di risposta al carico, mantenendosi costante per tutto l'appoggio intermedio e assumendo un picco rapido e marcato a partire dal 45% del ciclo del passo. Successivamente l'intensità dell'azione del soleo diminuisce con una velocità simile, fino a cessare all'inizio della fase di doppio appoggio (preoscillazione). Il capo mediale del gastrocnemio si attiva parallelamente al soleo, mentre l'inizio del capo laterale può essere ritardata fino all'appoggio intermedio. Gli altri muscoli perimalleolari presentano una modesta efficienza plantarflessoria, poichè il loro allineamento attribuisce loro un differente ruolo primario durante il cammino: il controllo delle articolazioni del piede. Il tibiale posteriore diventa attivo al contatto iniziale e continua per tutto il singolo appoggio. Il contatto del piede contralaterale (50% del ciclo del passo) rappresenta il segnale per il rilasciamento del tibiale posteriore. L'azione dei muscoli peronei inizia precocemente durante il ciclo del passo e termina nella preoscillazione intermedia (55-58% del ciclo del passo) [37].

## 3.2 Stereofotogrammetria, [45]

Lo studio del movimento umano prevede la misura di variabili che descrivono la cinematica e la dinamica dei segmenti anatomici. Le variabili cinematiche (posizione, velocità e accelerazione) sono ottenute tramite i sistemi di analisi del movimento, mentre le variabili dinamiche si ottengono indirettamente tramite la misura delle forze esterne agenti sul soggetto. Per la misura delle grandezze cinematiche sono disponibili sistemi commerciali caratterizzati da tecnologie eterogenee e differenti gradi di invasività:

- elettrogoniometri e accelerometri (Figura 3.3);
- sistemi elettromagnetici (Figura 3.3);
- sistemi basati su sensori acustici (Figura 3.4);
- sistemi optoelettronici (Figura 3.4).



Figura 3.3: Sistema elettrogoniometrico (a sinistra) e sistema elettromagnetico (a destra), [44].

In questo studio è stata utilizzata l'ultima tecnica in elenco. I sistemi optoelettronici, che utilizzano telecamere operanti nella gamma del visibile o del vicino infrarosso, rappresentano, infatti, la soluzione tecnologica più diffusa per la stima del movimento umano. Sebbene garantiscano una accuratezza elevata, tali sistemi forniscono una stima e non una misura diretta delle variabili cinematiche. Essi sfruttano caratteristiche geometriche (punti, linee, aree) localizzate sulla superficie corporea del soggetto le cui



Figura 3.4: Sensore acustico (a sinistra) e sistema optoelettronico (a destra), [44].

immagini acquisite da più telecamere sono ricostruite in tre dimensioni (Figura 3.5). Sebbene la ricerca attuale si stia muovendo nella direzione di sviluppare metodologie che consentano la stima del movimento umano con elevata accuratezza senza richiedere l'utilizzo di apparati aggiuntivi, i marcatori cooperativi rimangono ancora la soluzione operativa comunemente utilizzata. Infatti, i marcatori fisici, passivi o attivi, aderenti alla superficie corporea sono facilmente riconoscibili nelle immagini.

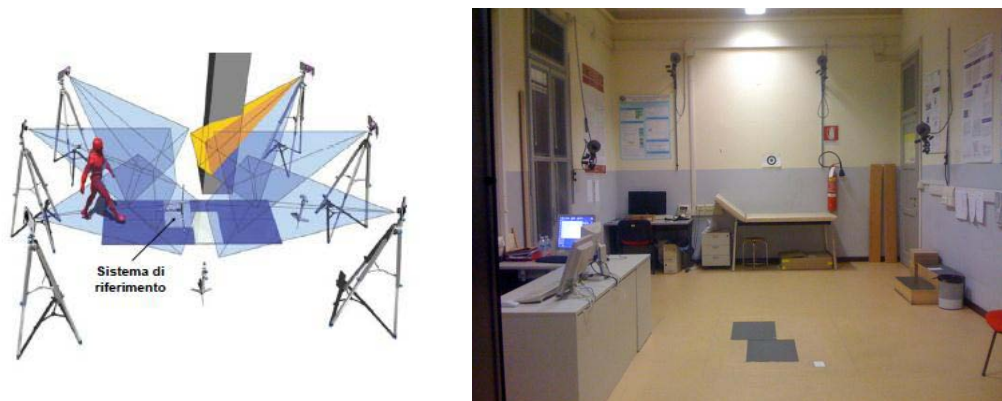


Figura 3.5: A sinistra una schematizzazione di sistema optoelettronico stereofotogrammetrico a 6 telecamere, a destra una fotografia del laboratorio di analisi del movimento dell'Università di Padova, [47].

### Marcatori passivi

In questo studio sono stati utilizzati i marcatori passivi (Figura 3.6). Essi sono costituiti da supporti di materiale plastico ricoperti da una pellicola

catarifrangente; in particolare essi richiedono un dispositivo aggiuntivo di illuminazione che opera nell'intorno di lunghezze d'onda specifiche (780-820 nm). Dotando le telecamere di un filtro ottico opportuno, i marcatori sono immediatamente riconoscibili rispetto alla scena. La sfericità rappresenta la migliore geometria del supporto per la riflessione dei raggi infrarossi emessi dagli illuminatori a vantaggio quindi della visibilità del volume di misura. I marcatori passivi richiedono, inoltre, un sofisticato sistema di pre-elaborazione per identificare e classificare i marcatori.



Figura 3.6: Marcatori passivi [46].

### 3.2.1 Cinematica articolare

Il corpo umano viene tipicamente descritto come una catena cinematica di segmenti materiali, ciascuno dei quali rappresenta un segmento corporeo. Alla base della descrizione cinematica utilizzata vi è la modellizzazione dei vari segmenti come corpi rigidi, ignorando quindi sia la presenza di tessuti molli circostanti sia le deformazioni della componente ossea e le cause che le determinano. Si ritiene più opportuno fare riferimento ai segmenti ossei per le seguenti ragioni: sono più coerenti con l'ipotesi di rigidità e, quindi, si prestano meglio ad un discorso sul movimento; la cinematica articolare fa riferimento al movimento relativo tra le ossa; origini e inserzioni dei muscoli e legamenti sono definibili con riferimento alle ossa; i piani anatomici delle ossa sono definibili con maggior ripetibilità grazie a reperi anatomici (RA) meglio identificabili. Quest'ultimi sono punti superficiali con distinte caratteristiche morfologiche, coperti da un sottile strato di tessuto molle.

Grazie alla loro accessibilità, essi sono individuabili per palpazione e la loro posizione può essere ricostruita apponendovi dei marcatori.

In ogni analisi, è importante stabilire un sistema riferimento, in particolare nel calcolo della cinematica se ne definiscono di tre tipi (Figura 3.7).

- **sistema di riferimento globale**, che è un sistema di assi rispetto al quale il sistema fotogrammetrico fornisce le coordinate ricostruite dei marcatori, esso è arbitrariamente definito nello spazio del laboratorio;
- **sistema di riferimento locale (detto sistema tecnico)**, che è un sistema arbitrario rigidamente associato ad un segmento osseo; vi sono due diversi sistemi tecnici fondamentali che sono: *sistema tecnico del cluster dei marcatori*, che viene ricostruito utilizzando la posizione istantanea di marcatori non allineati collocati sul segmento d'interesse (affinché il problema sia determinato i marcatori devono essere almeno tre); *sistema tecnico della morfologia*, usato durante esperimenti che forniscono la morfologia del segmento e certamente diverso dal sistema tecnico del cluster se la strumentazione utilizzata per la morfologia differisce da quella usata per registrare il movimento;
- **sistema di riferimento anatomico**, che è un sistema i cui piani approssimano i piani anatomici del movimento umano e i cui assi spesso vengono utilizzati per rappresentare i tre gradi di libertà traslazionali e rotazionali di un'articolazione; viene determinato utilizzando i relativi punti di repere anatomico identificabili per palpazione ed è quindi un sistema introdotto per soddisfare requisiti di ripetibilità intra – e inter – soggettiva

Per descrivere la collocazione di un segmento osseo, detta *posa*, all'interno di un sistema di riferimento globale, si considera al posto del segmento il sistema locale rigidamente associato ad esso di cui devono essere noti vettore posizione ( $T$ ) e matrice di orientamento ( $R$ ) rispetto al sistema globale. In generale vale la seguente formula per le trasformazioni rigide di punti tra i vari sistemi di riferimento:

$${}^g p = {}^g R_l {}^l p + {}^g T_{tec} \quad (3.1)$$

dove  ${}^g p$  e  ${}^l p$  sono i vettori posizione del generico punto  $p$  del segmento osseo visti rispettivamente nel sistema globale ed in quello locale, messi in

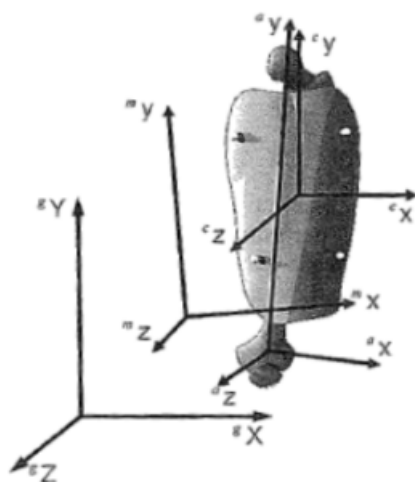


Figura 3.7: Sistema di riferimento globale, del cluster di marcatori e anatomico [44].

relazione dalla matrice di orientamento

$${}^gR_1 = \begin{bmatrix} \cos\theta_{x_gx_l} & \cos\theta_{x_gy_l} & \cos\theta_{x_gz_l} \\ \cos\theta_{y_gx_l} & \cos\theta_{y_gy_l} & \cos\theta_{y_gz_l} \\ \cos\theta_{z_gx_l} & \cos\theta_{z_gy_l} & \cos\theta_{z_gz_l} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

e dal vettore di traslazione rigida  ${}^gT_1 = [{}^gT_{1x}, {}^gT_{1y}, {}^gT_{1z}]$ . L'orientamento del sistema locale rispetto a quello globale è univocamente descritto dagli angoli che ogni asse del primo sistema forma con i tre assi del secondo. Questi nove angoli non sono indipendenti, in quanto gli assi dei sistemi di riferimento sono ortogonali. Ne risulta che le coordinate indipendenti che descrivono la rotazione sono tre, alle quali si aggiungono le altre tre componenti del vettore posizione, per un totale di sei coordinate indipendenti. Quindi sono 6 le coordinate che consentono di determinare la posa di un segmento osseo: tre per la posizione e tre per l'orientamento; sono infatti sei i gradi di libertà di un corpo rigido nei confronti di un altro. Queste 6 coordinate possono essere rappresentate in modi diversi a seconda della convenzione scelta:

- tre spostamenti lineari ed un'unica rotazione attorno ad un asse;
- assi di rototraslazione per spostamenti rigidi di ampiezza finita (Finite Helical Axes);
- tre spostamenti lineari e una sequenza ordinata di tre rotazioni attorno ad assi coordinati.



Tipicamente, in ambito biomeccanico, si utilizza la terza convenzione nella quale vengono impiegati gli angoli di Cardano/Bryant secondo Grood&Suntay, convenzione che prevede:

$${}^sR_j = R_z(\alpha)R_x(\beta)R_y(\gamma) \quad (3.3)$$

- una rotazione di  $\alpha$  attorno all'asse  $Z$  del sistema di riferimento fisso (all'inizio coincidente con l'asse  $z$  del sistema mobile);
- una rotazione di  $\beta$  attorno all'asse  $x$  del sistema di riferimento mobile, dopo che la prima rotazione è stata eseguita;
- una rotazione di  $\gamma$  attorno all'asse  $y$  del sistema di riferimento mobile, dopo che le prime due rotazioni sono state eseguite.

La convenzione cardanica di Grood&Suntay è una buona rappresentazione per la cinematica articolare perchè gli assi di rotazione corrispondono agli assi articolari e il gimbal-lock, fenomeno di singolarità che si verifica per angoli  $\beta = k\pi/2$ , può essere evitato scegliendo in modo opportuno l'asse flottante (Esempio: ab-adduzione o intra-extrarotazione per l'articolazione del ginocchio).

La stima della cinematica articolare, ottenibile attraverso le traiettorie di marcatori acquisite tramite un sistema fotogrammetrico, può essere riassunta in 5 passi.

1. note le posizioni dei marker nel sistema globale del laboratorio in ogni istante di tempo  $'i'$ :

$${}^sP_i(t) = [{}^sP_{xi}(t), {}^sP_{yi}(t), {}^sP_{zi}(t)]^T \quad (3.4)$$

bisogna ricostruire un sistema tecnico (ST) per ogni segmento corporeo:

$$[{}^sR_{tec}(t), {}^sT_{tec}(t)] = f({}^sP_{1,2,\dots,m}(t)) \quad (3.5)$$

Per far ciò in genere si usa il metodo della *stima ottima della posa* attraverso cui si cerca di limitare anche eventuali errori per ogni istante di tempo. Nel capitolo successivo verrà presentata la sua implementazione.

2. si determinano le coordinate dei punti di repere anatomico rispetto al sistema tecnico del segmento osseo corrispondente:

$${}^{\text{tec}}\mathbf{a}_j(t) = [x_j(t), y_j(t), z_j(t)]^{\text{tec}} \text{ con } j = 1 \dots N \quad (3.6)$$

3. si calcolano le coordinate dei punti di repere anatomico rispetto al sistema di riferimento globale del laboratorio:

$${}^{\text{g}}\mathbf{a}_j(t) = {}^{\text{g}}\mathbf{R}_{\text{tec}}(t) {}^{\text{tec}}\mathbf{a}_j(t) + {}^{\text{g}}\mathbf{T}_{\text{tec}}(t) \text{ con } j = 1 \dots N \quad (3.7)$$

4. si ricostruisce la posizione ed orientamento di ciascun sistema di riferimento anatomico rispetto al sistema globale:

$$[{}^{\text{g}}\mathbf{R}_{\text{ana}}(t), {}^{\text{g}}\mathbf{T}_{\text{ana}}(t)] = f({}^{\text{g}}\mathbf{a}_{1,2,\dots,m}(t)) \quad (3.8)$$

5. si calcola, per ogni articolazione, la posizione e l'orientamento relativo dei sistemi di riferimento anatomico dei due segmenti adiacenti rispetto ad una convenzione opportuna:

$$[{}^{\text{dp}}\mathbf{R}(t), {}^{\text{dp}}\mathbf{T}(t)] = f({}^{\text{g}}\mathbf{R}_{\text{ana}}(t)_{\text{prox}}, {}^{\text{g}}\mathbf{T}_{\text{ana}}(t)_{\text{prox}}, {}^{\text{g}}\mathbf{R}_{\text{ana}}(t)_{\text{dist}}, {}^{\text{g}}\mathbf{T}_{\text{ana}}(t)_{\text{dist}}) \quad (3.9)$$

### 3.2.2 Protocollo per l'analisi del movimento

I protocolli in analisi del movimento sono utilizzati per rendere clinicamente interpretabili i parametri cinematici e dinamici delle pelvi e degli arti inferiori. Un protocollo definisce un modello biomeccanico e le procedure per acquisire, elaborare ed analizzare i dati, ed ottenere da essi dei risultati. Sincronizzare i dati provenienti da diversi strumenti è un passaggio importante al fine di fornire un'analisi esaustiva del movimento dei segmenti corporei. I diversi protocolli si distinguono, oltre che per il diverso marker-set adottato e le differenti procedure di acquisizione, anche nel modello biomeccanico proposto.

In questo studio si sono adottate due metodologie entrambe proposte da Sawacha et al. [50]: modello *FullBody* e modello *Foot*. I protocolli di analisi del movimento esistenti non sono infatti adatti all'analisi di pazienti diabetici. Essi prevedono l'uso di placche rigide applicate con bende elastiche e lunghe procedure di calibrazione non facilmente applicabili a pazienti affetti da neuropatie. Inoltre i modelli che considerano il piede come un singolo

segmento rigido o che non considerano il movimento relativo del mesopiede rispetto ai segmenti ossei adiacenti non riescono a descrivere appieno le complicanze cinematiche derivanti dalla patologia.

Il modello FullBody è una modifica (Sawacha et al. [58]) al protocollo di Leardini et al. [57] per studiare le alterazioni nel cammino di pazienti affetti da diabete mellito. Esso prevede l'applicazione di 24 marker direttamente su punti di reperi anatomici distribuiti tra testa, tronco, coscia, gamba e piede, e ulteriori 24 marker per la composizione di sei cluster di bacino, coscia e gamba (Figura 3.8). Il centro della testa femorale viene ricostruita tramite il metodo di Harrington [65], ossia sfruttando tabelle antropometriche.



Figura 3.8: Marker set per il protocollo FullBody, [61]

Il protocollo *Foot 3D* a 4 segmenti consiste nell'applicazione di marker direttamente sulla pelle nei punti di reperi anatomico. La distribuzione dei

13 marker anatomici utilizzati è così suddivisa (Figura 3.9 e 3.10):

***Tibia:***

- Tuberosità tibiale (TT)
- Testa della fibula (HF)
- Malleolo laterale (LM)
- Malleolo mediale (MM)

***Retropiede:***

- Calcagno (CA)
- Tuberosita' peroneale (PT)
- Sustentaculum talii (ST)

***Mesopiede:***

- Tuberosita' navicolare (NT)
- Cuboide (C)
- Base del quinto metatarso (VMB)

***Avampiede:***

- Testa del quinto metatarso (VMH)
- Testa del primo metatarso (IMH)
- Epifisi prossimale della falange del secondo dito (IIT)

Il modello delle tre subaree in cui è suddivisa la pianta del piede si ottiene proiettando i punti di reperi anatomico, identificati dai relativi marker, sull'impronta (3.10). Le 3 subaree che ne risultano sono:

- **Retropiede:** l'area che va dalla linea che connette le proiezioni verticali di ST e PT fino alla proiezione del calcagno (CA);
- **Mesopiede:** area tra la linea di riferimento anteriore del retropiede e la linea che connette le proiezioni verticali di VMH e IMH;
- **Avampiede:** area tra la linea di riferimento anteriore del mesopiede e la fine del bordo anteriore dell'impronta.

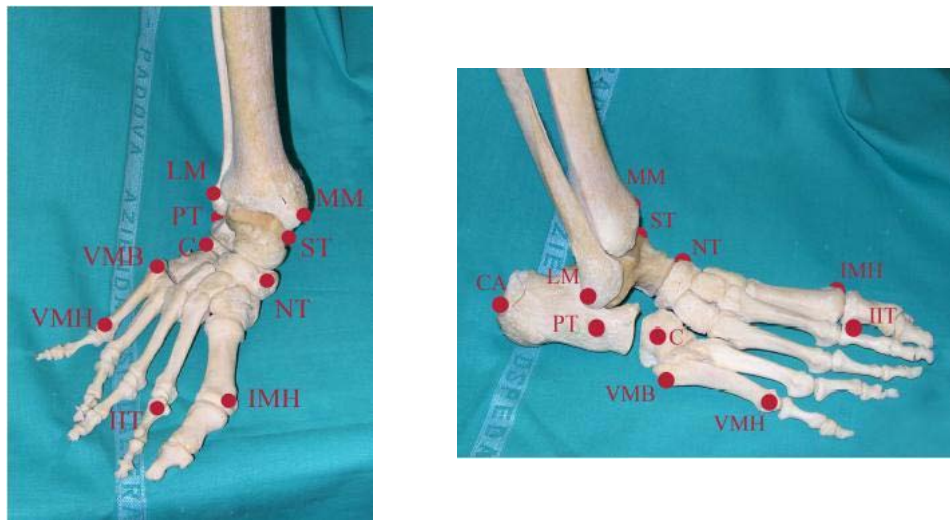


Figura 3.9: Visione frontale e laterale del marker-set adottato, [51]

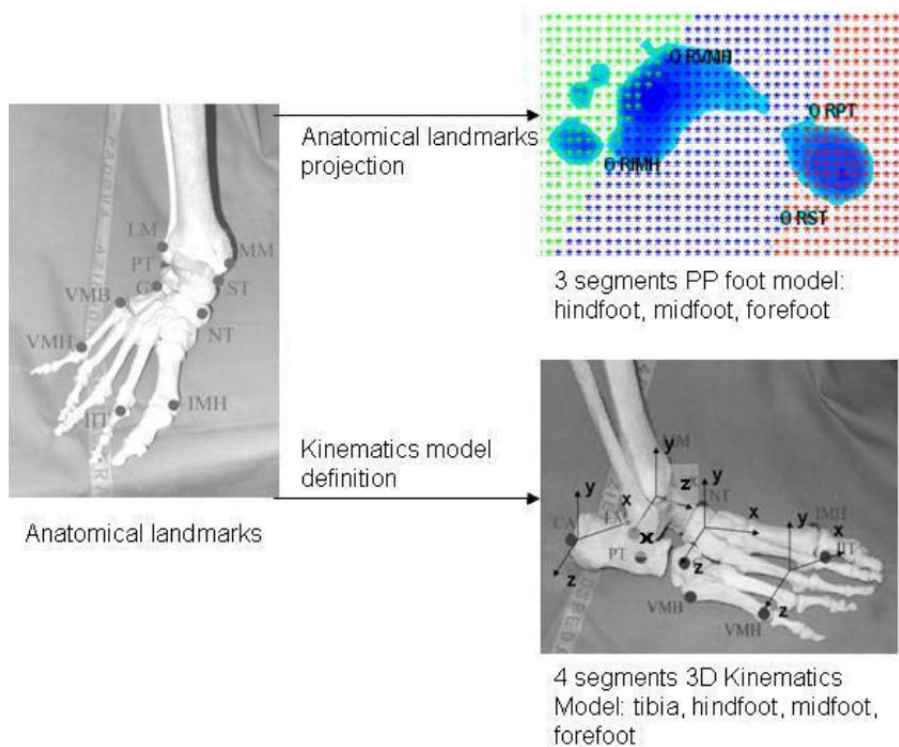


Figura 3.10: Immagine che mostra i punti di repere dove si applica il marker-set da cui deriva sia la modellazione in 4 segmenti per lo studio della cinematica tra subsegmenti, sia la suddivisione dell'impronta in 3 subaree tramite proiezione verticale dei marcatori, [50]

Compartimentare la superficie plantare permette di calcolare le forze di reazione al suolo relative alle diverse subaree, intese come la somma delle forze verticali misurate da ogni sensore della piattaforma di pressione appartenente alla medesima subarea. Le forze antero-posteriori e medio-laterali invece si calcolano assumendo che esse siano distribuite proporzionalmente rispetto a quelle verticali.

L'analisi del movimento viene permessa dalla disposizione di sei telecamere del sistema stereofotogrammetrico (60-120 Hz, BTS S.r.l, Padova, Italia), due pedane di forza (FP4060-10, Bertec Corporation, USA), due pedane di pressione (410 x 410 x 0.5 mm, risoluzione: 0.64 cm<sup>2</sup>, 150 Hz, Imagortesi, Piacenza). Il protocollo prevede una sincronizzazione temporale, in cui si accoppiano tra loro il sistema di motion capture e le piattaforme di forza, e successivamente tra loro le pedane di forza e di pressione normalizzando l'output di ogni sistema rispetto alla fase di stance. Normalizzazione, al 100% della fase di appoggio, effettuata anche per tutte le variabili estratte dalle pedane. Non meno importante è la sincronizzazione spaziale tra le piattaforme di forza e di pressione: montando le une sopra le altre tramite un biadesivo, si garantisce un allineamento spaziale tale da assicurare l'accoppiamento dei *CoP* calcolati dai due diversi strumenti. Questo è stato possibile definendo un coefficiente di proporzionalità  $k = 8$  che relaziona la risoluzione spaziale delle pedane di pressione (ogni sensore è 8mm x 8mm) e quella del sistema motion capture (1mm).

### 3.3 Sensori di forza

L'analisi del movimento umano ha lo scopo di raccogliere informazioni oggettive e quantitative relative, oltre che alla cinematica, anche alla dinamica dell'atto. Infatti il corpo umano si muove sotto l'azione di forze interne, determinate dall'azione dei muscoli nel rispetto dei vincoli articolari, e forze esterne, scambiate dal corpo con l'ambiente. La locomozione e la postura eretta possono essere studiate sia nell'ambiente di vita, mediante strumentazione indossabile, sia in laboratorio, predisponendo camminamenti, o zone di osservazione, adeguatamente strumentati, in generale cercando di non perturbare la libera espressione dell'atto motorio. In generale la soluzione preferibile per la misura delle forze esterne è la strumentazione dell'ambiente. Pedane di forza, o di pressione, poste su un camminamento appositamente predisposto, realizzano perfettamente questo obiettivo nel caso di

deambulazione in piano in laboratorio. Sensori singoli o solette sensorizzate sono invece utilizzati quando si vuole lasciare il soggetto libero di muoversi nel proprio ambiente di vita.

Per la rilevazione dei carichi di reazione al suolo si usano trasduttori di forza che si basano sugli effetti della deformazione meccanica subita, direttamente proporzionale all'intensità delle forze agenti e da misurare. La qualità della misura del sensore è influenzata principalmente dalla risposta elastica del trasduttore, che idealmente deve essere lineare e senza distorsioni di fase in tutto il campo di ampiezze e velocità. Le tecnologie più comunemente usate per la realizzazione di trasduttori di forza sono quelle basate su cristalli piezoelettrici o su estensimetri. La prima soluzione, pur avendo una risposta in frequenza migliore delle pedane con estensimetri, non è applicabile in analisi statiche in quanto la carica elettrica si disperde nel tempo. Le pedane di forza misurano la risultante della reazione al suolo secondo un certo sistema di riferimento ortogonale orientato (Figura 3.11). Quelle a sei componenti misurano le tre componenti della forza e della coppia risultanti, da cui è possibile calcolare il punto di applicazione della forza annullando i momenti orizzontali. Tale punto è chiamato *Centro di Pressione (CdP)* in quanto rappresenta il centroide della distribuzione di pressione su tutta la superficie d'appoggio del piede.

Per questo studio è stata utilizzata la piattaforma di forza estensimetrica (FP4060-10, Bertec Coporation, USA, Figura 3.11). Le caratteristiche tecniche della piattaforma sono riportate in Tabella 3.1 e 3.2:

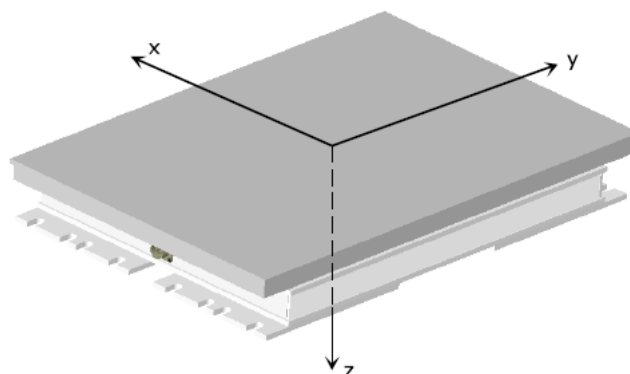


Figura 3.11: Pedana di forza, [48]

Size [mm]			Weight (kg)	Rated Load (kN)			Natural Frequency (Hz)		
L	W	H		Fx	Fy	Fz	Fx	Fy	Fz
600	400	83	28	5	5	10	550	540	340

Tabella 3.1: Dettagli tecnici della pedana di forza 4060-80,[48].

	Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
Rated Load (kN,kN*m)	5	5	10	3	2	1.5
Overload Factor (%)	50	50	50	50	50	50

Tabella 3.2: Dettagli tecnici della pedana di forza 4060-80,[48].

## 3.4 Sensori di pressione

Durante la locomozione le forze scambiate tra corpo umano e suolo sono distribuite sotto le varie strutture di supporto del piede. E' molto importante sapere come sono distribuiti i vari carichi su ciascuna di queste strutture (es. per il problema delle ulcere da piede diabetico) e la sola misura della forza risultante non fornisce informazioni circa questo aspetto. Recentemente tecnologie e sistemi di acquisizione a basso costo hanno reso possibile la realizzazione di sistemi di misura della sola distribuzione della componente verticale della forza tramite matrici di sensori. Essendo l'area attiva del singolo dispositivo nota, è possibile esprimere la risposta in pressione come forza media su area ( $F/A$ ). Tipicamente i singoli sensori di pressione sono disposti secondo delle matrici a formare le cosiddette pedane o piattaforme di pressione. Questi sistemi di misura forniscono quindi la distribuzione della pressione su di una superficie di appoggio con un buon dettaglio stabilito in base alle esigenze di applicazione. Le caratteristiche fondamentali che dovrebbero avere i sensori di pressione sono una frequenza di campionamento più elevata possibile, che trova il suo limite nella grande quantità di dati da gestire, e una buona risoluzione spaziale, ovvero la distanza tra i centri di sensori adiacenti deve essere piccola, al fine di acquisire informazioni sotto le strutture più piccole del piede; idealmente i sensori dovrebbero essere puntiformi in quanto gli errori sono tanto più grandi quanto maggiore è la superficie del sensore.

Anche per le pedane di pressione ne esistono di due tipi: capacitivo e resistivo. Nonostante i primi siano più accurati degli ultimi, per la presenza di non-linearità ed isteresi, sono da evitare nel caso in cui il carico non torna a zero per tempi lunghi, come avviene nel caso degli esami posturografici, a causa della presenza del fenomeno del creep (deformazione graduale che si protrae per tempi lunghi).



Il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento (DEI - Università di Padova) è fornito di due pedane di pressioni plantari (Imagortresi, Piacenza, prodotte da Medicauteurs, Francia, Figura 3.12), le cui caratteristiche tecniche sono riportate in Tabella 3.3 e 3.4.

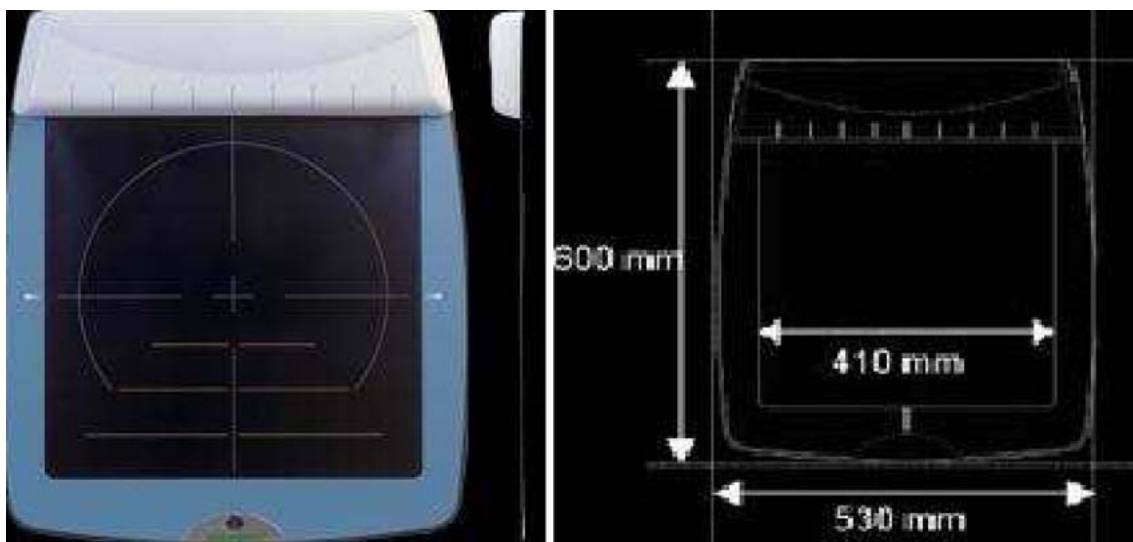


Figura 3.12: Pedana di pressione Imagortresi, [49]

Sensors	Sensors resistive
Sensor size	8mm x 8mm
Sensor thickness	0,15mm
Number of sensors in the platform	2304 = 48 x 48
Resistor	> 1M $\Omega$
Sensor accuracy	$\pm 5\%$
Rise time	da 1 a 2ms
Operating temperature	da -40 a +85C
Average life time of sensors	> 1M of activations
Minimum pressure detectable	4 N/cm <sup>2</sup>
Maximum pressure detectable / sensor	100 N/cm <sup>2</sup>
PC connection	USB
Power supply	External transformer 12V DC
Frame rate (sampling frequency)	$\leq 150$ Hz
Analogical/digital conversion	8 bit, 255 valori

Tabella 3.3: Caratteristiche elettriche della pedana di pressione Imagortresi,[49].

Size(lenght/depth/height)	530 x 600 x 45 mm
Thickness of the sensors	4 mm
Detectable area	382 x 382 mm
Weight	6,8 kg

Tabella 3.4: Caratteristiche strutturali della pedana di pressione Imagortresi,[49].

## 3.5 Modellazione Muscoloscheletrica: **Open-sim**, [54]

Questo progetto di tesi sfrutta anche le informazioni di attivazioni muscolari ottenute tramite elettromiografia al fine di determinare le forze esercitate dai singoli muscoli della gamba durante l'analisi del cammino. Tali condizioni di carico sono state ricavate tramite *OpenSim* [71], una piattaforma applicativa Open Source che può essere usata per creare un ambiente interattivo in 3D come un mondo virtuale. OpenSim è scritto in ANSI C++ e l'interfaccia grafica è scritta in Java; ciò permette l'utilizzo di OpenSim su tutti i sistemi operativi. La sua struttura open source e modulare rende possibile la sua estensione da chiunque. L'architettura plug-in incoraggia gli utenti ad estendere le funzionalità del software grazie allo sviluppo personale di modelli di muscoli e di analisi dei dati ottenute dalle simulazioni fornendo così uno strumento di rapida diffusione per tutta la comunità biomeccanica. OpenSim include una grande varietà di applicazioni e la possibilità di effettuare le seguenti operazioni:

- scalare il modello,
- risolvere un problema di cinematica inversa,
- risolvere un problema di dinamica inversa,
- risolvere un problema di dinamica diretta,
- generare le simulazioni sfruttando un procedimento di dinamica diretta,
- analizzare i dati ottenuti,
- graficare i risultati ottenuti,
- creare video o scattare foto istantanee del movimento del modello.

Il primo passo verso la simulazione di un movimento in Opensim consiste nel formulare un modello dinamico del sistema muscolo-scheletrico in base all'antropometria dell'individuo e le sue interazioni con l'ambiente. Gli elementi del sistema muscoloscheletrico sono modellati da equazioni differenziali che descrivono la dinamica della contrazione muscolare, la geometria del sistema muscoloscheletrico e la dinamica dei segmenti corporei. In seguito si deve trovare un modello di eccitazioni muscolari che producono il particolare movimento dello studio. In particolare viene risolto un problema di cinematica inversa (Inverse Kinematics IK) per determinare i valori delle coordinate (angoli e posizione dei marker virtuali sullo spazio) del modello che meglio riproducono il movimento registrato con motion capture. Le simulazioni sono generalmente valutate tramite l'algoritmo di riduzione del residuo (RRA) in base a quanto realmente esse siano concordi con la cinematica e dinamica misurata sperimentalmente. Come ultimo step, viene utilizzato il controllo muscolare computerizzato (CMC) per generare una serie di eccitazioni muscolari che producono una risposta coordinata sul movimento del soggetto. Questo controllo si basa su un complesso algoritmo che risolve un problema di dinamica inversa e diretta. Una volta che una simulazione è stata creata, può essere analizzata per valutare come il muscolo contribuisce al movimento dei vari segmenti corporei e quindi derivarne le attivazioni muscolari.



# Capitolo 4

## Biomeccanica del piede diabetico

*“Credi per comprendere: comprendi per credere.”*

*Sant’Agostino*

### 4.1 La patologia del Piede diabetico [35], [55]

Con il termine *‘piede diabetico’* si intende ogni lesione del piede provocata dal diabete e sue complicanze. Globalmente, il piede diabetico rimane il maggior problema medico, sociale ed economico in tutti i paesi. Una tale patologia colpisce in prevalenza soggetti, specie maschi, in età avanzata, si manifesta dopo oltre 10-15 anni di malattia, ed è responsabile di oltre il 20% delle ospedalizzazioni dei diabetici e del 50-70% delle amputazioni non traumatiche,[35]. Inoltre è causa di ricoveri di lunga durata e di elevatissimi costi socio-sanitari, e rappresenta un fattore di rischio di mortalità, [55]. Secondo Singh et al. [33] più del 25% dei pazienti con diabete svilupperanno almeno un’ulcera nella loro vita e più del 2% dei pazienti possono andare incontro ad amputazione.

