



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE**

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA

BIOMECCANICA DEL PIEDE: UN APPROCCIO COMPUTAZIONALE

Relatore: Prof. Emanuele Luigi Carniel

Correlatrice: Dott. Sofia Pettenuzzo

Laureanda: Elena Barosso

ANNO ACCADEMICO 2022/2023

Data di laurea: 10 luglio 2023

A nonna Pia,
assente nei miei giorni
presente nei miei sogni
essenza dei miei ricordi

Abstract

In questa tesi viene descritto lo sviluppo di un modello computazionale del piede e dei suoi tessuti, finalizzato alla valutazione della risposta delle strutture biologiche in esso presenti al variare delle condizioni di carico imposte. La configurazione geometrica del modello è stata definita sulla base di immagini biomedicali relative ad un soggetto senza patologie. L'acquisizione delle immagini ha avuto luogo in condizioni di riposo. I modelli solidi virtuali delle componenti ossee sono stati costruiti avvalendosi di immagini da tomografia computerizzata, mentre i modelli dei tessuti molli sono stati ricavati grazie a dati da risonanza magnetica. Il modello tridimensionale del piede risulta quindi composto dai principali elementi scheletrici della caviglia, quali la tibia, la fibula, il talo ed il calcagno, dai suoi legamenti, dalle ossa del tarso e del metatarso, dalle falangi, dalle cartilagini, e dalla fascia plantare, dal tendine d'Achille e dal tessuto adiposo, il quale rappresenta la componente tissutale connettivale nel modello. La discretizzazione agli elementi finiti dei modelli solidi virtuali ha avuto luogo attraverso il software Abaqus CAE 2019 (Dassault Systèmes Simulia Corp., Providence, RI, USA). Sempre in ambiente Abaqus si è provveduto alla definizione costitutiva dei vari tessuti biologici. Nello specifico, modelli e parametri costitutivi sono stati identificati sulla base di dati da prove sperimentali meccaniche. Ulteriormente, si è provveduto alla definizione delle condizioni di interazione tra le varie strutture costituenti il piede, delle condizioni di carico, assumendo come obiettivo l'analisi, sia in condizioni statiche che dinamiche, della risposta e della funzionalità dei diversi tessuti e strutture del piede. Il modello sviluppato presenta quindi notevoli potenzialità, potendo essere utilizzato quale strumento per l'analisi della funzionalità meccanica del piede sia in condizioni sane che degenerative.

INDICE

| | |
|--|-----------|
| INDICE | 7 |
| INTRODUZIONE | 13 |
| CAPITOLO 1 | 15 |
| <i>Caratterizzazione anatomica del piede e della caviglia</i> | |
| 1.1. Componenti scheletriche della gamba e del piede | 15 |
| 1.1.1. La tibia | 16 |
| 1.1.2. La fibula | 17 |
| 1.1.3. Il tarso | 18 |
| 1.1.3.1. Il talo | 19 |
| 1.1.3.2. Il calcagno | 20 |
| 1.1.3.3. L'osso navicolare | 21 |
| 1.1.3.4. Le ossa cuneiformi | 22 |
| 1.1.3.5. L'osso cuboide | 22 |
| 1.1.4. Il metatarso | 23 |
| 1.1.5. Le falangi | 24 |
| 1.1.6. Le ossa sesamoidi | 24 |
| 1.2. I legamenti | 24 |
| 1.3. La fascia plantare | 29 |
| 1.4. Componenti muscolari della gamba e del piede | 30 |
| 1.4.1. I muscoli della gamba | 30 |
| 1.4.1.1. I muscoli anteriori della gamba | 31 |
| 1.4.1.2. I muscoli laterali della gamba | 32 |
| 1.4.1.3. I muscoli posteriori della gamba | 33 |
| 1.4.2. I muscoli del piede | 34 |
| 1.4.2.1. I muscoli del dorso del piede | 35 |
| 1.4.2.2. I muscoli mediali della pianta del piede | 35 |
| 1.4.2.3. I muscoli laterali della pianta del piede | 36 |
| 1.4.2.4. I muscoli della regione intermedia della pianta del piede | 36 |
| 1.5. I tendini | 38 |
| 1.5.1. Il tendine calcaneale | 38 |

| | |
|--|-----------|
| 1.6. La pelle del piede | 39 |
| 1.7. Il tessuto adiposo del piede | 40 |
| CAPITOLO 2 | 41 |
| <i>Comportamento meccanico dei tessuti costituenti</i> | |
| 2.1. Il modello elastico lineare | 41 |
| 2.2. Il modello iperelastico con formulazione alla Ogden | 42 |
| 2.3. Il tessuto osseo | 43 |
| 2.3.1. Modello e parametri costitutivi assegnati al tessuto osseo nel modello solido virtuale | 46 |
| 2.4. Il tessuto tendineo e il tessuto legamentoso | 46 |
| 2.4.1. Modello e parametri costitutivi assegnati al tessuto tendineo nel modello solido virtuale | 49 |
| 2.4.2. Modello e parametri costitutivi assegnati al tessuto legamentoso nel modello solido virtuale | 50 |
| 2.5. La cartilagine articolare | 53 |
| 2.5.1. Modello e parametri costitutivi assegnati al tessuto cartilagineo nel modello solido virtuale | 56 |
| 2.6. La pelle | 57 |
| 2.6.1. Modello e parametri costitutivi assegnati alla pelle nel modello solido virtuale | 57 |
| 2.7. Il tessuto fasciale | 58 |
| 2.7.1. Modello e parametri costitutivi assegnati al tessuto fasciale nel modello solido virtuale | 59 |
| 2.8. Il tessuto adiposo | 59 |
| 2.8.1. Modello e parametri costitutivi assegnati al tessuto adiposo nel modello solido virtuale | 61 |
| CAPITOLO 3 | 63 |
| <i>Sviluppo del modello computazionale del piede</i> | |
| 3.1. Modello con <i>Abaqus/Standard</i> | 64 |
| 3.1.1. Importazione delle parti in ambiente <i>Abaqus</i> | 64 |
| 3.1.1.1. Componenti scheletriche del modello del piede | 65 |
| 3.1.1.1.1. Ossa del metatarso, falangi e sesamoidi | 65 |
| 3.1.1.1.2. Ossa del tarso e della caviglia | 66 |

| | |
|--|------------|
| 3.1.1.2. Componenti legamentose del modello del piede e tendine d’Achille | 67 |
| 3.1.1.3. Componenti cartilaginee del modello del piede | 69 |
| 3.1.1.4. Fascia plantare | 71 |
| 3.1.1.5. Tessuto adiposo | 71 |
| 3.1.1.6. Pelle | 72 |
| 3.1.1.7. Pedana di appoggio del piede | 72 |
| 3.1.2. Creazione dei materiali | 73 |
| 3.1.3. Creazione delle sezioni e assegnazione alle rispettive parti | 74 |
| 3.1.4. Assemblaggio delle parti | 74 |
| 3.1.5. Creazione della <i>Mesh</i> | 77 |
| 3.1.6. Definizione dei <i>Constraints</i> | 79 |
| 3.1.6.1. Constraints di tipo <i>Tie</i> | 80 |
| 3.1.6.2. Constraints di tipo <i>Rigid Body</i> | 82 |
| 3.1.7. Definizione delle <i>Interaction Properties</i> | 83 |
| 3.1.8. Creazione delle <i>Interactions</i> | 84 |
| 3.1.9. Creazione delle <i>Boundary Conditions</i> | 85 |
| 3.1.10. Creazione dello <i>Step</i> | 85 |
| 3.2. Modello con <i>Abaqus/Explicit</i> | 86 |
| 3.2.1. Modifica del materiale – aggiunta della densità | 86 |
| 3.2.2. Modifica della <i>Mesh</i> | 86 |
| 3.2.3. Modifica delle <i>Boundary Conditions</i> | 86 |
| 3.2.4. Modifica dello <i>Step</i> | 86 |
| CAPITOLO 4 | 87 |
| Analisi dei risultati | |
| 4.1. Modelli confrontati | 87 |
| 4.2. Valutazione quantitativa delle deformazioni principali minime | 88 |
| 4.3. Valutazione qualitativa delle distribuzioni delle deformazioni e delle tensioni principali minime | 99 |
| 4.3.1. Deformazioni principali minime | 99 |
| 4.3.2. Tensioni principali minime | 102 |
| CONCLUSIONI E PROSPETTIVE FUTURE | 107 |

Materiali aggiuntivi

| | |
|--|-----|
| A.1. Componenti scheletriche del modello del piede | 109 |
| A.1.1. Primo osso metatarsale | 109 |
| A.1.2. Falange prossimale del primo dito | 109 |
| A.1.3. Falange distale del primo dito | 110 |
| A.1.4. Secondo osso metatarsale | 110 |
| A.1.5. Falange prossimale del secondo dito | 111 |
| A.1.6. Falange intermedia del secondo dito | 111 |
| A.1.7. Falange distale del secondo dito | 112 |
| A.1.8. Terzo osso metatarsale | 112 |
| A.1.9. Falange prossimale del terzo dito | 113 |
| A.1.10. Falange intermedia del terzo dito | 113 |
| A.1.11. Falange distale del terzo dito | 114 |
| A.1.12. Quarto osso metatarsale | 114 |
| A.1.13. Falange prossimale del quarto dito | 115 |
| A.1.14. Falange intermedia del quarto dito | 115 |
| A.1.15. Falange distale del quarto dito | 116 |
| A.1.16. Quinto osso metatarsale | 116 |
| A.1.17. Falange prossimale del quinto dito | 117 |
| A.1.18. Falange intermedia del quinto dito | 117 |
| A.1.19. Falange distale del quinto dito | 118 |
| A.1.20. Calcagno | 118 |
| A.1.21. Talo | 119 |
| A.1.22. Navicolare | 119 |
| A.1.23. Cuboide | 120 |
| A.1.24. Cuneiforme mediale | 120 |
| A.1.25. Cuneiforme intermedio | 121 |
| A.1.26. Cuneiforme laterale | 121 |
| A.1.27. Fibula | 122 |
| A.1.28. Tibia | 122 |
| A.1.29. Sesamoide mediale | 123 |
| A.1.30. Sesamoide laterale | 123 |
| A.2. Componenti legamentose del modello del piede | 124 |
| A.2.1. Legamento talofibulare anteriore | 124 |

| | |
|---|-----|
| A.2.2. Legamento tibiotolare anteriore | 124 |
| A.2.3. Legamento tibiofibulare anteriore | 125 |
| A.2.4. Legamento talocalcaneale laterale | 125 |
| A.2.5. Legamento calcaneofibulare | 126 |
| A.2.6. Legamento intermalleolare posteriore | 126 |
| A.2.7. Legamento talocalcaneale interosseo | 127 |
| A.2.8. Legamento talofibulare posteriore | 127 |
| A.2.9. Legamento tibiotolare posteriore | 128 |
| A.2.10. Legamento tibiofibulare posteriore | 128 |
| A.2.11. Legamento tibioalcaneale | 129 |
| A.3. Componenti cartilaginee del modello del piede | 129 |
| A.3.1. Cartilagine superiore del talo | 129 |
| A.3.2. Cartilagine anteriore del talo | 130 |
| A.3.3. Cartilagine mediale del talo | 130 |
| A.3.4. Cartilagine posteriore del talo | 131 |
| A.3.5. Cartilagine mediale del calcagno | 131 |
| A.3.6. Cartilagine posteriore del calcagno | 132 |
| A.3.7. Cartilagine anteriore del calcagno | 132 |
| A.3.8. Cartilagine della tibia | 133 |
| A.3.9. Cartilagine della fibula | 133 |
| A.4. Viste d'assieme del modello del piede | 134 |
| A.5. Caratterizzazione del comportamento iperelastico in ambiente <i>Abaqus</i> | 138 |
| A.5.1. Parametri per il tendine d'Achille | 138 |
| A.5.2. Parametri per i legamenti | 139 |
| A.5.3. Parametri per la cartilagine articolare | 151 |
| A.5.4. Parametri per la pelle | 152 |
| A.5.5. Parametri per la fascia plantare | 153 |

| | |
|----------------------------------|------------|
| BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA | 155 |
|----------------------------------|------------|

| | |
|-----------------------|------------|
| RINGRAZIAMENTI | 161 |
|-----------------------|------------|

Introduzione

In questa tesi viene descritto lo sviluppo di un modello computazionale relativo al piede destro, con riferimento sia alla geometria del distretto anatomico, sia alla caratterizzazione dei tessuti biologici costituenti, con particolare attenzione sul tessuto adiposo. Nel Capitolo 1 viene riportata una panoramica esaustiva dell'intera struttura scheletrica del piede, delle sue articolazioni e dei principali legamenti, muscoli, tendini e componenti adipose che lo compongono. Nel Capitolo 2 vengono introdotti i tessuti biologici che compongono il modello del piede in esame, nonché le rispettive proprietà meccaniche. Nel Capitolo 3 viene descritto nel dettaglio lo sviluppo del modello computazionale, il quale ha avuto luogo attraverso il software Abaqus CAE 2019 (Dassault Systèmes Simulia Corp., Providence, RI, USA). Nel Capitolo 4 vengono commentati i risultati ottenuti dalle analisi computazionali, confrontandoli con quelli riportati in letteratura, ed evidenziando quindi le prospettive future di questo lavoro. In Appendice, infine, vengono riportati i materiali aggiuntivi relativi allo sviluppo del modello.

CAPITOLO 1

Caratterizzazione anatomica del piede e della caviglia

Il piede è una delle strutture più complesse nel corpo umano. Esso è costituito principalmente da piccole ossa connesse tra loro per mezzo di cartilagini e legamenti – che ne mantengono l'integrità strutturale, – da diversi muscoli, che trasmettono i movimenti, e da tessuto adiposo, che ha la funzione di assorbire gli impatti [1]. Ad ogni movimento, il piede subisce carichi e tensioni di diversa entità, che si propagano sui singoli componenti tissutali citati, nonché sulle articolazioni [2].