#### 4.1.1 Diabete [55], [66]

Per *diabete mellito* si intende un insieme di condizioni patologiche tutte caratterizzate dalla presenza nel sangue di elevate concentrazioni di glucosio (iperglicemia) e altre alterazioni metaboliche, conseguenti a una carenza assoluta (diabete di tipo 1) o relativa (diabete di tipo 2) di insulina, quell’ormone cioè che rappresenta il principale regolatore del metabolismo degli

zuccheri, consentendone l'ingresso nelle cellule onde fornire loro l'energia necessaria a svolgere tutte le complesse reazioni metaboliche [55]. La concentrazione di glucosio nel sangue si misura con la glicemia. In soggetti sani, che hanno una vita regolare e un'alimentazione corretta, generalmente nell'arco della giornata i valori della glicemia si mantengono tra i 60 e i 130 mg/dl. A digiuno, i valori glicemici possono variare dai 70 ai 110 mg/dl; tra 110 e 125 mg/dl si tratta di condizione di alterata glicemia a digiuno (IFG, Impaired Fasting Glucose), una condizione che dovrebbe invitare il paziente a porre maggior attenzione al suo stile di vita e in particolare alla sua alimentazione. Valori di glicemia uguali o superiori a 126 mg/dl, secondo l'*American Diabetes Association*, sono da considerarsi probabili sintomi di diabete. La diagnosi di Diabete è certa con un valore di glicemia di 200 mg/dl, rilevato in qualunque momento della giornata o due ore dopo un carico di glucosio. Valori di glicemia compresi fra 140 a 200 mg/dl dopo un carico di 75 g glucosio definiscono, invece, la ridotta tolleranza al glucosio (IGT). IFG ed IGT possono evolvere nel tempo verso un Diabete conclamato.

Il *diabete di tipo 1* riguarda circa il 10% delle persone con diabete e in genere insorge nell'infanzia o nell'adolescenza. Esso è anche noto come diabete *insulino-dipendente* per sottolineare il fatto che i soggetti con tale forma di diabete necessitano per tutta la vita di un trattamento insulinico in quanto il pancreas non produce insulina a causa della distruzione delle cellule beta che producono questo ormone. La velocità di distruzione delle  $\beta$ -cellule è, comunque, piuttosto variabile, per cui l'insorgenza della malattia può avvenire rapidamente in alcune persone, solitamente nei bambini e negli adolescenti, e più lentamente negli adulti.

Il *diabete di tipo 2* è la forma più comune di diabete e rappresenta circa il 90% dei casi di questa malattia. La causa è ancora ignota, anche se è certo che il pancreas è in grado di produrre insulina, ma le cellule dell'organismo non riescono poi a utilizzarla. In genere, la malattia si manifesta dopo i 30-40 anni e numerosi fattori di rischio sono stati riconosciuti associarsi alla sua insorgenza. Tra questi: la familiarità per diabete, lo scarso esercizio fisico, il sovrappeso e l'appartenenza ad alcune etnie.

### Complicanze

Le principali complicanze del diabete sono:

- predisposizione alle infezioni;

- malattia generalizzata dei piccoli vasi;
- malattia vascolare della retina;
- danno ai nervi periferici

### 4.1.2 Vasculopatia periferica [39]

I tessuti del piede possono diventare ischemici a causa di problemi microvascolari sia strutturali (ispessimento della membrana basale, fragilità della parete dei capillari, trombosi) che funzionali (funzioni endoteliali anormali e difetti di microcircolazione), ma soprattutto a causa di danni macrovascolari. L'arteriosclerosi generalmente colpisce i vasi di tutti gli organi del corpo; quando la malattia interessa i vasi degli arti inferiori si parla di vasculopatia (o arteriopatia) ostruttiva periferica. Le malattie vascolari sono responsabili di più del 70% delle morti in pazienti con diabete di tipo 2 e più in particolare la vasculopatia periferica è venti volte più comune nei pazienti diabetici e colpisce principalmente il distretto femoro-popliteo e quello tibiale. La normale fisiopatologia dell'arteriosclerosi non differisce di molto nei pazienti diabetici ed è caratterizzata da danni endoteliali seguiti da aggregazione piastrinica, deposizione di lipidi e proliferazione di muscolatura liscia con la formazione di placche. Il rischio di vasculopatia periferica chiaramente aumenta con l'età, e quindi con la durata della malattia, ma anche con l'abitudine al fumo, l'ipertensione arteriosa, la presenza di dislipidemia, una fibrinolisi anormale e alterate funzioni piastriniche. Sebbene molti di questi fattori di rischio siano presenti in forma massiccia nella popolazione diabetica, una spiegazione completa dell'eccesso di malattie vascolari nei diabetici rimane un punto su cui investigare più a fondo. Nei diabetici la malattia, oltre ad essere più frequente, progredisce più rapidamente, non risparmia le donne anche se in età fertile, e interessa principalmente le arterie sotto il ginocchio di ambedue le gambe; in tali arterie, essendo di calibro più piccolo rispetto a quelle della coscia, sarà più difficile intervenire terapeutamente. Il sintomo più precoce della vasculopatia periferica è la claudicatio, cioè il dolore che insorge al polpaccio o alla coscia durante la deambulazione. Le arterie della gamba, stenotiche od occluse, ricevono poco sangue e non riescono ad aumentare il flusso sanguigno necessario durante uno sforzo. Il numero di passi che il paziente può riuscire a compiere senza che insorga il dolore è estremamente variabile e può ridursi anche a poche unità se la malattia è grave. La caratteristica tipica nel paziente diabetico è spesso

proprio l'assenza di questo sintomo a causa della concomitante presenza di neuropatia.

### 4.1.3 Neuropatia [68]

La neuropatia diabetica è un'alterazione delle fibre nervose che comporta sintomi vari di sofferenza a seconda delle fibre colpite e dell'entità delle lesioni. La lesione principale consiste in una degenerazione della guaina mielinica del nervo: tale guaina, tessuto fondamentale nella struttura nervosa per la conduzione e ricezione degli stimoli, si presenta nel diabetico interrotta e alterata per tratti più o meno lunghi del nervo [67]. Essa rappresenta una complicazione tardiva del diabete ed è d'origine microangiopatica, provoca un restringimento dei piccoli vasi che portano il sangue e quindi l'ossigeno e le sostanze nutritive ai relativi tessuti: i nervi periferici, la retina e i reni. Si tratta di una tra le complicanze croniche del diabete che vengono riscontrate più frequentemente. La forma più comune, riscontrata nei pazienti è la polineuropatia distale simmetrica, che è definita come un danno a carico del sistema nervoso periferico, somatico e vegetativo attribuibile esclusivamente al diabete. Essa colpisce simultaneamente più nervi e solitamente viene definita come una polineuropatia periferica, nella misura in cui sono prevalentemente interessate le porzioni più distali, più periferiche dei nervi [34] ed è caratterizzata dalla compromissione di tutte e tre le componenti: sensitiva, motoria e vegetativa. Questa forma gioca un ruolo fondamentale nella patogenesi del piede diabetico in quanto il piede non è solamente un organo deputato al movimento ma esplica la sua funzione anche fornendo informazioni al cervello sotto forma di sensazioni e ricevendo da questo ordini motori. Le informazioni sensitive ci avvertono della temperatura, delle asperità del terreno su cui camminiamo, della pressione esercitata sul piede e delle sollecitazioni che provocano dolore su di esso. La deambulazione è la conseguenza di ordini provenienti dal cervello che provvede a muovere in sincronia i muscoli del piede che si contraggono o si rilasciano, in sinergia con tutti i muscoli del corpo, in funzione della necessità del passo o della postura.

La neuropatia periferica, oltre a ridurre o causare la completa perdita delle sensazioni, cambia anche la struttura del piede. Ad esempio, la secchezza della pelle può causare la formazione eccessiva di calli. Queste modifiche strutturali e funzionali del piede possono portare ad un'elevata pressione plantare, aumentando il fattore di rischio di sviluppo di ulcere da piede



diabetico. Pressioni elevate del piede di solito si verificano nei siti con prominenza ossea. Inoltre, lo spessore del tessuto plantare è fortemente associato con la pressione plantare. Esiste quindi una stretta relazione tra la quantità di ammortizzazione (tessuti molli) a disposizione e la distribuzione della pressione sull'avampiede.

### **Neuropatia sensitiva**

La neuropatia sensitiva colpisce le fibre nervose che inviano le sensazioni al cervello e coinvolge progressivamente tutte le modalità di senso. Inizialmente si manifesta con la perdita graduale della sensibilità vibratoria. La compressione delle fibre sensitive di grosso calibro conduce a una diminuzione della sensibilità tattile e della sensibilità propriocettiva, mentre la compromissione delle fibre di piccolo calibro riduce la sensibilità dolorifica e termica [32]. La conseguenza più grave è la diminuzione della soglia del dolore che può assumere differenti livelli di gravità. Il deficit sensoriale si manifesta inizialmente a livelli delle dita dei piedi coinvolgendo in seguito tutto il piede e la gamba. Più raramente, invece, si manifesta a livello delle mani e delle braccia. La perdita di sensibilità rappresenta la principale causa di lesione ai piedi nei pazienti diabetici, poiché viene meno la capacità di risposta agli agenti lesivi esterni. La neuropatia sensitiva è quindi una patologia che consente ad un trauma di perdurare nel tempo tanto da determinare una lesione senza la percezione di alcun segnale premonitore.

### **Neuropatia motoria**

La neuropatia motoria colpisce le fibre nervose che sono deputate a dirigere i comandi del cervello ai muscoli, determinando i vari movimenti del piede. Quando un nervo che va ad un muscolo subisce un danno, il muscolo stesso soffrirà reagendo con una involuzione: questa si esprimerà in termini di ipotrofia e atrofia. Tipicamente nel diabetico con neuropatia motoria si crea uno squilibrio tra muscoli estensori e flessori e un conseguente sbilanciamento tra le varie strutture tendinee che squilibreranno a loro volta le relative articolazioni; un paziente, a volte, può non essere in grado di camminare per la concomitante attivazione di muscoli tra loro antagonisti. Inoltre, quando un muscolo si ritira perché si atrofizza, il tendine di quel muscolo trascinerà indietro l'articolazione sulla quale è inserito. I muscoli tipicamente coinvolti in questo processo sono quelli interossei e lombricali, normalmente atti allo stabilizzare le falangi sui metatarsi. Il risultato finale sarà la griffe delle dita



Figura 4.1: Rappresentazione schematica (a sinistra) e foto reale (a destra) di dita in griffe.



Figura 4.2: Rappresentazione schematica (a sinistra) e foto reale (a destra) di dita a martello.

(queste si atteggeranno in modo tale da ricordare gli artigli animali, Figura 4.1), dita a martello (Figura 4.2), la prominente delle teste metatarsali o l'accentuarsi del cavismo del piede, tutte deformità che possono coesistere nello stesso piede e, in taluni casi aggravare quelle già presenti (ed esempio l'alluce valgo che peggiora il proprio grado di valgismo). Tutto questo porta a una deformazione del piede e ad una modificazione dell'appoggio plantare con una conseguente alterazione della superficie d'appoggio che si ridurrà a punti particolari (di solito teste metatarsali e tallone). Tale sconvolgimento dell'appoggio del piede determina un ipercarico plantare. L'appoggio, e quindi il carico, si circoscrive in determinate aree del piede dove si concentrano picchi anormali di pressione plantare. L'organismo, nel tentativo di difendersi da questo eccesso di carico, irrobustisce lo strato più superficiale della pelle nelle zone in cui si sviluppano i picchi di carico: è questo il quadro tipico delle callosità della pianta del piede, definita con il termine medico di "ipercheratosi". L'ipercheratosi però è una difesa labile nel tempo: se non si provvede a ridurla, a lungo andare in quei punti si formerà un ematoma da schiacciamento e, perdurando l'ipercarico, inevitabilmente

si produrrà un'ulcera (Figura 4.3). Un altro fattore che contribuisce al possibile collasso della pelle in pazienti neuropatici è l'aumento della rigidità dei tessuti molli plantari (soprattutto in corrispondenza delle teste metatarsali), che è causa di una ridotta capacità della cute a tollerare i picchi di pressione che si creano a causa delle deformità. L'incremento della rigidità dei tessuti può essere attribuito all'accumulo di molecole di collagene, ma un ruolo fondamentale è giocato anche da alcuni prodotti della glicosilazione (es emoglobina glicata) [40]. È stato mostrato ([56]) come le ulcere



Figura 4.3: Ulcera circondata da un callo in una delle tipiche posizioni, cioè sotto la testa del secondo osso metatarsale [42].

si sviluppino nei siti di maggior carico, che corrispondono principalmente alle superfici plantari delle teste metatarsali e delle dita. Ma non è solo l'aumento delle pressioni plantari, e quindi delle forze verticali, a giocare un ruolo di prim'ordine nella patogenesi dell'ulcera neuropatica del piede diabetico. Un occhio di riguardo è da prestare a quelle che sono le forze tangenziali sviluppate al contatto al suolo. I motivi principali per pensare ad una loro implicazione sono rappresentati dal fatto che non tutte le aree con elevata pressione plantare sviluppano callosità e, soprattutto, non tutte le ulcere si sviluppano nei siti di massima pressione. È stato valutato un incremento significativo delle forze tangenziali nella regione metatarsale in pazienti neuropatici con una storia passata di ulcerazione; questo suggerisce che le forze tangenziali hanno un ruolo molto importante per valutare il rischio di re-ulcerazioni [41]

### Neuro-artropia di Charcot

La più grave manifestazione delle complicanze neuropatiche nel piede è la neuro-artropatia di Charcot. È caratterizzata dalla vera e propria distruzione, frammentazione e rimodellamento di ossa e articolazioni; l'architettura del piede viene così fortemente compromessa che il risultato finale sarà

quindi una grave deformità del piede (Figura 4.4) L'esatto meccanismo di



Figura 4.4: Piede affetto da neuro artropatia di Charcot [43].

sviluppo di questa particolare patologia non è del tutto chiaro e i dati in letteratura sono scarsi; quello che sicuramente si sa è che si manifesta sempre in presenza di neuropatia diabetica. Attualmente sono state proposte due teorie che possano spiegare la patogenesi del piede di Charcot. La prima è di natura neuro-traumatica e attribuisce la distruzione delle ossa alla perdita della propriocezione e della sensibilità al dolore combinata con i traumi meccanici che subisce il piede durante la deambulazione; un trauma non percepito, seguito dal dover sostenere carichi su un arto ormai ferito, porta a fratture e quindi alla distruzione delle articolazioni. La seconda è di natura neuro vascolare e suggerisce che il collasso delle strutture è secondario ad un riflesso vascolare autonomo che causa iperemia (aumento della quantità di sangue) e osteopenia (riduzione della massa ossea), permettendo la formazione di fratture, grazie anche al contributo dei traumi dovuti alla deambulazione [39].

### 4.2 Patogenesi del piede diabetico [39]

Lo sviluppo del piede diabetico è considerato come il risultato di vasculopatie periferiche, neuropatie periferiche e infezioni. Più recentemente sono state indicate altre cause come fattori psicosociali, pressioni e carichi plan-

tari anormali. L'ulcerazione, come risultato finale di un processo che ha portato alla variazione della normale funzionalità del piede, raramente è causata da una singola di queste patologie, ma dall'interazione di due o più di esse. Inoltre non c'è nessuna certezza che l'infezione sia causa dell'ulcerazione: è più probabile che l'infezione cominci nel momento in cui si ha rottura della pelle.

### 4.3 Applicazione dell'analisi biomeccanica alla patologia del piede diabetico

Le tre funzioni principali del piede sono: assorbimento degli shock al contatto col suolo, mantenimento della stabilità e la progressione [37]. La neuropatia periferica può mettere in crisi una o più di queste funzioni. Si è visto come porti non solo a ridurre o perdere la sensibilità ma anche a cambiamenti nella struttura del piede. L'alterazione della morfologia del piede provoca indubbiamente un'alterazione della normale biomeccanica articolare e delle reazioni al contatto al suolo. E' stato dimostrato, [56] che le deformità del piede come le prominenze ossee sono risultate predittive in un incremento delle pressioni plantari e l'ulcerazione del piede. Inoltre vi è una

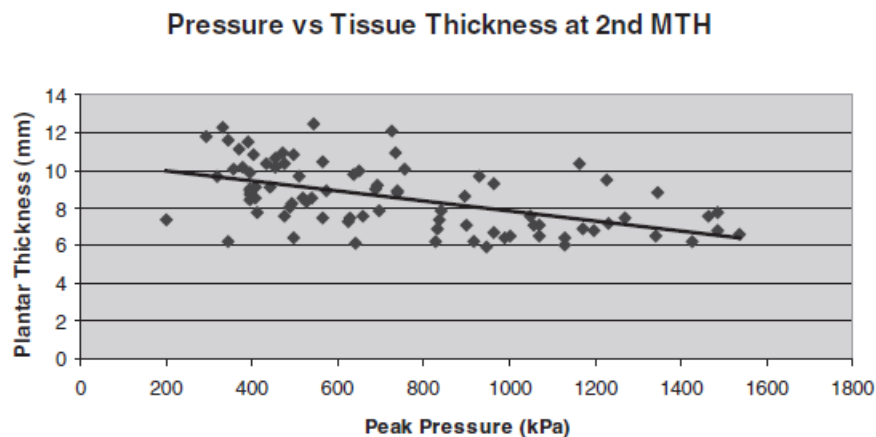


Figura 4.5: Relazione tra i picchi di pressione plantare e lo spessore del tessuto plantare in corrispondenza della seconda testa metatarsale, [56]

forte correlazione tra la quantità di tessuto molle e la distribuzione delle pressioni plantari. La Figura 4.5 illustra tale relazione in corrispondenza della seconda testa metatarsale e si può notare come ci sia una maggiore pressione su siti con ridotto spessore del tessuto plantare. Inoltre, studi recenti, [32], hanno dimostrato che si assiste a:

- aumento delle pressioni plantari dovuto al cambiamento delle superfici di appoggio e un ipercarico si concentra solo in alcune aree della pianta del piede (di solito mesopiede e dita), [39];
- aumento delle forze tangenziali plantari nel mesopiede. Il loro esatto ruolo nell'eziologia del piede diabetico non è ancora stato compreso pienamente. Le forze antero-posteriori decrescono con l'incremento della severità della malattia, mentre le forze medio-laterali sono correlate al sito di ulcerazione;
- riduzione dei momenti articolari procedendo da zona prossimale a zona distale dell'arto inducendo il paziente a cambiare modo di camminare;
- periodo di appoggio più lungo;
- assenza di meccanismi di compensazione delle dismetrie con deficit propriocettivo che squilibra i meccanismi di bilanciamento del corpo; questo in accordo con il fatto che nei pazienti con polineuropatia si ha una consistente riduzione della sensibilità vibratoria e tattile con perdita del senso della posizione dell'arto dovuto a scarsa reazione propriocettiva e somatica dei recettori delle fibre di grosso calibro degli arti inferiori, il tutto accompagnato a debolezza muscolare;
- antiversione del bacino; effetto risultato strano perché nei pazienti studiati la presenza di cavismo del piede avrebbe dovuto associarsi ad una retroversione del bacino. Tale anomalia spiegherebbe comunque il perché i soggetti con neuropatia hanno andatura simile a pazienti con piede piatto sia per pressioni plantari che per posizionamento del Centro di Pressione (CoP) durante il cammino, condizione imputabile all'ispessimento del tessuto plantare per glicazione dei tessuti.

Dalle evidenze emerse si capisce come l'analisi della biomeccanica del piede sia molto importante nella diagnosi e soprattutto nella prevenzione dalle ulcerazioni, in quanto molte di queste sono rilevabili senza la presenza delle evidenze tipiche della neuropatia o vasculopatia [32]. Uno studio approfondito sulla cinematica articolare, delle forze di contatto al suolo (GRF) e delle pressioni plantari può dare informazioni significative sulla possibilità o meno dell'insorgere di ulcere, classificando quindi un paziente come "a rischio" e intervenendo in maniera tempestiva.

# Capitolo 5

## Materiali e metodi

*“La cosa più importante che insegna la scienza è dire non lo so”*

*Luigi Luca Cavalli-Sforza (genetista e scienziato contemporaneo)*

In questo progetto è stata analizzata la camminata di un paziente diabetico con vasculopatia periferica. Dopo la firma del consenso informato di partecipazione allo studio, è stata effettuata una valutazione clinica iniziale, riportata in tabella 5.1 e 5.2, e quindi l’acquisizione di una gait analysis (analisi del cammino), sia con modello FullBody che Foot (descritti al paragrafo 3.2.2). Sono state acquisite le grandezze cinematiche, di forza di reazione al suolo (GRF), le pressioni plantari e i segnali di attivazione muscolare. Il lavoro svolto in questa tesi ha preso in considerazione principalmente i dati del modello Foot che sono stati utilizzati per individuare il posizionamento del modello del piede rispetto al piano. I dati del modello FullBody sono comunque risultati utili nel posizionamento dei muscoli nel modello.

Il ciclo del passo di nostro interesse è stato acquisito in 83 frame: dal frame 266 al frame 348, corrispondenti all’initial contact del piede destro in due cicli successivi. Tuttavia per questo studio si sono utilizzati solo i primi 55 frame: dal frame 266 al frame 348, corrispondenti rispettivamente all’initial contact e allo stacco del piede destro di uno stesso ciclo.

## Capitolo 5: Materiali e metodi

Sesso	Maschio
Età (anni)	71
Altezza	175 cm
Peso	114 kg
BMI	37
N° di scarpe	43
Fenotipo	Normo
Pao	160/80
Neuropatia	Sì
Neuropatia autonomia	Non sicuri segni strumentali
Vasculopatia	Periferica
Durata della malattia (anni)	16
Tipo di diabete (1 0 2)	2
Glicata (HbA1c)	8.6
Simmetria del bacino	Normale
Simmetria cingolo-scapolare	SX: bascula
Assetto lunghezza arti inferiore	Sinistro più lungo di 1.2 cm
Assetto pelvico	SX: trasla, DX: ruota
Mobilità coxo-femorale	Normale
Posizione del ginocchio destro e sinistro	Normale

Tabella 5.1: Dati clinici del paziente.

Esame podologico	Piede destro	Piede sinistro
Tipo di piede	Romano	Romano
Tipologia podale	Cavo	Cavo
Tallone (valgo varo)	Valgo	Valgo
Alluce (valgo, rigido)	Normale	Normale
Dita sovrapposte	Normale	Normale
Dita a griffe	Normale	Normale
Dita a martello	Normale	Normale
Dita ad artiglio	2° - 3° - 4° dito	2° - 3° - 4° dito
V dito (normale, addotto)	Normale	Normale
Valutazione plantare	Presenza di cicatrici e callosità sotto le teste metatarsali	Presenza di cicatrici e callosità sotto le teste metatarsali

Tabella 5.2: Esame podologico del paziente.



## 5.1 Acquisizione di immagini di Risonanza Magnetica

Primo passo per la creazione del modello 3D è l'acquisizione di immagini di risonanza magnetica (MRI) del piede del paziente. Ci si è serviti della collaborazione dell'ospedale universitario di Padova fornito di macchina MRI e Siemens Avanto a 1.5 Tesla. Il volume di interesse di dimensione 290.383x290.383x120 mm, comprendente il piede destro del paziente, è stato acquisito tramite 304x304x80 slice di spessore 0.955208x0.955208x1.5 mm. Il piede in analisi non è stato sottoposto ad alcuna condizione di carico durante l'acquisizione, cercando comunque di mantenere l'angolazione tra piede e gamba di 90° tramite l'aiuto di cuscini ai lati del piede.

## 5.2 Segmentazione

Le immagini così acquisite sono state elaborate tramite il software Simpleware-ScanIP (descritto nel paragrafo 1.5). Lo scopo della segmentazione è distinguere le parti che compongono il piede (singole ossa, cartilagine e pelle) tramite colori diversi. L'insieme di voxel dello stesso colore forma una maschera. Tra le funzioni di segmentazione disponibili si è fatto largo uso dei metodi *Threshold*, *Paint* e *FloodFill*. Il primo richiede di inserire un range di valori di intensità da considerare validi per la segmentazione. Il secondo permette di colorare i voxel di interesse con il cursore, di cui si può aggiustare la dimensione. In particolare è stato largamente usato per tracciare i contorni delle relative maschere per poi sfruttare il FloodFill. Quest'ultimo consente di riempire i voxel all'interno del contorno, colorandoli della maschera desiderata. In seguito le maschere sono state filtrate tramite i Basic filters a disposizione, tra i quali lo *Smoothing - Recursive gaussian filter* che applica il filtro gaussiano (di cui abbiamo brevemente parlato nel paragrafo 1.2.2), al fine di rendere i volumi con contorni più smooth. Sono stati utilizzati anche i filtri morfologici (*Morphological filters*) per aggiustare le dimensioni dei volumi.

Una volta create le 30 maschere, una per ciascun osso del piede con l'aggiunta della parte distale della tibia e fibula, la maschera per le cartilagini e quella della pelle, si è ritenuto di poter semplificare la segmentazione, come è suggerito anche in letteratura (si veda paragrafo 1.3). Sono state, quindi, raggruppate le seguenti maschere:

- le falangi di ciascun dito insieme alla relativa cartilagine;
- le ossa sesamoidi e i metatarsi andando a comporre l'avampiede (*forefoot*);
- il navicolare, il cuboide e il cuneiforme formando il mesopiede (*midfoot*);
- l'astragalo e il calcagno sono raggruppati nel retropiede (*hindfoot*).

Le falangi sono mantenute separate dai metatarsi per permettere la dorsiflessione durante il push-off. Lo spazio tra le ossa è segmentato con cartilagine.

### 5.3 Modellazione agli elementi finiti

Finita la segmentazione si passa alla generazione della mesh tramite il modulo ad essa dedicato di Simpleware ScanFE. Le maschere sono state rese nuovamente più smooth e si è ricorso ad un algoritmo per la generazione di elementi tetraedrici con le caratteristiche riportate in Tabella 5.5 [62]:

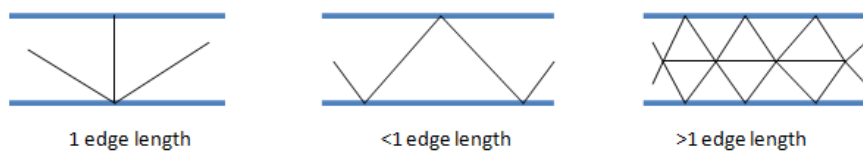


Figura 5.1: Target number of element across a layer, [62]

E' stata inoltre permessa la densificazione nelle aree più critiche. Sono stati provati anche altri parametri ma una volta avviata una delle pri-

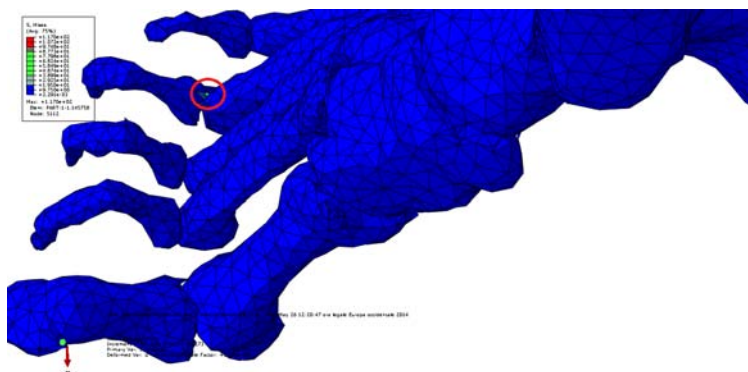


Figura 5.2: Modello del piede del paziente in Abaqus: punti critici

<b>Target minimum edge length (mm):</b> lunghezza minima che può assumere il lato di un elemento	6
<b>Target maximum error (mm):</b> è la distanza permessa tra mesh e maschera	0.4
<b>Maximum edge length (mm):</b> lunghezza massima che può avere il lato di un elemento	8
<b>Surface change rate:</b> Valore tra 1 e 100 che indica quanto velocemente possa aumentare (o diminuire) le dimensioni della superficie della mesh. Un valore alto può ridurre drammaticamente la densità degli elementi.	72
<b>Internal change rate:</b> Valore tra 1 e 100 che indica quanto velocemente le dimensioni degli elementi possano aumentare. Un valore basso tende a migliorare la qualità degli elementi.	30
<b>Target number of elements across a layer:</b> numero minimo di elementi tra strati fini, Figura 5.1	1.200
<b>Quality optimisation cycles:</b> Valore tra 1 e 10 che indica il numero di cicli da provare per migliorare la qualità degli elementi	5

Tabella 5.3: Parametri di Mesh.

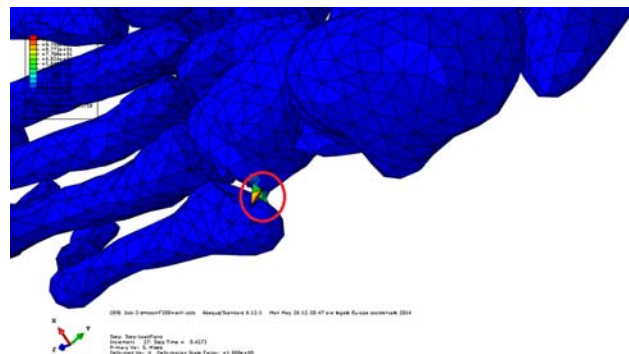


Figura 5.3: Modello del piede del paziente in Abaqus: punti critici

me simulazioni ci si è resi conto che la generazione della mesh aveva prodotto dei punti critici in cui si concentravano tensioni elevate ben distinguibili in Figura 5.2 e 5.3. Essi sono stati risolti rendendo più smooth le rispettive maschere e impostando i parametri come precedentemente descritti.

Tali impostazioni hanno portato ad una mesh di 17991 nodi e 63309 elementi in accordo con la letteratura (paragrafo 1.5). Dopo di che essa è stata importata in Abaqus/CAE. Tale software permette di procedere con la costruzione del modello in modo modulare (Figura 5.4). Nel modulo *Parts*, a questo punto, compare il modello del piede creato da ScanIP. Si può quindi costruire la pedana di pressione con le dimensioni di quella del laboratorio: 384x384x20 mm. Il passo successivo consiste nell'assegnare le proprietà a ciascun materiale. Esse sono ricavate da letteratura e riportate in Tabella 5.4 e 5.5.

Ossa, tendini, legamenti e fascia plantare presentano comportamento ela-

Componente	E[MPa]	$\nu$
Pedana di forza, [48]	72000	0.3
Ossa, [27]	7300	0.3
Cartilagine, [14]	1.01	0.4
Fascia plantare, [14] e [25]	350	-
Tendini e legamenti, [14]	250	-

Tabella 5.4: Parametri dei materiali omogenei, isotropici e linearmente elastici.

$C_{10}[N/mm^2]$	0.17113
$C_{01}[N/mm^2]$	-0.11683
$C_{20}[N/mm^2]$	0.07800
$C_{11}[N/mm^2]$	-0.04638
$C_{02}[N/mm^2]$	0.01702
$D_1[N/mm^2]$	1.82636
$D_2[N/mm^2]$	0.0000

Tabella 5.5: Coefficienti iperelastici della forma polinomiale al secondo ordine, [14].

stico lineare isotropico. Il tessuto molle viene formulato tramite una forma polinomiale del secondo ordine iperelastica:

$$U = \sum_{i+j=1}^2 C_{ij}(I_1 - 3)^i(I_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^2 \frac{1}{D_i}(J_{el} - 1)^{2i} \quad (5.1)$$

Nel modulo *Interaction* è possibile definire il contatto surface-to-surface tra

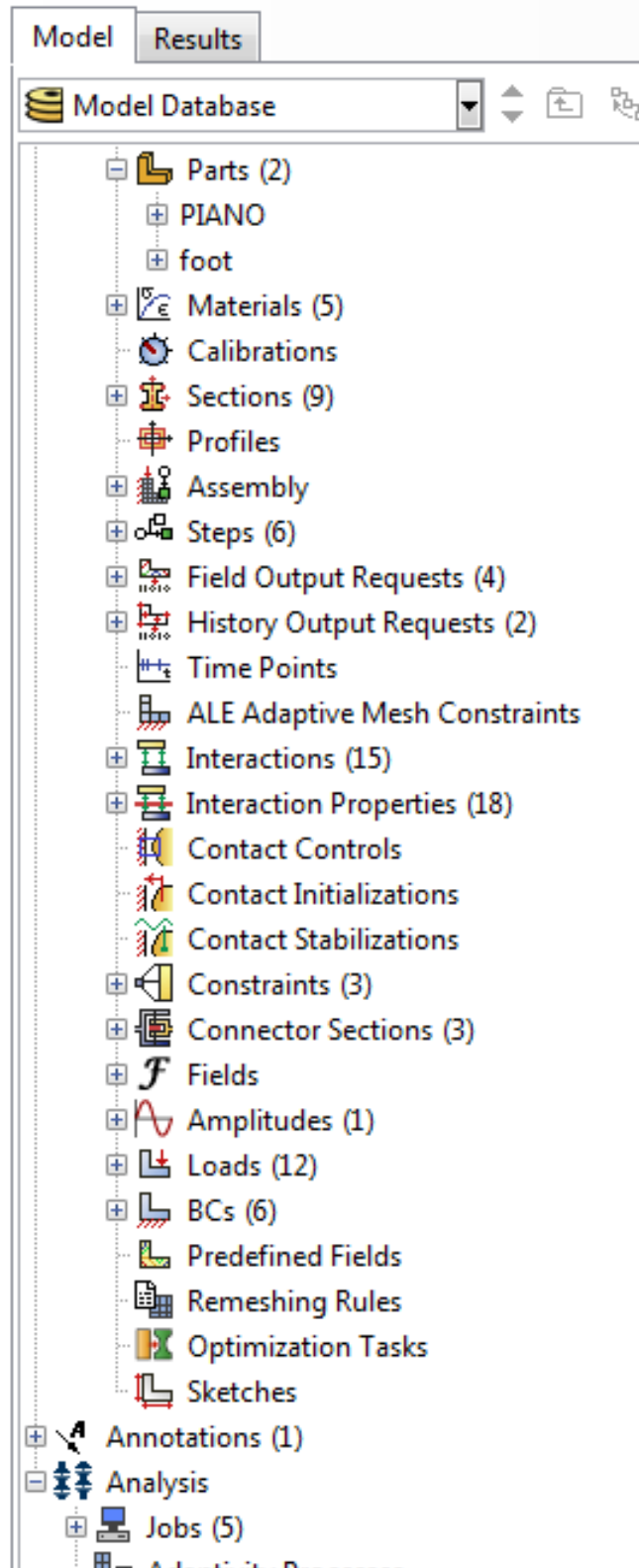


Figura 5.4: Moduli di Abaqus.

i tessuti molli della pianta del piede e la pedana di forza, con un coefficiente di attrito di 0.6 [14]. Tibia e fibula sono state accoppiate attraverso dei *Constraints*, di modo che non si manifestino movimenti relativi non realistici. Tramite quest'ultimi si sono collegate anche pelle, ossa e cartilagine al fine di non permettere eventuali scivolamenti tra le rispettive superfici, anch'essi non realistici. Durante l'analisi, la superficie superiore della tibia, fibula e il tessuto molle è stato completamente fissato al fine di simulare la presenza dei tessuti soprastanti. Questo è stato realizzato creando una condizione al contorno (BC) del tipo *Displacement/Rotation* nella superficie superiore della caviglia del modello. Altra condizione al contorno riguarda il movimento della pedana di forza. Si è preferito, infatti, simulare la camminata facendo spostare il piano di un movimento in direzione positiva dell'asse z (si veda paragrafo 3.3) invece che il piede.

Nella sezione *Assembly* è possibile posizionare il sistema di riferimento globale, posto in uno degli spigoli della pedana, e in seguito posizionare il piede al di sopra di essa. La spiegazione di come ricavare la posizione specifica è riportata in seguito e in Appendice B.

Giunti a questo passo della creazione, sono quindi stati inseriti i muscoli: Tibiale anteriore, Tibiale posteriore, Peroniero breve, Peroniero lungo, Gastrocnemio mediale e laterale, Soleo, Estensori delle dita e dell'alluce. Vengono aggiunti anche i legamenti (calcaneo-navicolare, gran plantare e calcaneo cuboideo) e l'aponeurosi plantare al fine di dar più stabilità al modello del piede (Figure 5.5 e 5.6).