Il piede umano presenta cinque funzioni principali:

1. La sua struttura portante gli consente di supportare carichi verticali e di taglio considerevoli.
2. La struttura ad arco conferisce un vantaggio meccanico ai muscoli, spingendo il corpo in avanti durante la deambulazione e permettendo la risposta del corpo ad un vasto campo di attività, fra cui la camminata, la corsa e il salto.
3. Assorbe e dissipa gli urti e gli impatti che si generano ad ogni passo.
4. Bilancia il corpo, contrastando la sua costante tendenza a cadere.
5. Svolge un'utile funzione di protezione, agendo come barriera e come organo sensoriale atto a trasmettere informazioni dall'ambiente esterno [3].

Al fine di comprendere in modo efficace la configurazione geometrica del modello computazionale sviluppato, e quindi le analisi di seguito effettuate per identificarne il comportamento meccanico, risulta necessario introdurre una panoramica esaustiva della struttura anatomica del piede. In questa sede, per maggiore completezza, si procederà a una descrizione dell'intera struttura scheletrica del piede, delle sue articolazioni e dei principali legamenti, muscoli, tendini e componenti adipose che lo compongono.

1.1. Componenti scheletriche della gamba e del piede

Lo scheletro del piede è costituito dalle sette ossa brevi del tarso, dalle cinque ossa lunghe del metatarso, e dalle falangi, due per il primo dito e tre dal secondo al quinto dito. Il piede è in

continuità con la gamba attraverso l'articolazione tibiotarsica (o talocrurale), che costituisce un ginglino angolare che unisce tibia e fibula con la troclea del talo (*figura 1.1 e figura 1.4*) [4].

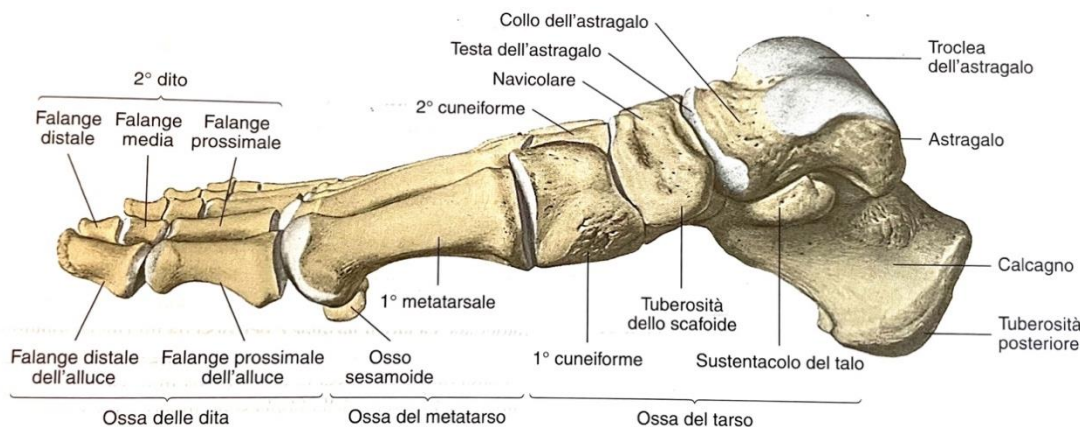


Figura 1.1 – Scheletro del piede destro visto dal lato mediale. Il profondo arco plantare mediale, formato dalle ossa tarsali e metatarsali, ha la sua chiave di volta a livello del navicolare

1.1.1. La tibia

La *tibia* è un osso lungo che forma, insieme alla fibula, lo scheletro della gamba, ed è situata medialmente (*Figura 1.2* [4]). Presenta un'estremità *distale*, un *corpo*, e un'estremità *prossimale*: quest'ultima viene chiamata anche piatto tibiale, dove si trova una superficie dall'aspetto pianeggiante, leggermente concavo, costituita da due parti chiamati condili, un *condilo mediale* e un *condilo laterale*. La faccia prossimale dei due condili costituisce la *faccia articolare superiore*, che entra in contatto con i condili femorali. I condili sono separati da una parte in rilievo chiamata *eminenza intercondiloidea*, formata dai *tubercoli intercondiloidei mediale e laterale*; anteriormente si trova un'area, chiamata *area intercondiloidea anteriore*, mentre posteriormente si trova l'*area intercondiloidea posteriore*. Sul versante anteriore è presente un'importante sporgenza, la *tuberosità tibiale*, che dà inserzione al legamento patellare. La faccia laterale del condilo laterale presenta la *faccia articolare fibulare*.

Il corpo è massiccio, con volume crescente dal basso verso l'alto, ha una forma prismatica triangolare, e presenta tre *facce* (*laterale, mediale e posteriore*) separate da tre *margini* (*anteriore, mediale e interosseo*). In particolare, il *marginare anteriore* risulta tagliente nella zona centrale e per questo facilmente palpabile, mentre il *marginare interosseo* permette l'inserzione della *membrana interossea*.

Il versante distale presenta una superficie articolare inferiore rivestita di cartilagine, che prosegue medialmente con una sporgenza chiamata *malleolo mediale*. La faccia posteriore di questa estremità costituisce la *faccia articolare inferiore*, necessaria per l'articolazione con la

troclea del talo. La superficie articolare continua anche sulla faccia laterale del malleolo formando la *faccia articolare del malleolo mediale*, corrispondente alla relativa faccia mediale del talo. Medialmente, sul malleolo, è presente il *solco malleolare*, dove passano i tendini dei muscoli flessori. La faccia laterale dell'estremità distale della tibia presenta l'*incisura fibulare*, una superficie rivestita di cartilagine necessaria per l'articolazione con la fibula.

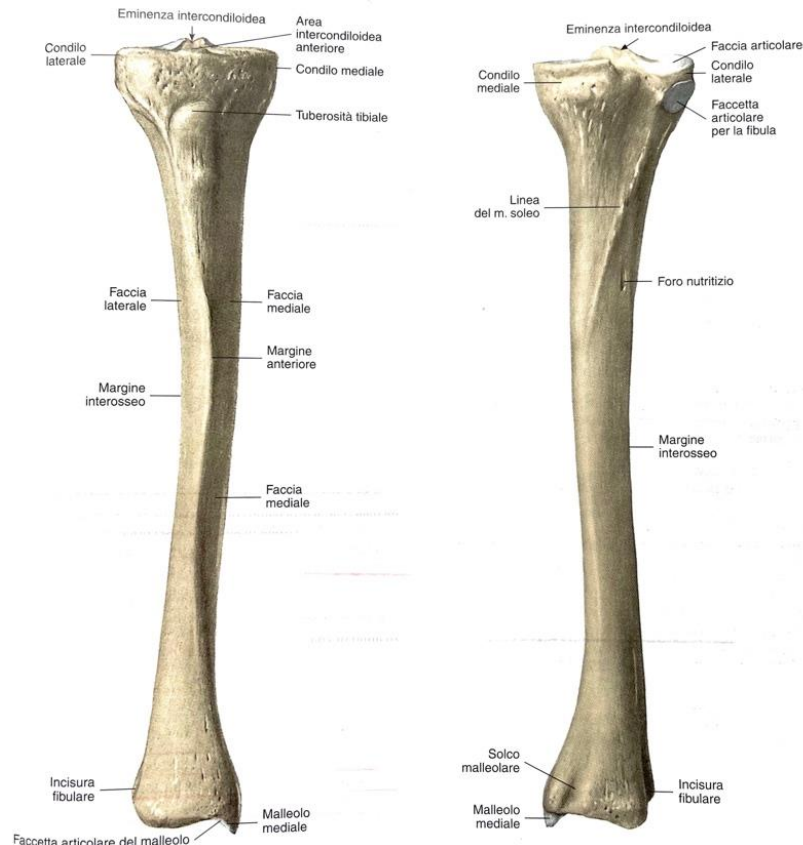


Figura 1.2 – Faccia anteriore della tibia di destra (a sinistra) e faccia posteriore della tibia di destra (a destra)

1.1.2. La fibula

Lateralmente alla tibia si trova la *fibula* (o *perone*). È un osso lungo che, insieme alla tibia, costituisce lo scheletro della gamba (Figura 1.3 [4]). È dotato di un'estremità *prossimale*, di un *corpo* e di un'estremità *distale*. Il versante prossimale, la *testa*, termina con una forma a punta, chiamata *apice della testa*; medialmente è presente la *faccia articolare della testa*, che entra in rapporto con il condilo laterale della tibia. Il *corpo* ha una forma prismatica triangolare, ed è dotato di tre facce (*laterale*, *mediale* e *posteriore*) separate da tre margini (*anteriore*, *posteriore* e *interosseo*). In particolare, la *faccia mediale* è percorsa da un rilievo chiamato *cresta mediale*,

che si continua con il *marginè interosseo*, il quale consente l'inserzione della *membrana interossea*.

Il versante distale vede un aumento delle dimensioni con una parte sporgente collocata lateralmente, chiamata *malleolo laterale*. Superiormente il malleolo si articola con l'incisura fibulare della tibia e inferiormente è visibile la *faccia articolare del malleolo laterale*, che si articola con la faccia laterale del talo. Lateralmente è visibile il *solco malleolare*, dove passano i tendini dei muscoli peronieri.

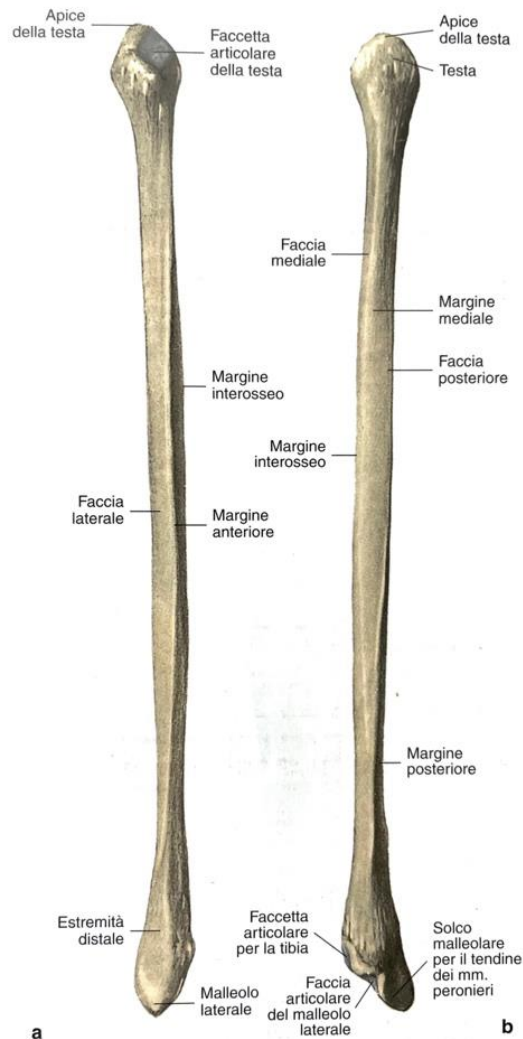


Figura 1.3 – Faccia anteriore (a) e faccia posteriore (b) della fibula di destra

1.1.3. Il tarso

Il *tarso* è costituito da sette ossa brevi. Risultano organizzate nel seguente modo:

- in una parte prossimale, costituita dal *talo* e dal *calcagno*;
- in una parte distale, costituita dal *navicolare*, dal *cuboide*, e dalle tre ossa *cuneiformi*.

Le ossa della fila distale del tarso presentano rugosità sulle facce dorsali e plantari, necessarie all'inserzione di muscoli e legamenti. Le altre facce articolari esposte alle ossa della fila prossimale, alle ossa della stessa fila e alle ossa metatarsali, sono rivestite da cartilagine ialina.

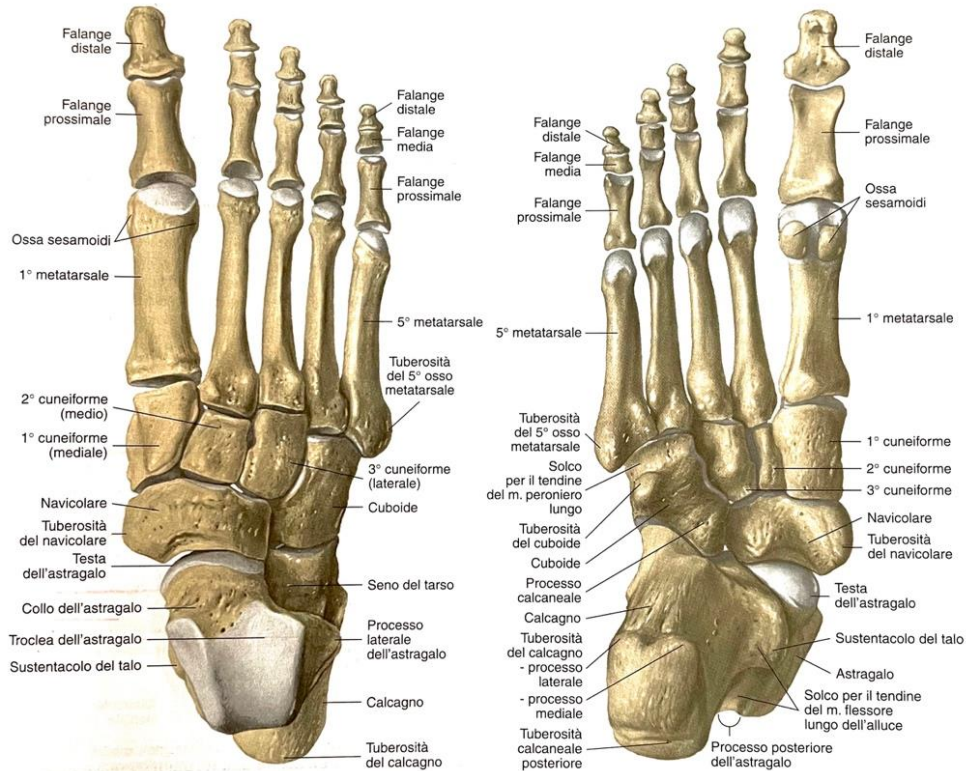


Figura 1.4 – Scheletro del piede destro visto dalla superficie dorsale (a sinistra) e scheletro del piede destro, visto dalla superficie ventrale (a destra).