Tale fase ha richiesto più tempo al fine di determinare l'esatta posizione e direzione dei vari muscoli presi in considerazione. Prima di tutto ci si è serviti di due atlanti anatomici [38], [63] per ricavare l'esatta posizione delle inserzioni muscolari. Al fine di ricercare la massima accuratezza, le inserzioni muscolari sono state poi verificate nelle immagini di risonanza magnetica (Appendice A). In seguito, nella sezione *Assembly* modulo *Interaction*, si è fatto uso dei connettori *Polyline* sia disgiunti che concatenati. Questi sono stati creati cercando di riprodurre fedelmente quanto riportato negli atlanti. Muscoli come il Soleo e il Gastrocnemio presentano una particolarità: come abbiamo visto nel capitolo dedicato all'anatomia (Capitolo 2) entrambi si inseriscono nel calcagno per mezzo del tendine d'Achille. Tale tendine presenta tuttavia una vasta area di inserzione rispetto agli altri. I connettori a disposizione in Abaqus si inseriscono in un vertice di un elemento e non è quindi in grado di mimare da solo le proprietà del tendine d'Achille. Si è cercato in letteratura e Cheung nel 2006 [63], utilizza cinque connettori al

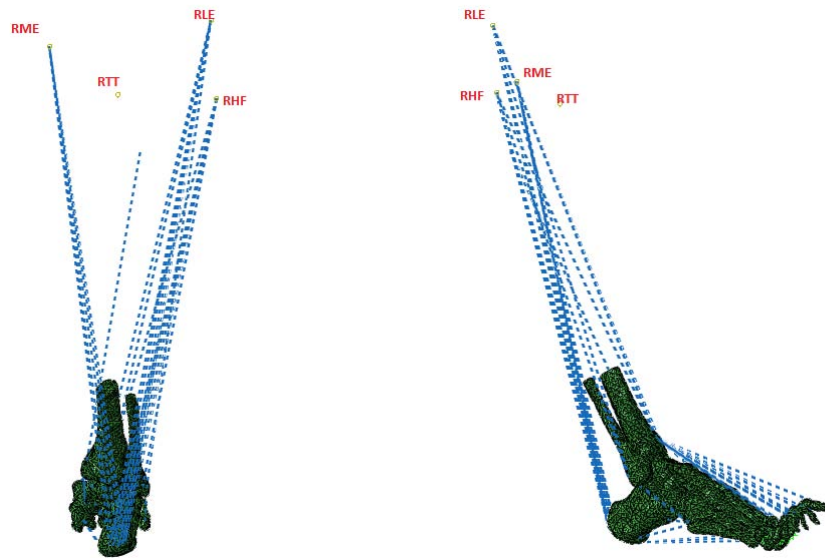


Figura 5.5: Modello del piede del paziente in Abaqus: vista posteriore e laterale

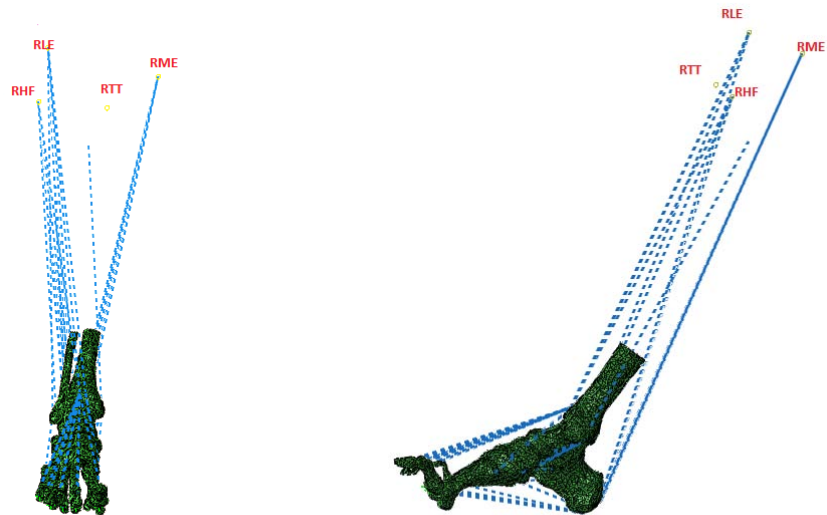


Figura 5.6: Modello del piede del paziente in Abaqus: vista anteriore e mediale

fine di distribuire omogeneamente i carichi nella struttura ossea del calcagno. Allo stesso modo viene fatto per la fascia plantare.

I sopra citati muscoli si inseriscono nel piede e nella gamba ed è perciò diventato indispensabile conoscere le coordinate dei punti di Repere Anatomico (RA) posizionati sul ginocchio del paziente. Tali dati sono disponibili grazie all'acquisizione dell'analisi del cammino effettuata dal paziente. Si tratta solo di riportarle nel sistema di riferimento di Abaqus. Per far ciò ci si è serviti delle coordinate stereofotogrammetriche dei repere anatomici RCA, RIIT, RMM e RLM (di cui si è parlato nel paragrafo 3.2.2). Gli stessi reperi sono poi stati individuati sul modello del piede nella sezione Parts cercando di mimare la procedura di palpazione che viene eseguita solitamente sul paziente. In seguito, tali coordinate sono servite a costruire due sistemi di riferimento locale: uno riferito alla stereofotogrammetria e l'altro riferito ad Abaqus. Tali sistemi sono stati creati tramite il software Matlab con la funzione *nop4*, riportata in Appendice B Codice B.1, che permette di costruire il sistema di riferimento ortogonale avendo 4 punti in input.

Una volta creati i sistemi di riferimento locali si cerca la posizione dei reperi sul ginocchio (RHF, RTT, RME, RLE) ricavati dalla stereofotogrammetria rispetto al sistema locale stereofotogrammetrico. In questo caso si è usato il metodo della *stima ottima della posa* già citato nel paragrafo 3.2.1, il quale permette di minimizzare eventuali errori strumentali nell'acquisizione delle coordinate dei marker. In questo modo è stato possibile ricavare le coordinate dei RA posti sul ginocchio mediante semplici rototraslazioni dal sistema locale al sistema globale di Abaqus tramite la formula già citata in 3.2.1:  ${}^s\mathbf{p} = {}^s\mathbf{R}_l \mathbf{l}_p + {}^s\mathbf{T}_{tec}$ . Il codice Matlab è riportato in appendice B Codice B.2. A questo punto si dispone della posizione dei RA sul ginocchio nel sistema di riferimento Abaqus in sezione Parts per tutti i frame di interesse. Qui si è fatto riferimento al frame 4 in quanto il piede del paziente non è stato acquisito in posizione strettamente ad angolo retto ma presenta un angolo leggermente ottuso.

Le conversioni di coordinate tra il software Abaqus e ScanIP sono state realizzate tramite il software *Matlab* mediante matrici di rototraslazioni. Il codice utilizzato è riportato in Appendice B Codice B.3. Vengono riportate le coordinate della fascia plantare come esempio per tutte le altre inserzioni. L'analisi quasi statica condotta in questo progetto si articola in 4 momenti del ciclo del passo, di cui si è parlato in 3.1 (tra parentesi viene riportato la percentuale del ciclo di appoggio):



- Inital contact (1 %)
- Loading response (31 %)
- Midstance (52 %)
- Push off (93 %)

Per posizionare il piede rispetto alla pedana in modo da rispecchiare quanto avvenuto durante l'analisi del cammino sono state utilizzate le coordinate dei RA del piede. Per prima cosa si posiziona il piede dritto rispetto alla pedana di forza nel modulo *Assembly*, simulando quella che è la fase di *midstance*. Si ricavano a questo punto i RA del piede rispetto ad Abaqus e tramite stima ottima della posa si cerca la trasformazione di coordinate tra i RA del piede nel sistema stereofotogrammetrico al 52% corrispondente alla *midstance*, e i RA di Abaqus. La rototraslazione così ottenuta permette facilmente il passaggio di coordinate dalla stereofotogrammetria ad Abaqus nei vari frame. Nel Codice B.4, riportato in Appendice B, si vede la trasformazione per la fase di push off considerando quindi i RA stereofotogrammetrici al frame 51.

Nel modulo *Steps* sono stati definiti i passaggi fondamentali di calcolo che deve fare il simulatore per giungere al risultato finale. Nello step iniziale vengono definite le condizioni al contorno (BC), presentate precedentemente in questo capitolo. Lo step successivo applica le forze (*load*) ai connettori definiti precedentemente. Tali forze sono state ricavate tramite il software Opensim (descritto nel paragrafo e 3.5), cite71. In seguito viene creato lo step dedicato ad attivare la BC riferita al movimento verticale del piano. In particolare viene definito di quanto il piano debba alzarsi al fine di giungere a contatto con il piede. L'ultimo step riguarda l'applicazione della forza di reazione al suolo (GRF) tramite la pedana di forza. Si tratta del valore ricavato dall'analisi della camminata effettuata dal paziente. A questo punto il modello del piede è pronto per la simulazione.

In questo modo si sono creati i modelli per ciascuna fase del ciclo del passo con e senza l'azione dei muscoli. In quest'ultimo caso sono stati eliminati i connettori che svolgevano la funzione muscolare nel modello precedentemente descritto, e con essi anche tutte le forze associate. In tal modo l'unica forza ancora presente nei modelli è la sola forza di reazione al suolo (GRF).

## 5.4 Elaborazione dei dati

Una volta eseguita l'analisi quasi-statica nelle quattro fasi precedentemente indicate in entrambe le condizioni di modello (con e senza muscolatura), si sono confrontati i dati ricavati da Abaqus con quelli sperimentali ricavati dalla gait analysis. Per valutare la bontà del modello sono state utilizzate le pressioni plantari come gold standard. Le immagini da Figura 5.7 a Figura 5.10 riportano la distribuzione delle pressioni plantari nella pedana.

# PIEDE INTERO - pressioni

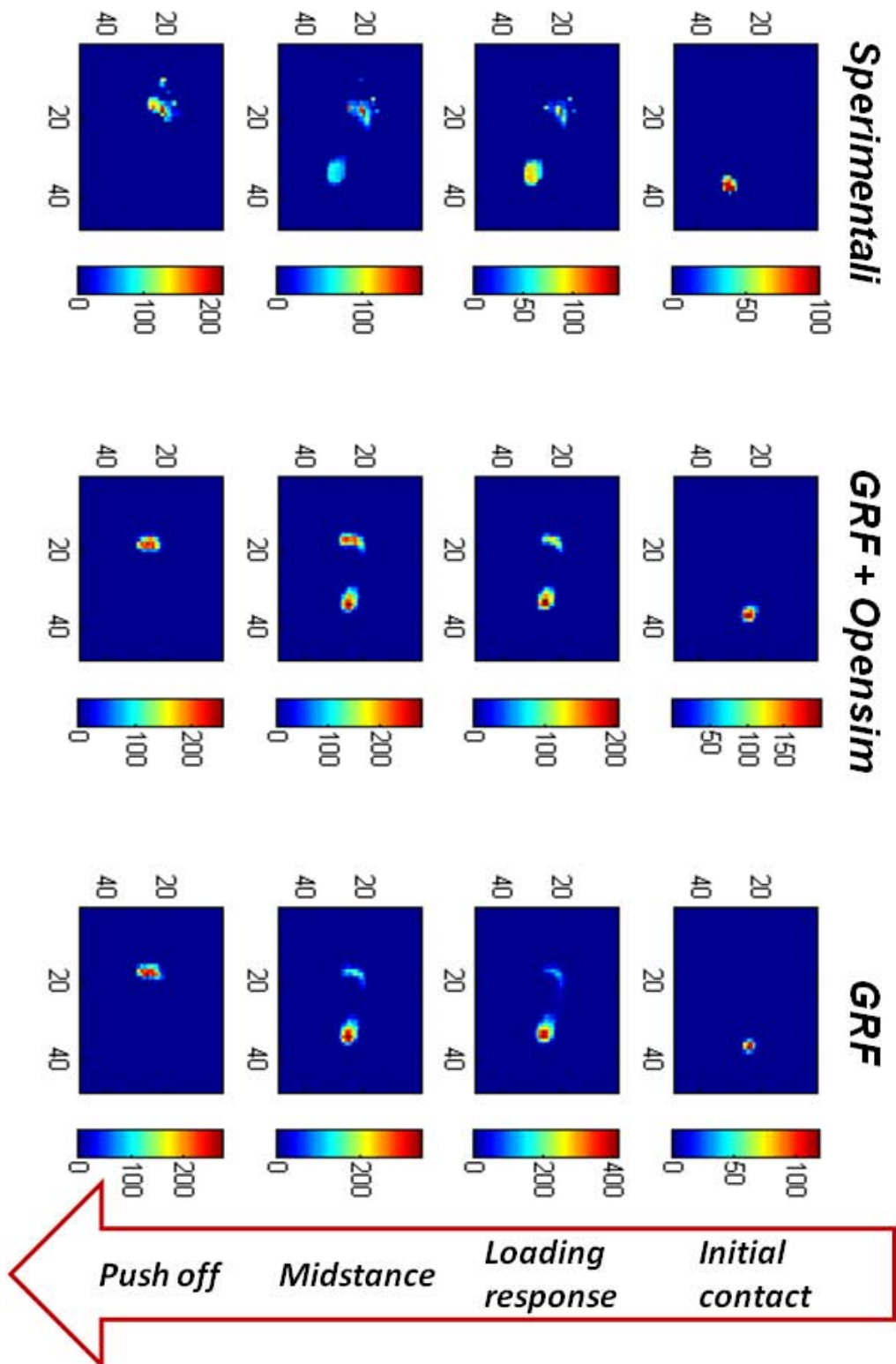


Figura 5.7: Whole Foot.

# AVAMPPIEDE - pressioni

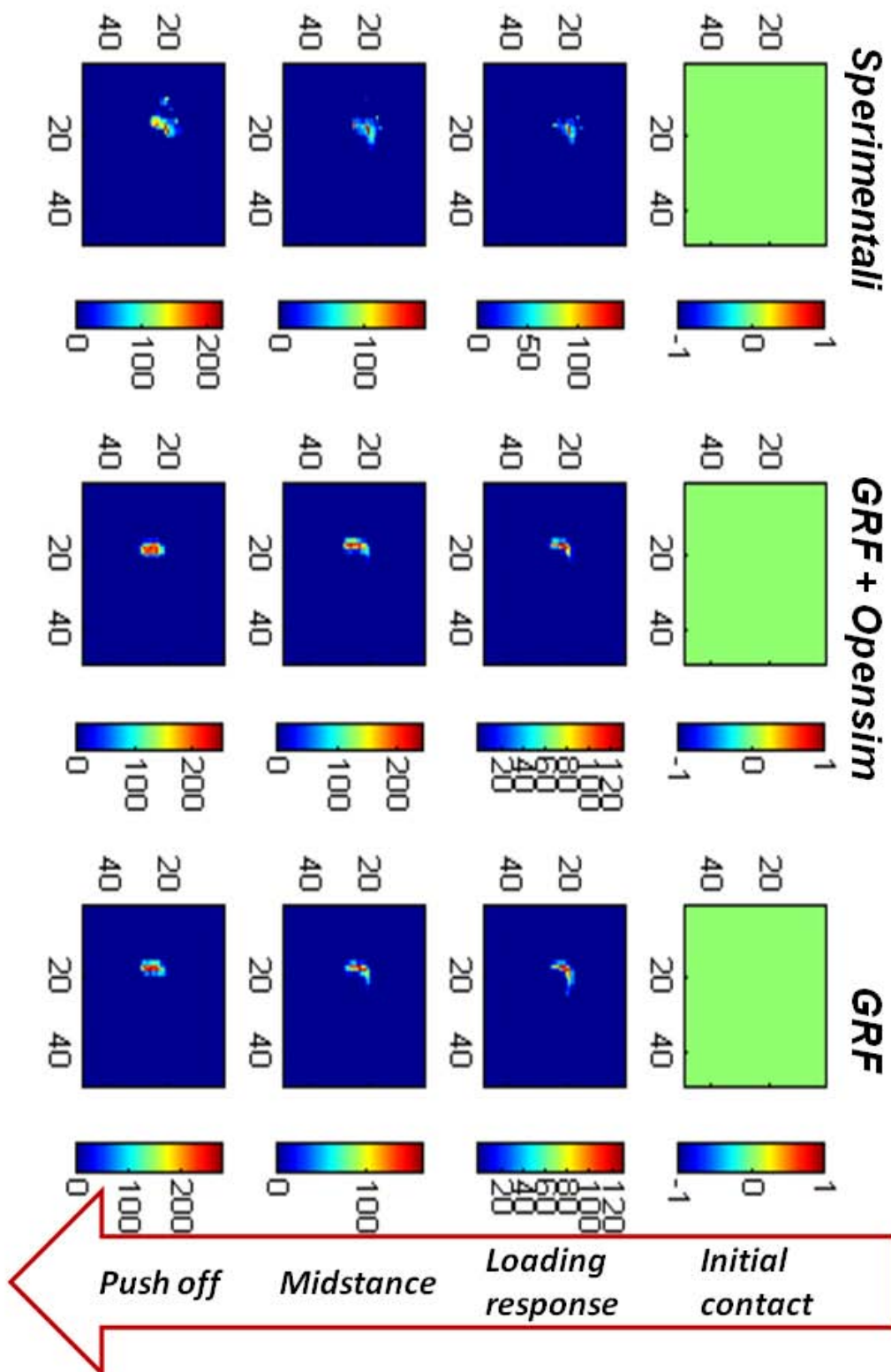


Figura 5.8: Avampiede.

# MESOPIEDE - pressioni

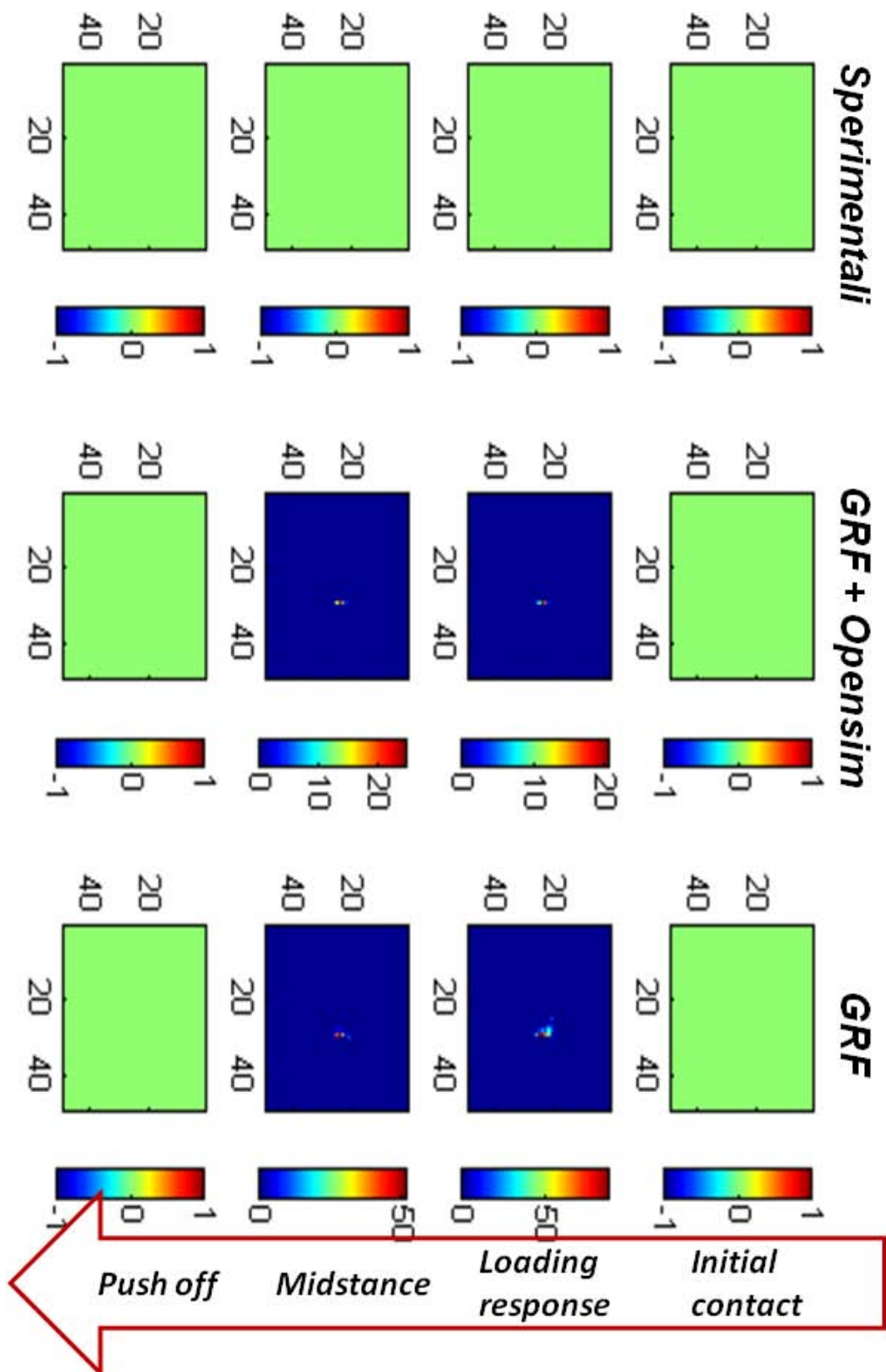


Figura 5.9: Mesopiede.

# RETROPIEDE - pressioni

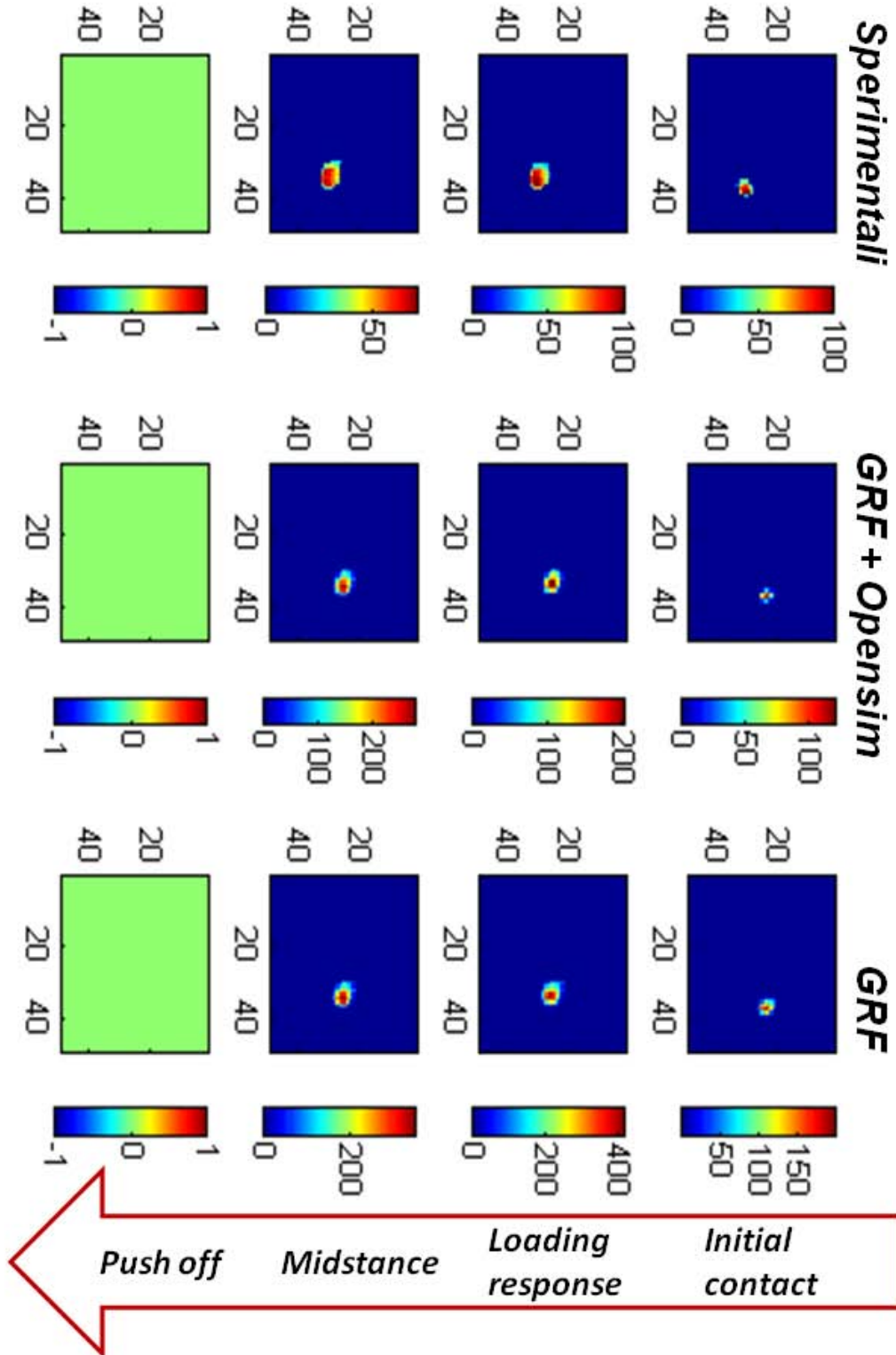


Figura 5.10: Retropiede.

Di seguito vengono riportati i grafici (da Figura 5.11 a Figura 5.22) riguardanti i valori di pressioni massime [kPa], pressioni medie [kPa] e superficie occupata [mm<sup>2</sup>] per piede intero, avampiede, mesopiede e retro piede in ciascuna delle quattro fasi analizzate del ciclo del passo in entrambe le condizioni (con e senza muscolatura). Successivamente (Figura 5.23 e 5.24) vi sono i grafici riguardanti l'analisi statistica tramite Root Mean Square (RMS) nella seguente formulazione:

$$RMS_{P_k} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^4 (P_{M_k}^i - P_S^i)^2}{4}} \quad (5.2)$$

con i indice del vettore per le fasi [Initial contact, Loading response, Mid-stance, Push off], M e S indicano se la pressione è riferita al modello o ai dati sperimentali, mentre P stabilisce quale variabile si sta analizzando tra pressioni massime, pressioni medie e superficie. La variabile k indica a quale dei due modelli ci si sta riferendo: con o senza muscoli.

### Risultati dell'Initial Contact

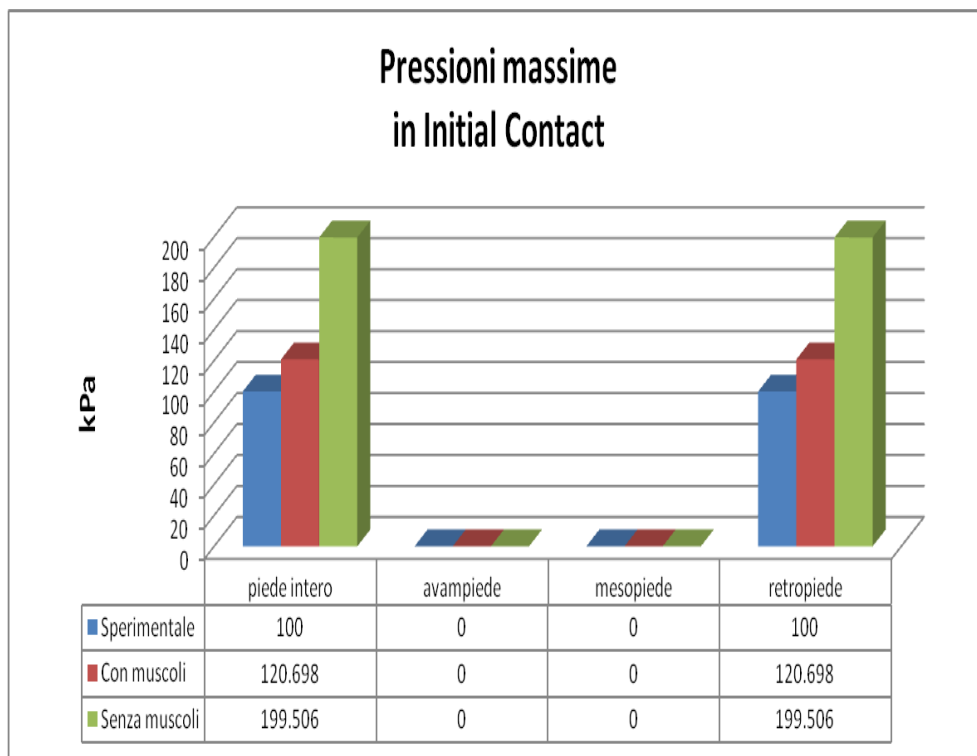


Figura 5.11: Pressioni massime in Initial Contact.

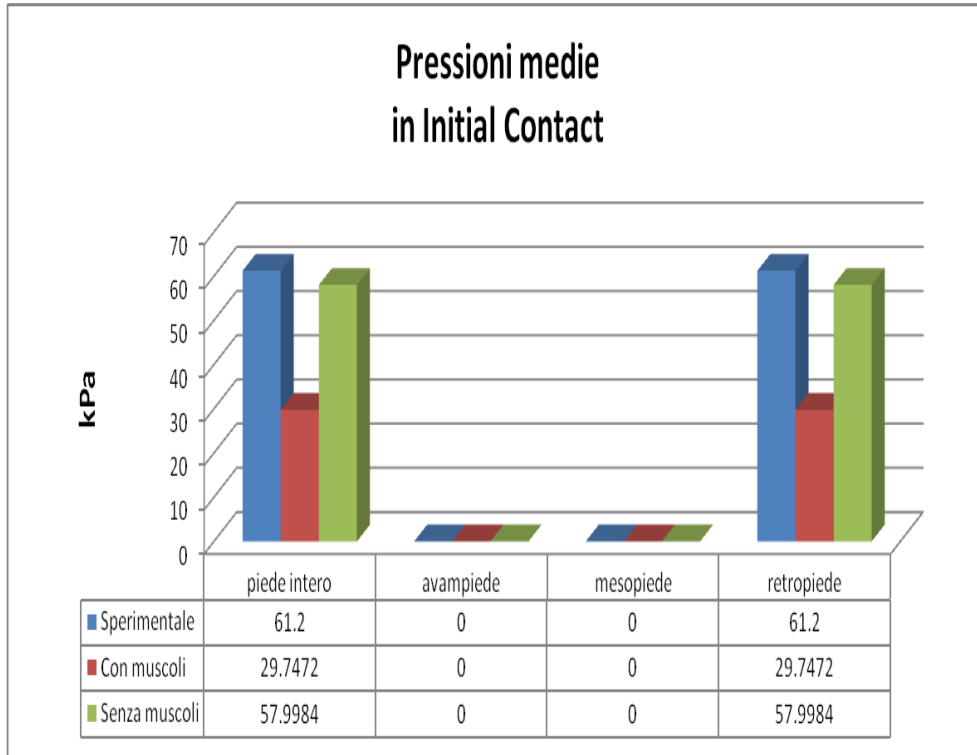


Figura 5.12: Pressioni medie in Initial Contact.

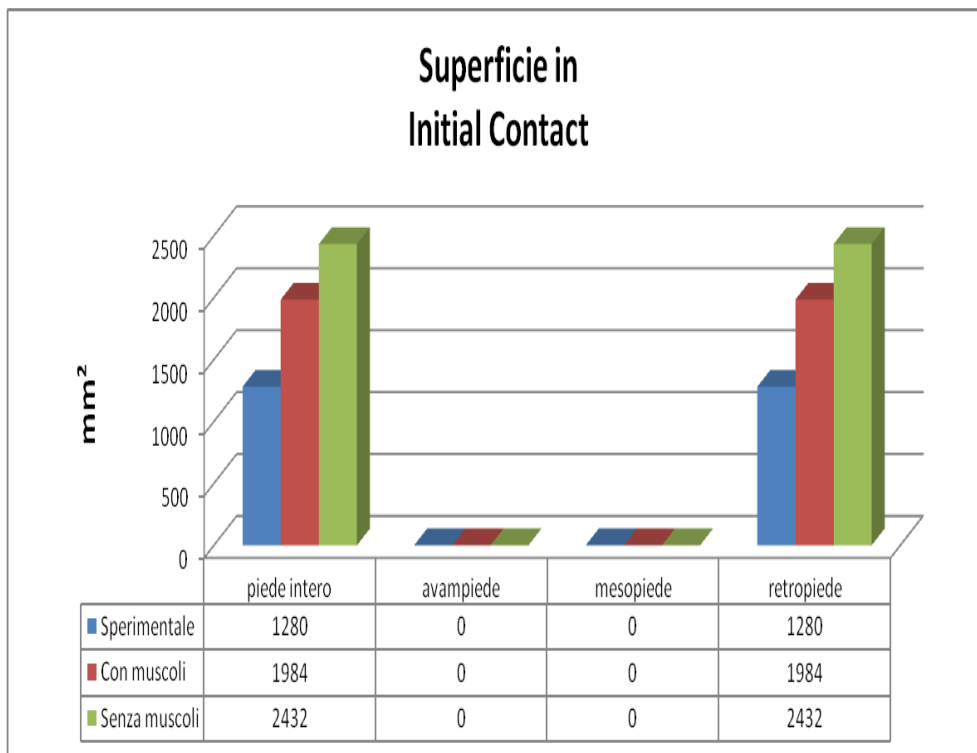


Figura 5.13: Superficie in Initial Contact.



Risultati del *Loading Response*

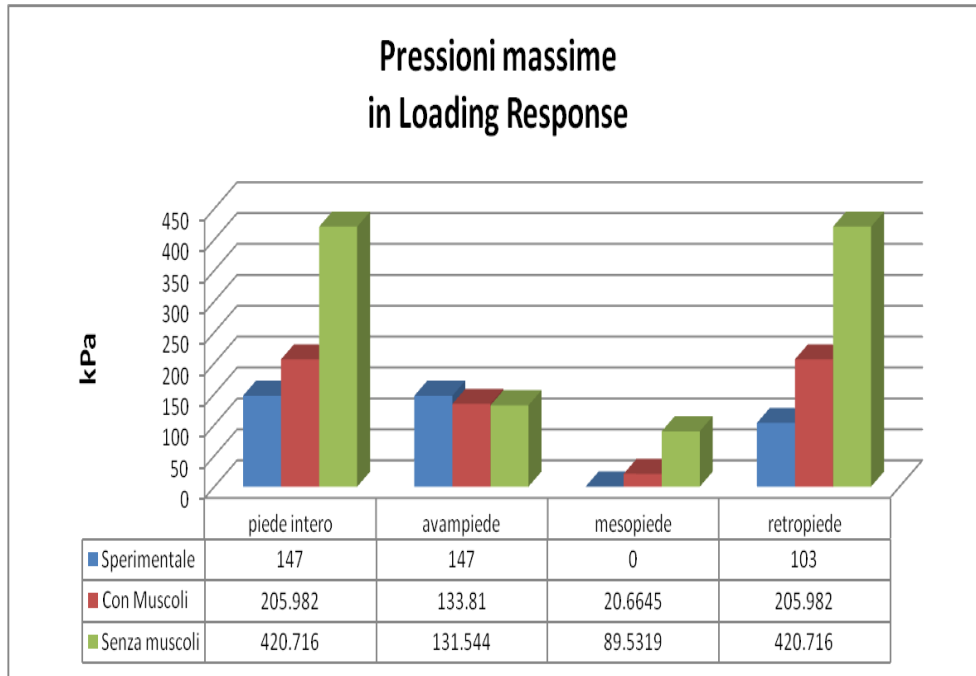


Figura 5.14: Pressioni massime in Loading Response.

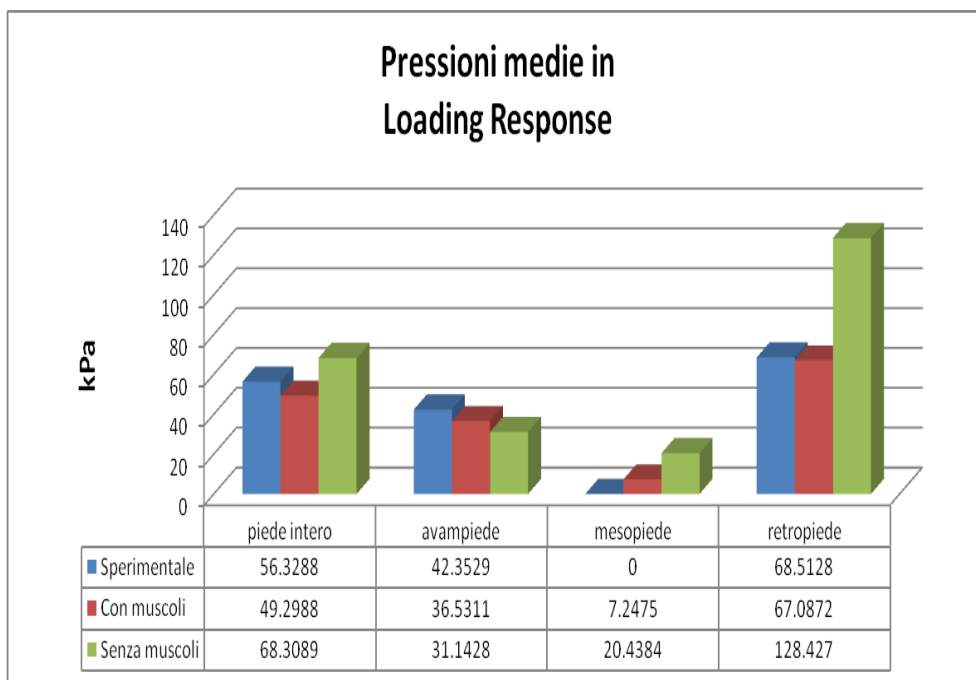


Figura 5.15: Pressioni medie in Loading Response.

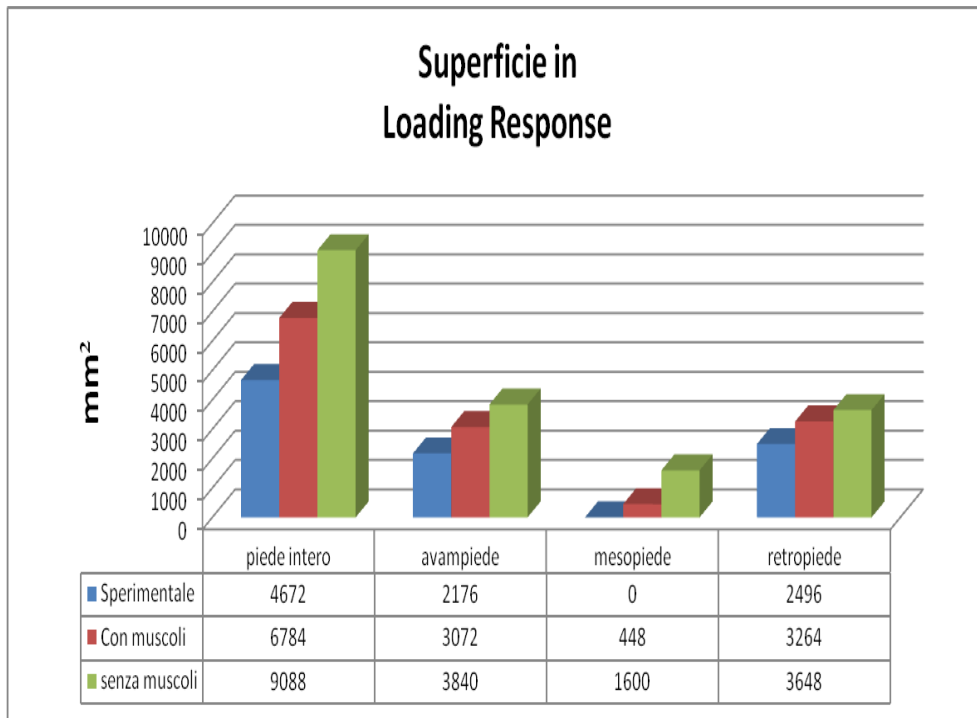


Figura 5.16: Superficie in Loading Response.

### Risultati della *Midstance*

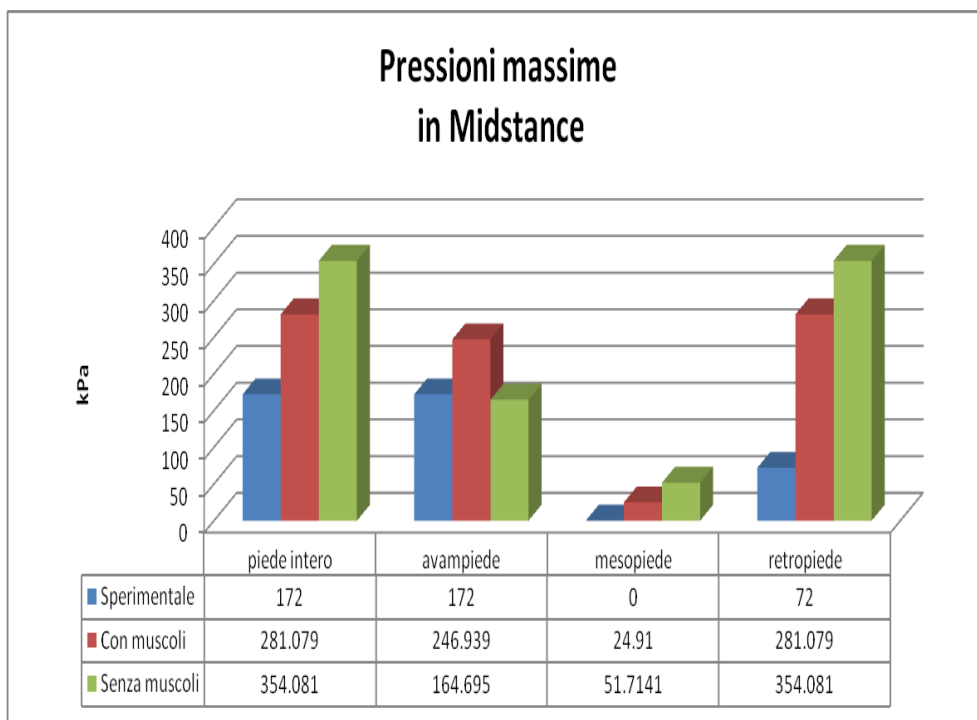


Figura 5.17: Pressioni massime in Midstance.

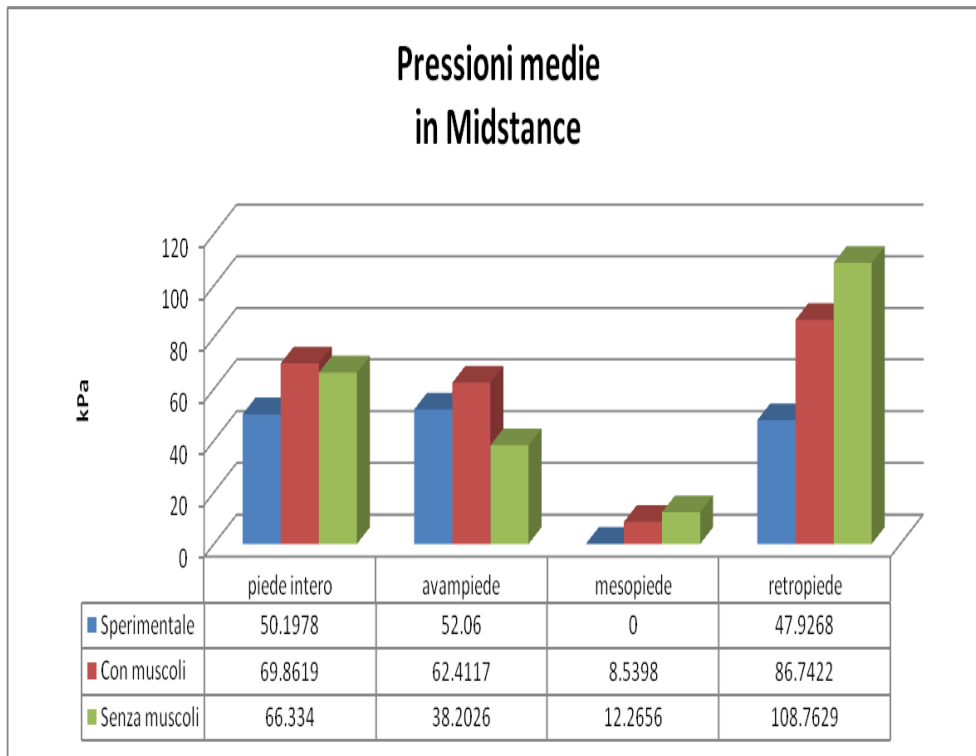


Figura 5.18: Pressioni medie in Midstance.

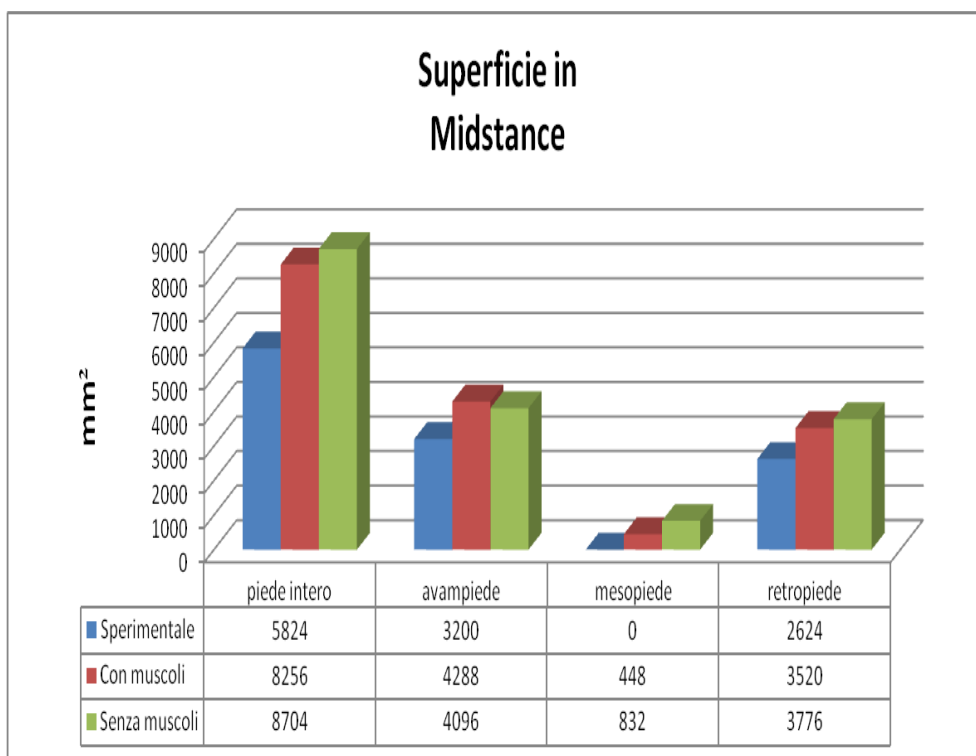


Figura 5.19: Superficie in Midstance.

Risultati del *Push off*

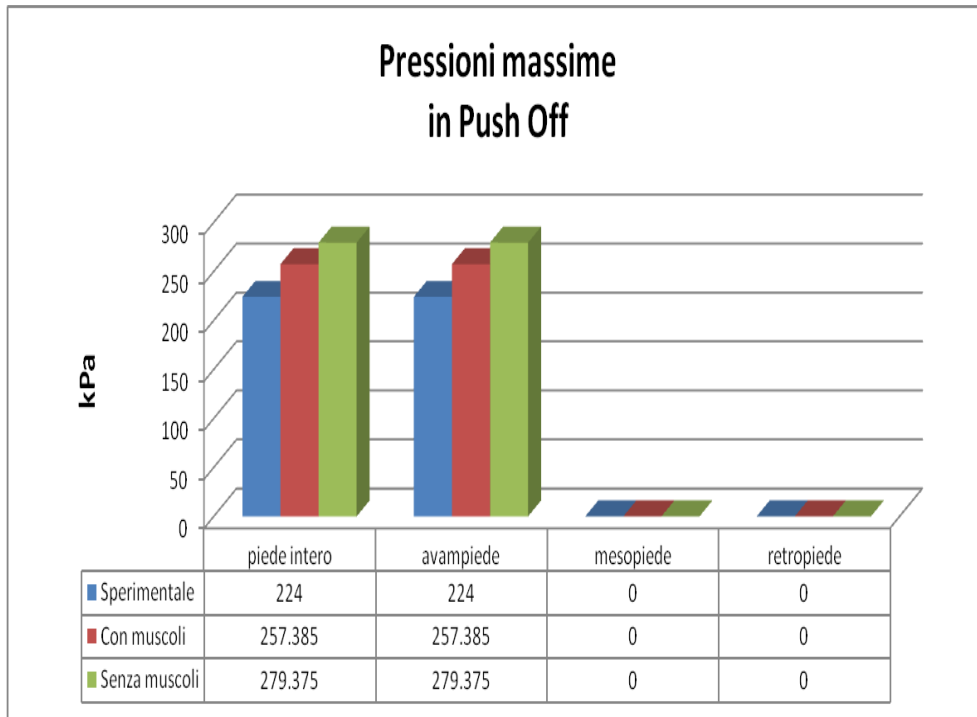


Figura 5.20: Pressioni massime in Push Off.

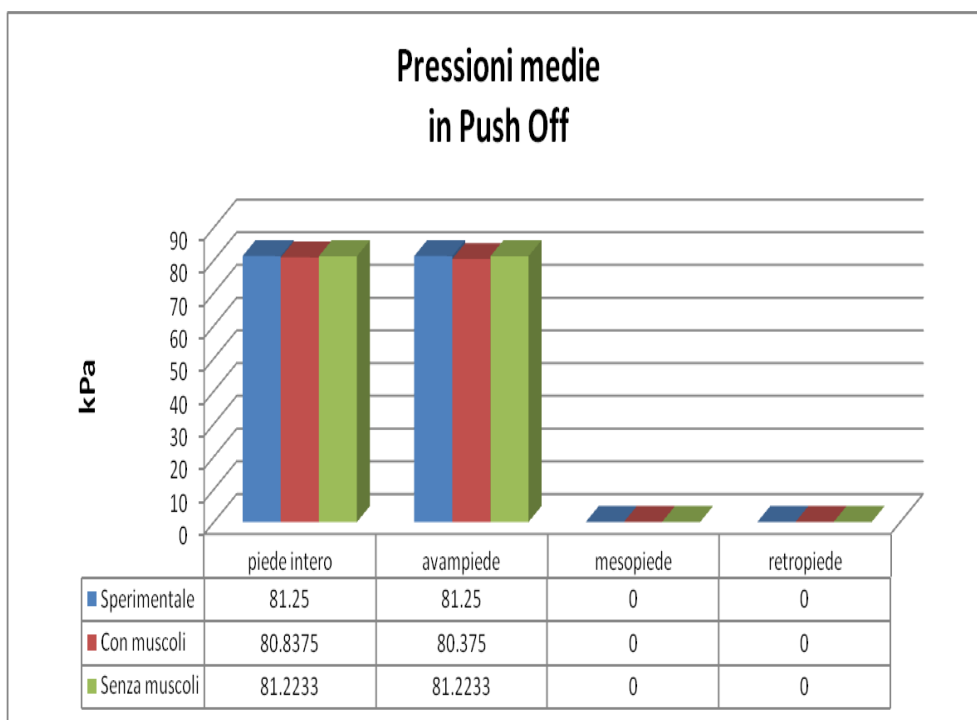


Figura 5.21: Pressioni medie in Push Off.

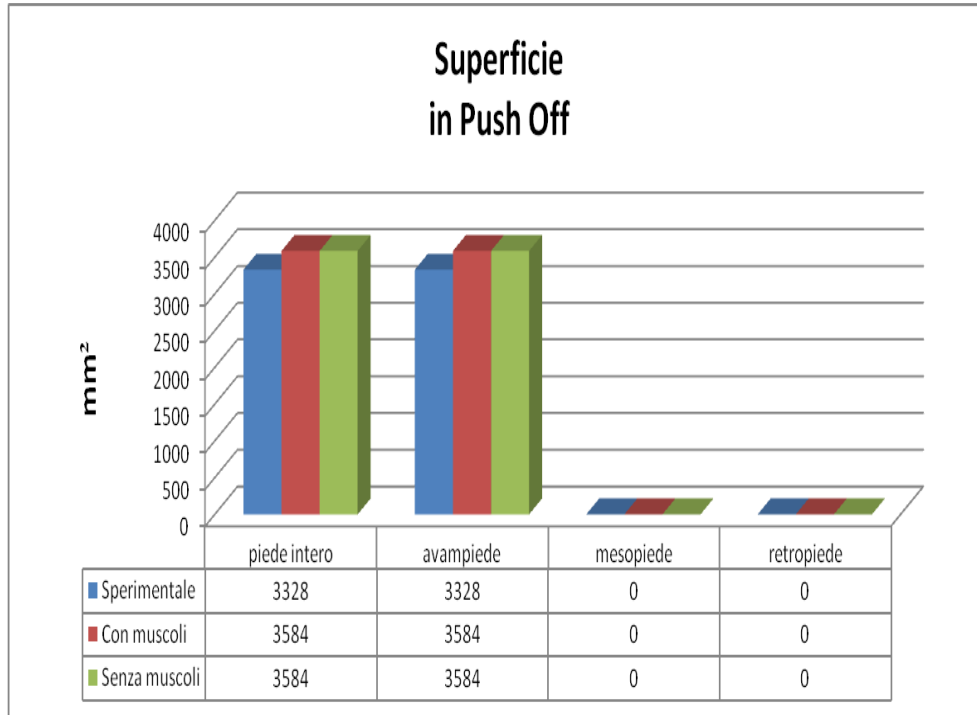


Figura 5.22: Superficie in Push Off.

In Figura 5.25 viene riportato il grafico riguardante le percentuali di errore della somma delle singole variabili nelle 4 fasi considerate per piede intero secondo la seguente:

$$Percentuale_{P_k} = \frac{(\sum_{i=1}^4 P_{M_k}^i) * 100}{\sum_{i=1}^4 P_S^i} \quad (5.3)$$

Viene riportato anche il grafico (Figura 5.26) con la percentuale di errore all'interno delle singole fasi per piede intero, sommando le tre variabili con la seguente formulazione:

$$Percentuale_{Fasi_{i_k}} = \frac{(\sum_{P=1}^3 P_{M_k}^i) * 100}{\sum_{P=1}^3 P_S^i} \quad (5.4)$$

Nelle Figure 5.27 e 5.28 vi è il grafico riguardante le percentuali di scostamento delle sole pressioni massime e pressioni medie riferite all'avampiede e al retropiede tra ciascun modello e i dati sperimentali:

$$Percentuale_{P_k} = \frac{(P_{M_k}) * 100}{P_S} \quad (5.5)$$

Non vengono riportati tali dati percentuali per il mesopiede in quanto i dati sperimentali per quest'area sono tutti nulli e si otterrebbe quindi una

divisione per zero.

Infine in Figura 5.29 vi è il grafico riguardante le percentuali di scostamento delle sole pressioni massime riferite al piede intero tra ciascun modello e i dati sperimentali:

$$\text{Percentuale } PP_{PP_k} = \frac{(PP_{M_k}) * 100}{PP_S} \quad (5.6)$$

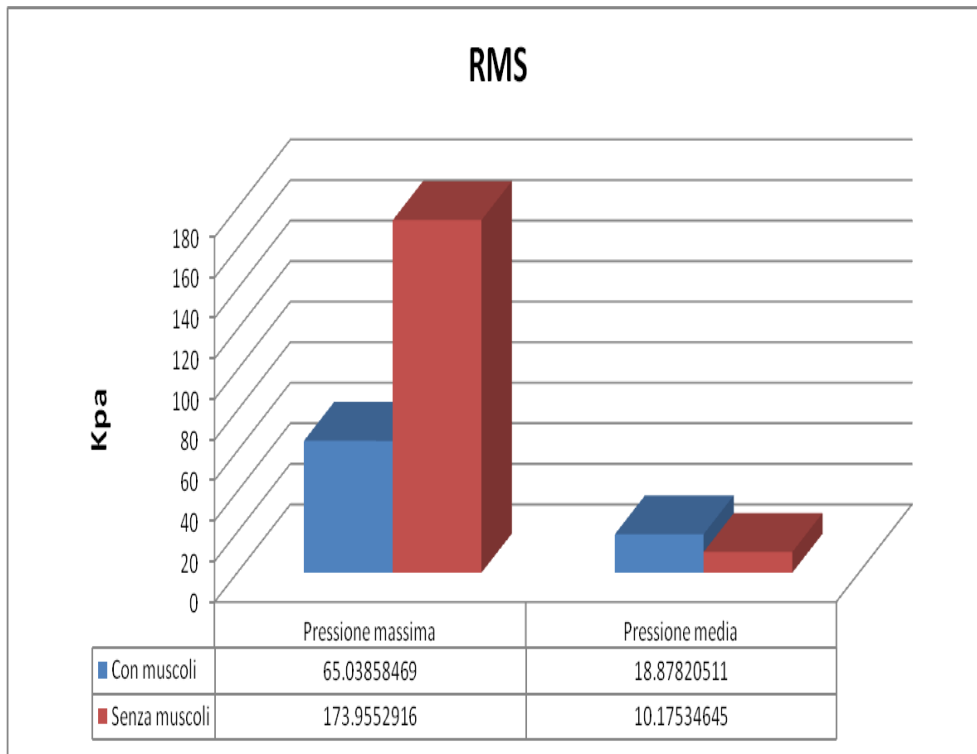


Figura 5.23: Root Mean Square per le pressioni.

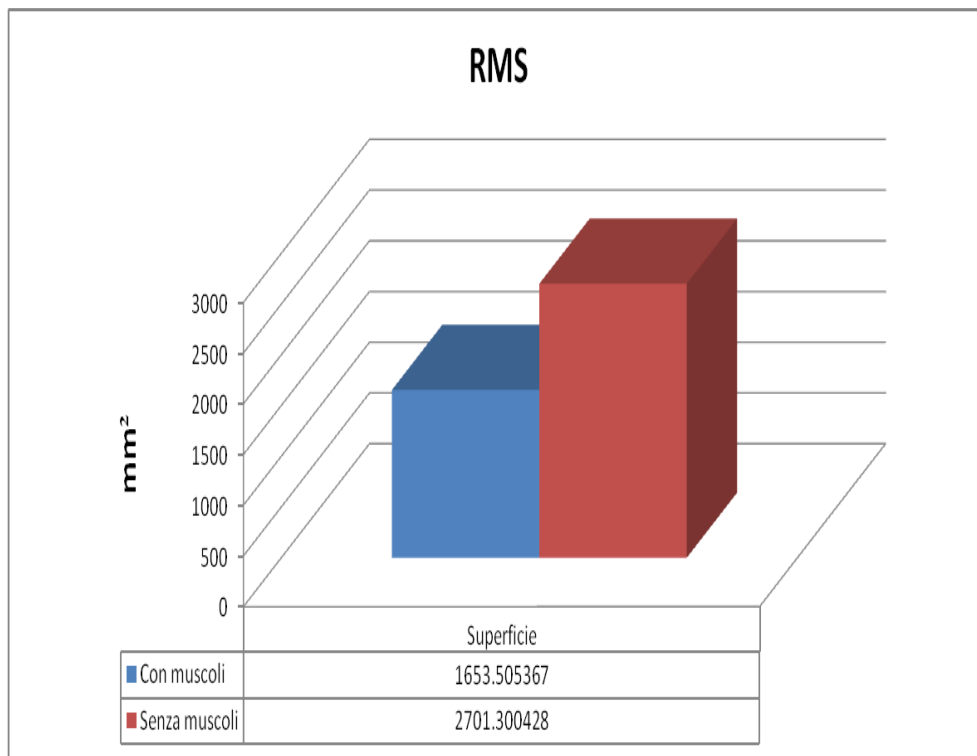


Figura 5.24: Root Mean Square per le superfici.

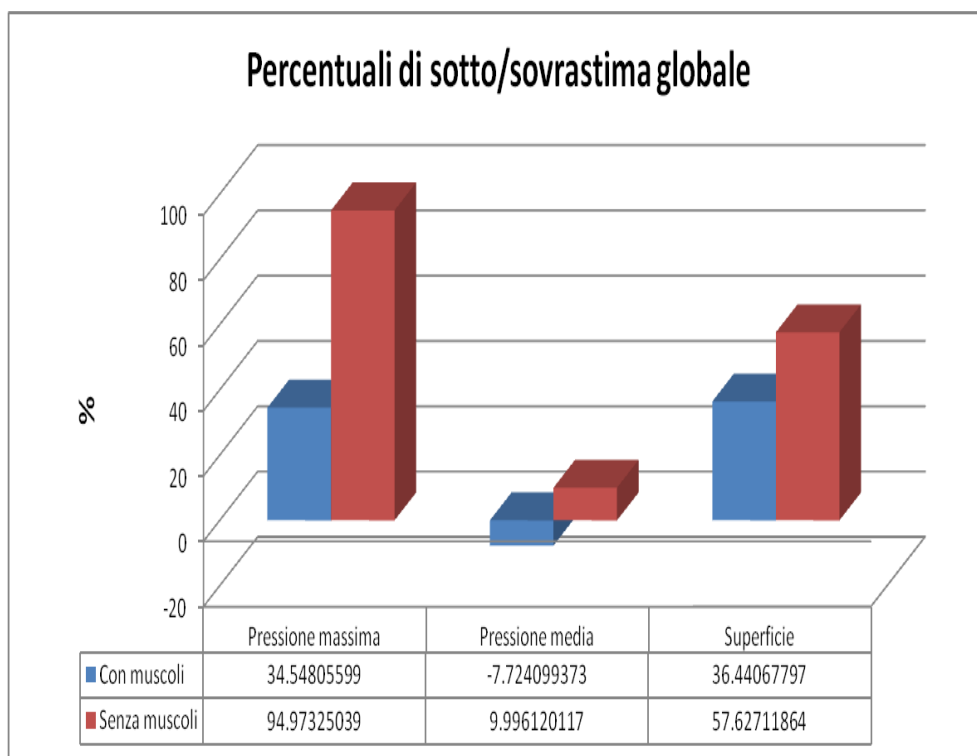


Figura 5.25: Percentuali di errore nelle singole variabili, sommate nelle varie fasi considerando il solo piede intero, tra dati sperimentali e dati dei modelli con e senza muscoli.

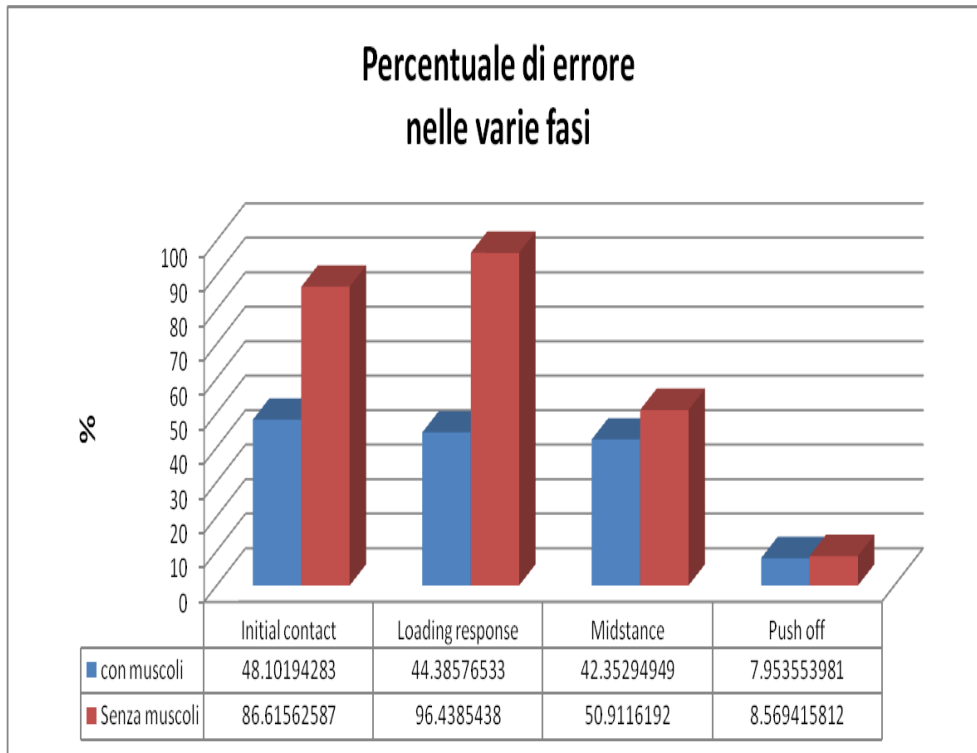


Figura 5.26: Percentuali di errore tra dati sperimentali e dati dei modelli con e senza muscoli della somma delle variabili internamente a ciascuna fase.

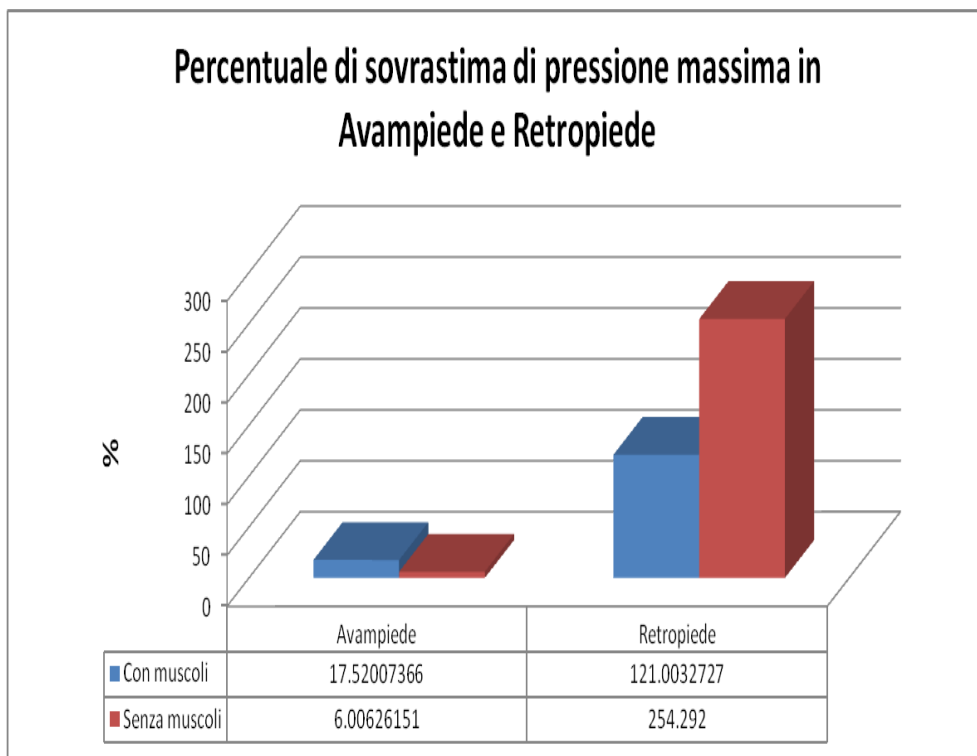


Figura 5.27: Percentuale di errore delle pressioni massime in avampiede e retropiede.



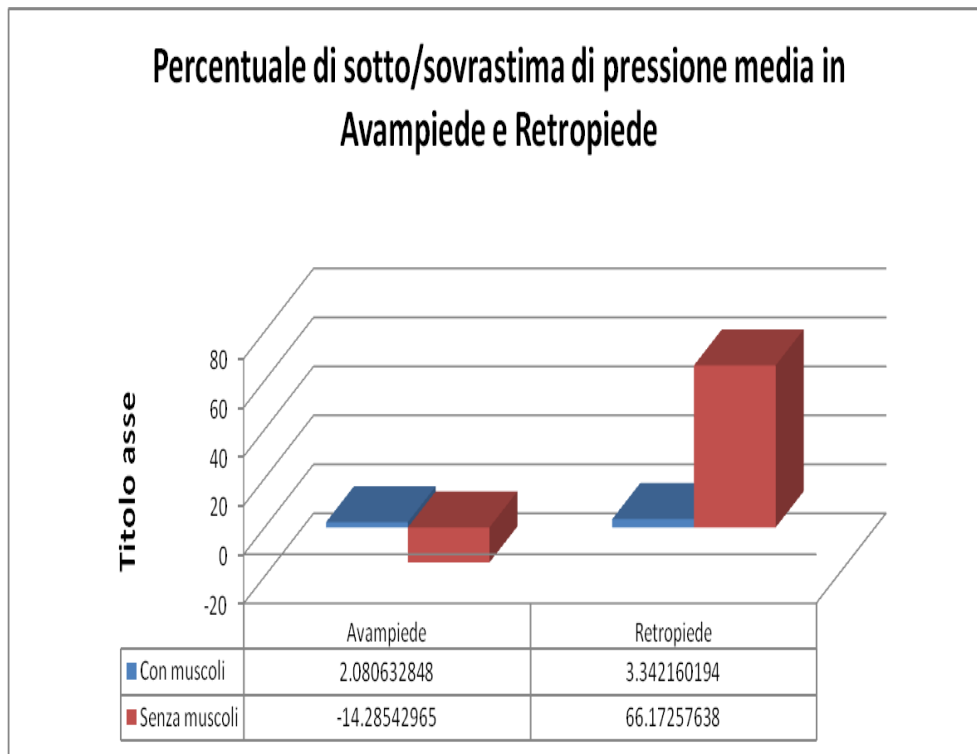


Figura 5.28: Percentuale di errore delle pressioni massime in avampiede e retropiede..

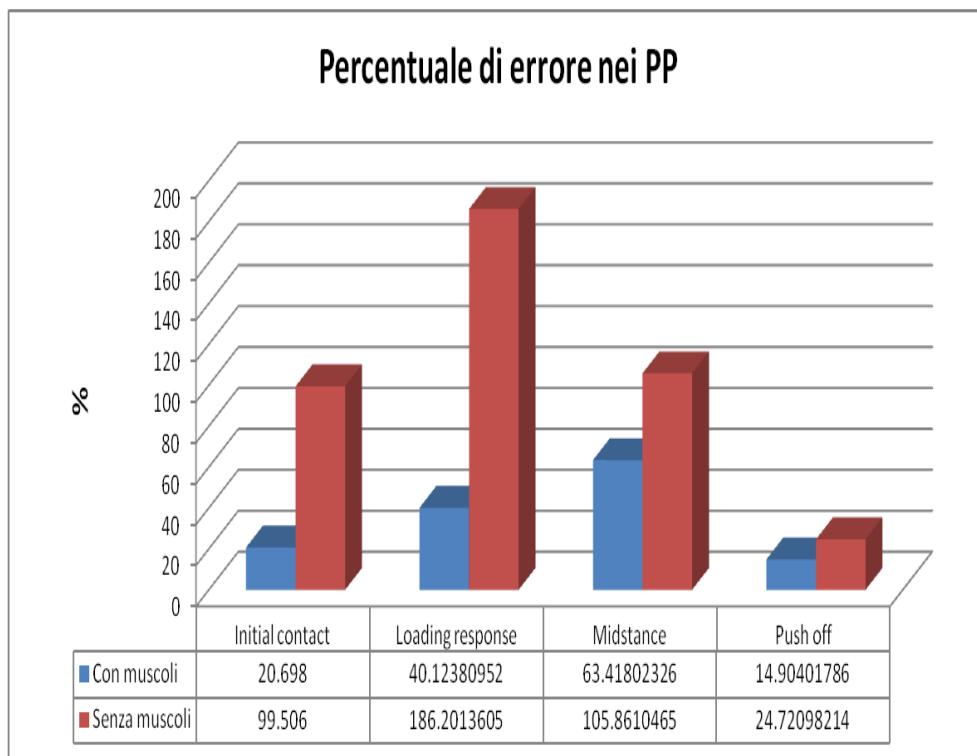


Figura 5.29: Percentuali di errore delle sole pressioni massime in piede intero tra dati sperimentali e dati dei modelli con e senza muscoli.



# Capitolo 6

## Risultati

*“Le cose migliori si ottengono solo con il massimo della passione.”*

*Goethe*

Come visto nel capitolo precedente il confronto tra dati sperimentali e simulati nelle diverse fasi ci dimostra una buona concordanza in tutti i campi nonostante una leggera sovrastima sia per le pressioni sia per le superfici di contatto. Il dato che maggiormente si discosta dal reale è rappresentato dall'ampiezza dei picchi di pressione massima i quali risultano sovrastimati nelle simulazioni del 34.54% e 94.97% rispettivamente per modello con e senza muscoli (Figura 5.25). Tuttavia, il confronto dei picchi massimi nelle sottoaree del piede evidenzia che l'errore si concentra prevalentemente nel retro piede come mostrato in Figura 5.27. Inoltre come si può notare dalla Figura 5.7 a Figura 5.10, che rappresentano le distribuzioni plantari reali e simulate, i picchi dell'avampiede calcolati dai modelli risultano localizzati nelle stesse posizioni dei dati sperimentali, ovvero in corrispondenza della prima, seconda e terza testa metatarsale. Anche i dati di superficie sono leggermente sovrastimati (36.5% e 57.6% rispettivamente). Le pressioni medie sono invece sottostimate del 7.7% per il modello con la muscolatura mentre sono sovrastimate del 9.99% per il modello senza muscolatura rispetto ai dati reali.

Analizzando le singole fasi (Figura 5.26) del ciclo del passo, quelle che più si discostano dal dato vero, considerando l'insieme delle tre variabili in gioco (picco di pressione massima, pressioni medie e superfici), sono l'initial contact e il loading response, principalmente dovuto ad una stima elevata della superficie d'appoggio. In questo contesto la fase più accurata riguarda il push off (7.95% e 8.56% rispettivamente). Per quanto riguarda invece la

variabile dedicata ai soli picchi (Figura 5.29) di pressione plantare massimi otteniamo che la fase con la stima peggiore è la Midstance, infatti le sovra-stime raggiungono il 63.41% e il 105.86%, mentre la fase migliore rimane sempre il push off (14.9% e 24.7%).