1.1.3.1. Il talo

L'osso che si colloca tra i due malleoli è il *talo* (o *astragalo*), attraverso il quale il peso del corpo viene trasmesso al calcagno e alle ossa metatarsali, ricoprendo quindi un ruolo importante nella statica e nella dinamica dell'organismo (figura 1.5 [4]). Pur essendo un osso breve, è comunque dotato di *testa*, *collo* e *corpo*. La testa, dalla forma tondeggiante, è orientata distalmente, articolandosi con l'osso *navicolare*; il collo è caratterizzato da rugosità e piccoli fori vascolari, ed espone inferiormente la *faccia articolare calcaneale media*; il corpo presenta la *troclea*, una zona rivestita di cartilagine che rappresenta la faccia articolare per l'articolazione con la *tibia* e la *fibula*; la troclea prosegue poi sulle facce laterale e mediale del talo, costituendo le *facce malleolari laterale e mediale*. Posteriormente il talo presenta il *tubercolo laterale* e il *tubercolo mediale*, che costituiscono il *processo posteriore del talo*, tra i quali si trova il solco per il passaggio del *tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce*. Inferiormente si trova la

faccia articolare calcaneale posteriore, separata da quella media dal *solco del talo*, una depressione che, insieme a quella del *solco del calcagno*, forma il *seno del tarso*, ricco di tessuto adiposo necessario per fungere da cuscinetto ammortizzatore tra le due zone.

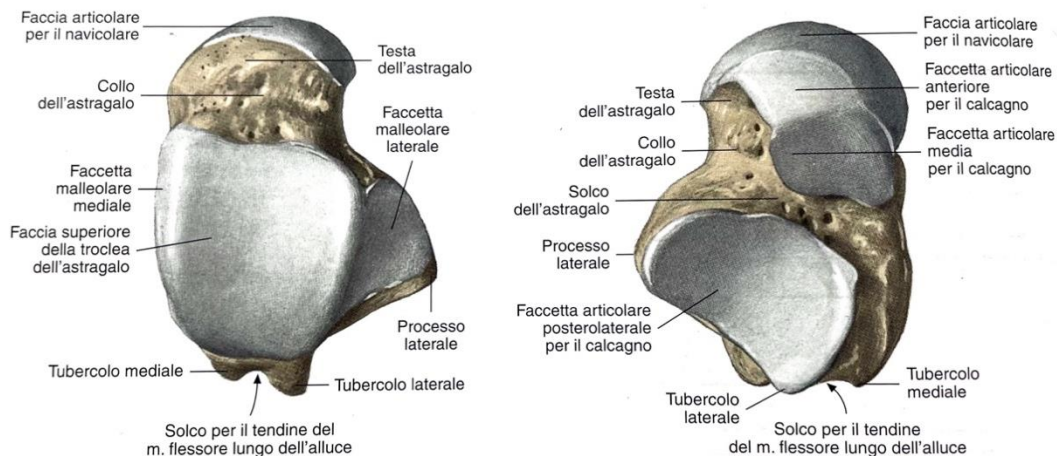


Figura 1.5 – Faccia dorsale dell'astragalo di destra (a sinistra) e faccia plantare dell'astragalo di destra (a destra)

1.1.3.2. Il calcagno

Il *calcagno* è l'osso breve più voluminoso del tarso (*figura 1.6* [4]). Posteriormente è dotato della *tuberosità calcaneare*, su cui grava il peso dell'organismo e su cui si inserisce il *tendine calcaneale* (o *tendine d'Achille*). La faccia inferiore è liscia e prosegue anteriormente formando il *tubercolo anteriore del calcagno*. Superiormente si articola con il talo e presenta tre *facce articolari*: *anteriore*, *media* e *posteriore*. Tra quella media e quella posteriore si colloca il *solco del calcagno* che, con il *solco del talo*, costituisce il *seno del tarso*. La faccia articolare media presenta il *sostentacolo del talo*, una sporgenza ossea su cui poggia il talo, al di sotto della quale si trova il *solco per il tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce*. Anteriormente il calcagno presenta la *faccia articolare per il cuboide*.

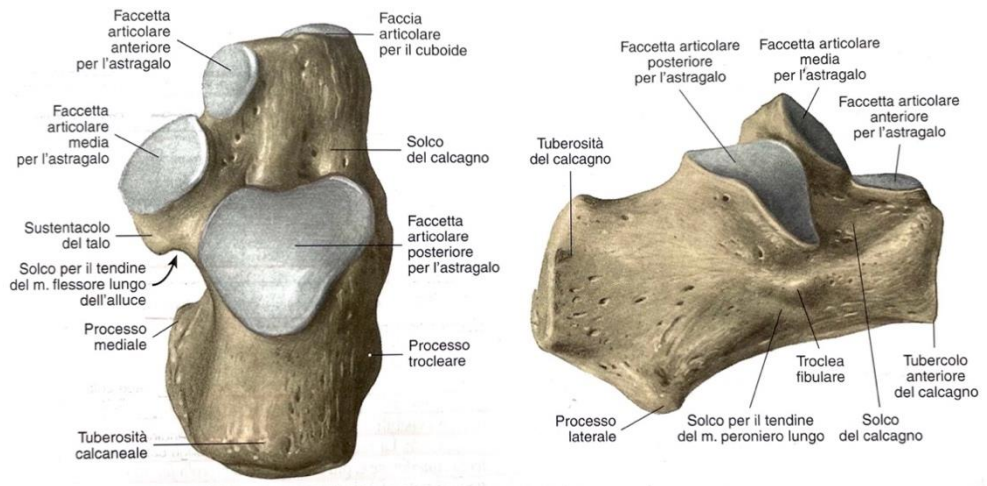


Figura 1.6 – faccia dorsale del calcagno di destra (a sinistra) e faccia laterale del calcagno di destra (a destra)

1.1.3.3. L'osso navicolare

L'osso *navicolare* (figura 1.7 [4]) è un osso breve a forma di scafo o semiluna, posto tra il talo (posteriormente) e le tre ossa cuneiformi (anteriormente). La faccia posteriore è concava e presenta la *faccia articolare talare*; quella anteriore presenta la *faccia articolare per i cuneiformi*, che risulta essere divisa in tre faccette da due creste verticali. L'osso navicolare presenta una sporgenza rivolta medialmente e verso il basso, chiamata *tuberosità del navicolare*, che ospita l'inserzione del tendine del *muscolo tibiale posteriore*.

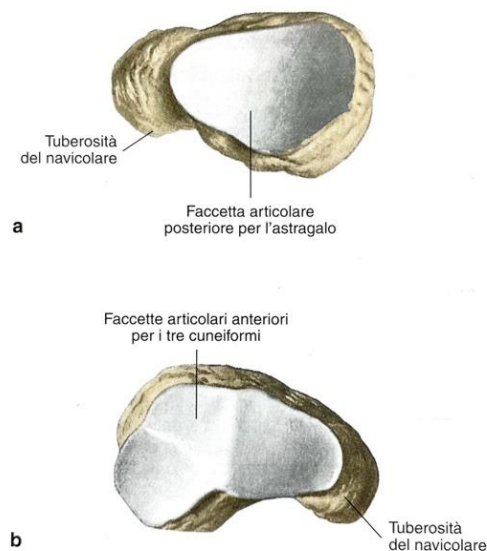


Figura 1.7 – Faccia posteriore dell'osso navicolare di destra (a) e faccia anteriore dell'osso navicolare di destra (b)

1.1.3.4. Le ossa cuneiformi

Le ossa *cuneiformi* sono tre ossa brevi (chiamate rispettivamente *mediale*, *intermedio* e *laterale*), a forma di cuneo, con la base rivolta verso l'alto e l'apice rivolto inferiormente. Il *cuneiforme mediale* è il più voluminoso, quello *intermedio* è il più piccolo, e quello *laterale* ha dimensioni intermedie. Si articolano posteriormente con l'osso navicolare, lateralmente con l'osso cuboide e anteriormente con i metatarsali. In particolare: l'osso *cuneiforme mediale* entra in contatto con il primo metatarsale anteriormente, mentre lateralmente con il cuneiforme intermedio e con il secondo metatarsale; l'osso *cuneiforme intermedio* si articola anteriormente con il secondo metatarsale, lateralmente con il cuneiforme laterale, e medialmente con il cuneiforme mediale. L'osso *cuneiforme laterale* si articola anteriormente con il terzo metatarsale, lateralmente con l'osso cuboide, e medialmente con il cuneiforme intermedio e con il secondo metatarsale.

1.1.3.5. L'osso cuboide

L'osso *cuboide* è un osso breve, di forma cubica (figura 1.8 [4]). Entra in contatto medialmente con l'osso navicolare, mostrando una piccola *faccia articolare per il navicolare*, e con l'osso cuneiforme laterale, esponendo la *faccia articolare per il terzo cuneiforme*. Posteriormente si articola con il calcagno, mostrando la *faccia articolare per il calcagno*, e anteriormente con le ossa metatarsali, attraverso le due *facce articolari per la base del quarto e quinto metatarsale*. Sulla faccia laterale è visibile una depressione, il *solco per il tendine del muscolo peroniero lungo*. Inferiormente l'osso cuboide presenta una grossa sporgenza, chiamata *tuberosità cuboidea*.

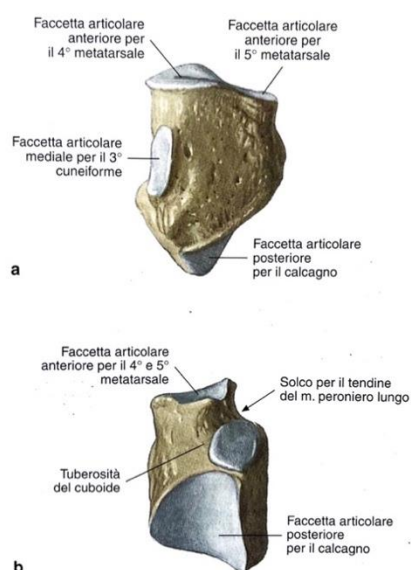


Figura 1.8 – faccia superiore dell'osso cuboide di destra (a) e faccia inferiore dell'osso cuboide di destra (b)

1.1.4. Il metatarso

Le ossa metatarsali sono cinque ossa lunghe che presentano un'estremità prossimale, detta *base*, un *corpo*, e un'estremità distale, detta *testa* (figura 1.9 [4]). Vengono numerate da uno a cinque dal versante mediale a quello laterale. Il corpo ha una forma prismatica triangolare e presenta tre facce (dorsale, laterale e mediale) separate da tre margini (laterale, mediale e plantare). Il primo metatarsale ha il corpo più corto e robusto. La base è rivolta prossimalmente e ha la forma di una piramide quadrangolare, articolandosi con la parte distale del tarso; le facce laterali e mediali si articolano con le ossa metatarsali adiacenti. Il primo metatarsale si articola, posteriormente, con il cuneiforme mediale; esso presenta, lateralmente e inferiormente, una sporgenza, la *tuberosità del primo metatarsale*, necessaria per l'inserzione del *tendine del muscolo fibulare lungo*. La base del secondo metatarsale è incastrata tra le tre ossa cuneiformi e tra il primo e il terzo metatarsale; la base del terzo metatarsale si articola con il cuneiforme laterale e con il secondo e il quarto metatarsale; la base del quarto metatarsale si articola con l'osso cuboide, con il cuneiforme laterale e con il quinto metatarsale. Il quinto metatarsale entra in contatto con l'osso cuboide e con il quarto metatarsale; sul versante laterale è visibile una sporgenza, la *tuberosità del quinto metatarsale*, necessaria per l'inserzione del muscolo fibulare breve. La testa delle ossa metatarsali risulta arrotondata e convessa e si articola con la base delle falangi prossimali delle dita.

A livello della testa del primo metatarso, sul versante inferiore, ci sono un solco e due avvallamenti: questi danno alloggio alle ossa sesamoidi, che sono la sede di inserzione delle strutture tendinee.

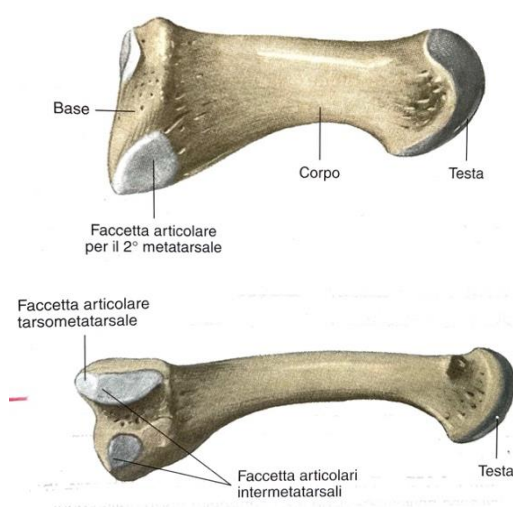


Figura 1.9 – Faccia laterale del I osso metatarsale di destra (sopra) e faccia laterale del II metatarsale di destra (sotto)

1.1.5. Le falangi

Le *falangi* sono ossa lunghe, e formano lo scheletro delle dita. Se ne trovano due nel primo dito, *prossimale* e *distale*, e tre dal secondo al quinto raggio, *prossimale*, *media*, e *distale*. Le falangi presentano un *corpo*, una *base*, e una *testa*. Quest'ultima, nelle falangi distali, presenta la *tuberosità della falange distale*, che accoglie l'unghia. Il corpo delle falangi è appiattito, con una faccia dorsale e una plantare separate da un margine laterale e uno mediale. Le basi delle falangi prossimali si articolano con le ossa metatarsali corrispondenti. La testa delle falangi prossimali e medie presenta una superficie articolare, la *troclea falangea*, necessaria per l'articolazione con la base delle falangi media e distale corrispondenti.

1.1.6. Le ossa sesamoidi

Sul lato plantare del piede si trovano, o si possono trovare, le ossa sesamoidi. In particolare, ve ne sono due, una mediale e una laterale: la prima a livello dell'articolazione tra il primo metatarso, la seconda invece a livello della falange prossimale del primo raggio. Se ne possono trovare anche nelle articolazioni metatarso-falangee del secondo e del quinto raggio, e anche nelle le articolazioni tra le falangi del primo raggio [2].

1.2. Legamenti

I legamenti sono tessuti connettivi densi in cui le fibre di collagene prevalgono rispetto alla componente cellulare e matriciale. Le fibre risultano disposte in modo regolare, orientate nella direzione di trazione; tra di esse, negli interstizi, sono disposti i fibroblasti [4]. Queste robuste strutture fibrose collegano le singole ossa tra loro, avendo diverse funzioni: trasmettono i carichi tra gli elementi scheletrici, ne stabilizzano la posizione nell'articolazione e impediscono che determinati movimenti possano cambiarne la configurazione. Nel caso del piede, i legamenti contribuiscono anche a mantenere la struttura della volta plantare [5].

I legamenti fanno parte dei mezzi di unione delle articolazioni, che nel piede sono sei: l'articolazione tibiotarsica e le articolazioni intertarsiche, tarsometatarsiche, intermetatarsiche, metatarsofalangee e interfalangee (*figura 1.10*, *1.11* [4] e *1.12* [6]). In questa sede risulterebbe poco efficace descriverle tutte nel dettaglio, pertanto si procederà con una loro panoramica generale, focalizzando l'attenzione sulle undici componenti legamentose della caviglia che sono coinvolte nel modello computazionale sviluppato in questa tesi:

- Legamento talofibulare anteriore
- Legamento tibiotolare anteriore

- Legamento tibiofibulare anteriore
- Legamento talocalcaneale laterale
- Legamento calcaneofibulare
- Legamento talocalcaneale interosseo
- Legamento talofibulare posteriore
- Legamento tibiotalare posteriore
- Legamento tibiofibulare posteriore
- Legamento tibioalcaneale
- Legamento intermalleolare posteriore

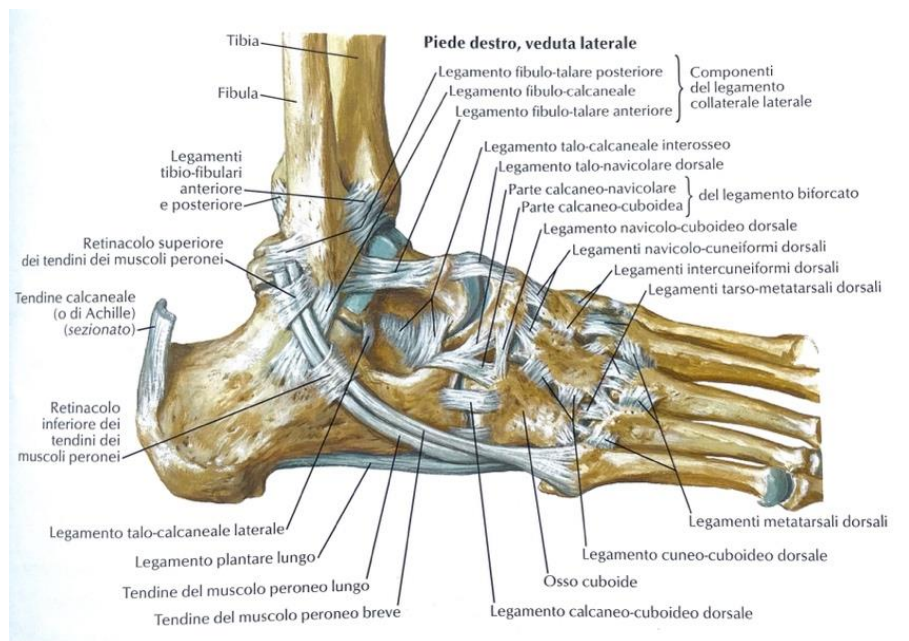


Figura 1.10 – piede destro, veduta laterale

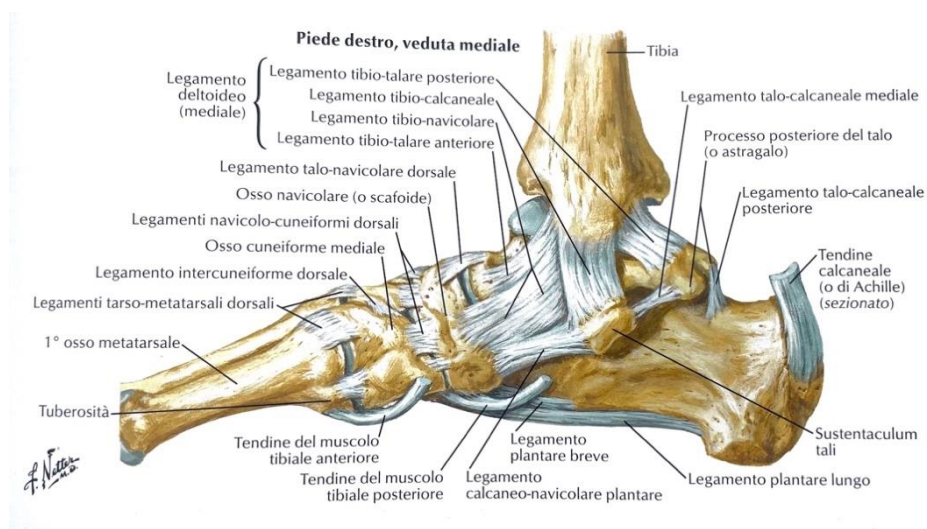


Figura 1.11 – piede destro, veduta mediale

L'articolazione tibio-tarsica (o talocrurale)

È un'articolazione a ginglino angolare che unisce tibia, fibula e talo.

L'articolazione tibiofibulare distale vede l'unione di tibia e fibula, in cui il malleolo laterale della fibula entra in contatto con l'incisura fibulare della tibia, formando una superficie concava. I legamenti di rinforzo sono i *legamenti tibiofibulari anteriore e posteriore*.

Per quanto riguarda l'articolazione tibiotarsica, i legamenti di rinforzo sono i *legamenti collaterali mediale e laterale*. Il *legamento mediale* (detto anche *deltoideo*) ha una forma triangolare, e si fissa con il suo apice al malleolo mediale della tibia, inserendo la base nelle ossa del tarso, distinguendo quattro fasci distinti: due si portano anteriormente, e sono il *legamento tibiotarsale anteriore*, che si inserisce sul collo del talo, e il *legamento tibionavicolare*, che si fissa sulla faccia dorsale dell'osso navicolare; due fasci si portano posteriormente, e sono il *legamento tibiocalcaneale*, che si inserisce nel sustentacolo del talo, e il *legamento tibiotarsale posteriore*, che si fissa alla faccia mediale del talo.

Il *legamento collaterale laterale* ha origine dal malleolo laterale della fibula, e si suddivide in tre fasci: il *legamento talofibulare anteriore*, che si fissa sulla faccia laterale del talo; il *legamento calcaneofibulare*, che si inserisce nella faccia laterale del calcagno; il *legamento talofibulare posteriore*, che si fissa sul processo posteriore del talo.

I movimenti in cui entra in gioco l'articolazione tibiotarsica sono la flessione dorsale e plantare del piede. È interessante notare come, in condizioni di flessione plantare il piede possa compiere anche movimenti di lateralità, mentre in condizioni di flessione dorsale questa libertà è limitata, essendo la troclea del talo incastrata nel mortaio tibiofibulare.

Le articolazioni intertarsiche

Tra talo e calcagno entrano in gioco due articolazioni, una posta anteriormente e l'altra posteriormente al seno del tarso: quella posteriore è l'articolazione talocalcaneale, mentre quella anteriore è l'articolazione talocalcaneonavicolare, la quale partecipa anche all'articolazione trasversa del tarso.

Per quanto concerne l'*articolazione talocalcaneale (o subtalare)*, essa è un'articolazione di tipo trocoide, e permette quindi movimenti di rotazione. I legamenti di rinforzo sono: il *legamento talocalcaneale laterale*, che ha origine dalla faccia laterale del talo e si porta alla faccia laterale del calcagno; il *legamento talocalcaneale mediale*, che unisce la faccia mediale del talo alla faccia mediale del calcagno; il *legamento talocalcaneale posteriore*, che si porta dalla tuberosità posteriore del talo e raggiunge la faccia superiore del calcagno; il *legamento talocalcaneale interosseo*, presente all'interno del seno del tarso, tra il solco del talo e il solco del calcagno.

Questa articolazione permette i movimenti supinazione e pronazione del piede, quindi di rotazione mediale e laterale.

L'articolazione trasversa del tarso

Dell'articolazione trasversa del tarso si farà un breve cenno riguardante le quattro articolazioni che ne fanno parte. L'*articolazione talocalcaneonavicolare* è un' enartrosi, e mette in connessione la testa del talo con la faccia superiore del calcagno e con la faccia posteriore del navicolare ed è rinforzata dal *legamento calcaneonavicolare*. L'*articolazione calcaneocuboidea* è un' articolazione a sella, mette in relazione la faccia anteriore del calcagno e la faccia posteriore del cuboide ed è rinforzata dal *legamento calcaneocuboideo*. Entrambe queste articolazioni permettono movimenti di rotazione mediale e laterale, quindi di supinazione e pronazione del piede.

Si citano infine altre quattro articolazioni: la *cuboideonavicolare*, un' artrodià che mette in relazione la faccia laterale del navicolare e la faccia mediale del cuboide; la *cuneonavicolare*, che unisce la faccia anteriore del navicolare e le facce posteriori delle tre ossa cuneiformi, costituendo tre artrodiè, rinforzate dai *legamenti cuneonavicolari dorsali* e i *legamenti cuneonavicolari plantari*; le due *articolazioni intercuneiformi* sono artrodiè che si costituiscono tra le facce contigue delle ossa cuneiformi, e sono rinforzate dai *legamenti intercuneiformi dorsali* e *plantari*; infine, l'*articolazione cuneocuboidea* è un' artrodià che si costituisce tra la faccia mediale del cuboide e la faccia laterale del terzo cuneiforme, ed è rinforzata dai *legamenti cuneocuboideo dorsale* e *cuneocuboideo plantare*. Tutte e quattro le articolazioni permettono piccoli movimenti di scivolamento.

Le articolazioni tarsometatarsali

Sono articolazioni piane, e uniscono le ossa della parte distale del tarso con le basi delle ossa metatarsali. Le articolazioni sono rinforzate da vari legamenti, tra cui i *legamenti tarsometatarsali dorsali* e *tarsometatarsali plantari*. Sono consentiti leggeri movimenti di flessione, di estensione e di lateralità, che permettono al piede di adattarsi e di modificare la forma della volta plantare.

Le articolazioni intermetatarsali

Queste articolazioni mettono in relazione tra loro le basi delle ossa metatarsali, grazie alla presenza di *legamenti intermetatarsali dorsali* e *plantari*, e *legamenti intermetatarsali interossei*. Le teste dei metatarsali risultano invece unite da un legamento trasverso profondo.

Grazie a queste articolazioni sono permessi piccoli scivolamenti relativi tra le basi dei metatarsali.

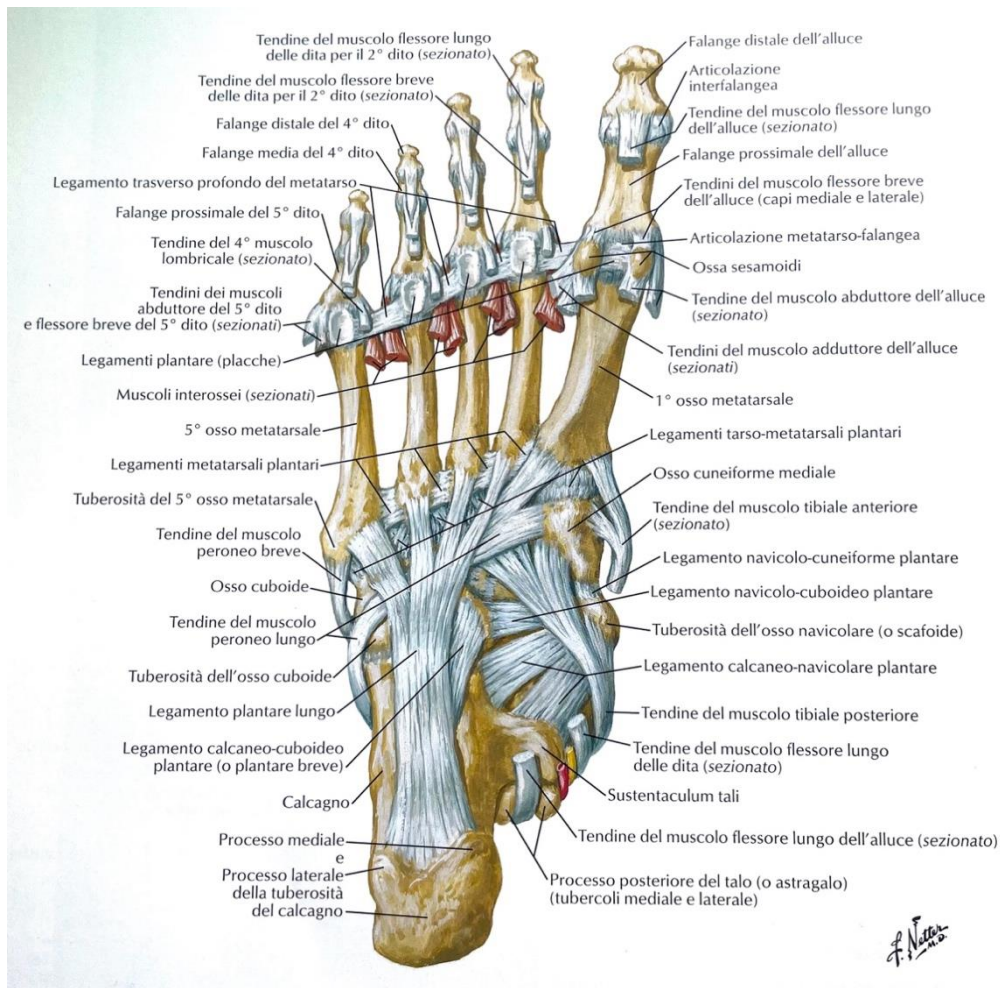


Figura 1.12 – Legamenti e tendini del piede, veduta plantare

Le articolazioni metatarsofalangee

Queste articolazioni mettono in relazione le teste dei metatarsali con le basi delle falangi prossimali, con un'articolazione a condilo. Grazie a questa sono permessi movimenti di estensione e flessione delle dita del piede sui metatarsi. La presenza de *legamenti collaterali mediale e laterale* limita i movimenti di lateralità (figura 1.13 [4]).