Una possibile causa di questi scostamenti va ricondotta probabilmente al fatto che le proprietà dei tessuti sono ricavate da letteratura e le forze muscolari sono state ricavate tramite un altro modello in ambiente Opensim [71]. Inoltre gli errori localizzati principalmente nel retropiede e le superfici elevate in Initial contact e Loading response, fanno pensare di dover differenziare le proprietà del tessuto molle per avampiede e retropiede rendendo quest'ultimo meno elastico. Infine va ricordato anche che il paziente presenta numerose callosità, e nell'impostare le proprietà dei materiali del modello non si è tenuto conto di queste variazioni locali di rigidità.

In generale si nota un netto miglioramento in tutte le variabili del modello comprendente la muscolatura rispetto a quello senza, indice del ruolo importante assunto dai muscoli in fase di modellazione. Si è osservato infatti, come il piede dei modelli senza muscolatura presenti un comportamento anomalo, non riuscendo a sostenere il carico proveniente dalle GRF e modificando quindi la sua posizione con il piano. Va inoltre sottolineato che, nonostante le differenze di intensità di pressione, soprattutto il modello con la presenza dei muscoli riesce a stimare adeguatamente la localizzazione dei picchi di pressione confermando la bontà di modello.

### 6.1 Discussione

Il modello elaborato in questa tesi si inserisce nello stato dell'arte della simulazione agli elementi finiti del piede. Rispetto a quanto presente in letteratura il modello è stato sviluppato a partire dal modello di Guiotto et al 2014 [36], in termini di procedura per la segmentazione delle immagini, la generazione della mesh, l'imposizione delle condizioni al contorno per quanto riguarda la cinematica delle ossa e le forze di reazione al suolo. Rispetto al modello di partenza sono state inserite due importanti modifiche:

- con l'identificazione dei punti d'inserzione muscolari durante il processo di segmentazione dell'immagine, a partire quindi da dati soggetto specifico;
- la presenza dei muscoli con le relative forze muscolari anch'esse soggetto specifiche ottenute tramite modellazione muscoloscheletrica in

Opensim [71].

Il secondo aspetto permette di verificare il contributo non solo della forza di reazione al suolo nella distribuzione delle forze interne ai tessuti, ma anche delle forze muscolari. Questa valutazione non è possibile effettuarla se non applicando un approccio interdisciplinare che si avvale sia di dati sperimentali (condizioni al contorno cinematiche e dinamiche da dati di piattaforme di forza), che di dati ottenuti tramite modellazione muscoloscheletrica (forze muscolari), che di dati estratti dall'analisi di bioimmagini (segmentazione), che infine dall'applicazione della FEA alla biomeccanica del piede. I risultati di questo lavoro di tesi si sono limitati per ora a valutare la differenza nella stima delle pressioni plantari ottenibile a partire dall'imposizione delle sole forze di reazione al suolo o dal considerare anche il contributo delle forze muscolari.

I valori percentuali e l'analisi RMS hanno evidenziato il netto miglioramento del modello con in aggiunta la componente muscolare rispetto a quello con le sole GRF, indice dell'importante ruolo dei muscoli in fase di modellazione. Un importante aspetto dell'approccio modellistico adottato in questa tesi risiede nella possibilità di confrontare i risultati della simulazione FEA con i valori di pressione sperimentali acquisiti durante il cammino dello stesso soggetto utilizzato in simulazione. La validazione del modello infatti si è basata sul confronto tra i dati dei picchi di pressioni massime sperimentali (gold standard) e quelli simulati ([14], [30], [25]), aggiungendo un elemento di innovazione, ovvero l'utilizzo di un gold standard soggetto specifico come in Guiotto et al 2014 [36]. In questo caso specifico esse possono essere considerate importanti alla luce della patologia del piede diabetico in quanto permettono di evidenziare gli eccessi delle forze plantari. In particolare si nota una buona concordanza con il lavoro di Guiotto et al. [36] per quanto riguarda le percentuali di sovrastima dei picchi di pressione massima simulati col modello comprendente i muscoli rispetto a quelli sperimentali. Si osserva inoltre un modesto miglioramento nella stima della superficie di contatto soprattutto per quanto riguarda il *midfoot*. Ciò è probabilmente dovuto alla presenza nel modello dei peronieri brevi e lunghi che giocano un ruolo importante nel mantenimento della forma e dell'arco longitudinale del piede [18].

I risultati ottenuti nel presente lavoro trovano inoltre riscontro nei risultati di Antunes et al. [70] che hanno stimato una pressione massima di 111 kPa nel calcagno e 83 kPa nell'avampiede con una prova statica di mantenimen-

to dell'equilibrio. Tali pressioni possono quindi essere ritenute comparabili con quelle ricavate nel modello con muscoli in Midstance (281 e 247 kPa rispettivamente) se si considera che la notevole differenza di intensità possa essere dovuta al fatto che in questa tesi si è condotta una prova quasi statica e che il peso del paziente era totalmente concentrato in un solo piede. Bisogna considerare anche che il paziente di riferimento per questo studio pesava 40Kg in più rispetto a quello riportato in Antunes et al.. Stesso discorso vale anche per Chen et al. [69] i quali hanno ricavato un picco di pressione del 130.6 kPa, e Chen et al. [14] un picco di 168kPa.

Anche in questo lavoro come nei lavori sopracitati, i picchi di pressione sono sempre sovrastimati rispetto ai dati sperimentali.

Il netto miglioramento del modello con condizioni al contorno comprendenti le forze muscolari rispetto a quello senza era già stato preso in considerazione nello studio di Chen et al. [24] i quali avevano evidenziato che muscoli come Soleo e Gastrocnemio erano di fondamentale importanza per una stima appropriata dei picchi di pressione.

Le eventuali limitazioni di questo studio riguardano la scelta delle proprietà dei tessuti, ricavata da letteratura, e la semplificazione fatta a livello di generazione del modello raggruppando le ossa in avampiede, mesopiede e retropiede al fine di modellare solo le articolazioni principali. Non vanno inoltre dimenticati eventuali errori derivanti dalla presenza degli artefatti da tessuto molle nelle condizioni al contorno relative alla cinematica intersegmentale.

# Conclusioni

Il presente lavoro di tesi si è proposto di modificare il modello soggetto specifico esistente del piede e della tibiotarsica creato presso il laboratorio di Bioingegneria del Movimento dell'Università di Padova (DEI) inserendo oltre a ossa, legamenti e aponeurosi plantare anche i principali muscoli della gamba. L'analisi integrata svolta in questa tesi ha sfruttato le potenzialità dell'analisi agli elementi finiti, gait analysis e l'estrazione delle forze di attivazione muscolare tramite Opensim [71], al fine di ottenere il modello soggetto specifico più realistico possibile. In particolare sono stati creati due modelli: uno comprendente le forze muscolari e le forze di reazione al suolo (GRF), l'altro invece con le sole GRF.

L'obiettivo di questo lavoro è di verificare quale tra le due condizioni di simulazione si avvicinasse maggiormente ai dati sperimentali di gait analysis. L'utilizzo di questi modelli si propone anche di riuscire a prevedere e quindi prevenire l'insorgenza di complicanze nei sintomi patologici e quindi migliorare la qualità della vita o il decorso della malattia del paziente.

Il gold standard utilizzato in questo progetto, per verificare la bontà dei modelli, è dato dai picchi massimi di pressione plantare sperimentale. Sono stati calcolati l'errore percentuale e il RMS tra le pressioni simulate nelle due condizioni e i dati sperimentali, riportati nel Capitolo 5, da cui si evince che il modello che fornisce delle pressioni plantari che si discostano meno da quelle sperimentali (gold standard) è quello comprendente le forze muscolari. In particolare il confronto tra i dati sperimentali e simulati nelle diverse fasi ci dimostra una buona concordanza per tutte le variabili nonostante una leggera sovrastima sia per le pressioni sia per le superfici di contatto. Le discordanze più significative presenti sono probabilmente dovute al fatto che le proprietà dei tessuti sono ricavate da letteratura e le forze muscolari sono state ricavate tramite un altro modello in ambiente Opensim. Inoltre, gli errori localizzati principalmente nel retropiede e le superfici elevate in Initial contact e Loading response, fanno pensare di dover

## Conclusioni

---

differenziare le proprietà del tessuto molle per avampiede e retropiede rendendo quest'ultimo meno elastico. Infine va ricordato anche che il paziente presenta numerose callosità, e nell'impostare le proprietà dei materiali del modello non si è tenuto conto di queste variazioni locali di rigidità.

Tuttavia si è dimostrata la corrispondenza nella localizzazione dei picchi di pressione plantare nell'avampiede. Si tratta di un dato importante, il quale, insieme ai dati di posizione dei picchi delle forze di taglio, permette di prevedere l'eventuale insorgenza di ulcere nel piede. Di fatto il paziente di riferimento per questo progetto ha in seguito sviluppato un'ulcerazione sotto le teste metatarsali.

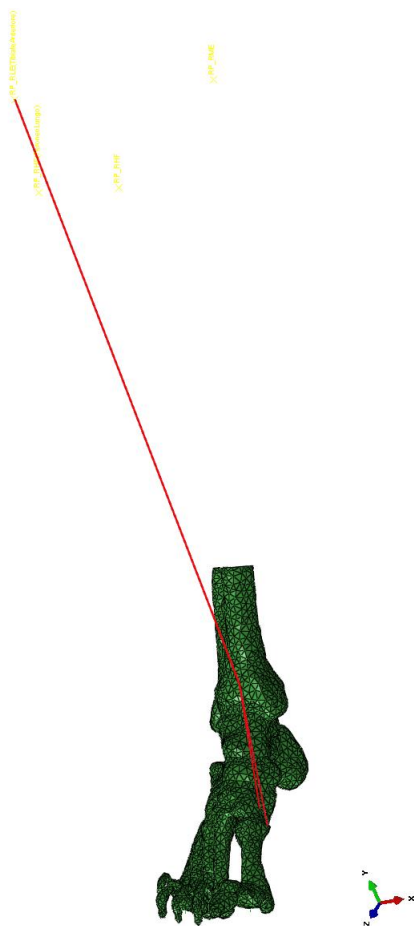
I possibili miglioramenti futuri includono l'aggiunta delle forze di reazione articolari e delle proprietà soggetto-specifiche dei tessuti plantari, oltre all'utilizzo di simulazioni dinamiche al posto di quelle quasi-statiche.



# Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

In questa sezione vengono riportate le immagini di risonanza magnetica corrispondenti alle inserzioni muscolari di cui si è parlato nel Capitolo 5.

## Tibiale anteriore



***Inserzione d'origine:*** faccia laterale della tibia, dalla membrana interossea e dalla fascia crurale.

***Inserzione terminale:*** superficie mediale dell'osso cuneiforme mediale e della base del primo osso metatarsale.

***Azione:*** flette dorsalmente l'alluce e partecipa alla flessione dorsale del piede sollevandone il margine mediale (supinazione); a piede fisso avvicina la gamba al dorso del piede.

## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

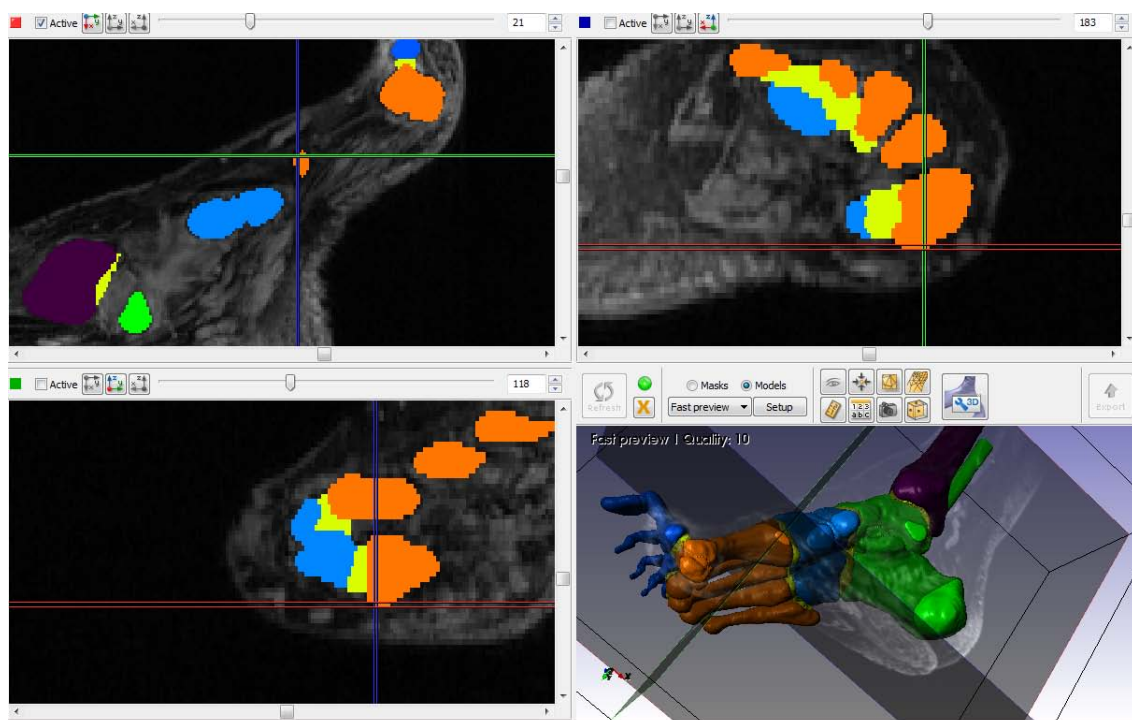


Figura 1: Inserzione tibiale anteriore sul primo metatarso. (ScanIP)

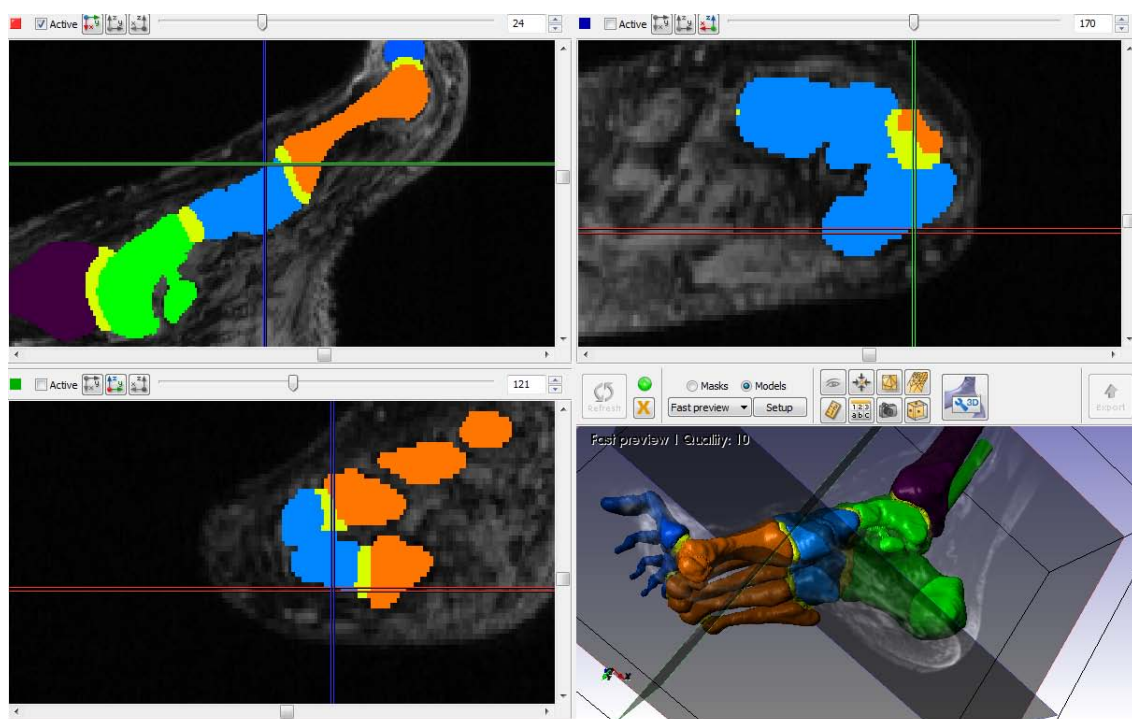


Figura 2: Inserzione tibiale anteriore sull'osso cuneiforme mediale. (ScanIP)

## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

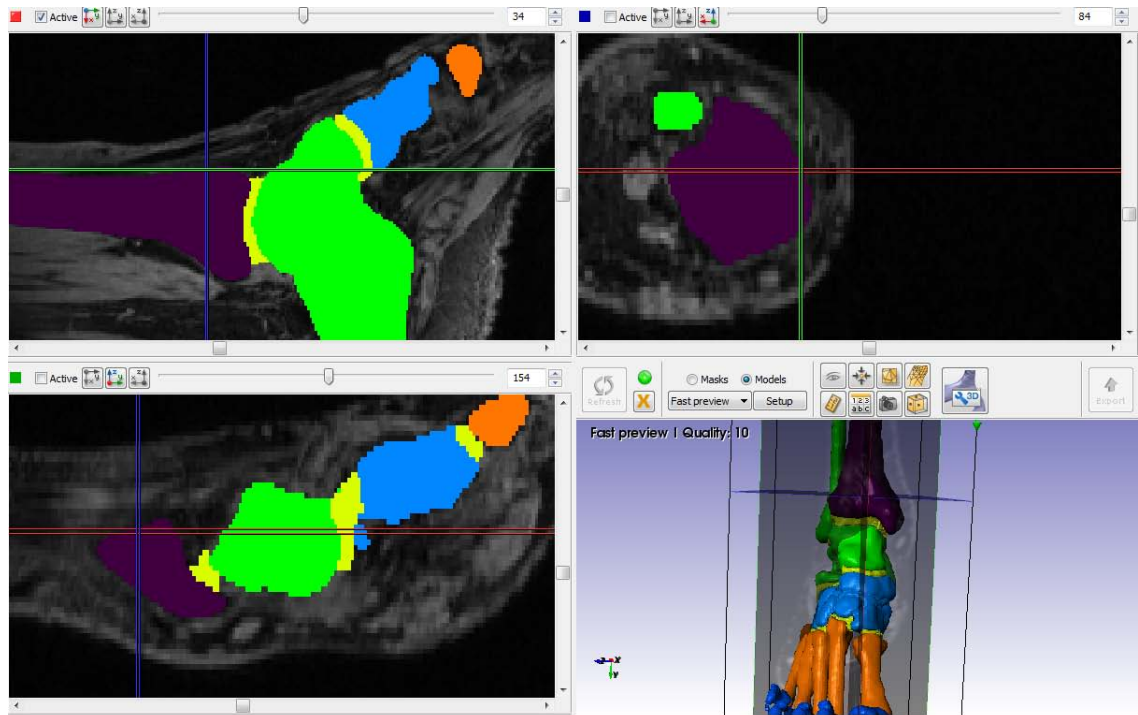
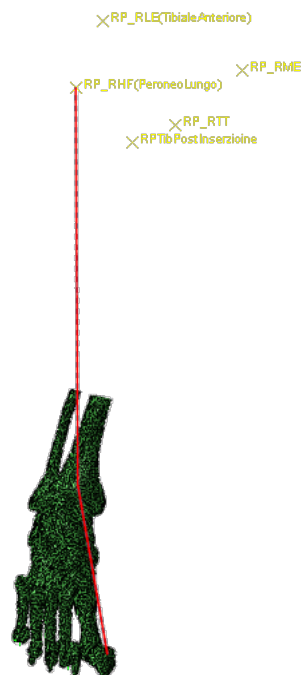


Figura 3: Passaggio sotto al retinacolo inferiore dei muscoli estensori. (ScanIP)

### Estensore lungo dell'alluce



**Inserzione d'origine:** terzo medio della faccia mediale della fibula e dalla membrana interossea.

**Inserzione terminale:** superficie dorsale della base della falange dell'alluce.

**Azione:** flette dorsalmente l'alluce e partecipa alla flessione dorsale del piede sollevandone il margine mediale (supinazione).

## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

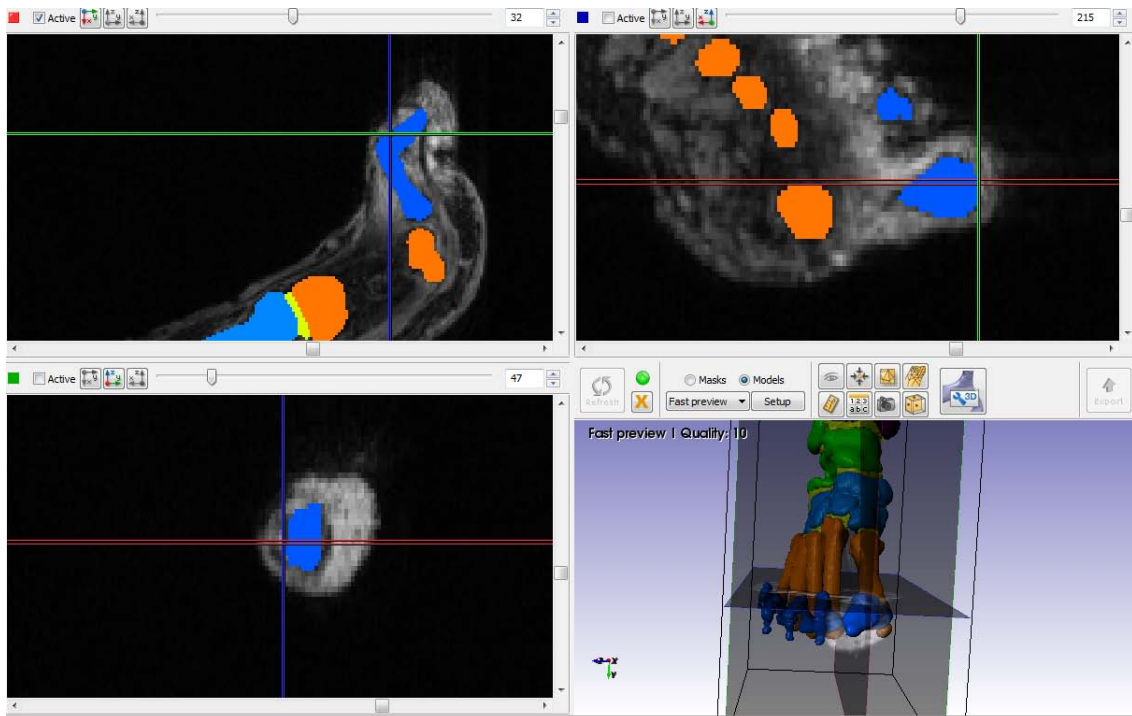


Figura 4: Inserzione dell'estensore dell'alluce sulla superficie dorsale della base della falange dell'alluce. (ScanIP)

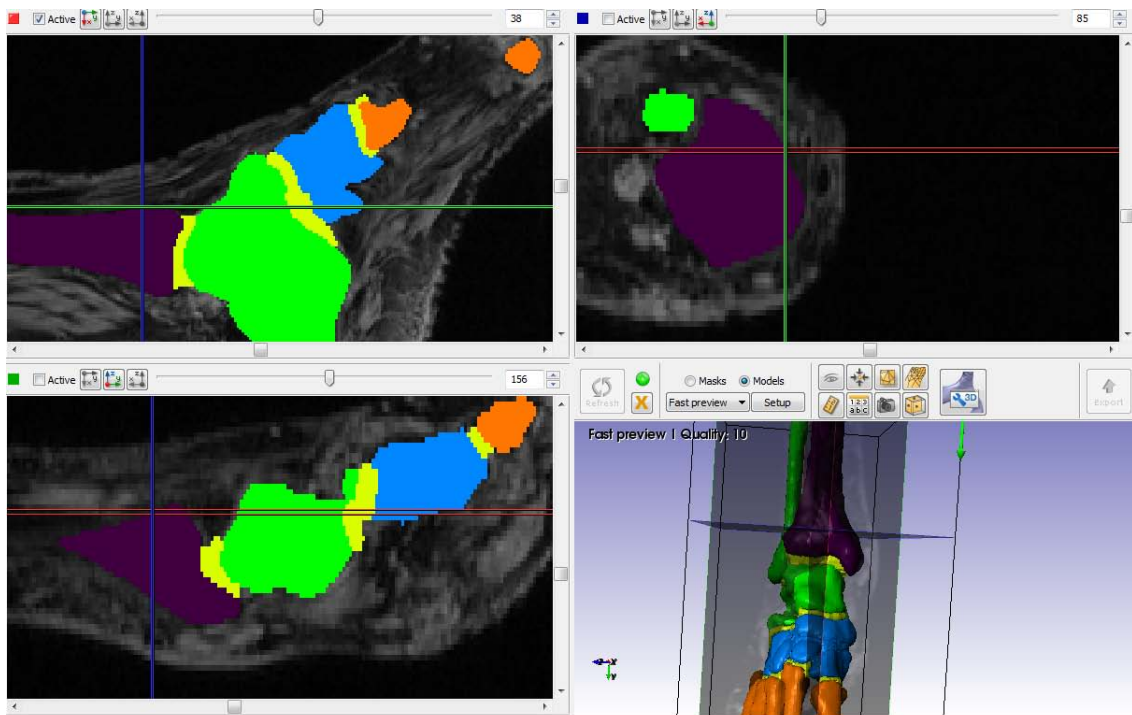


Figura 5: Punto di passaggio degli estensori delle dita sotto al retinacolo inferiore dei muscoli estensori. (ScanIP)

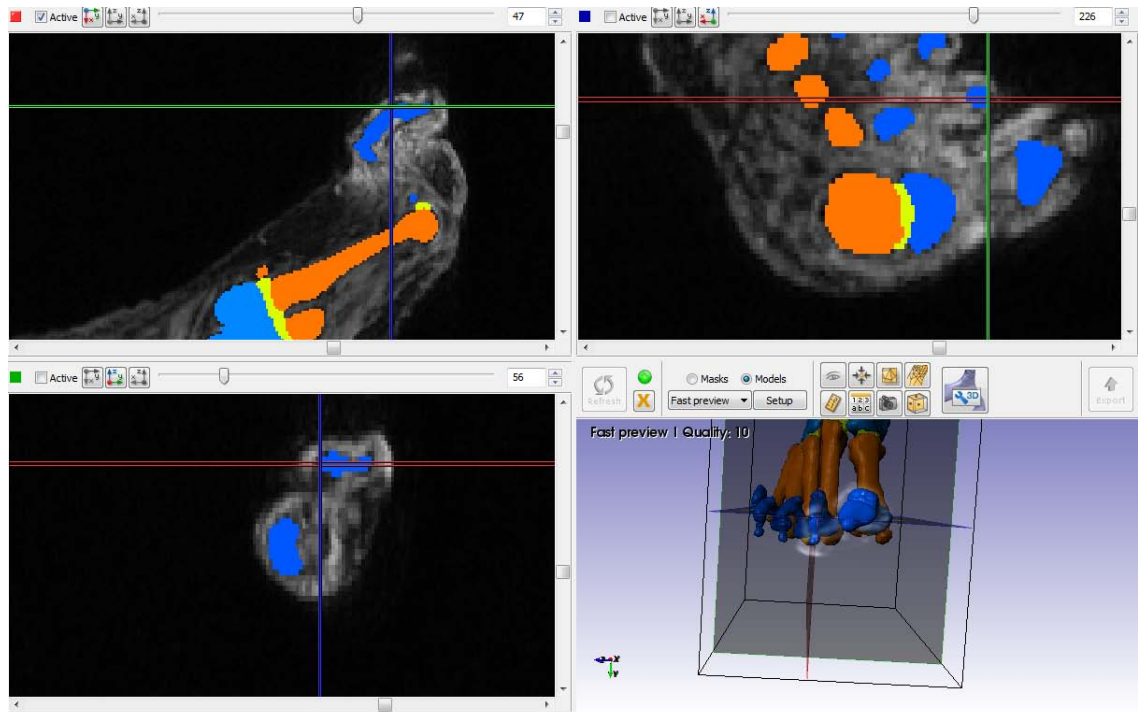
### Estensore lungo delle dita



**Inserzione d'origine:** condilo laterale della tibia, dalla membrana interossea, dalla testa e dal margine anteriore della fibula e dalla fascia crurale.

**Inserzione terminale:** ciascuno dei tendini secondari delle quattro dita si divide in tre linguette di cui, quella media si inserisce alla base della falange media, le altre alla base della falange distale.

**Azione:** flette dorsalmente le ultime quattro dita del piede, partecipa alla flessione dorsale del piede e ne solleva il margine laterale (pronazione); a piede fisso avvicina la gamba al dorso del piede.



## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

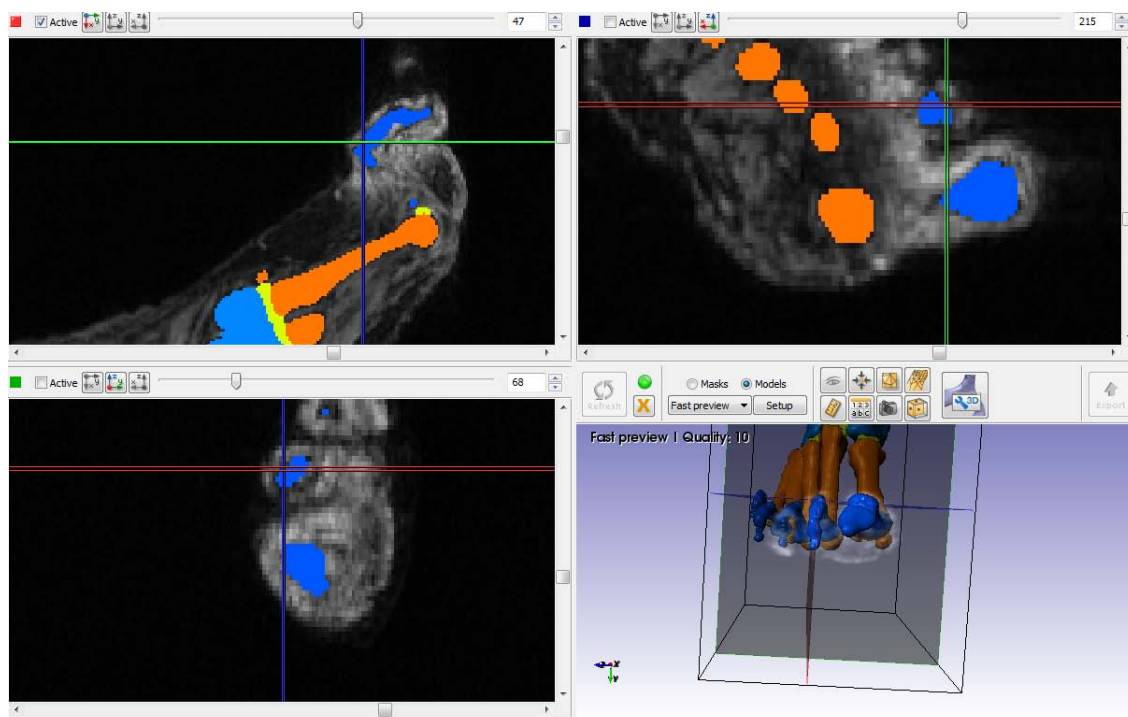


Figura 7: Inserzione dell'estensore delle dita sulla base della seconda falange media. (ScanIP)

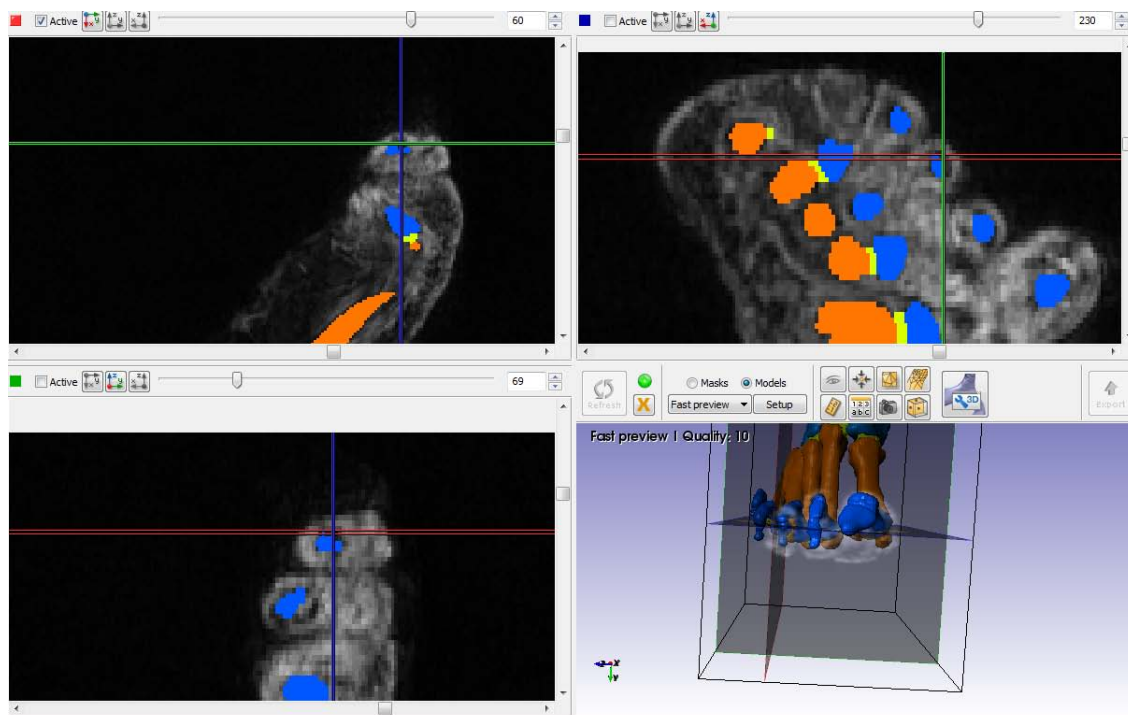


Figura 8: Inserzione dell'estensore delle dita sulla base della terza falange distale. (ScanIP)

## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

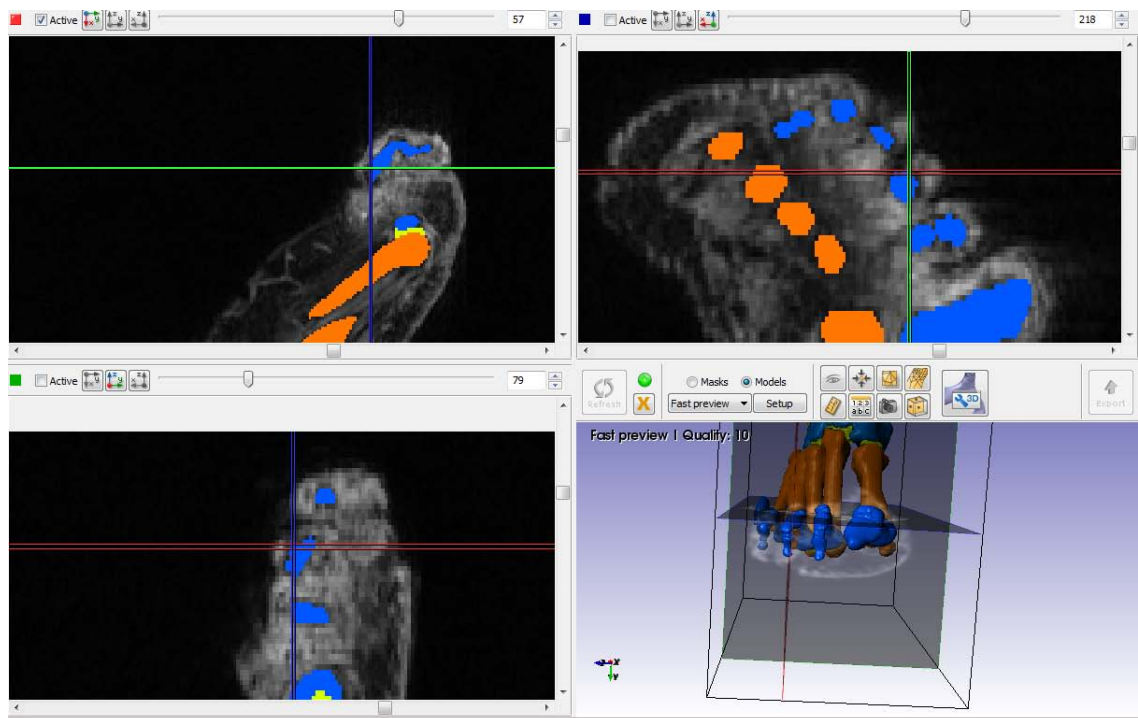


Figura 9: Inserzione dell'estensore delle dita sulla base della terza falange media. (ScanIP)