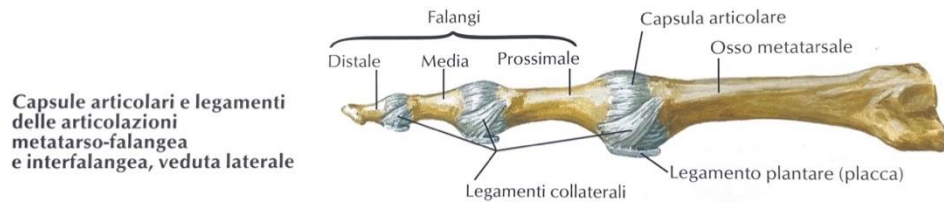


Figura 1.13 – Capsule articolari e legamenti delle articolazioni metatarso-falangea e interfalangea, veduta laterale,

Le articolazioni interfalangee

Se ne contano nove, sono articolazioni a troclea, e mettono in relazione le teste delle falangi con la base delle successive. Sono permessi movimenti di flessione e di estensione.

1.3. La fascia plantare (o aponeurosi plantare)

Di fondamentale importanza è l'*aponeurosi plantare* (o *fascia plantare*), una robusta fascia fibrosa che origina in prossimità della tuberosità del calcagno (*Figura 1.14* [6]). Essa presenta *fasci longitudinali* che si dirigono in avanti per raggiungere la base delle dita, a livello delle articolazioni metatarsofalangee, e *fibre trasversali* che uniscono i fasci longitudinali. La fascia plantare ha un ruolo fondamentale nella biomeccanica del piede: mantiene e supporta la struttura della volta plantare, dissipa le forze e le tensioni che coinvolgono il piede durante la camminata o in altre condizioni di carico, e svolge una funzione di protezione di vasi e nervi. Inoltre è stato dimostrato che è in grado di immagazzinare energia di deformazione e di convertirla in forza propulsiva, comportandosi quasi come un tessuto elastico [5, 7, 8, 9].

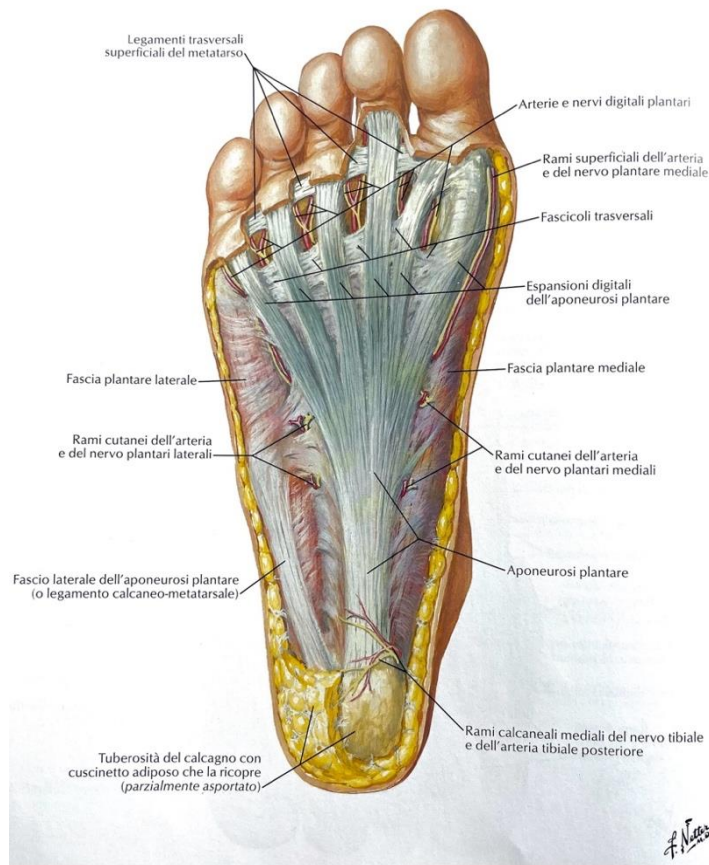


Figura 1.14 – pianta del piede (dissezione superficiale),

1.4. Componenti muscolari della gamba e del piede

I muscoli del piede si suddividono in *muscoli estrinseci* e *muscoli intrinseci* (figura 1.15 [6]). I primi hanno un'inserzione sull'osso della gamba e una su quello del piede; i secondi, invece, mettono in relazione fra loro le ossa del solo piede.

1.4.1. I muscoli della gamba

I muscoli della gamba sono denominati anche *muscoli estrinseci*, in quanto si inseriscono tra le ossa della gamba e le ossa del piede. Sono caratterizzati prossimalmente da un'ampia massa carnosa, e distalmente dalla presenza di lunghi tendini. Sono classificati in tre categorie: *muscoli anteriori*, *posteriori*, e *laterali*.

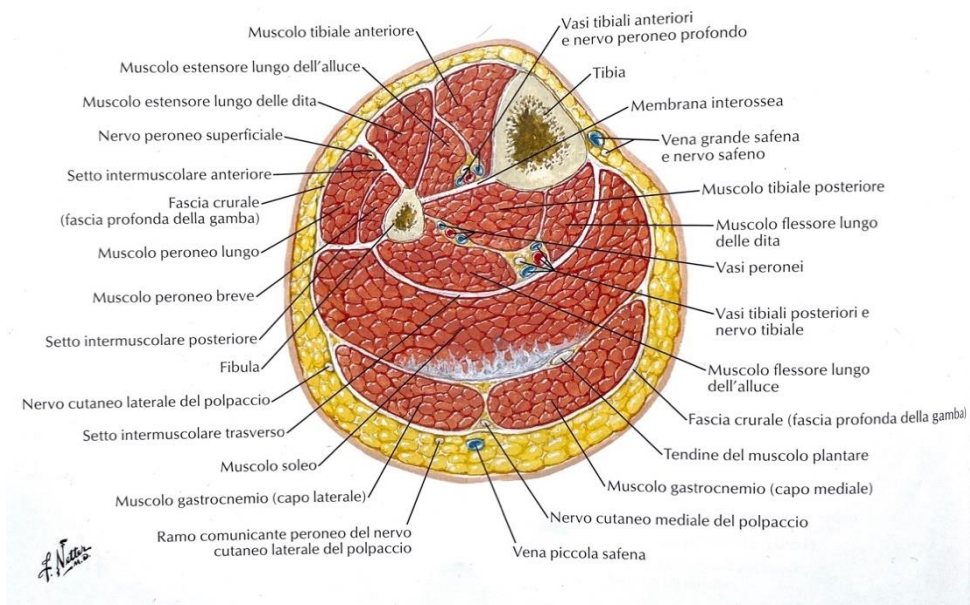


Figura 1.15 – Sezione trasversale condotta subito sopra la metà della gamba

1.4.1.1. I muscoli anteriori della gamba

I muscoli anteriori della gamba (figura 1.16 [4]) uniscono la gamba con il piede, formando un unico strato costituito dai seguenti muscoli:

- *Muscolo tibiale anteriore*
Situato lateralmente alla tibia, ha una forma prismatica triangolare, e si inserisce nel margine mediale del piede mediante un lungo tendine. Permette la flessione dorsale del piede e la sua supinazione, sollevandone il margine mediale.
- *Muscolo estensore lungo dell'alluce*
Si trova tra il tibiale anteriore e l'estensore lungo delle dita. Esso unisce la faccia mediale della fibula con la base della falange distale dell'alluce, permettendone la flessione dorsale e consentendo la flessione dorsale dell'intero piede, sollevandone il margine mediale.
- *Muscolo estensore lungo delle dita*
Si trova tra l'estensore lungo dell'alluce e il peroniero anteriore, unisce tibia e fibula alle ultime quattro dita del piede, permettendone la flessione dorsale e partecipando alla flessione dorsale dell'intero piede, sollevandone il margine laterale.
- *Muscolo peroniero terzo (o anteriore)*
Unisce la faccia mediale della fibula al quinto osso metatarsale, permettendo la flessione dorsale del piede e sollevandone il margine laterale.

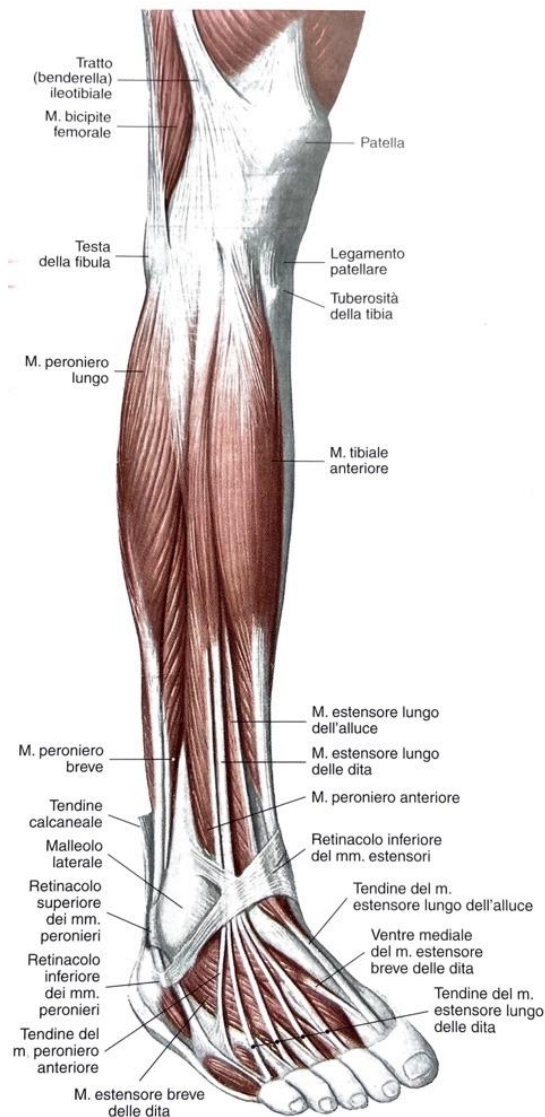


Figura 1.16 – Muscoli anteriori e laterali della gamba destra, in proiezione anterolaterale

1.4.1.2. I muscoli laterali della gamba

I muscoli laterali della gamba (figura 1.16 [4]) sono due:

- *Muscolo peroniero lungo*

Situato lateralmente sulla gamba, unisce la fibula con il primo osso metatarsale. Permette una forte azione di pronazione e anche di flessione ventrale del piede.

- *Muscolo peroniero breve*

È situato profondamente al peroniero lungo, unisce la fibula al quinto osso metatarsale. Anch'esso permette la pronazione del piede.

1.4.1.3. I muscoli posteriori della gamba

I muscoli posteriori della gamba si trovano in due strati: superficiale e profondo (*figura 1.17 [4]*).

Lo strato superficiale è costituito da due muscoli:

- *Muscolo tricipite della sura*

Risulta composto da tre capi: i due più superficiali sono il *capo mediale* e il *capo laterale* del *muscolo gastrocnemio*, mentre quello profondo è il *muscolo soleo*. Tutti e tre convergono distalmente nel *tendine calcaneale* (o *tendine d'Achille*), che si inserisce sul calcagno. Il tricipite della sura permette la flessione plantare del piede e la sua supinazione; determina la flessione della gamba sulla coscia e ha un ruolo fondamentale nel mantenimento della postura, nella deambulazione, nella corsa e nel salto.

- *Muscolo plantare*

È situato tra il muscolo gastrocnemio e il muscolo soleo, portandosi dal condilo laterale del femore fino al margine mediale del tendine calcaneale, inserendosi poi nel calcagno. Contribuisce alle azioni svolte dal tricipite della sura.

Lo strato profondo è costituito da quattro muscoli:

- *Muscolo popliteo*

È l'unico muscolo posteriore della gamba che non si porta fino al piede (pertanto risulta superfluo approfondirlo in questa sede).

- *Muscolo flessore lungo dell'alluce*

Si trova sulla superficie posteriore della gamba, è localizzato dalla faccia posteriore della fibula fino al piede, dove continua con un tendine (che decorre attraverso il solco che si trova su talo e calcagno) fino a inserirsi sulla base della falange distale dell'alluce. Tale muscolo permette la flessione dell'alluce e partecipa alla flessione delle altre dita, contribuisce alla flessione plantare e alla supinazione del piede.

- *Muscolo tibiale posteriore*

Si porta verso il basso dalla faccia posteriore della tibia e dalla faccia mediale della fibula, per poi continuare, a livello del piede, in un tendine che si inserisce sulla tuberosità del navicolare e sulla superficie plantare dei tre cuneiformi. Permette la flessione plantare del piede e la sua supinazione, contribuendo inoltre al sostenimento della volta plantare.

- *Muscolo flessore lungo delle dita*

Si porta dalla faccia posteriore della tibia verso il basso, continuando, a livello del terzo inferiore della gamba, in un tendine. Questo, in corrispondenza della superficie plantare del piede, si divide in quattro tendini, ciascuno dei quali si inserisce nella base della

falange distale delle ultime quattro dita, permettendone la flessione. Esso consente la flessione plantare e la supinazione del piede; inoltre, contribuisce al sostenimento della volta plantare.

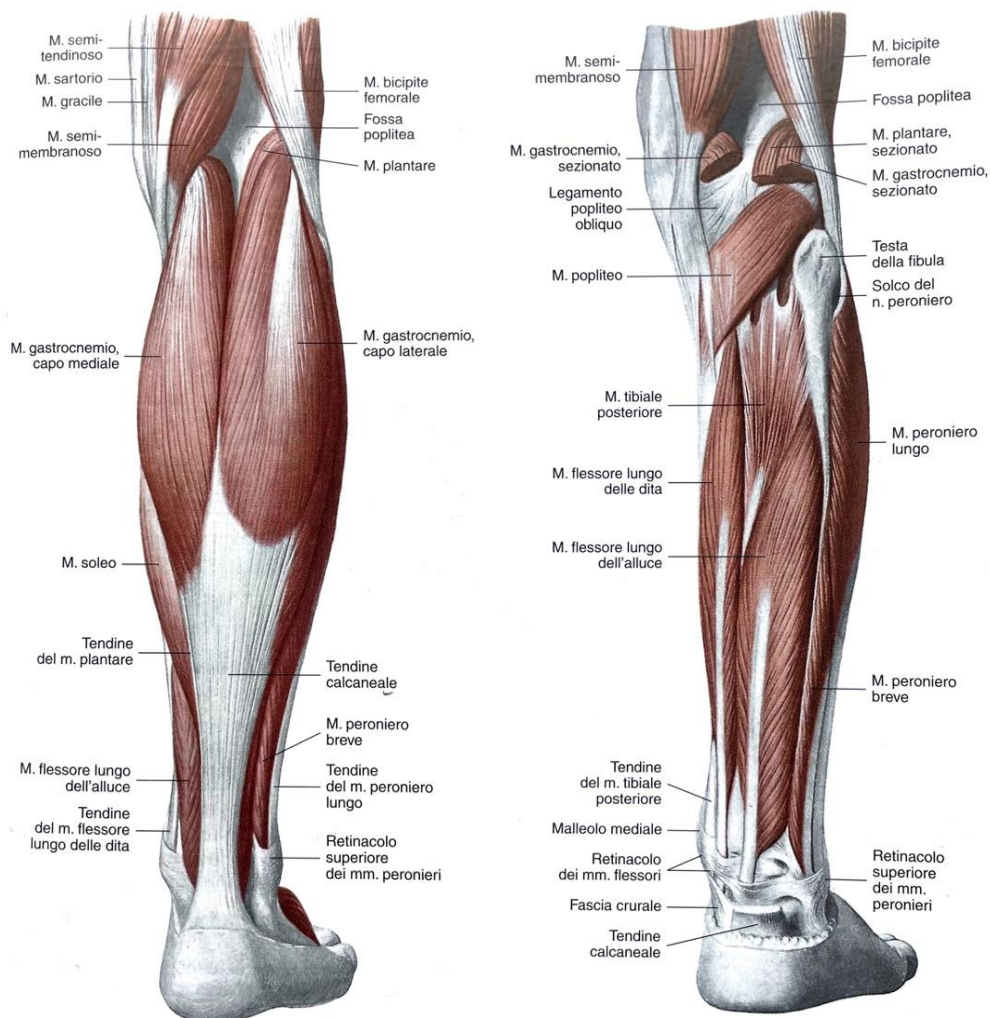


Figura 1.17 – Preparazione dello strato superficiale dei muscoli posteriori della gamba destra (a sinistra), e preparazione dei muscoli posteriori della gamba destra (a destra): al di sotto del muscolo soleo si trovano i muscoli dello strato profondo

1.4.2. I muscoli del piede

I muscoli del piede, detti anche *muscoli intrinseci* perché hanno entrambe le inserzioni sulle ossa del piede, si suddividono in due categorie: muscoli del dorso e muscoli della pianta. I primi sono costituiti dagli *estensori brevi delle dita e dell'alluce*; dei secondi fanno parte i *muscoli mediali* destinati all'alluce, i *muscoli laterali* per il quinto dito e i *muscoli della regione intermedia*.

1.4.2.1. I muscoli del dorso del piede

Il *muscolo estensore breve delle dita* ha una struttura appiattita, origina dal calcagno e si porta alle falangi delle tre dita intermedie, fondendosi con i tendini del muscolo estensore lungo, e permettendo movimento di estensione del secondo, terzo e quarto dito.

Il *muscolo estensore breve dell'alluce* origina dal calcagno e si porta alla falange prossimale dell'alluce, permettendone l'estensione e l'adduzione (*figura 1.18* [4]).

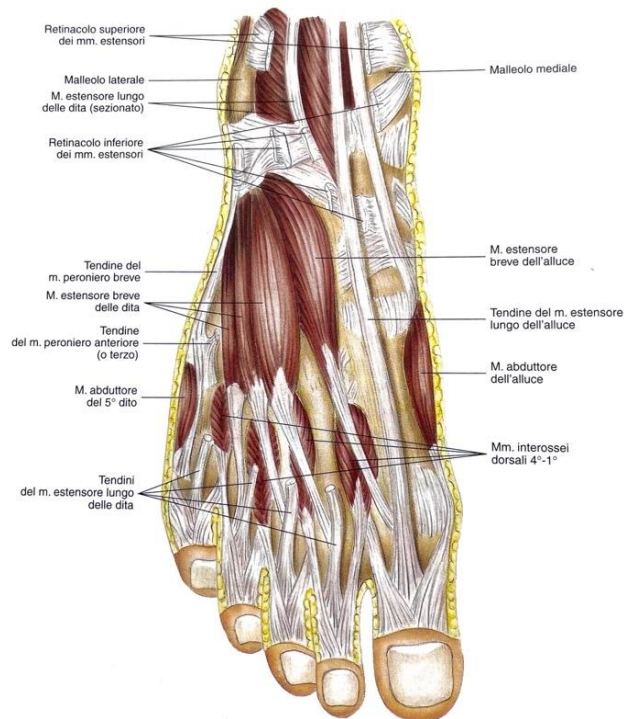


Figura 1.18 – Muscoli del dorso del piede destro

1.4.2.2. I muscoli mediali della pianta del piede

Sono muscoli destinati al movimento dell'alluce e sono costituiti da tre muscoli:

- *Muscolo abduuttore dell'alluce*

Si porta in avanti a partire dalla tuberosità del calcagno, inserendosi sull'osso sesamoide mediale e sulla superficie laterale della base della falange prossimale dell'alluce. Permette l'abduzione e la flessione dell'alluce.

- *Muscolo flessore breve dell'alluce*

Origina a livello delle ossa cuneiformi mediale e intermedio, portandosi in avanti e suddividendosi in due capi: quello mediale si inserisce sull'osso sesamoide mediale, mentre quello laterale si unisce in parte con il muscolo adduttore dell'alluce e si inserisce sull'osso sesamoide laterale. Tra di essi decorre il tendine del muscolo flessore

lungo dell'alluce. Questo muscolo permette la flessione, l'adduzione (attraverso il capo laterale) e l'abduzione (attraverso il capo mediale) dell'alluce.

- *Muscolo adduttore breve dell'alluce*

Risulta costituito da due capi: *obliquo* e *trasverso*. Il primo ha origine a livello delle ossa cuboide, cuneiforme laterale, dalle basi del secondo, terzo e quarto metatarsale, il secondo invece origina a livello della terza, quarta e quinta articolazione metatarsofalangea. Entrambi convergono alla base della falange prossimale dell'alluce, inserendosi sull'osso sesamoide laterale. Questo muscolo permette l'adduzione e la flessione dell'alluce e impedisce l'appiattimento trasversale della volta plantare.

1.4.2.3. I muscoli laterali della pianta del piede

Sono muscoli destinati al quinto dito del piede e sono costituiti anch'essi da tre muscoli:

- *Muscolo abduttore del quinto dito*

È il più superficiale e si porta dalla tuberosità del calcagno fino alla base della falange prossimale del quinto dito. Consente movimenti di flessione e abduzione del quinto dito e sostiene la struttura dell'arco plantare.

- *Muscolo flessore breve del quinto dito*

Si porta dalla base del quinto osso metatarsale fino alla base della falange prossimale del quinto dito, permettendone la flessione.

- *Muscolo opponente del quinto dito*

Si trova profondamente al muscolo abduttore del quinto dito e lateralmente al muscolo flessore breve del quinto dito. Permette movimenti di flessione e adduzione del quinto dito.

1.4.2.4. I muscoli della regione intermedia della pianta del piede

Si osservano tre strati disposti nella regione mediana della pianta del piede. Del primo fa parte il *muscolo flessore breve delle dita*, del secondo fanno parte il *muscolo quadrato della pianta* e i *muscoli lombricali*, del terzo i *muscoli interossei plantari e dorsali* (figura 1.19 [4]).

- *Muscolo flessore breve delle dita*

Si trova più superficialmente avendo davanti a sé la sola aponeurosi plantare. Si porta dalla tuberosità del calcagno e, dividendosi in quattro fasci muscolari, raggiunge la falange intermedia delle ultime quattro dita, permettendone così la loro flessione.

- *Muscolo quadrato della pianta*

Si trova profondamente al flessore breve delle dita, è costituito da due capi che originano dai margini laterale e mediale del calcagno, che si portano anteriormente inserendosi nel tendine del muscolo flessore lungo delle dita. Permette la flessione delle ultime quattro dita.

- *Muscoli lombricali*

Sono quattro, hanno origine dai tendini terminali del muscolo flessore lungo delle dita, e si uniscono al corrispondente tendine del muscolo estensore lungo delle dita, permettendo la flessione della falange prossimale e l'estensione della falange intermedia e distale delle ultime quattro dita.

- *Muscoli interossei*

Sono sette, sono collocati tra le ossa metatarsali e si distinguono in tre interossei plantari e in quattro interossei dorsali. I primi permettono l'avvicinamento del terzo, quarto e quinto dito al secondo, mediante un'adduzione; flettono la falange prossimale delle stesse dita, ed estendono leggermente le falangi prossimale e distale su quella prossimale. I secondi allontanano il terzo e il quarto dito dal secondo, mediante un'abduzione; flettono anche la falange distale delle stesse dita, ed estendono le falangi intermedia e distale su quella prossimale.

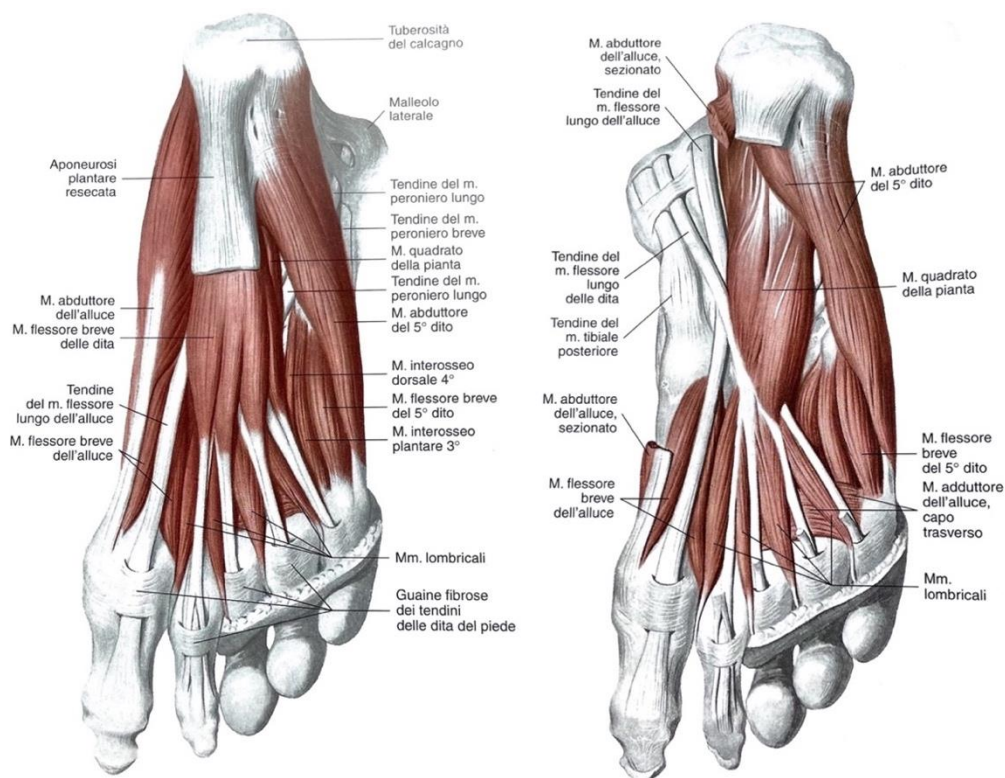


Figura 1.19 – Superficie plantare del piede destro (a sinistra) e preparazione dello strato intermedio dei muscoli plantari e loro rapporti con i tendini dei muscoli posteriori della gamba; è anche dimostrata l'inserzione del muscolo tibiale posteriore

1.5. Tendini

I tendini sono strutture biologiche di collegamento tra muscoli ed elementi scheletrici, la cui funzione biomeccanica consiste nella trasmissione alle ossa della forza sviluppata nella contrazione muscolare, anche di più muscoli su un unico elemento scheletrico.

Si possono distinguere due tipologie di tendini:

- Tendini piccoli e sottili, associati a muscoli dedicati a piccoli movimenti di precisione
- Tendini brevi e robusti, associati a muscoli atti a svolgere azioni di potenza e resistenza, come il tendine d'Achille.

Come i legamenti, anche i tendini sono costituiti di fibre di collagene (prevalentemente di tipo I), prevalenti rispetto alle componenti cellulare e matriciale. Le fibre di collagene sono orientate nella direzione di trazione, e i fibroblasti si dispongono parallelamente ad esse all'interno degli interstizi.

Ogni tendine può essere suddiviso in tre regioni: la giunzione miotendinea, cioè la regione di giunzione tra tendine e muscolo, il corpo centrale, e la giunzione osteotendinea, cioè la regione di giunzione tra tendine e osso. In prossimità di quest'ultima, le fibre di collagene si continuano con una cartilagine fibrosa che assicura la connessione tra il tendine e l'elemento scheletrico [10].

Nel modello computazionale sviluppato in questa tesi è presente il tendine calcaneale, pertanto si procede con una sua breve descrizione.