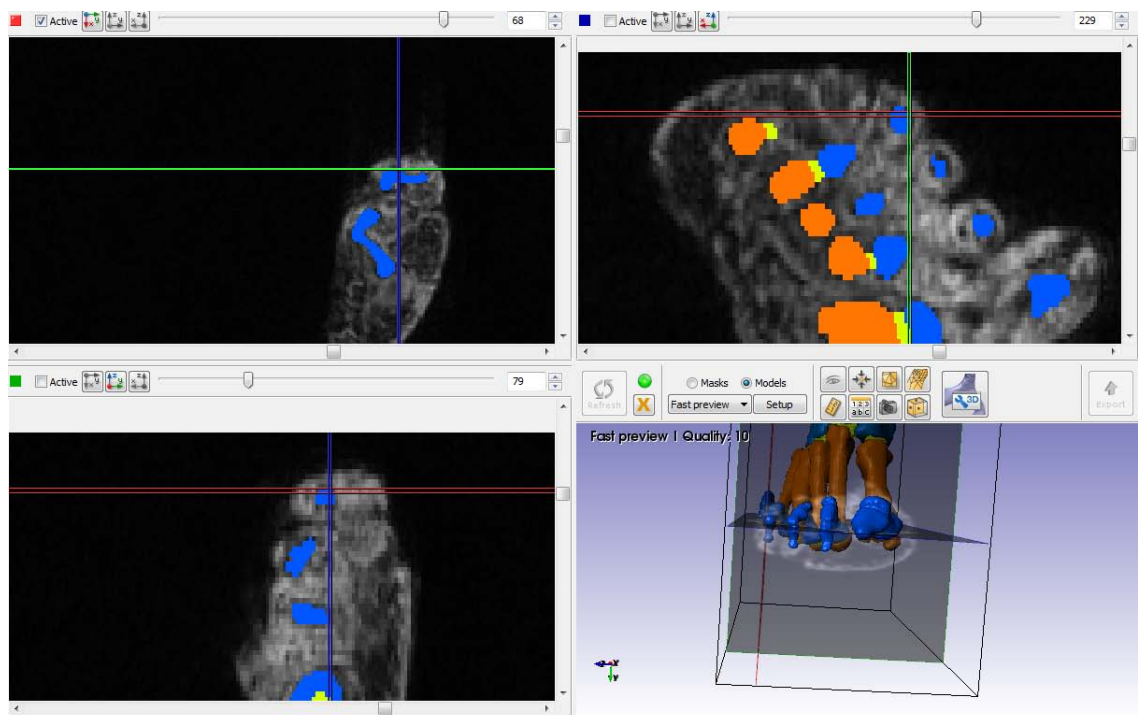


Figura 10: Inserzione dell'estensore delle dita sulla base della quarta falange distale. (ScanIP)

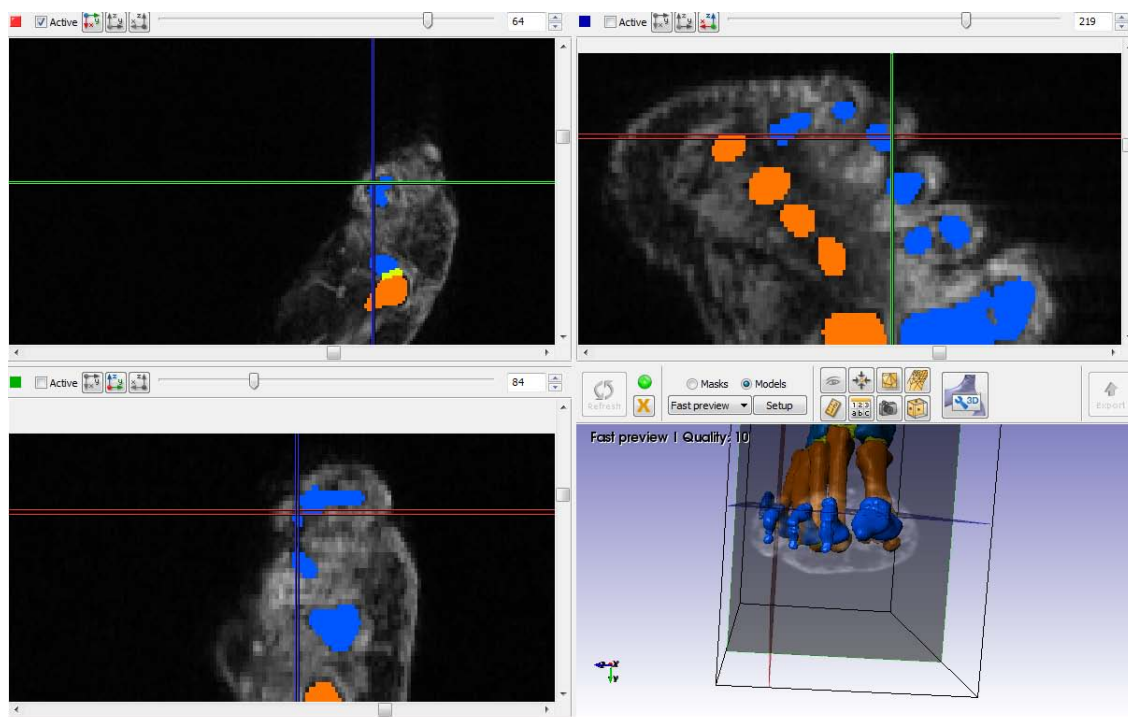


Figura 11: Inserzione dell'estensore delle dita sulla base della quarta falange media. (ScanIP)

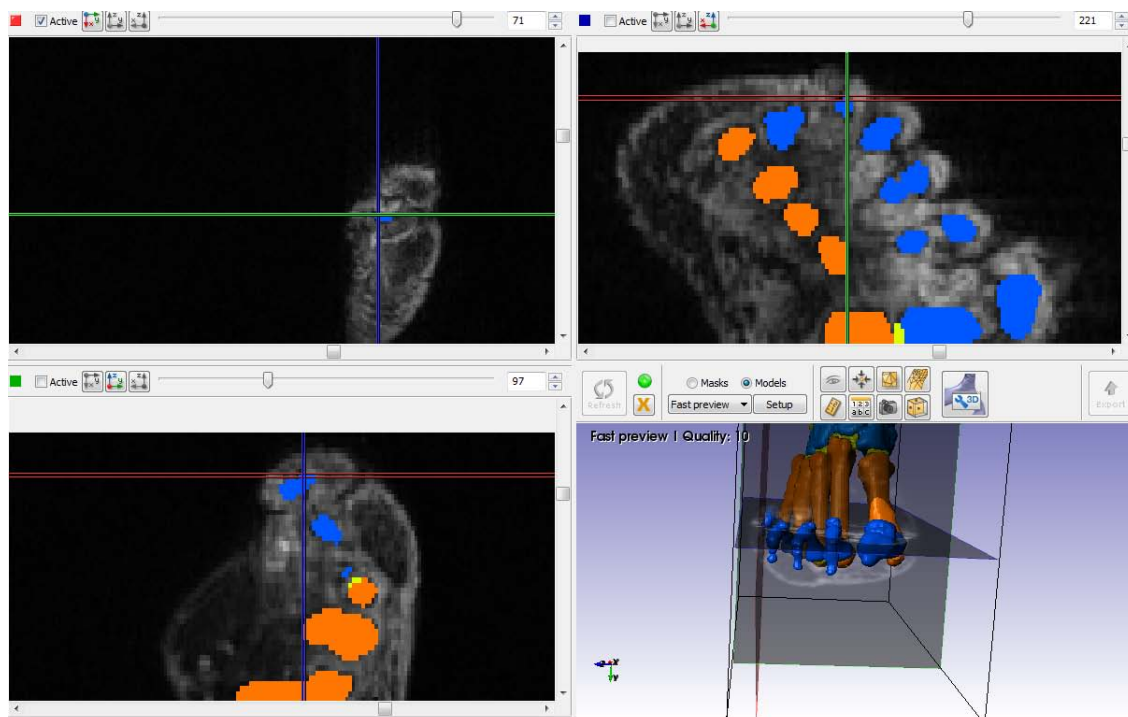


Figura 12: Inserzione dell'estensore delle dita sulla base della quinta falange distale. (ScanIP)



## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

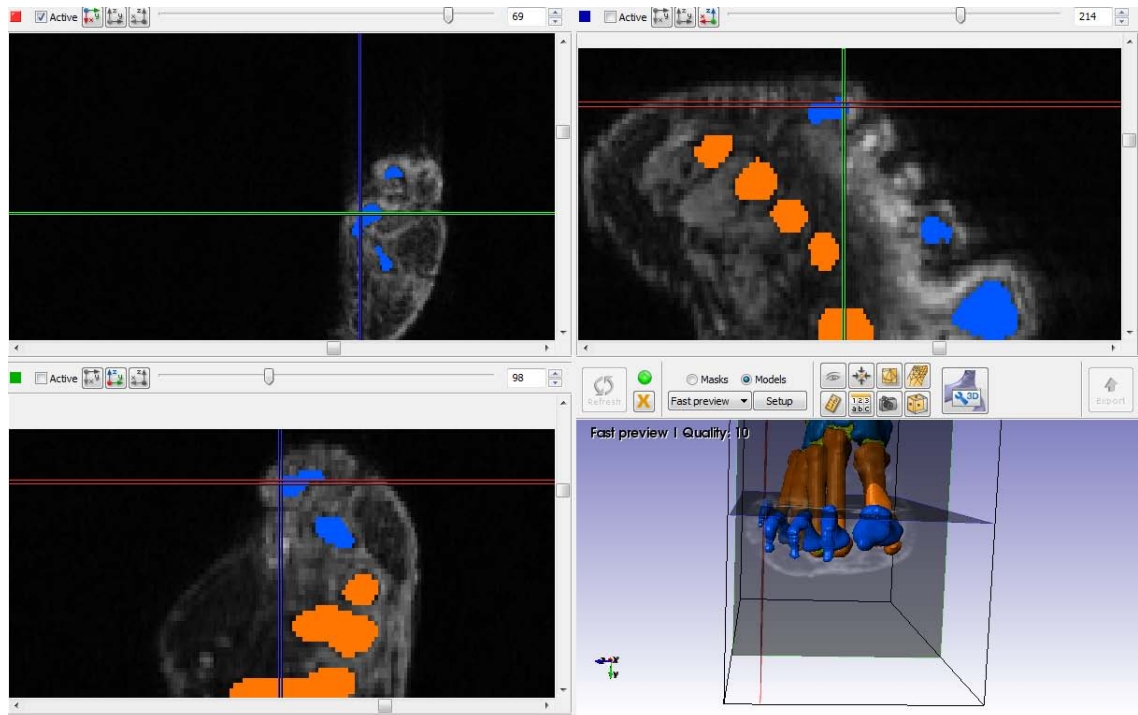
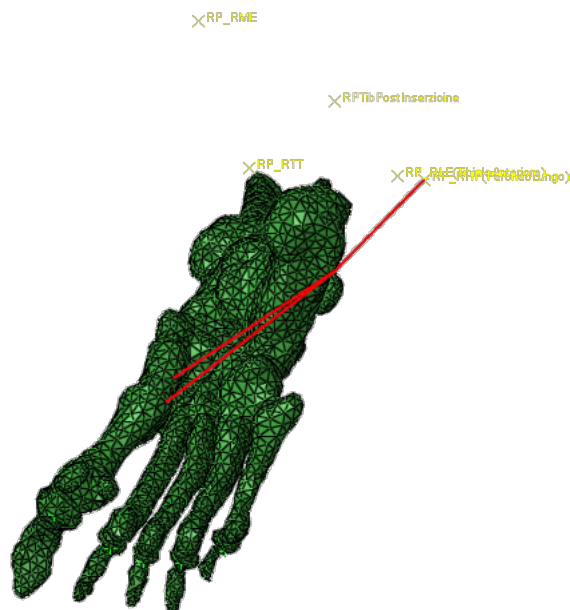


Figura 13: Inserzione dell'estensore delle dita sulla base della quinta falange media. (ScanIP)

### Peroniero lungo



**Inserzione d'origine:** testa e dalla faccia laterale della fibula.

**Inserzione terminale:** cuneiforme mediale e alla tuberosità del primo osso metatarsale.

**Azione:** abbassa il margine mediale del piede esercitando una forte azione pronatoria; flette inoltre ventralmente il piede.

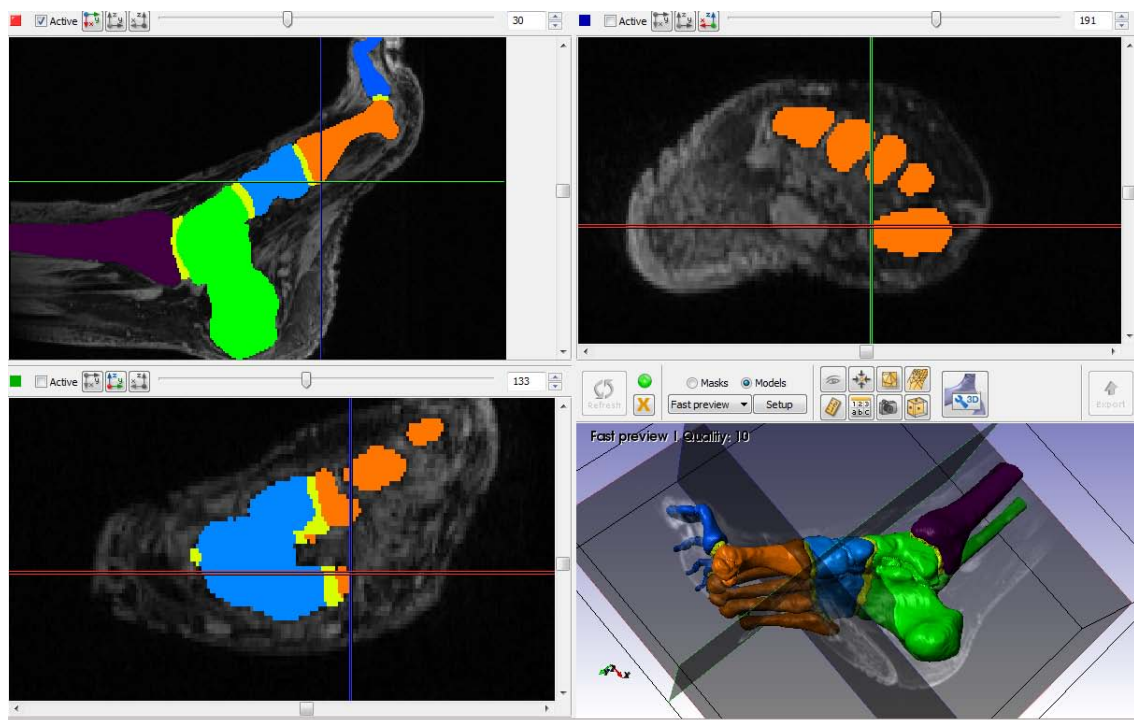


Figura 14: Inserzione del peroniero lungo sulla tuberosità del primo osso metatarsale. (ScanIP)

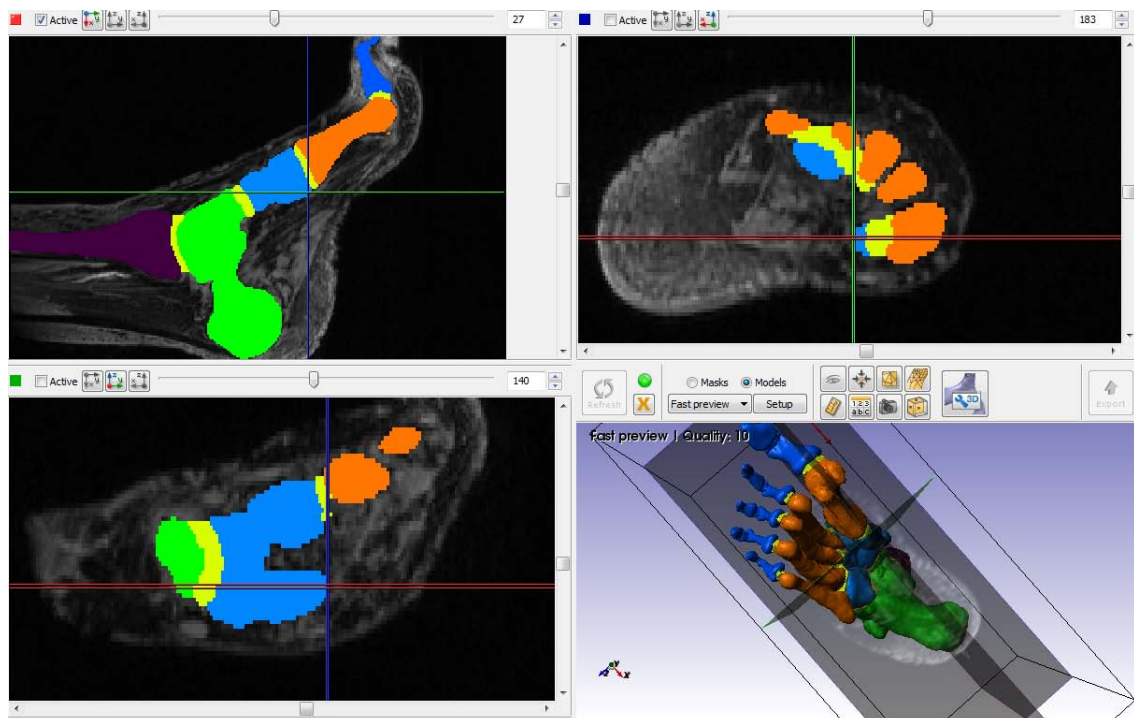


Figura 15: Inserzione del peroniero lungo sul cuneiforme mediale. (ScanIP)

## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

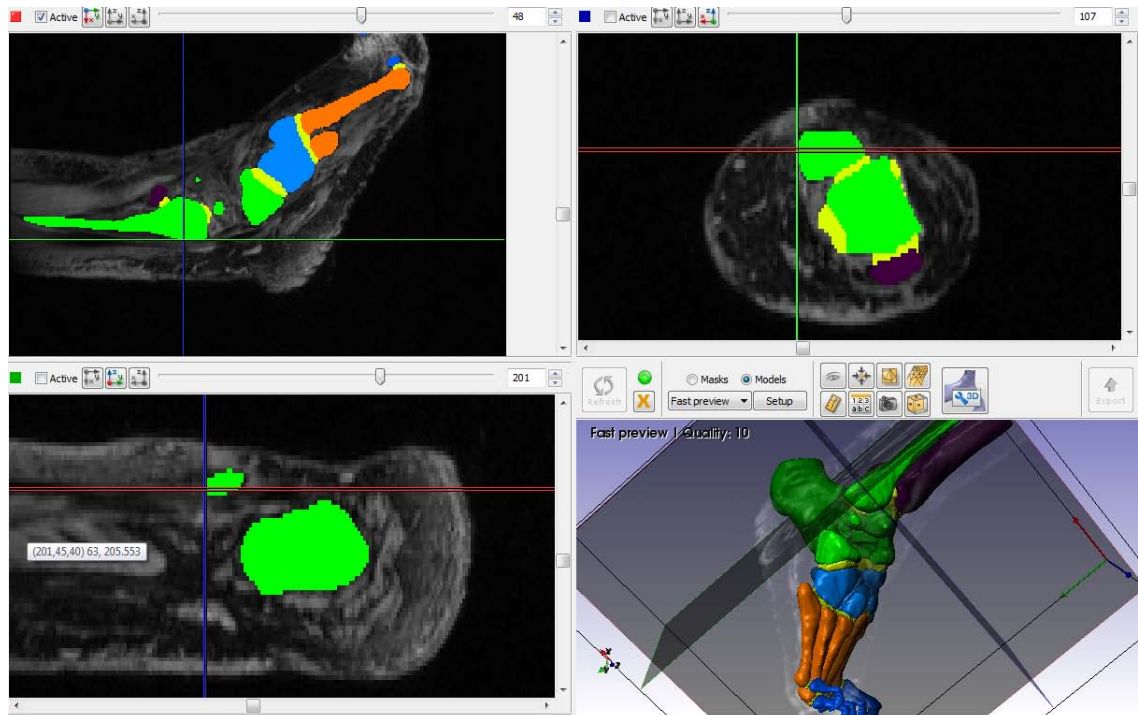


Figura 16: Punto di passaggio del peroniero sotto al retinacolo inferiore dei muscoli estensori. (ScanIP)

### Peroniero breve



**Inserzione d'origine:** terzo medio della faccia laterale della fibula.

**Inserzione terminale:** tuberosità del quinto osso metatarsale.

**Azione:** contribuisce alla pronazione del piede sollevandone il margine laterale.

## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

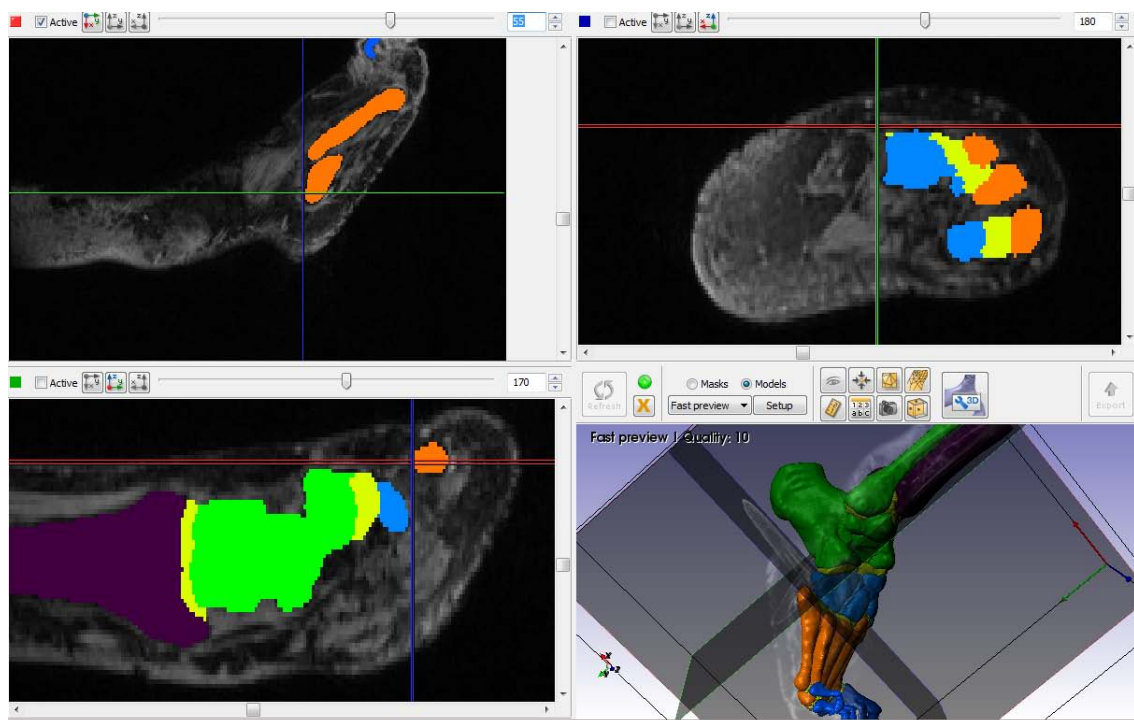


Figura 17: Inserzione del peroniero breve sulla tuberosità del quinto osso metatarsale. (ScanIP)

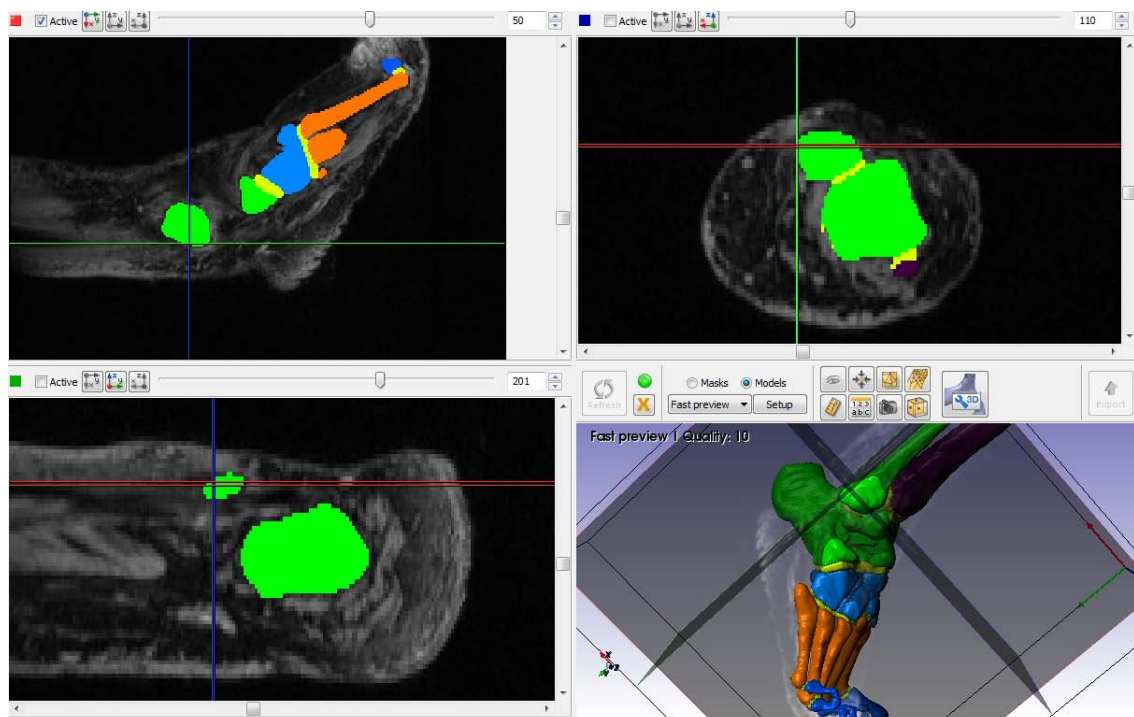


Figura 18: Passaggio del peroniero breve sotto al retinacolo inferiore dei muscoli estensori. (ScanIP)



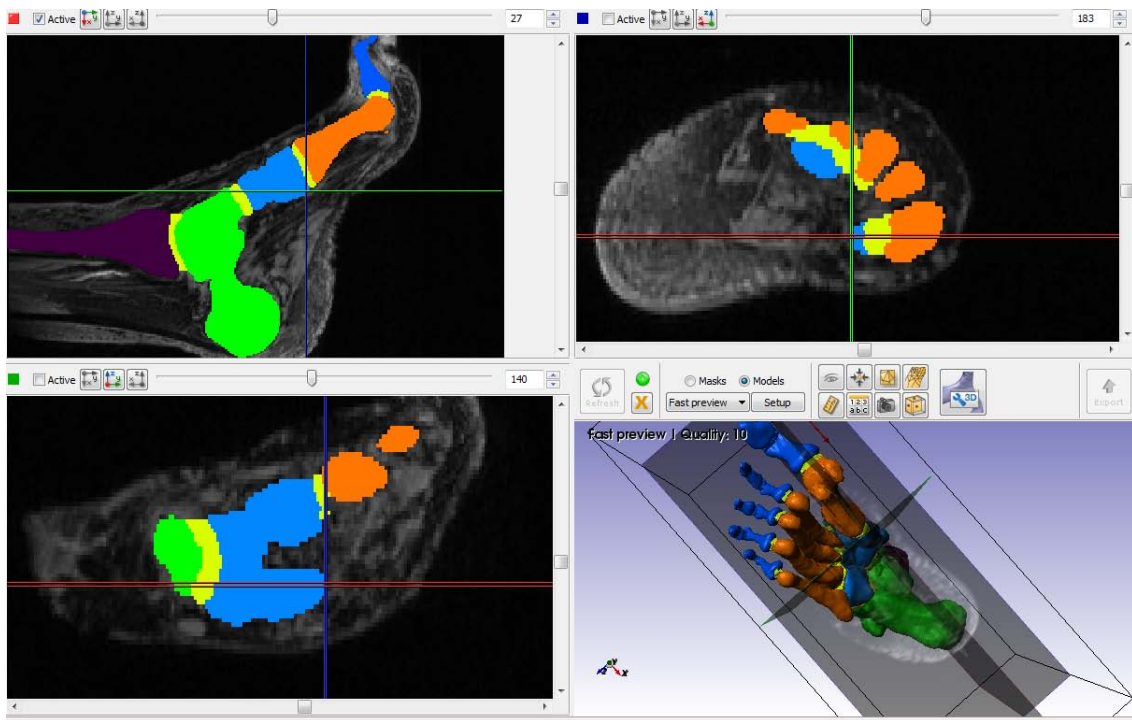


Figura 20: Inserzione del peroniero lungo sul cuneiforme mediale. (ScanIP)

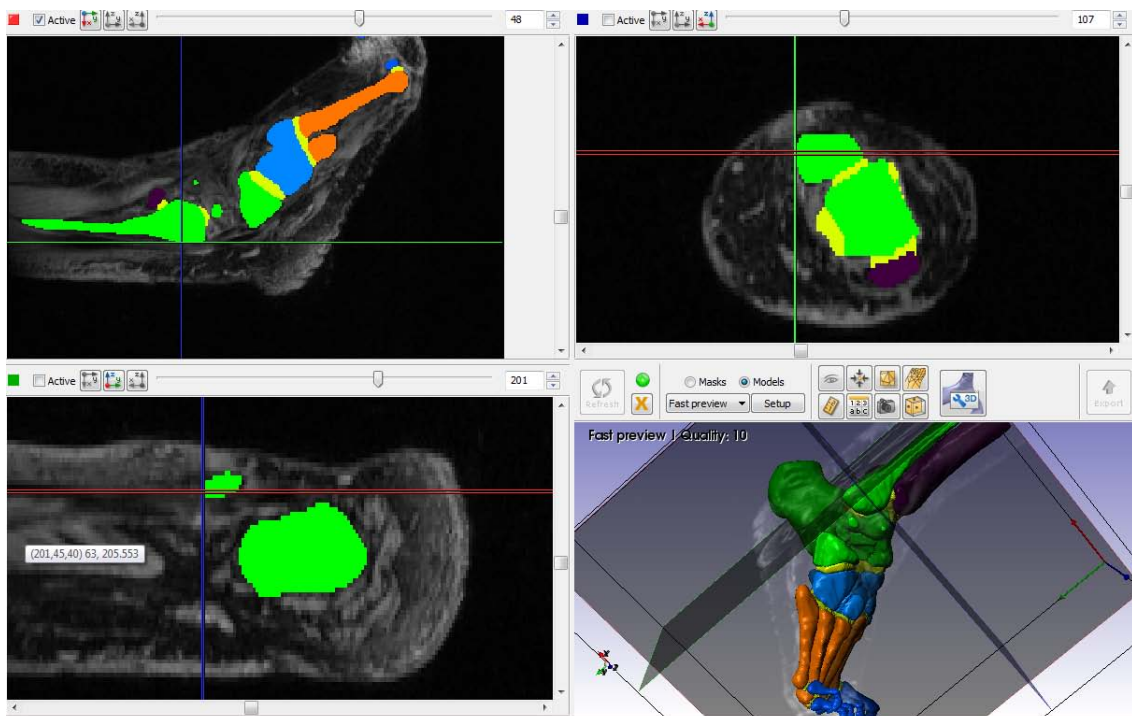
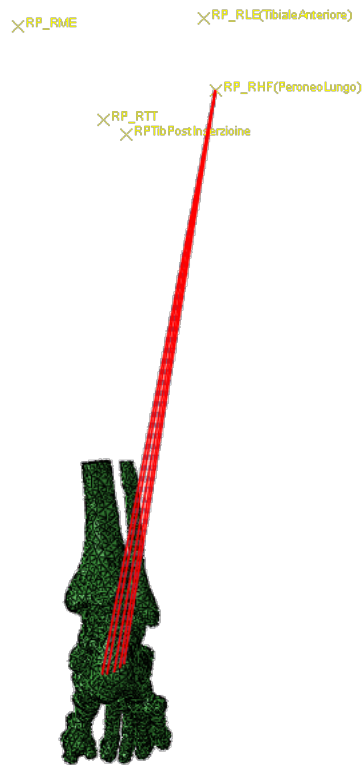


Figura 21: Punto di passaggio del peroniero sotto al retinacolo inferiore dei muscoli estensori. (ScanIP)

### Soleo



**Inserzione d'origine:** dalla testa e dalla faccia posteriore della fibula, dalla linea del muscolo soleo della faccia posteriore della tibia e dall'arcata fibrosa tesa tra la testa della fibula e la linea del muscolo soleo.

**Inserzione terminale:** inserisce alla tuberosità del calcagno tramite il tendine d'Achille.

**Azione:** flessione plantare e supinazione del piede;

### Gastrocnemio



**Inserzione d'origine:** dall'epicondilo mediale e laterale e dalla superficie posteriore del condilo mediale del femore.

**Inserzione terminale:** inserisce alla tuberosità del calcagno tramite il tendine d'Achille.

**Azione:** flessione plantare del piede e la sua supinazione. Inoltre, flette la gamba sulla coscia. A piede fisso al suolo, estende la gamba sul piede e interviene in modo determinante nel mantenimento della postura, nella deambulazione, nella corsa e nel salto.

## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

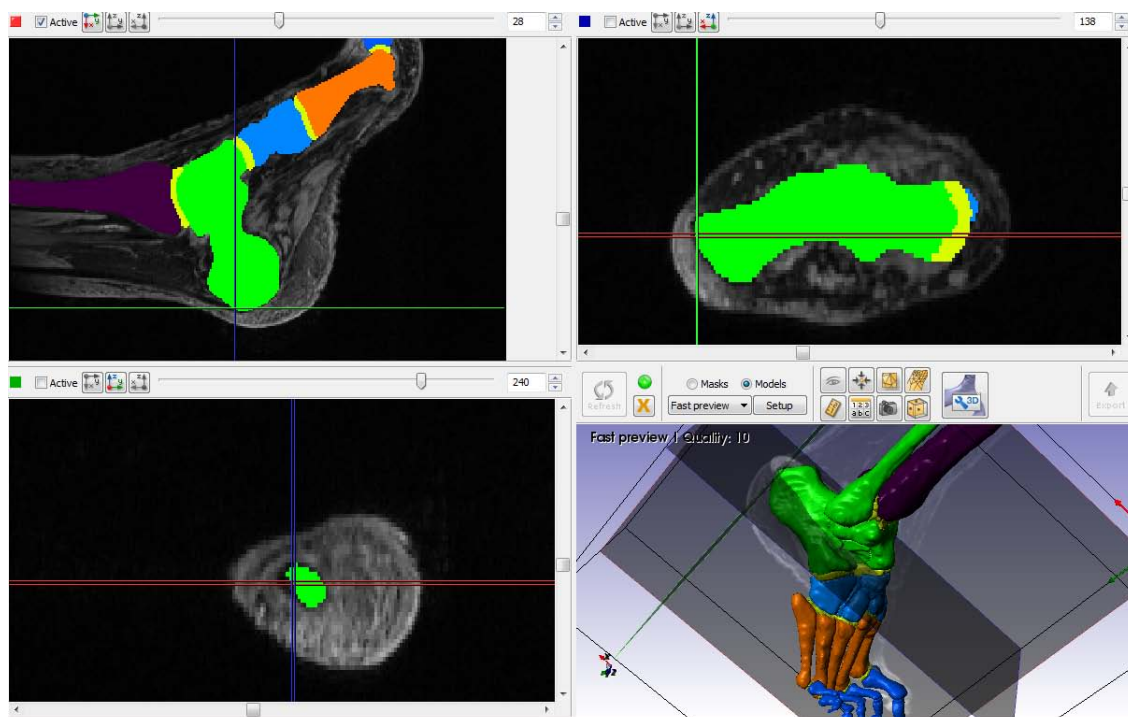


Figura 22: Inserzione del tendine d'Achille sulla tuberosità del calcagno.  
(ScanIP)

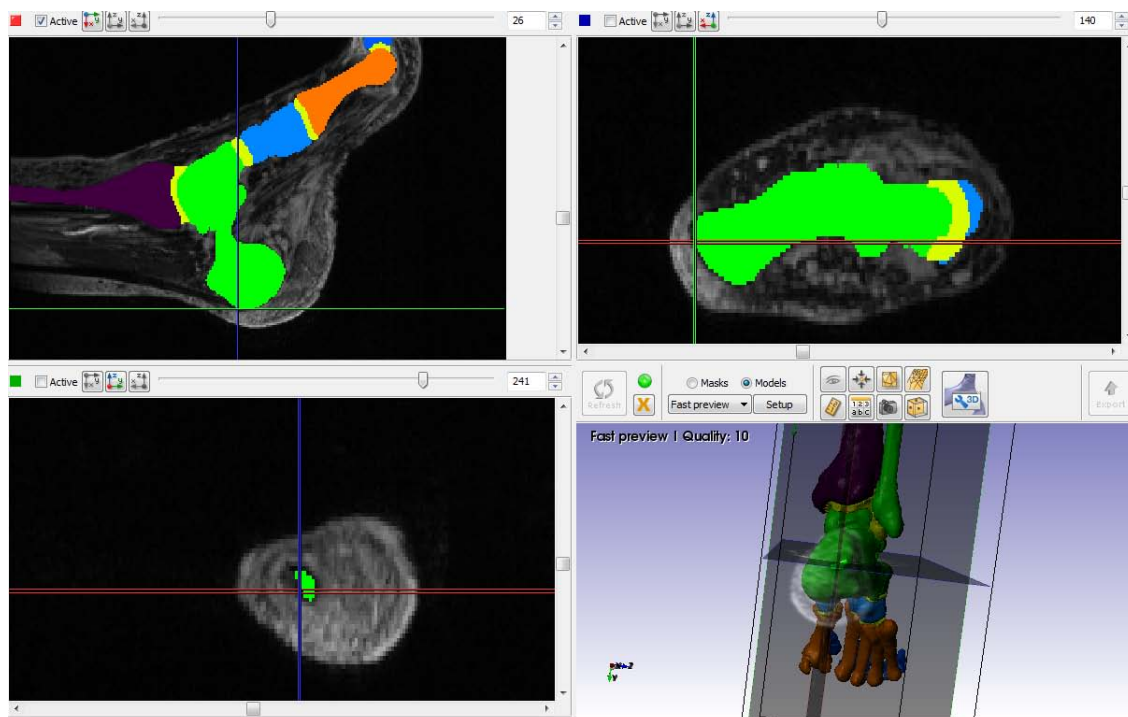


Figura 23: Inserzione del tendine d'Achille sulla tuberosità del calcagno.  
(ScanIP)



## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

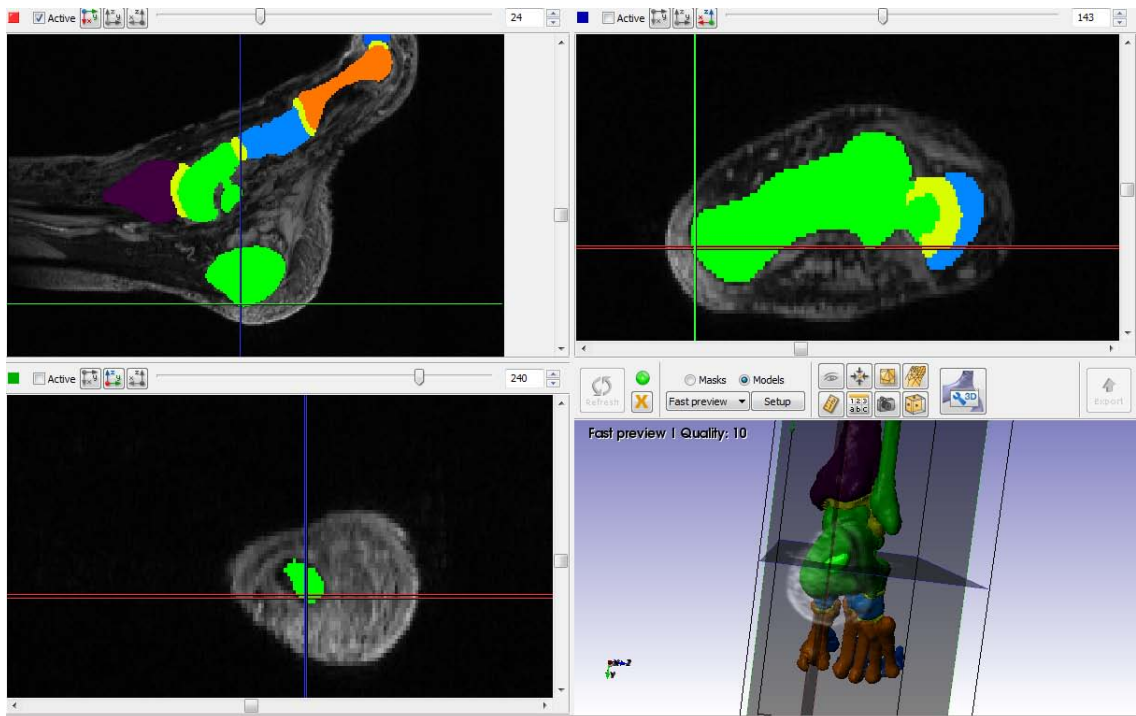


Figura 24: Inserzione del tendine d'Achille sulla tuberosità del calcagno. (ScanIP)

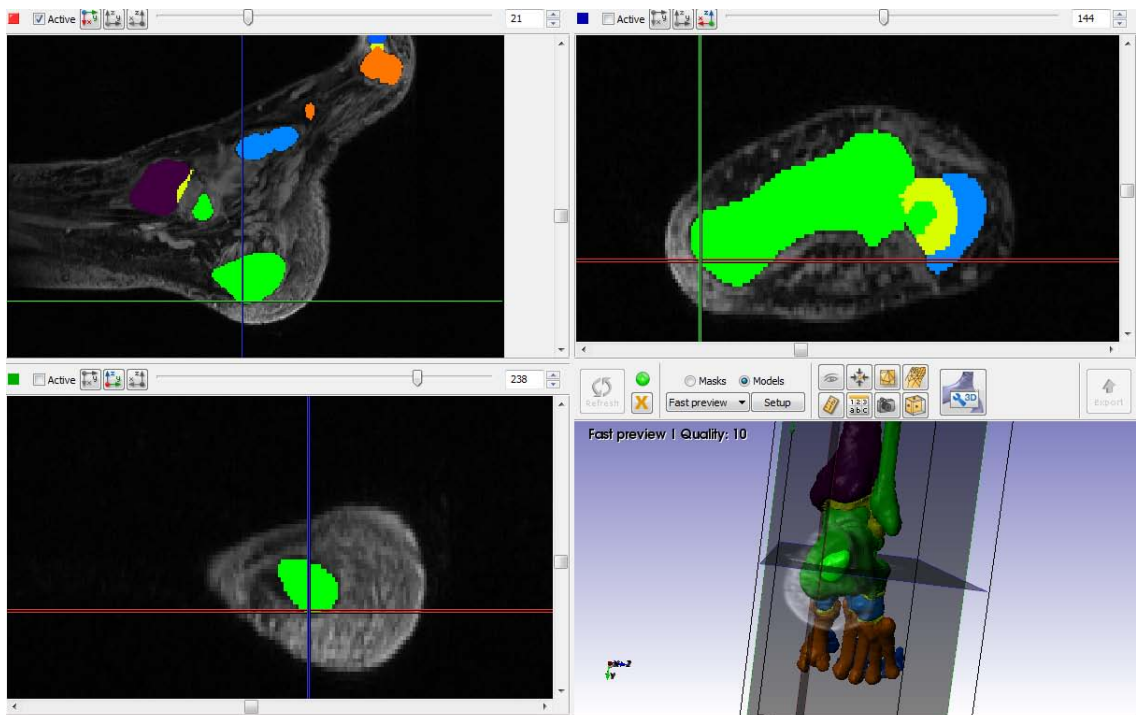


Figura 25: Inserzione del tendine d'Achille sulla tuberosità del calcagno. (ScanIP)

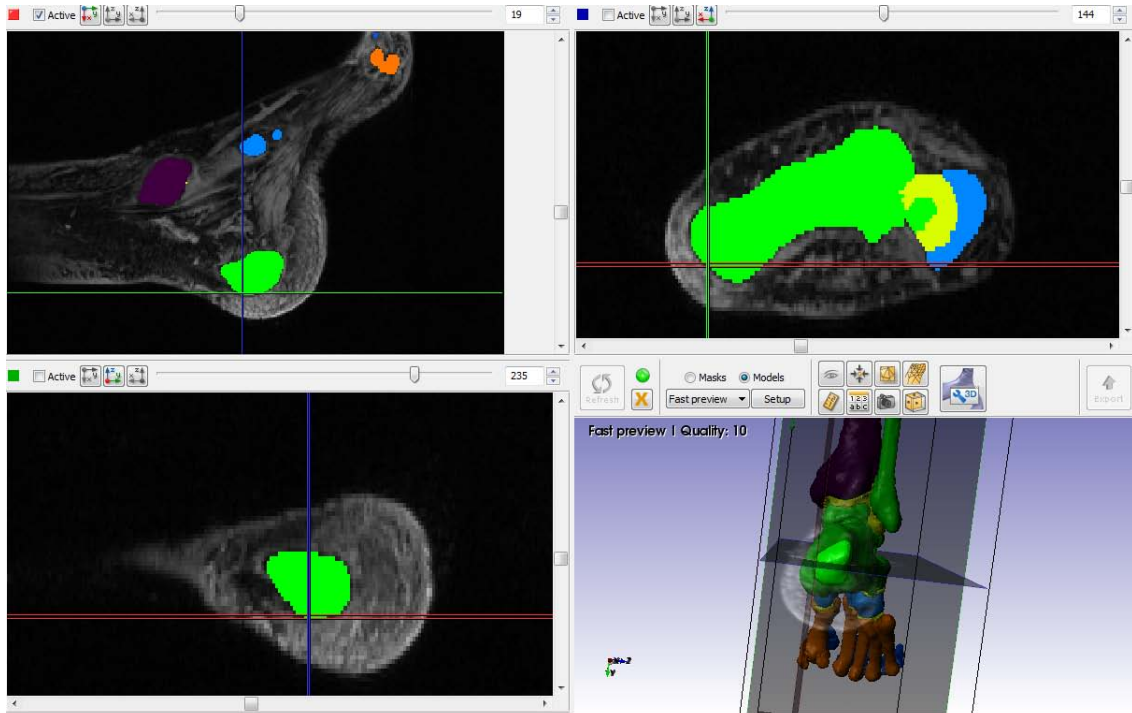
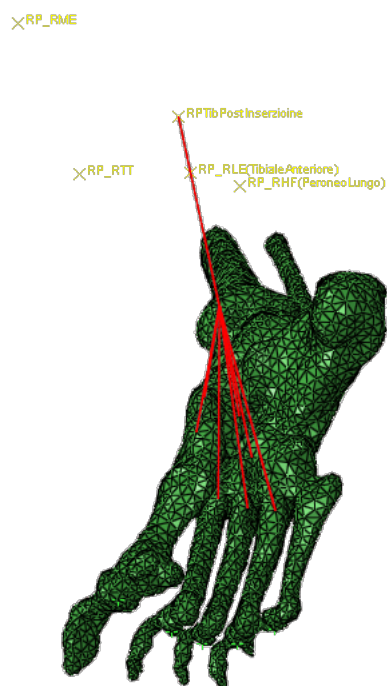


Figura 26: Inserzione del tendine d'Achille sulla tuberosità del calcagno. (ScanIP)

### Tibiale posteriore



**Inserzione d'origine:** dalla fascia posteriore della tibia, sotto all'origine del soleo, dalla membrana interossea e dalla faccia mediale della fibula.

**Inserzione terminale:** alla tuberosità navicolare e alla superficie plantare dei tre cuneiformi.

**Azione:** flessione plantare e supinazione del piede; con il piede fisso al suolo, partecipa al mantenimento della stazione eretta e alla deambulazione avvicinando la gamba al calcagno

## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

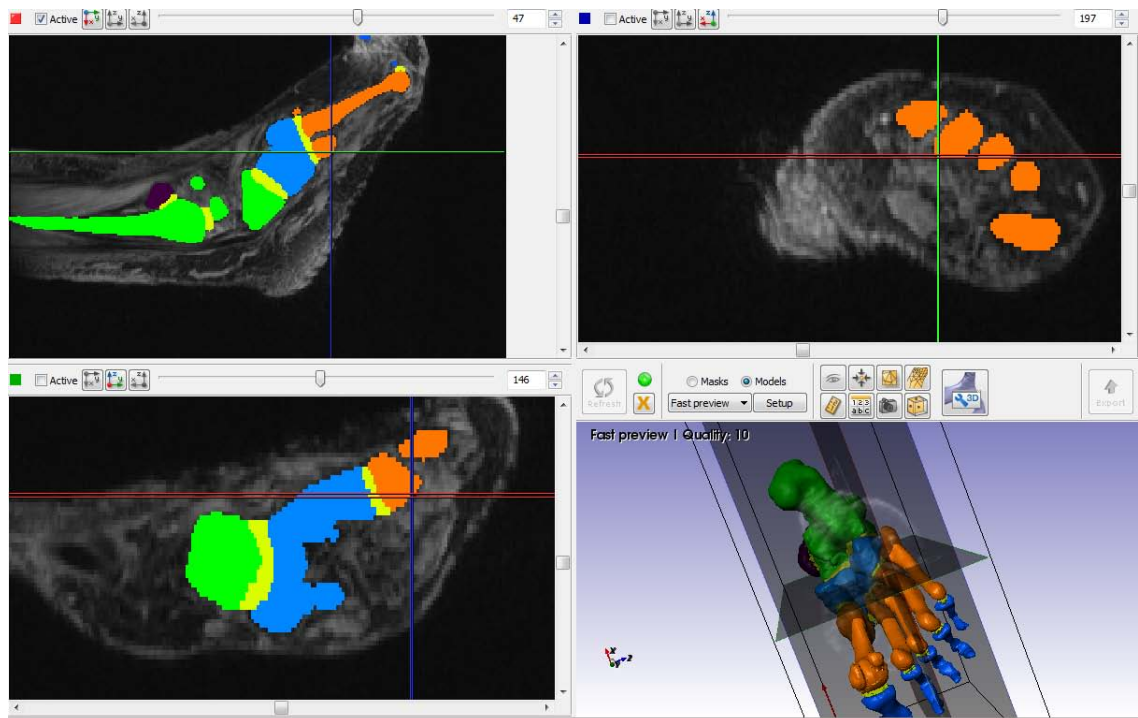


Figura 27: Inserzione del tibiale posteriore sul quarto metatarso. (ScanIP)

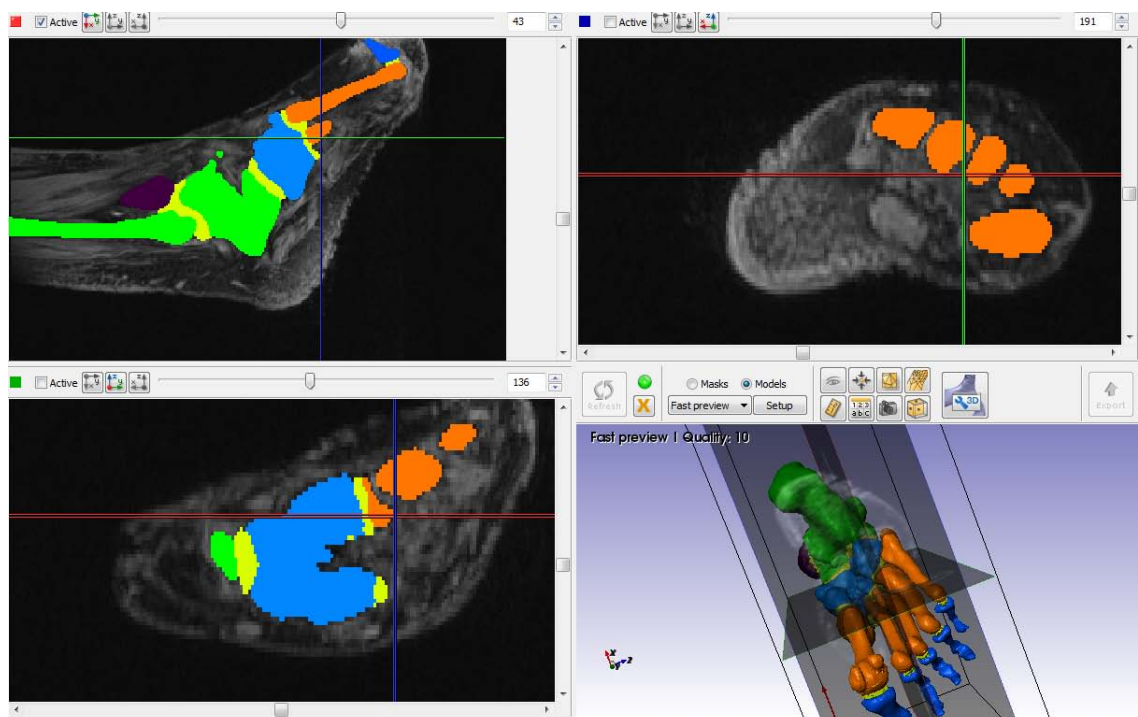


Figura 28: Inserzione del tibiale posteriore sul terzo metatarso. (ScanIP)

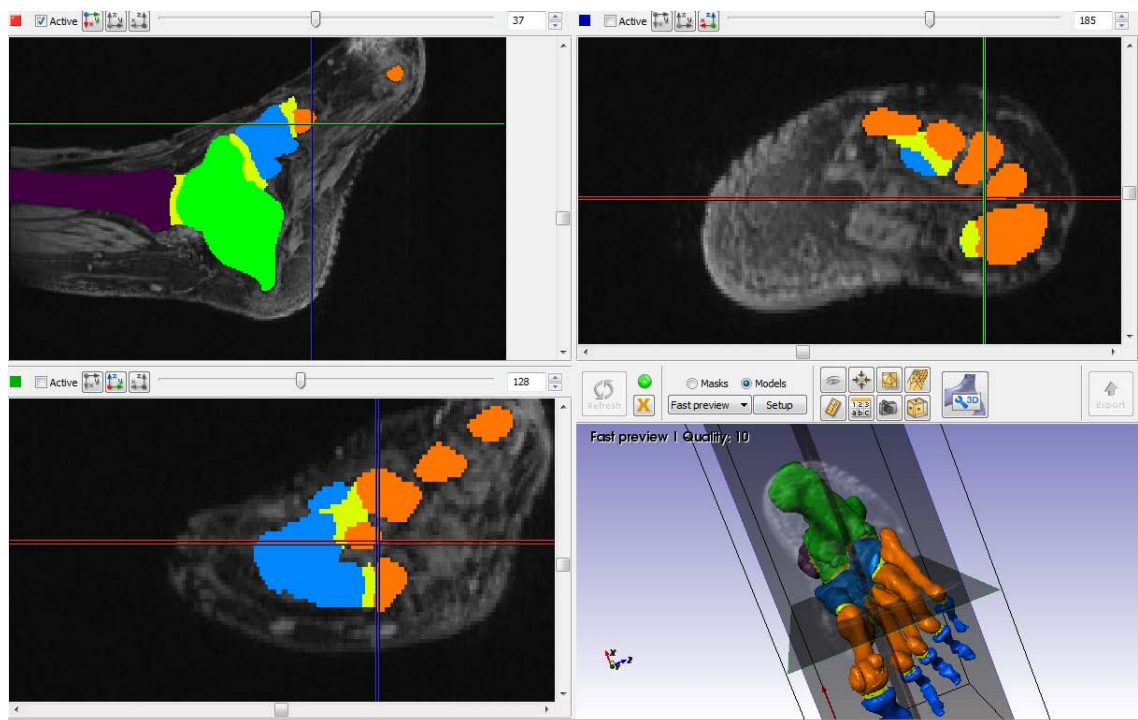


Figura 29: Inserzione del tibiale posteriore sul secondo metatarso. (ScanIP)

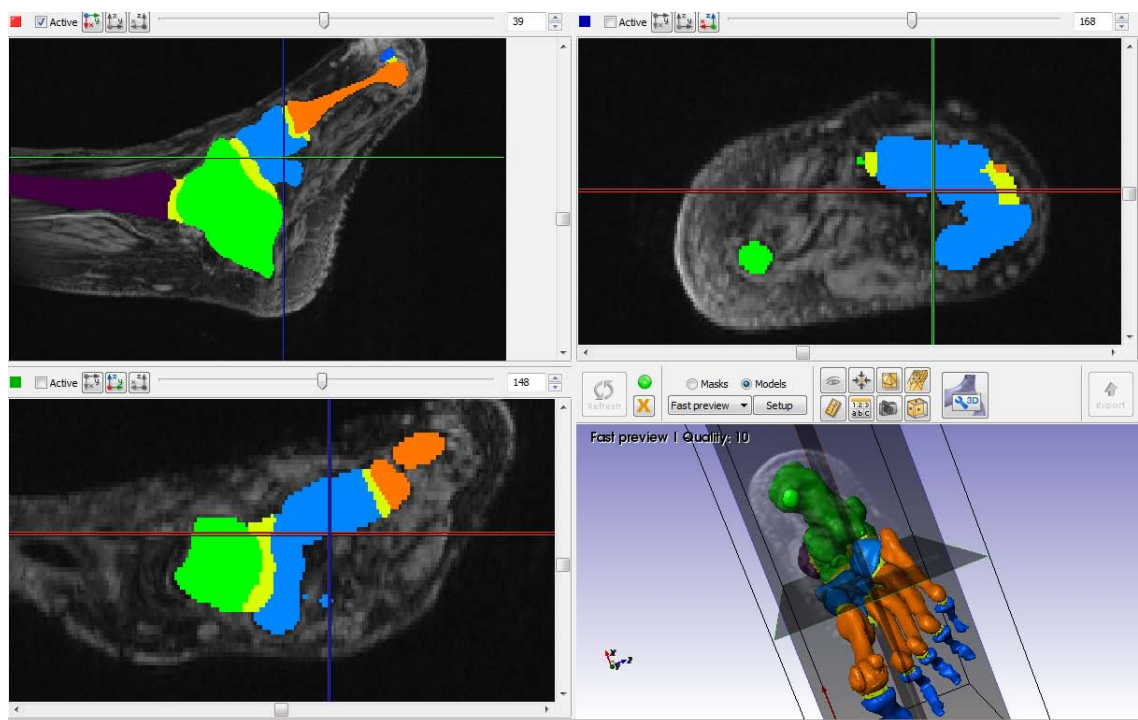


Figura 30: Inserzione del tibiale posteriore sul terzo cuneiforme. (ScanIP)

## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

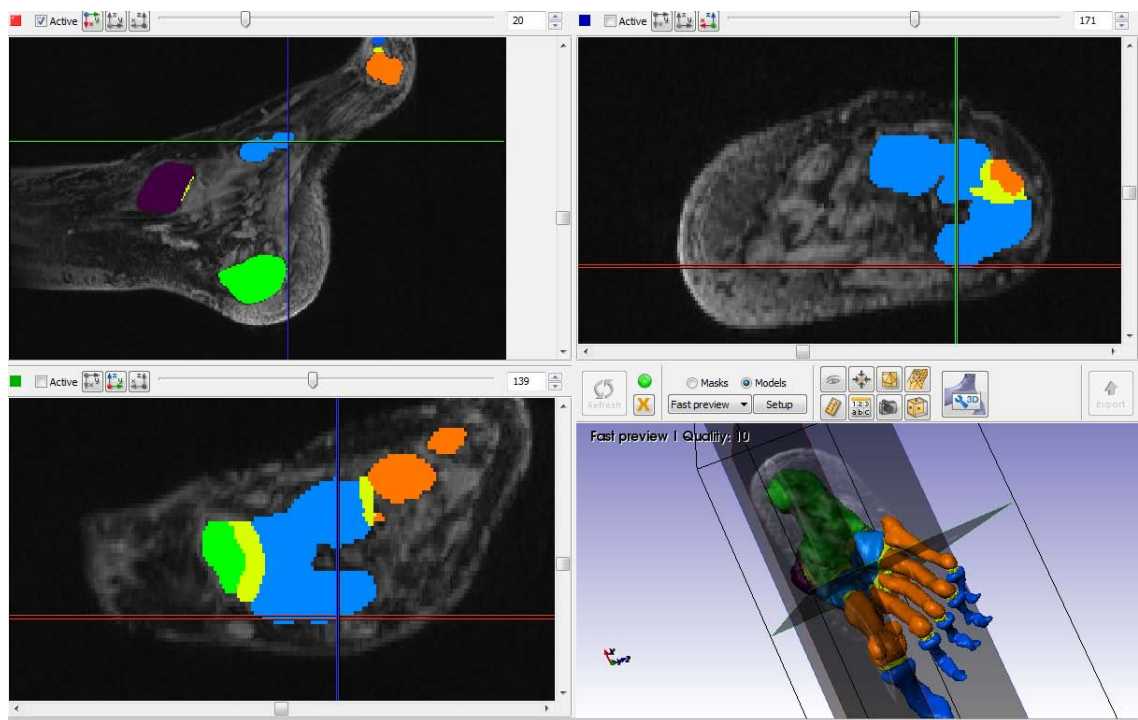


Figura 31: Inserzione del tibiale posteriore sul secondo cuneiforme. (ScanIP)

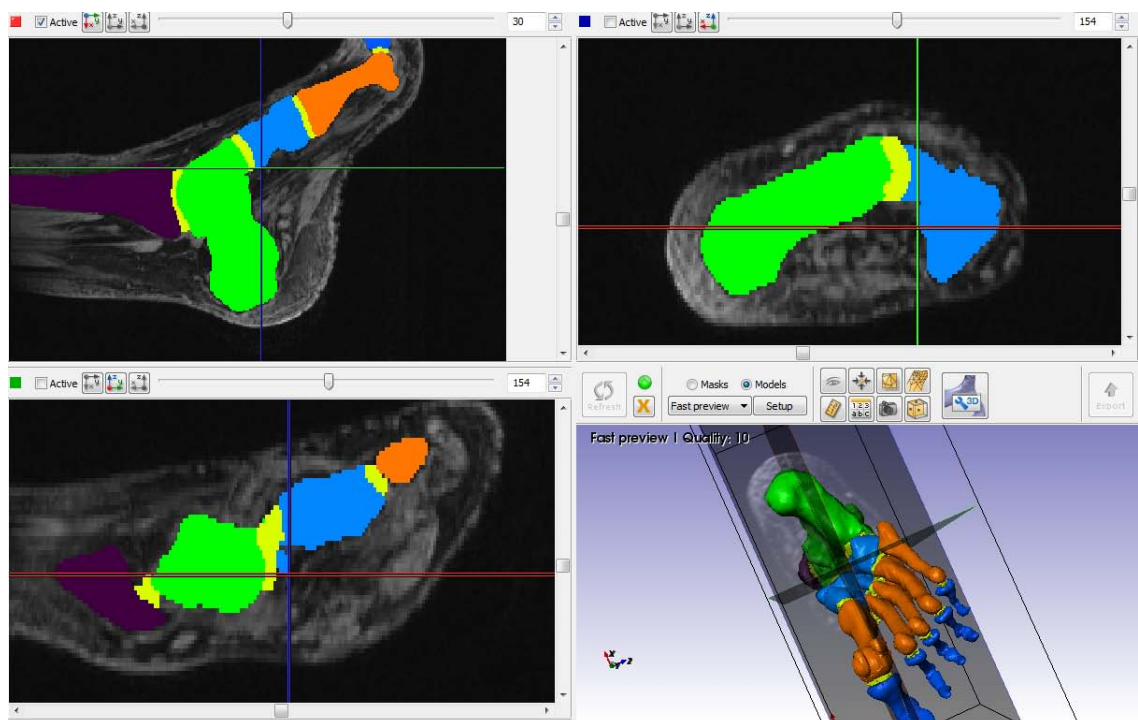


Figura 32: Inserzione del tibiale posteriore sul primo cuneiforme. (ScanIP)

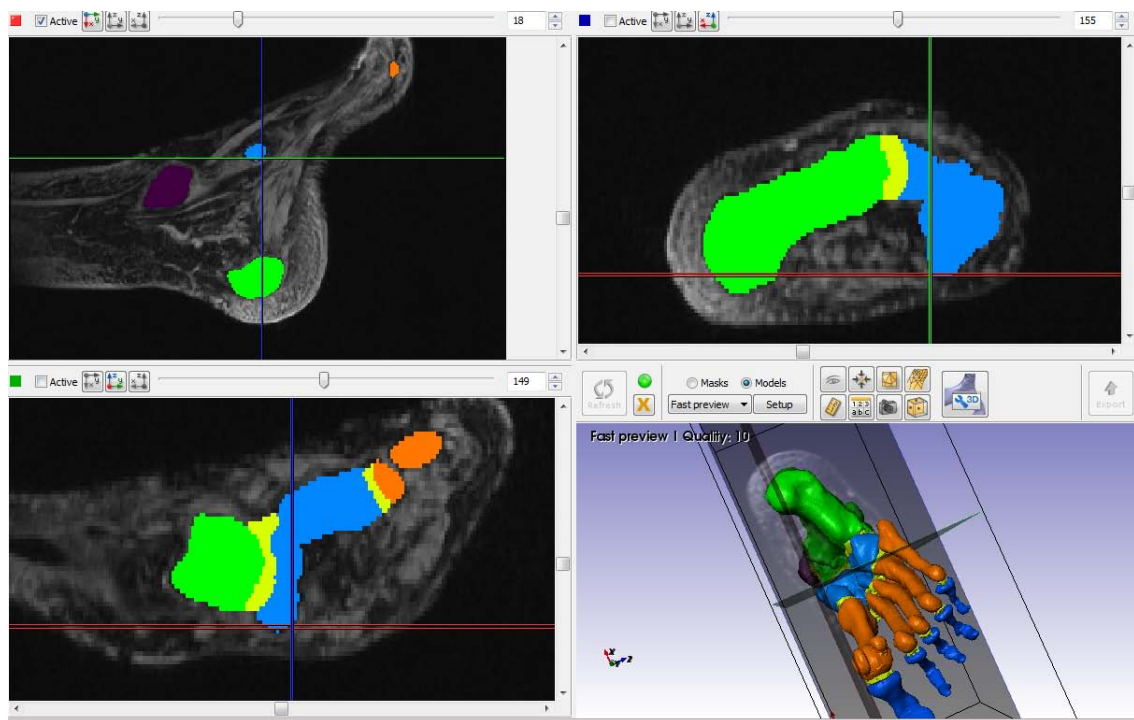


Figura 33: Inserzione del tibiale posteriore sul osso navicolare. (ScanIP)

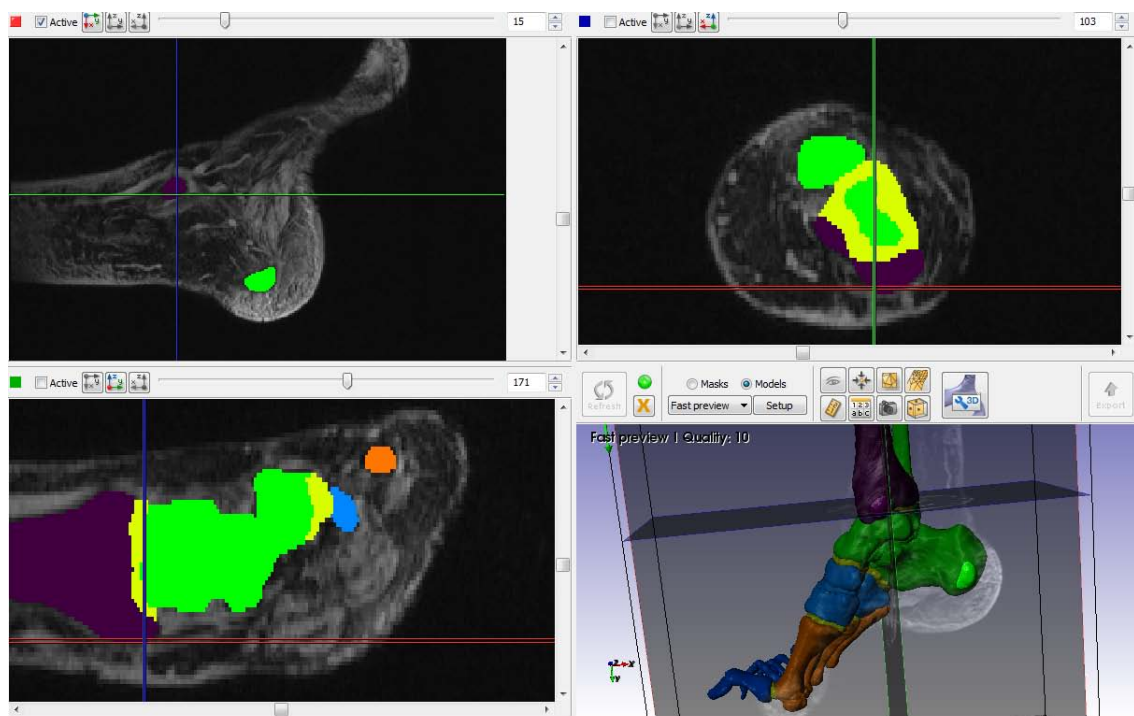
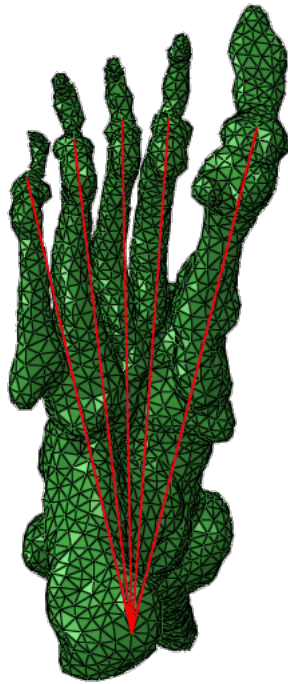


Figura 34: Punto di passaggio del tibiale posteriore sotto al retinacolo dei muscoli flessori. (ScanIP)

Fascia plantare



*Inserzione d'origine:* tuberosità del calcagno.

*Inserzione terminale:* raggiungere le dita a livello delle articolazioni metatarsofalangee.