1.5.1. Tendine calcaneale (o tendine d'Achille)

Per quanto riguarda la componente tendinea in analisi, si pone particolare attenzione sul *tendine calcaneale* (o *tendine d'Achille*), il tendine più robusto e il più forte del corpo umano. Questo è il risultato dell'unione, a livello del terzo medio della gamba, del capo mediale e laterale del *muscolo gastrocnemio*, i quali formano un'ampia aponeurosi che prosegue nel tendine calcaneale. Anche il *muscolo soleo* partecipa alla sua formazione, con una vasta aponeurosi che si unisce a quella del gastrocnemio a livello del terzo inferiore della gamba. Il tendine calcaneale si inserisce distalmente sulla tuberosità del calcagno, dalla cui faccia posteriore risulta separato attraverso la *borsa mucosa calcaneale sottotendinea*. Il punto in cui il tendine si inserisce nel calcagno è protetto da un cuscinetto adiposo plantare, che ha uno spessore medio di 1.43 millimetri, e giace dietro la tuberosità calcaneale. Il tendine calcaneale permette la flessione plantare, ed è soggetto ai carichi più elevati che agiscono nel corpo, pari anche a dieci volte il peso del corpo durante la corsa e il salto [11, 12].

1.6. La pelle del piede

La pelle del piede risulta costituita da tre strati (*figura 1.20* [12]):

- *Epidermide*

È lo strato più esterno ed è composto da epitelio pavimentoso pluristratificato. Se ne possono identificare cinque strati diversi: strato *basale* (o *germinativo*), strato *spinoso*, strato *granuloso*, strato *lucido* e strato *corneo*. Quest'ultimo risulta essere il più spesso dei cinque, mentre complessivamente l'epidermide è spessa circa 1.4 millimetri, più di altre aree in cui in media si aggira intorno ai 0.1 millimetri di spessore. L'epidermide è un'essenziale barriera meccanica tra l'interno del corpo e l'ambiente esterno.

- *Derma*

Si trova più in profondità rispetto all'epidermide. È spesso circa 3 millimetri, ed è composto da vasi sanguigni e tessuto connettivo denso. Consiste in due strati: lo *strato papillare* e lo *strato reticolare*. Il primo è più superficiale e a contatto con l'epidermide, presenta molte fibre di collagene e poche fibre elastiche, è ricco di vasi sanguigni e terminazioni nervose. Il secondo è collocato più in profondità, ed è costituito da robusti fasci di fibre di collagene e numerose fibre elastiche.

- *Ipoderma*

Chiamato anche *pannicolo adiposo sottocutaneo*, risulta formato da un tessuto connettivo lasso ricco di fibre elastiche e adipociti.

La pelle è legata saldamente con i tessuti profondi sottostanti attraverso fasci fibrosi di collagene ed elastina. Nonostante lo spessore della pelle, la pianta del piede presenta una ricca innervazione e una buona microcircolazione [13].

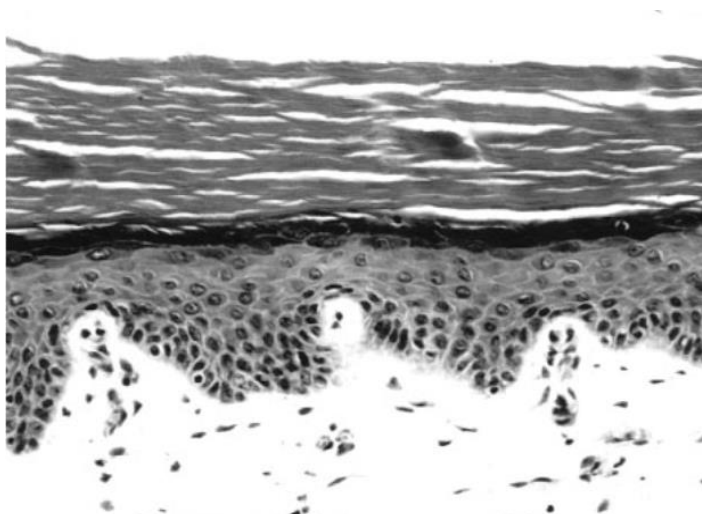


Figura 1.20 – Istologia della pelle della pianta del piede

1.7. Il tessuto adiposo del piede

Il tallone è la prima parte del piede che poggia al suolo durante la camminata, si trova pertanto continuamente esposto a sollecitazioni intense e ripetute. Per tale motivo, presenta una struttura che ammortizza i carichi e redistribuisce le pressioni su tutta la pianta del piede. Nella regione posteriore, in corrispondenza del tallone, si trova un cuscinetto di tessuto adiposo sottocutaneo (*figure 1.21* [14]).

Tuttavia esso non è però paragonabile ai tessuti sottocutanei che si trovano nelle altre parti del corpo, perché, dal punto di vista meccanico, è sollecitato in maniera totalmente diversa. Per il tessuto adiposo del tallone si possono identificare due regioni: una superficiale, con microcamere di tessuto adiposo, e una più profonda con macrocamere. La struttura è chiamata “a nido d’ape”, ed è tipica dei tessuti adiposi. In tale struttura i setti di tessuto connettivo sono costituiti da collagene di tipo I, avvolgono a spirale più camere di adipociti e presentano una rigidità maggiore dei lobuli di grasso. La struttura è legata insieme alla pelle fino al calcagno, risultando essere una struttura molto compatta e ottimizzata per resistere a carichi di compressione.

Per quanto riguarda la regione dell’avampiede, il tessuto sottocutaneo presenta uno strato di tessuto adiposo attaccato profondamente all’aponeurosi plantare, e superficialmente al derma, attraverso delle fibre verticali. Il tessuto adiposo risulta più spesso a livello delle articolazioni tra metatarso e falangi, avendo la funzione di attutire i carichi durante la fase di stacco delle dita nella locomozione. Dal punto di vista strutturale, risulta analogo al cuscinetto presente sul tallone. [2, 15, 16]

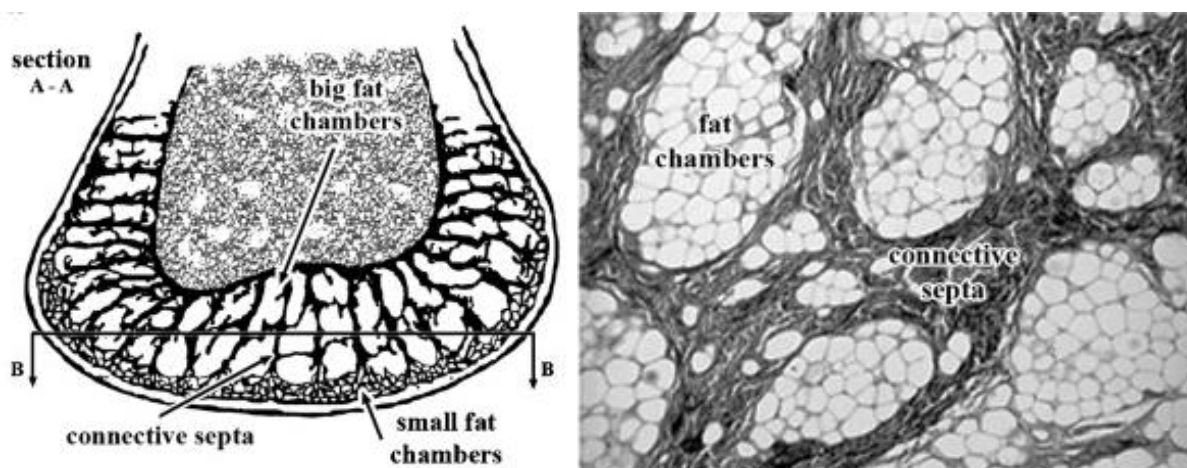


Figura 1.21 – Rappresentazione schematica della sezione longitudinale a livello del tallone (a sinistra) e sezione trasversale vista al microscopio ottico

CAPITOLO 2

Comportamento meccanico dei tessuti costituenti

In questo capitolo verranno introdotti i tessuti biologici che compongono il modello del piede in esame, nonché le rispettive proprietà meccaniche. È da sottolineare che, nella successiva generazione del modello solido virtuale descritta nel *Capitolo 3*, sono state considerate due formulazioni costitutive diverse: in una prima analisi è stato scelto un comportamento di tipo elastico lineare, con un grado di semplificazione più elevato in modo da ottenere un onere computazionale più contenuto. Sono state poi apportate le opportune modifiche considerando per tutti i materiali, ad esclusione del tessuto osseo, un comportamento iperelastico descritto dal modello alla Ogden. Verrà quindi proposta anche una breve descrizione di entrambe le formulazioni costitutive.

2.1. Il modello elastico lineare

Il modello elastico lineare si applica ai materiali che esibiscono basse deformazioni elastiche (meno del 5%). Questi materiali possono essere isotropi, ortotropi o anisotropi, e possono avere proprietà che dipendono dalla temperatura o da altre variabili [17].

Nel caso del modello elastico lineare, la tensione è definita a partire dalla deformazione attraverso la relazione:

$$\sigma = D^{el} \varepsilon^{el} \quad (1)$$

Dove:

- σ è il tensore dello stress di Cauchy
- D^{el} è il tensore del quarto ordine di elasticità
- ε^{el} è il tensore di deformazione

In una prima analisi di tentativo è stato utilizzato un modello elastico lineare isotropo, per cui la risposta meccanica del materiale risulta la stessa in tutte le direzioni. In questo caso la relazione tensione-deformazione diventa la seguente:

$$\begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \gamma_{12} \\ \gamma_{13} \\ \gamma_{23} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} & -\frac{\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu}{E} & -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} & -\frac{\nu}{E} \\ 0 & 0 & 0 & -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} \\ 0 & 0 & 0 & \frac{\nu}{E} & -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} \\ 0 & 0 & 0 & -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{Bmatrix} \quad (2)$$

Per definire le proprietà elastiche è quindi sufficiente avere il *modulo di Young* (E) e il *coefficiente di Poisson* (ν). Il *modulo di taglio* (G) può invece essere calcolato a partire da E e ν con la seguente relazione:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (3)$$

2.2. Il modello iperelastico con formulazione alla Ogden

I materiali iperelastici, come la gomma e i materiali elastomerici, hanno la caratteristica di esibire una risposta elastica anche per deformazioni di elevata entità.

Per ricavare la relazione tra tensione e deformazione, i materiali iperelastici vengono descritti in termini di densità di energia di deformazione $W(\varepsilon)$, la quale definisce l'energia di deformazione immagazzinata nel materiale per unità di volume – nella configurazione deformata – come una funzione della deformazione [18].

Nel caso del modello alla Ogden, la formulazione dell'energia di deformazione è la seguente:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J^{el} - 1)^{2i} \quad (1)$$

Dove:

- $\bar{\lambda}_i$ sono le dilatazioni deviatoriche principali, che si calcolano come $\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i$
- λ_i sono le dilatazioni principali
- N è un parametro del materiale
- μ_i , α_i e D_i sono parametri del materiale che dipendono dalla temperatura.

A partire da questi dati è possibile ricavare il modulo di taglio μ_0 e il modulo di comprimibilità K_0 per il modello alla Ogden con le seguenti relazioni:

$$\mu_0 = \sum_{i=1}^N \mu_i \quad (2)$$

$$K_0 = \frac{2}{D_1} \quad (3)$$

2.3. Il tessuto osseo

Il tessuto osseo ha la funzione di sostenere il corpo, proteggere gli organi interni, permettere i movimenti e svolgere importanti funzioni metaboliche e cellulari, essendo una riserva di calcio e fosforo per l'intero organismo. È un tessuto connettivo costituito da poche cellule e da una abbondante matrice extra-cellulare, la quale ne determina le proprietà meccaniche. La componente cellulare è costituita da preosteoblasti, osteoblasti, osteociti e osteoclasti. I primi, presenti in particolare durante la crescita e in casi di danno o frattura, hanno il compito di regolare la produzione di tessuto osseo; gli osteoblasti sintetizzano e depositano la matrice extracellulare del tessuto e hanno un ruolo fondamentale nel processo del rimodellamento osseo, in quanto protagonisti dell'innescò del riassorbimento della matrice; gli osteociti, con una configurazione "a stella" e dotati di lunghe ramificazioni, sono le cellule tipiche dell'osso maturo e sono responsabili del suo mantenimento e rimodellamento; gli osteoclasti infine, hanno la funzione di riassorbire il tessuto osseo. La matrice extra-cellulare è costituita per il 35% da materiale organico, e per il rimanente 65% da una componente inorganica. Nella prima si trovano fibre di collagene di tipo I, proteoglicani e glicoproteine; nella seconda si distinguono i minerali, che sono i responsabili della rigidità caratteristica dell'osso. Tra questi si trovano: fosfato di calcio, carbonato di calcio, fosfato di magnesio e fluoruro di calcio; la parte preponderante (circa l'85%) è data dai cristalli di apatite, che si uniscono a formare l'idrossiapatite. Rispetto alle fibre di collagene, i minerali hanno dimensioni inferiori e questo permette loro di inserirsi nelle lacune che si formano tra una fibra di collagene e la successiva, disponendosi in parallelo alle fibre di collagene. Queste ultime si sovrappongono in strati ordinati formando le lamelle ossee, che vanno a costituire, a seconda della loro disposizione, il tessuto lamellare semplice – caratterizzato da poche lamelle parallele – e il tessuto lamellare osteonico, con le lamelle disposte in modo concentrico attorno a un canale centrale, detto canale di Havers, attraverso il quale passa un vaso sanguigno [19].

Guardando le dimensioni e la densità del tessuto che lo compone, l'osso viene classificato in osso corticale e trabecolare. In generale, l'80% della massa dell'osso è data da osso corticale, mentre il restante 20% da osso trabecolare. Le due tipologie di osso si posizionano in regioni diverse: l'osso trabecolare si trova nella epifisi delle ossa lunghe e nello strato intermedio delle ossa piatte, mentre l'osso corticale si trova nello strato esterno delle ossa brevi e nella diafisi delle ossa lunghe.