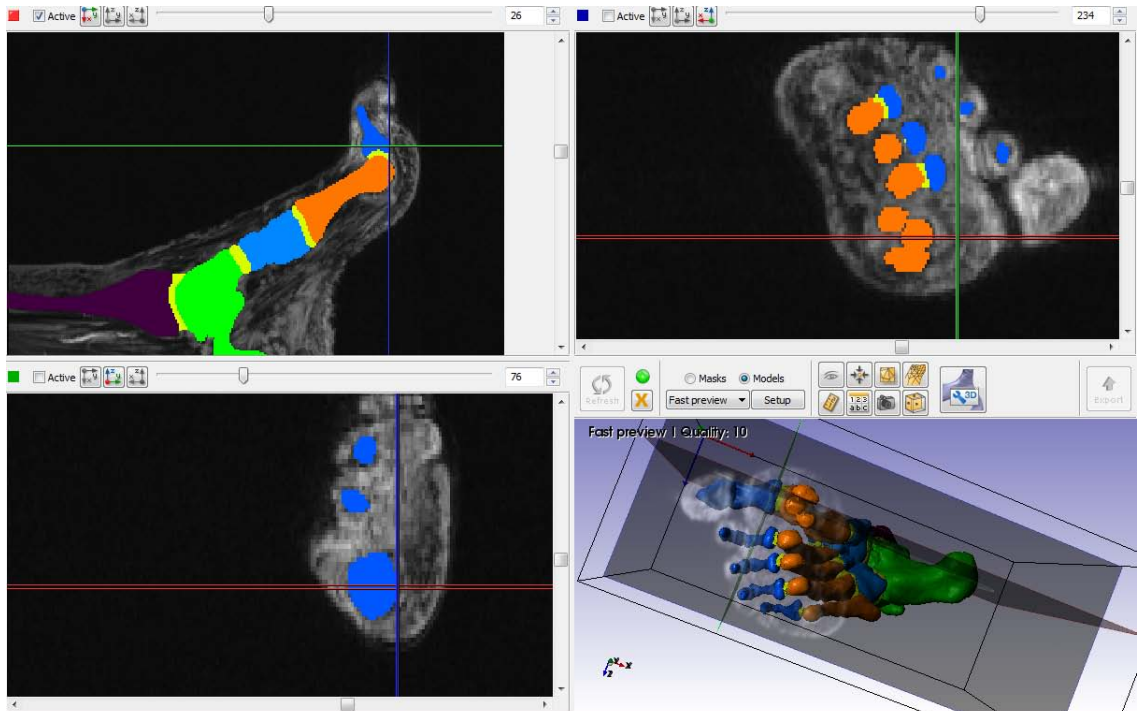


Figura 35: Inserzione della fascia plantare sulla prima falange. (ScanIP)

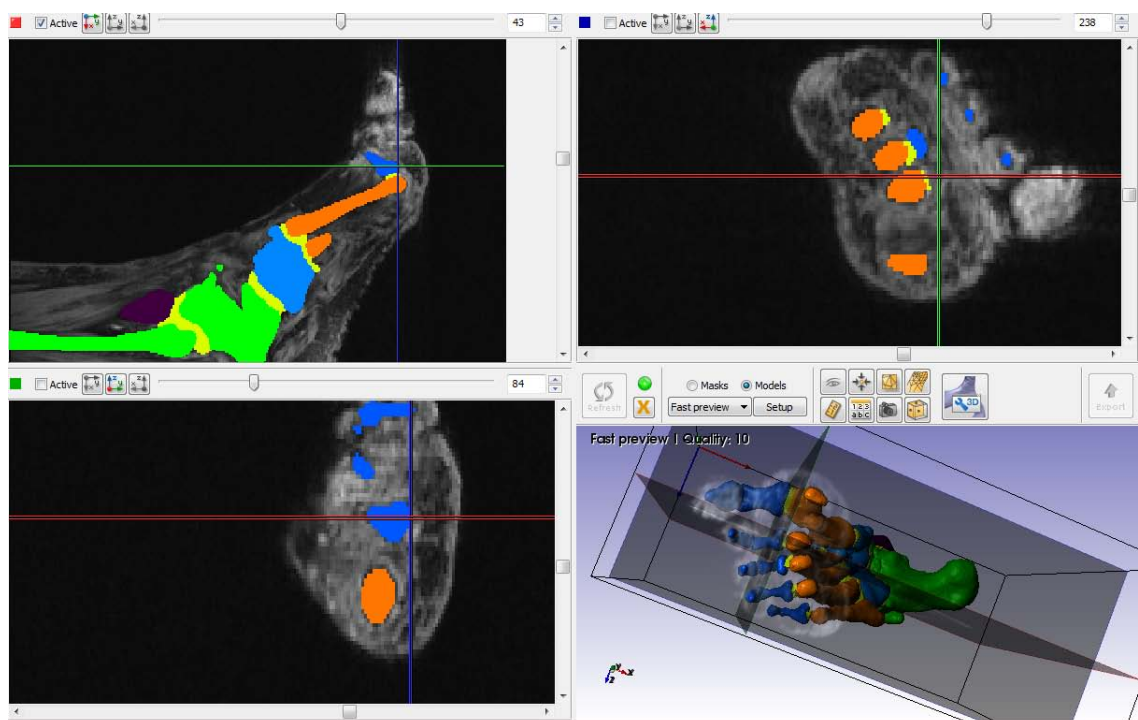


Figura 36: Inserzione della fascia plantare sulla seconda falange. (ScanIP)

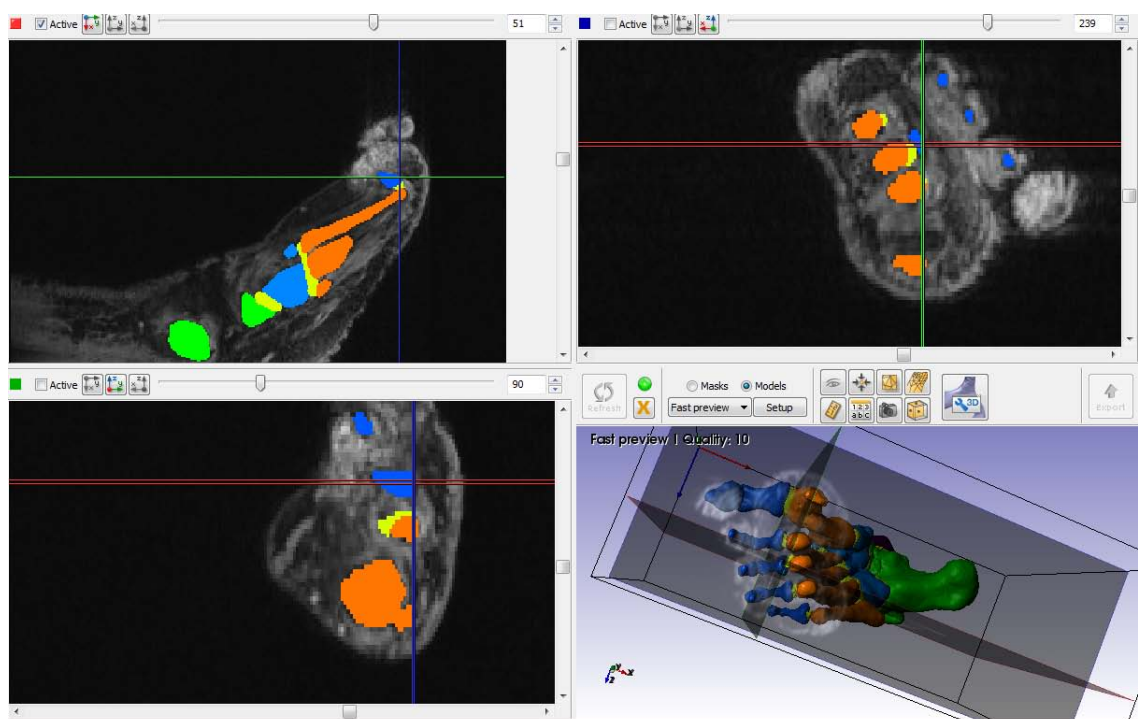


Figura 37: Inserzione della fascia plantare sulla terza falange. (ScanIP)



## Appendice A: Controllo delle inserzioni muscolari

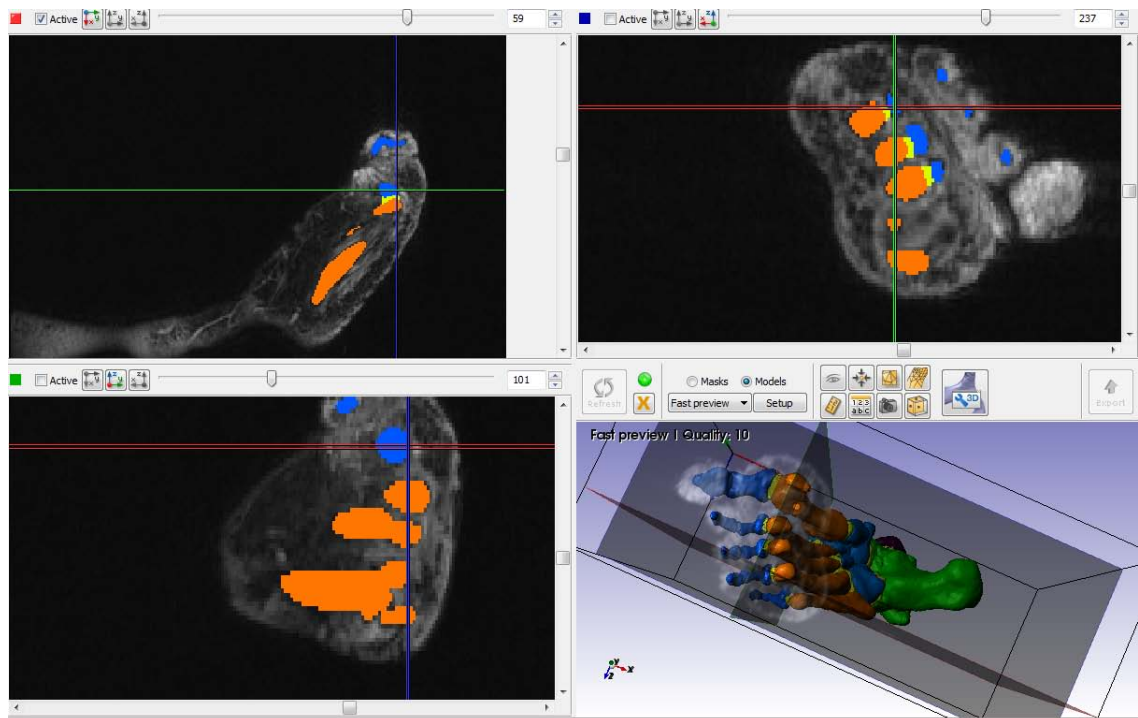


Figura 38: Inserzione della fascia plantare sulla quarta falange. (ScanIP)

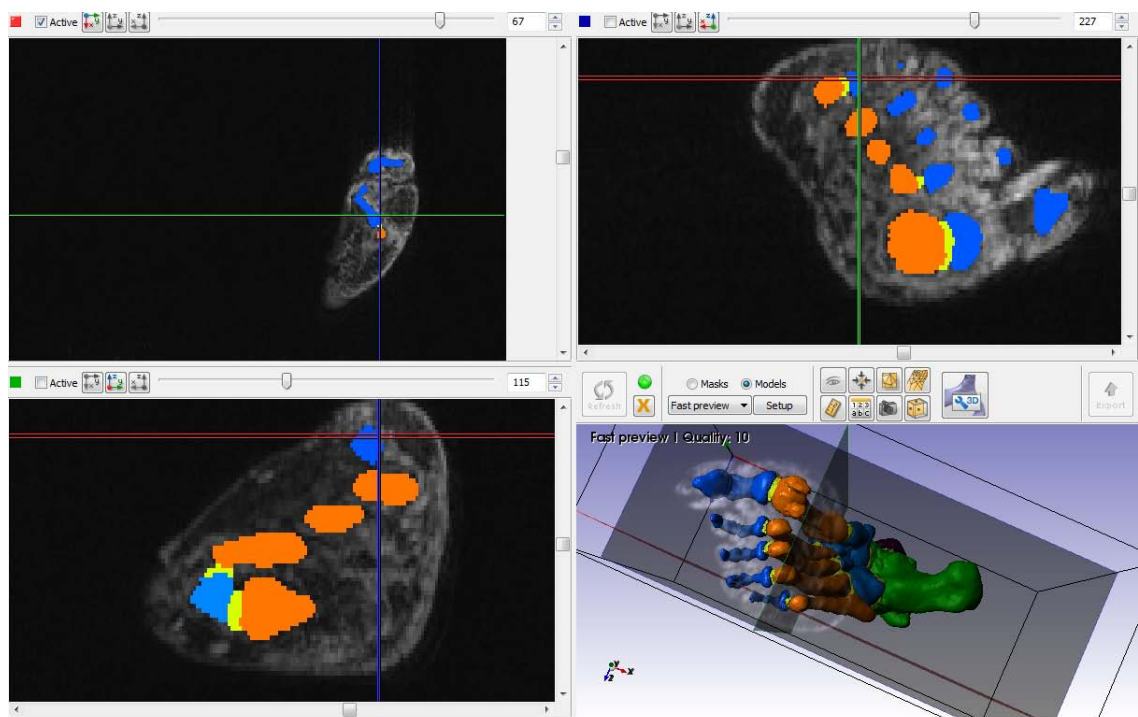


Figura 39: Inserzione della fascia plantare sulla quinta falange. (ScanIP)

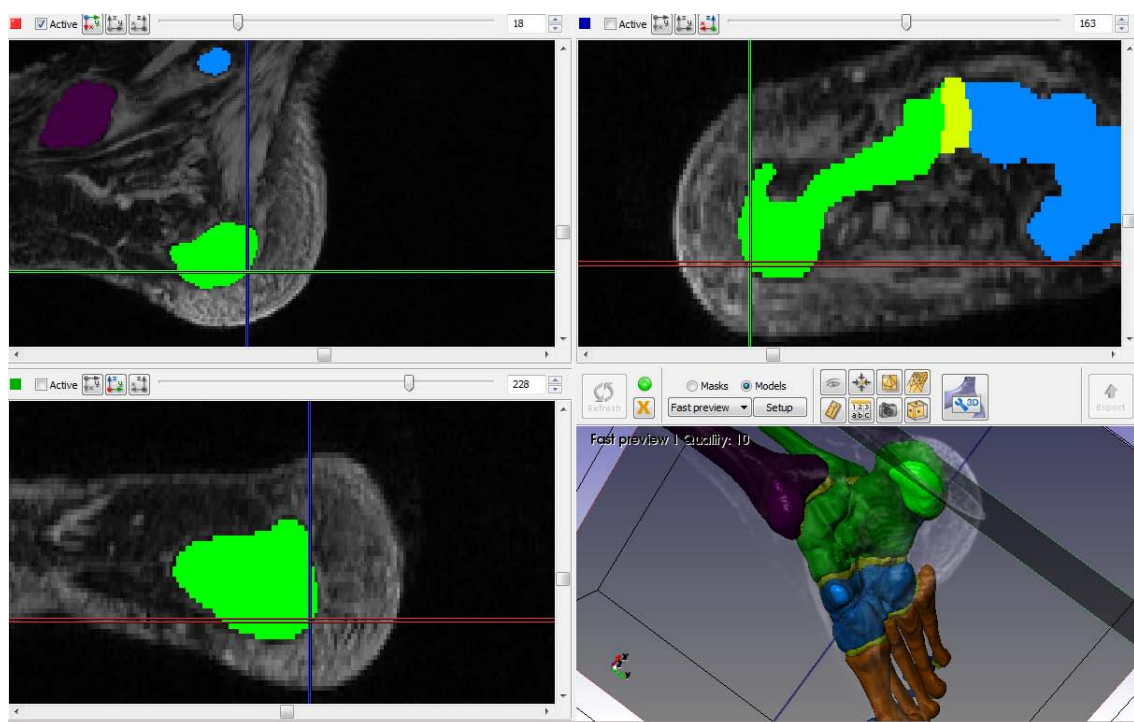


Figura 40: Inserzione della fascia plantare sulla tuberosità del calcagno.  
(ScanIP)

# Appendice B: Codice Matlab

```
function [R, T]=nop4(punti)

T=mean(punti, 2);
k=(punti(:,1)-punti(:,3));
k=k/norm(k);
i=cross((punti(:,2)-punti(:,4)), k);
i=i/norm(i);
j=cross(k, i);
R=[i j k];
```

Codice B.1: Funzione nop4

```
%punti di repere anatomici ricavati da Abaqus sezione PARTS
RLM_abaqus = [-27.12743,60.813648,56.112606]';
RMM_abaqus = [32.706848,2.455865,81.047142]';
RCA_abaqus = [29.4965 83.404 45.256]';
RIIT_abaqus = [-36.144 -64.10137 -28.4459]';

punti_abaqus= [RCA_abaqus RLM_abaqus RMM_abaqus RIIT_abaqus];

%Sistema di riferimento locale in ABAQUS sezione parts
[R_abaqus T_abaqus] = nop4(punti_abaqus);

%STICK_3DPaziente('datiPaziente.mat')

%% Stima dei reperi anatomici del ginocchio in ABAQUS da dati ricavati
%% dalla stereofotogrammetria
%%Stima del sistema di riferimento locale tramite metodo ottimo

%Dati in statica
cluster_statica =[mean(RCA_statica,2),mean(RLM_statica,2),mean(RMM_statica,2)...
, mean(RIIT_statica,2)];
[R_stat, T_stat]=nop4(cluster_statica);
```

## Appendice B: Codice Matlab

---

```
modello_cluster=R.stat'*cluster_statica -R.stat'*T.stat*ones(1,...
    size(cluster_statica, 2));

for t=1:frame
    %Sistemi di riferimento locali in stereofotogrammetria
    punti(:, :, t) = [RCA(:, t) RLM(:, t) RMM(:, t) RIIT(:, t)];
    [R(:, :, t) T(:, t)] = svdm_missing(modello_cluster, punti(:, :, t));

    %Rototraslazione dei punti di interesse dal sistema globale della
    %stereofotogrammetria al sistema locale appena ricavato
    RHF_loc(:, t) = R(:, :, t)'*RHF(:, t) - R(:, :, t)'*T(:, t);
    RTT_loc(:, t) = R(:, :, t)'*RTT(:, t) - R(:, :, t)'*T(:, t);
    RME_loc(:, t) = R(:, :, t)'*RME(:, t) - R(:, :, t)'*T(:, t);
    RLE_loc(:, t) = R(:, :, t)'*RLE(:, t) - R(:, :, t)'*T(:, t);
    %Rototraslazione dal sistema locale al sistema globale di ABAQUS
    RHF_glob(:, t) = R.abaqus*RHF_loc(:, t) + T.abaqus;
    RTT_glob(:, t) = R.abaqus*RTT_loc(:, t) + T.abaqus;
    RME_glob(:, t) = R.abaqus*RME_loc(:, t) + T.abaqus;
    RLE_glob(:, t) = R.abaqus*RLE_loc(:, t) + T.abaqus;

end

%Considero il frame 4 in quanto l'articolazione non e' a 90 gradi
RHF1 = [RHF_glob(:, 4); 1];
RTT1 = [RTT_glob(:, 4); 1];
RME1 = [RME_glob(:, 4); 1];
RLE1=[RLE_glob(:, 4); 1];
```

Codice B.2: Come ricavare i punti di repere anatomici sul ginocchio.

```
%% Rototraslazione dalla sezione ASSEMBLY alla sezione PARTS di ABAQUS
MatriceGlobali =[RHF1 RTT1 RME1 RLE1]; %in sezione Parts
%punti di repere anatomico ricavati da abaqus in sezione Assembly
RHF_glob1 =[126.161556, 462.04503, -2.0996, 1]';
RTT_glob1=[208.554327, 464.674652, 42.720311, 1]';
RLE_glob1 = [134.674071, 527.868084, -7.617207, 1]';
RME_glob1 = [273.383329, 500.08395, -16.399338, 1]';
MatriceLocali = [RHF_glob1 RTT_glob1 RME_glob1 RLE_glob1];
%Matrice di rototraslazione da globale in sezione assembly a globale in
%sezione foot
[R1_svd T1_svd] = svdm_missing(MatriceLocali(1:3, :), MatriceGlobali(1:3, :));
RotAssPart = [R1_svd T1_svd; 0 0 0 1];
%% SCAN-IP
%Ricavo le coordinate di 4 punti generici nel sistema Globale e Locale di
```

```

%Scan-IP
PP1 = [72.81 223.24 39 1]';
PP2 = [102.01 202.59 49.50 1]';
PP3 = [109.66 213.63 61.5 1]';
PP4 = [133.73 227.57 96 1]';
MATRICELOC = [PP1 PP2 PP3 PP4];
PPG1 = [-7.90 -75.57 -52.09 1]';
PPG2 = [-12 -44.14 -32.49 1]';
PPG3 = [-20.5 -33.84 -44.58 1]';
PPG4 = [-45.95 -1.8 -61.61 1]';
MATRICEGLO=[PPG1 PPG2 PPG3 PPG4];
[R_SVD T_SVD] = svdm_missing(MATRICEGLO(1:3,:),MATRICELOC(1:3,:));
RotGloLocScanIP= [R_SVD T_SVD; 0 0 0 1]; %Matrice di Rototraslazione da Glob a Lo

```

```

%% Fascia plantare in Abaqus sezione Assembly
FP_ins = [198.221815 29.531286 114.826951 1]';
FP_1 = [214.644446,41.318026,274.186214 1]';
FP_2 = [187.595513,39.203074,273.508945 1]';
FP_3 = [173.603594,37.514823,270.852757 1]';
FP_4 = [159.929198,36.601712,263.084566 1]';
FP_5 = [146.933605,41.305385,248.750183 1]';
%sezione PARTS
FP_insP = RotAssPart*FP_ins;
FP_1P = RotAssPart*FP_1;
FP_2P = RotAssPart*FP_2;
FP_3P = RotAssPart*FP_3;
FP_4P = RotAssPart*FP_4;

```

Codice B.3: Matrici di rototraslazione per la conversione da Abaqus a ScanIP.

```

RIITabaqusASS =[190.860672,66.24516,265.399171]';
RCAabaqusASS = [201.068757,50.850439,88.884528]';
RLMabaqusASS = [163.029987,89.552825,118.711266]';
RMMabaqusASS = [245.729871,109.600638,137.850678]';

puntiAssembly =[RCAabaqusASS,RLMabaqusASS,RMMabaqusASS, RIITabaqusASS];
[Rass, Tass]=nop4(puntiAssembly);
puntiMid = [RCA(:,29),RLM(:,29),RMM(:,29), RIIT(:,29)];
[R_PO T_PO] = svdm_missing(puntiMid(1:3,:),puntiAssembly(1:3,:));
PO = [R_PO T_PO; 0 0 0 1];

RCA_glo = PO * [RCA(:,51);1]

```

## Appendice B: Codice Matlab

---

```
RIIT_glo = PO * [RIIT(:,51);1]  
RLM_glo = PO * [RLM(:,51);1]  
RMM_glo = PO * [RMM(:,51);1]
```

Codice B.4: Matrici di rototraslazione per posizionare il piede nelle varie fasi.

# Ringraziamenti

Ecco finalmente raggiunta questa tappa fondamentale nel mio progetto formativo e culturale. Questo traguardo è frutto di un costante e prolungato impegno e tanta dedizione, ma posso anche riconoscere che in tanto studio e lavoro non sono mai stata sola e quindi mi sembra doveroso esprimere ora la mia riconoscenza a tutti quanti mi sono stati vicini e mi hanno in tanti modi aiutata. Il primo grazie va ai miei relatori: professoressa Chiara Dalla Man e professor Claudio Cobelli per avermi dato l'opportunità di lavorare su questo progetto così interessante.

Ancora i miei ringraziamenti vanno ai correlatori ing. Zimi Sawacha e ing. Annamaria Guiotto; grazie alla loro disponibilità e pazienza ho imparato tanto e ne sono profondamente riconoscente.

Un grazie speciale va anche ai nonni, Fernanda e Guerrino, a mamma Anna Maria, papà Giorgio e al fratellone Riccardo, che non solo hanno finanziato, mi hanno anche sostenuta in tutti questi anni di studio dimostrandomi incondizionata fiducia.

Una speciale gratitudine è riservata al mio Stefano Baruzzo che mi ha supportata e supportata in questi anni non facendomi mai mancare affetto, pazienza e disponibilità.

Il ringraziamento più simpatico va alle dott.sse Giulia Pellegrino (nonché personal-shopper) e Michela Pizzolo che hanno alleggerito e rallegrato questi anni di ingegneria con le loro prodezze e festose risate accompagnate da fiumi di spritz. Sincera riconoscenza va anche alle amiche di sempre: Valentina Barbato, Giulia Tonello, Gloria Zuppa, Giulia Brooks per essere sempre disponibili a passare qualche ora insieme ad ascoltare e condividere le più profonde esperienze ed emozioni che la vita riserva.

Grazie agli amici acrobati tra i quali non dimentico Erika Zanovello. Non cito tutti gli altri perché siete tanti, ma fate parte, per tante ore, delle mie giornate e avete contribuito attivamente con il vostro sostegno (non solo morale) a raggiungere questo obiettivo.

## Ringraziamenti

---

Grazie di cuore ad Elisa Danese, la mia insegnante di ginnastica nonché amica, ma anche quasi una seconda mamma (senza nulla togliere alla prima).

Un abbraccio grato e nostalgico va anche al caro Alberto Forte. Anche se non ci sei più rimani sempre presente in noi. Tu sei stato maestro nel trasmettere vera forza di volontà, ingegno e dedizione verso la ricerca del bene per un progresso veramente degno di questo nome.

A tutti i parenti, in particolare alle cugine Elisa e Martina Rampin, grazie per la vicinanza, l'affetto che mi avete sempre dimostrato, assieme ai tanti buoni consigli.

Grazie a tutte le persone che mi hanno dato il loro appoggio, e scusatemi se non vi ho citato tutti. direttamente.

Grazie a chi mi sarà vicino, anche solo con il pensiero, nell'emozionante compito della discussione di questo lavoro e nei momenti di festa che seguiranno.



# Bibliografia

- [1] Ewart Carson, Claudio Cobelli, *Modelling methodology for physiology and medicine*, Second Edition, Cap. 22, Elsevier, 2014.
- [2] P.G Young, T.B.H Beresford-West, S.R.L Coward, B Notarberardino, B Walker and A Abdul-Aziz, *An efficient approach to converting three-dimensional image data into highly accurate computational models*, 2008 The Royal Society.
- [3] P.J. Antunes, G. R. Dias, A.T. Coelho, F. Rebelo, T. Pereira, *Nonlinear 3D foot FEA modelling from CT scan medical images*.
- [4] Zienkiewicz OC, Chan AHC, Pastor M, Schrefler BA, Shiomi T., *Computational geomechanics*, Chichester: Wiley; 1999.
- [5] Banks SA, Hodge WA, *Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy*. IEEE Trans Biomed Eng 1996;43:638-49.
- [6] Weiss JA, Maker BN, Govindjee S. *Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity*. Comput Methods Appl Mech Eng 1996;135:107-28.
- [7] Carter DP, Hayes WC. *The compressive behaviour of bone as a two-phase porous structure*. J Bone Joint Surg Am 1977;59(7):954-62.
- [8] Ricardo L. Actis, Liliana B. Ventura, Kirk E. Smith, Paul K. Commean, Donovan J. Lott, Thomas K. Pilgram, Michael J. Mueller, *Numerical simulation of the plantar pressure distribution in the diabetic foot during the push-off stance*, Med Bio Eng Comput, 2006, 44:653–663.
- [9] K.M. Patil, L.H. Braak and A. Huson, *Stresses in a simplified two dimensional model of a normal foot - a preliminary analysis*, Mechanics research communications Vol. 20(1), I-7, 1993.

## Bibliografia

---

- [10] Steven Goske, Ahmet Erdemir, Marc Petre, Sachin Budhabhatti, Peter R. Cavanagh, *Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis*, Journal of Biomechanics 39, 2006, 2363–2370.
- [11] Weng-Pin Chen, Fuk-Tan Tang, Chia-Wei Ju, *Stress distribution of the foot during mid-stance to push-off in barefoot gait: a 3-D finite element analysis*, Clinical Biomechanics 16, 2001, 614-620.
- [12] Soames RW, *Foot pressure patterns during gait* J Biomed Eng. 1985;7:120-6.
- [13] Brown M, Rudicel S, Esquenazi A. *Measurement of dynamic pressures at the shoe-foot interface during normal walking with various foot orthosis using th FSCAN system*, Foot Ankle Int 1996;17:152-6.
- [14] Wen-Ming Chen, Taeyong Leea, Peter Vee-Sin Leeb, Jin Woo Leec, Sung-Jae Leed, *Effects of internal stress concentrations in plantar soft-tissue-A preliminary three-dimensional finite element analysis*, Medical Engineering Physics 32, 2010, 324–331.
- [15] Feng Wei, Stanley C. Hunley, HJohn W. Powell e Roger C. Haut, *Development and Validation of a Computational Model to Study the Effect of Foot Constraint on Ankle Injury due to External Rotation*, Annals of Biomedical Engineering, Vol. 39, No. 2, February 2011 pp. 756–765.
- [16] Colville, M. R., R. A. Marder, J. J. Boyle, and B. Zarins. *Strain measurements in lateral ankle ligaments*, Am. J. Sports Med. 18(2):196–200, 1990.
- [17] Wei, F., M. R. Villwock, E. G. Meyer, J. W. Powell, and R. C. Haut. *A biomechanical investigation of ankle injury under excessive external foot rotation in the human cadaver*, J. Biomech. Eng. 132(9):091001, 2010.
- [18] Kai Tao, Dongmei Wang, Chengtao Wang, Xu Wang, Anmin Liu, Christopher J. Nester, David Howard, *An In Vivo Experimental Validation of a Computational Model of Human Foot*, Journal of Bionic Engineering 6, 2009, 387–397.
- [19] NO Cowin SC, He Q-C. *Tensile and compressive stress yield criteria for cancellous bone*. J Biomech 2005;38:141-7.

- [20] Anderson AE, Ellis BJ, Jeffrey Weiss A. *Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics*. Comput Methods Biomech Biomed Eng 2007;10(3):171-84.
- [21] Anderson AE, Ellis BJ, Jeffrey Weiss A. *Verification, validation and sensitivity studies in computational biomechanics*. Comput Methods Biomech Biomed Eng 2007;10(3):171-84.
- [22] Pen˜a E. *Damage functions of the internal variables for soft biological fibred tissues*. Mech Res Commun 2011;38(8):610-5.
- [23] Jason P.Halloran a, MarkoAckermann a, AhmetErdemir a,b, AntonioJ.vandenBogert *Concurrent musculoskeletal dynamics and finite element analysis predicts altered gait patterns to reduce foot tissue loading*, JournalofBiomechanics, 43(2010)2810–2815.
- [24] Wen-Ming Chen a, JaeyoungPark b, Seung-BumPark c, VictorPhyau-WuiShim d, TaeyongLee, *Role of gastrocnemius–soleus muscle in forefoot force transmission at heelrise - A 3D finite elementanalysis*, Accepted 18 April 2012.
- [25] Jason Tak-Man Cheung, MPhil, Ming Zhang, PhD, *A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design*, Arch Phys Med Rehabil Vol 86, February 2005
- [26] Jason Tak-Man Cheung, Benno M. Nigg Human *Clinical Applications of Computational Simulation of Foot and Ankle* , Sportorthopa die-Sporttraumatologie 23, 264–271, 2007.
- [27] A. Gefen M. Megido-Ravid Y. Itzchak M. Arcan, *Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Foot Structure During Gait: A Basic Tool for Clinical Applications*, Journal of Biomechanical Engineering, December 2000, Vol. 122.
- [28] Joseph M. Iaquinto Jennifer S. Wayne1, *Computational Model of the Lower Leg and Foot/Ankle Complex: Application to Arch Stability*, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 132, February 2010.
- [29] Zhi-hui Qian, Lei Ren, Yun Ding, Lu-quan Ren, *A three-dimensional muscoloskeletal model of the human foot complex using finite element method*, Gisb, 2011, Brussels.

## Bibliografia

---

- [30] J. W. Fernandez, M. Z. Ul Haque, P. J. Hunter and K. Mithraratne *Mechanics of the foot Part 1: A continuum framework for evaluating soft tissue stiffening in the pathologic foot* International journal for numerical methods in biomedical engineering, 25 June 2012.
- [31] Ackerman MJ. *The visible human project: A resource for anatomical visualization*. Studies in Health Technology and Informatics 1998; 52 Pt 2:1030–1032.
- [32] Zimi Sawacha, Guarneri Gabriella, Giuseppe Cristoferi, Annamaria Guiotto, Angelo Avogaro, Claudio Cobelli, *Diabetic gait and posture abnormalities: A biomechanical investigation through three dimensional gait analysis*, Clinical Biomechanics 2009 Nov; 24(9):722-8.
- [33] Singh N, Armstrong DG, Lipsky BA. *Preventing foot ulcers in patients with diabetes*, JAMA 2005; 293: 217–228.
- [34] Alan Stevens, James Lowe, Ian Scott, *Patologia*, Casa editrice ambrosiana 2010
- [35] Andrew J. M. Boulton *The diabetic foot: grand overview, epidemiology and pathogenesis* Diabetes Metab Res Rev 2008; 24(Suppl 1): S3–S6. Published online in Wiley InterScience.
- [36] Guiotto A., Zimi Sawacha, Gabriella Guarneri, Angelo Avogaro, Claudio Cobelli, *3D finite element model of the diabetic neuropathic foot: A gait analysis driven approach*. Journal of Biomechanics 47, 2014, 3064–3071, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.06.029i>.
- [37] Jacquelin Perry, *Analisi del movimento*, Elsevier 2005.
- [38] John T. Hansen, PhD, *Atlante interattivo di anatomia umana*, Edizione italiana 2006, Masson SpA, ELSEVIER.
- [39] Haris M. Rathur, MRCP\*, Andrew J.M. Boulton, MD, *The diabetic foot*, Clinics in Dermatology (2007) 25, 109–120
- [40] Joseph W. Klaesner, Mary K. Hastings, Dequan Zou, Cara Lewis, Michael J. Mueller – “*Plantar Tissue Stiffness in Patients With Diabetes Mellitus and Peripheral Neuropathy*”. Arch Phys Med Rehabil vol. 83, December 2002, p. 1796-1801.

- [41] Luigi Uccioni, Antonella Caselli, Claudia Giacomozzi, Velio Macellari, Laura Giurato, Lina Lardieri, Guido Menzinger – “*Pattern of abnormal tangential forces in diabetic neuropathic foot*”. *Clinical Biomechanics* vol. 16, 2001, p. 446-454
- [42] <http://lnx.endocrinologiaoggi.it/tag/piede-diabetico/>
- [43] <http://goodhealthhub.com/charcot-foot/>.
- [44] Chiara Dalla Man, *corso di “Bioingegneria del movimento e riabilitazione”*, lezione 11, A.A. 2013-14, Università di Padova.
- [45] Angelo Cappello, Aurelio Cappozzo, Pietro E. di Prampero, *Bioingegneria della postura e del movimento*, 22. Gruppo Nazionale di Bioingegneria, Pàtron editore, 2003.
- [46] <http://www.dsnm.univr.it/documenti/OccorrenzaIns/matdid/matdid223713.pdf>
- [47] Niccolò Protto, *Applicazione della hierarchical cluster analysis nella valutazione biomeccanica del piede diabetico*, Università di Padova, A.A. 2011-12.
- [48] Bertec corporation. Force plate user manual. Columbus OH, USA.
- [49] Imago s.n.c. <http://www.imagortesi.com/>.
- [50] Z. Sawacha, G. Guarneri, G. Cristoferi, A. Guiotto, A. Avogaro, and C. Cobelli. *Integrated kinematics/kinetics/plantar pressure data analysis: A useful tool for characterizing diabetic foot biomechanics*. *Gait & Posture*, 36(1):20–26, May 2012.
- [51] Zimi Sawacha, Giuseppe Cristoferi, Gabriella Guarneri, Stefano Corazza, Giulia Donà, Paolo Denti, Andrea Facchinetti, Angelo Avogaro and Claudio Cobelli – *Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients*. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2009, p. 6:37.
- [52] <http://www.btsbioengineering.com/it/prodotti/elettromiografia/bts-freeemg/>
- [53] [http://www.medicalexpo.it/prod/bts-spa/elettromiografi-digitali-  
portatili-computerizzati-16-canali-67917-439936.html](http://www.medicalexpo.it/prod/bts-spa/elettromiografi-digitali-portatili-computerizzati-16-canali-67917-439936.html)
- [54] <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/User>

## Bibliografia

---

- [55] Domenico Fedele, *Diabete e malattie del metabolismo*, Pacini editore medicina, 2009.
- [56] C. H. M van Schie, MSc, PhD, *A Review of the Biomechanics of the Diabetic Foot*, Lower extremity wounds 4(3);2005.
- [57] Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Nativo, R., Benedetti, M.G., 2007. *A new anatomically based protocol for gait analysis in children*. Gait Posture 26, 560–571.
- [58] Sawacha, Z., Cristoferi, G., Guarneri, G., Corazza, S., Don, G., Facchinetti, A., Denard, C., Somnavilla, M., Zaccaria, M., Avogaro, A., Cobelli, C., 2005. *A method for the simultaneous assessment of gait and posture*. In: Proceedings Siamoc 2005, Pisa, Italia.
- [59] Sawacha, Z., Gabriella, G., Cristoferi, G., Guiotto, A., Avogaro, A., Cobelli, C., 2009. *Diabetic gait and posture abnormalities: a biomechanical investigation through three dimensional gait analysis*. Clin Biomech (Bristol, Avon) 24, 722–728.
- [60] Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., Leardini, A., 1995. *Position and orientation in space of bones during movement, anatomical frame definition and determination*. Clin. Biomech. 10, 171–178.
- [61] Silvia Del Din, Elena Carraro, Zimi Sawacha, Annamaria Guiotto, Lara Bonaldo, Stefano Masiero, Claudio Cobelli – *Impaired gait in ankylosing spondylitis*. Medical and Biological Engineering Comput vol. 49, 2011, p. 801–809.
- [62] *Simpleware Reference Guide*, versione 5.0, 2000-2012 Simpleware Ltd.
- [63] <http://www.bartleby.com/107/131.html>
- [64] Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, Kai-Nan An, *Effect of Achilles tendon loading on plantar fascia tension in the standing foot*, Clinical Biomechanics 21 (2006) 194–203.
- [65] Harrington et al., *Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging* 2007, Journal of Biomechanics, 59 5-602.
- [66] <http://www.diabete.net/conoscere-il-diabete/tutto-sul-diabete/>.

- [67] R. Klinger, P. M. Vita, *Conoscere il diabete per combatterlo meglio*, Vert Editrice-Treviso, 1982.
- [68] <http://medicinaeprevenzione.paginemediche.it/it/282/malattie-e-condizioni/endocrinologia/piede-diabetico/detail1033il-piede-neuropatico.aspxc1=28c2=375>.
- [69] Weng-Pin Chen, Chia-Wei Ju, Fuk-Tan Tang, *Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis*, Clinical Biomechanics 18, 2003, S17–S24.
- [70] P.J. Antunes G. R. Dias, A.T. Coelho, F. Rebelo, T. Pereira, *Nonlinear 3D foot FEA modelling from CT scan medical images*, 2011.
- [71] Scarton A., Aerts W., Guiotto A., Sawacha Z., Jonkers I., Vander Sloten J., Cobelli C. Gait analysis driven finite element simulations: towards the use of OpenSim output as boundary condition. Esmac-Siamoc 2014, Rome 29 Sept - 4 Oct 2014.