A livello istologico, i costituenti sono gli stessi, mentre l'architettura microstrutturale è diversa: in particolare, nell'osso trabecolare le lamelle ossee si dispongono a formare una struttura reticolare spaziale, mentre nell'osso corticale gli osteoni si associano in strutture cilindriche seguendo un asse parallelo alle linee di forza cui l'osso è sottoposto. Le proprietà meccaniche sono influenzate anche dalla porosità dei due diversi tessuti: per l'osso corticale la porosità è tra il 5 e il 10%, mentre per l'osso trabecolare è tra il 50 e il 90%. Risultano quindi differenze significative nelle proprietà meccaniche dei due tessuti: l'osso corticale sostiene tensioni elevate, fino a 150 MPa, e basse deformazioni, circa del 3%, prima di arrivare a cedimento; l'osso trabecolare, invece, tollera tensioni minori, fino a circa 50 MPa e maggiori deformazioni, circa del 50%, prima del cedimento (*Figura 2.1*) [20].

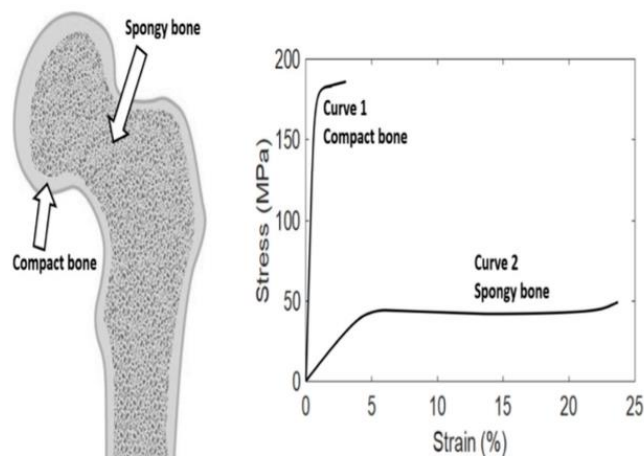


Figura 2.1 – A sinistra la suddivisione in osso corticale (compact) e trabecolare (spongy); a destra la tipica curva tensione-deformazione per l'osso corticale e trabecolare.

Il tessuto osseo presenta un comportamento elastoplastico: in una curva tensione-deformazione, si osserva una prima regione elastica in cui, alla rimozione del carico, le deformazioni vengono recuperate completamente e il tessuto ritorna alla configurazione originaria; superato invece il carico di snervamento, le fibre iniziano a cedere e il tessuto si deforma in modo permanente, come mostrato in *Figura 2.2* [21].

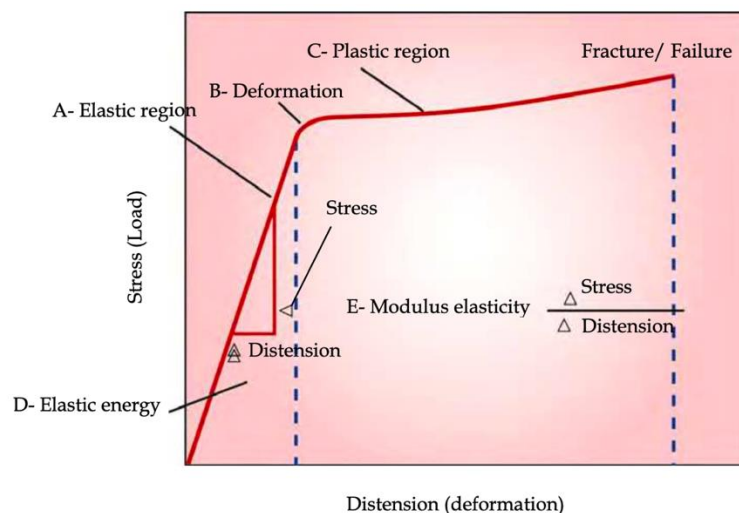


Figura 2.2 – Curva tensione-deformazione di un generico materiale elastoplastico: A rappresenta la regione elastica, B il punto di snervamento e C la regione di risposta plastica, quando il materiale viene deformato in modo permanente. La resistenza del materiale è determinata dall'area sottesa dalla curva (D). La rigidezza del materiale è rappresentata dalla pendenza della curva nel tratto elastico (E).

Il tessuto osseo presenta anche un comportamento viscoelastico, ovvero il suo comportamento meccanico è tempo dipendente, quindi esso reagisce in modo differente a seconda della velocità di deformazione imposta. Se le prove vengono svolte a bassa velocità di deformazione, si ha una bassa rigidezza, in caso contrario la rigidezza aumenta fino ad arrivare al cedimento per carichi più elevati (Figura 2.3) [21].

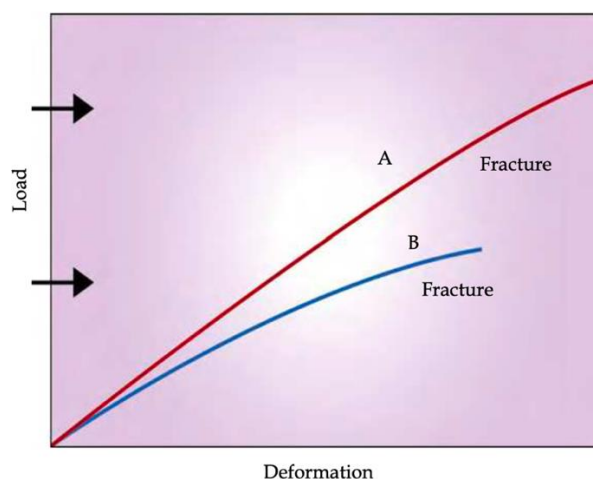


Figura 2.3 – Rappresentazione grafica della diversa risposta meccanica dell'osso al variare della velocità di deformazione.

2.3.1. Modello e parametri costitutivi assegnati al tessuto osseo nel modello solido virtuale

In ambiente Abaqus per il tessuto osseo è stato definito un comportamento elastico lineare; pertanto, è stato necessario specificare il modulo di Young (E), pari a 15000 MPa , e il coefficiente di Poisson (ν), pari a 0.3 .

2.4. Il tessuto tendineo e il tessuto legamentoso

I **tendini** sono strutture fibrose che collegano i muscoli agli elementi scheletrici, hanno la funzione di trasmettere alle ossa la forza sviluppata nella contrazione muscolare, permettendo così il corretto movimento delle articolazioni. I **legamenti**, invece, hanno come funzione principale quella di collegare gli elementi scheletrici, di trasmettere i carichi attraverso di essi e di stabilizzare le articolazioni. Tendini e legamenti presentano una configurazione strutturale gerarchica simile, la quale è riportata in *Figura 2.4* [22].

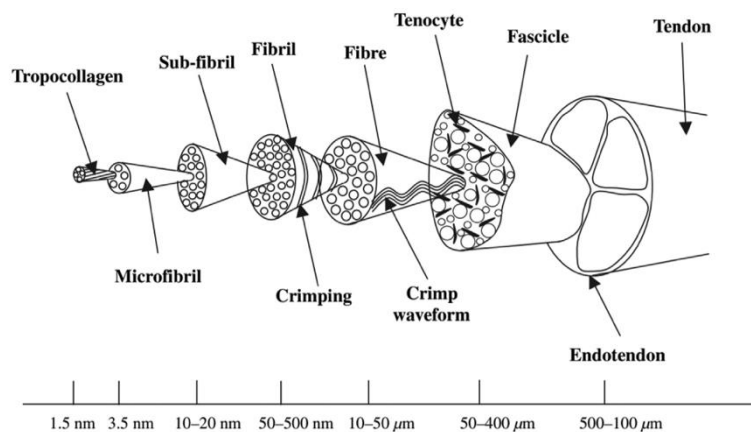


Figura 2.4 – Struttura gerarchica dei tendini, dalla tripla elica di tropocollagene fino all'intero tendine.

Tendini e legamenti sono entrambi costituiti da una componente cellulare e dalla matrice extracellulare, la quale è formata da fibre di collagene, elastina, acqua, proteoglicani e glicoproteine. Il collagene tendineo è prevalentemente di tipo I (circa per il 95%) e in misura minore si trova anche collagene di tipo III e V. Nei tendini e nei legamenti si trova l'elastina, rispettivamente per il 2% e il 5%, la quale contribuisce al recupero della configurazione ondulata delle fibrille di collagene a seguito di un allungamento delle stesse. Per quanto riguarda la componente cellulare, in entrambi i tessuti si trovano i fibroblasti, cellule ovoidali che si dispongono lungo il corpo dei tendini e dei legamenti e che sono responsabili della sintesi delle proteine e del mantenimento della matrice extracellulare [23].

Il comportamento meccanico di tendini e legamenti è simile, per quanto abbiano proprietà meccaniche diverse. Le curve forza-spostamento, riportate in *Figura 2.5*, presentano un comportamento non simmetrico per quanto riguarda le prove a trazione e compressione. Dal momento che tali strutture biologiche sono maggiormente pronte a lavorare a trazione rispetto a compressione, nel caso di sollecitazione a trazione le fibre di collagene si oppongono alla deformazione data la loro orientazione, qualora invece siano sottoposte a compressione non contribuiscono alla risposta meccanica [24].

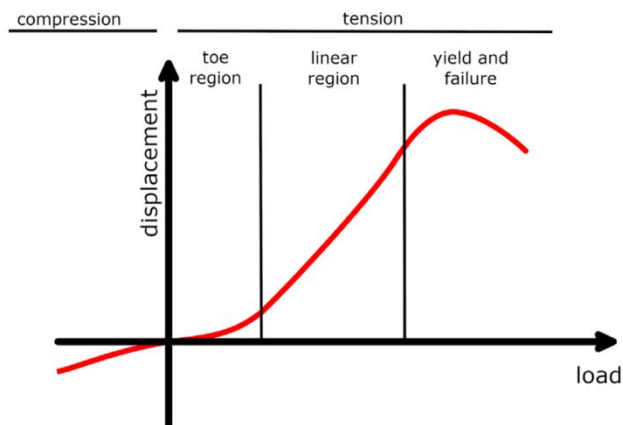


Figura 2.5 – Curva carico-spostamento per i tendini.

In *figura 2.6* è riportato il tipico andamento della curva tensione-deformazione del tendine, il quale è determinato dal comportamento delle fibre di collagene. In tale grafico si può identificare una zona iniziale, chiamata “toe region”, nella quale il tessuto, seppur sottoposto a tensionamento, mostra deformazioni inferiori al 2%. Questa regione rappresenta la fase in cui le fibrille di collagene si discostano dalla caratteristica configurazione ondulata (chiamata crimping) ed iniziano a “distendersi”. Mantenendo l’applicazione del carico a trazione, terminata la fase di uncrimping delle fibrille di collagene, entrano in gioco i legami inter ed intra fibrillari, i quali determinano un aumento della rigidità del tessuto e quindi della pendenza della curva tensione-deformazione. Questa è la regione lineare, da cui può essere ricavato il modulo di Young del tendine. Terminata la fase lineare si osserva dal grafico che, per deformazioni superiori al 4%, si verificano lacerazioni microscopiche del tessuto; infine, oltre l’8-10% di deformazione si arriva alla rottura macroscopica del tendine [24].

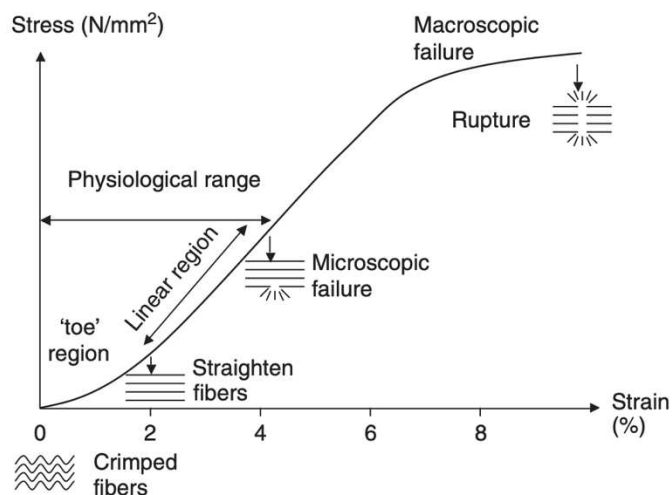


Figura 2.6 – Curva tensione-deformazione del tendine.

La curva tensione deformazione di tendini e legamenti presenta un andamento simile, i tendini però presentano una maggiore rigidità rispetto ai legamenti (Figura 2.7 [22]), questo grazie al maggior quantitativo di collagene (più dell'85%) e della poca elastina presente. La regione iniziale della curva risulta più allungata e appiattita per i legamenti, in quanto i tendini hanno un allineamento delle fibre più organizzato, mentre quelle dei legamenti presentano una direzione preferenziale ma più disorganizzata perché devono permettere all'arto di rispondere a sollecitazioni più variabili in termini di direzione.

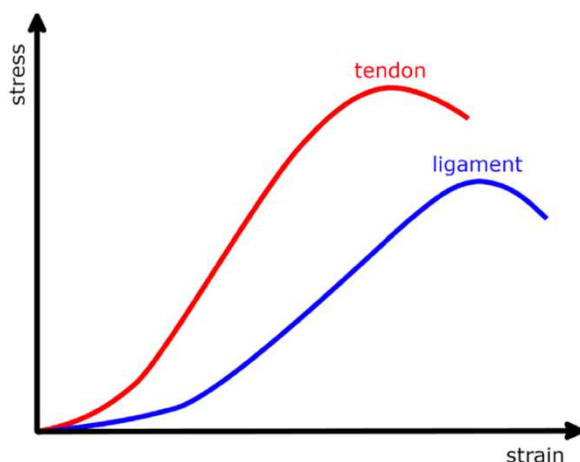


Figura 2.7 – Curve tensione-deformazione di tendini e legamenti. Si evidenzia la maggiore rigidità dei tendini

Entrambi i tessuti presentano un comportamento di tipo viscoelastico, per cui l'entità della risposta meccanica risulta tempo-dipendente e quindi variabile a seconda della velocità di applicazione del carico. A basse velocità di deformazione si ha una bassa rigidità, in quanto il tessuto ha il tempo di riorganizzarsi a seguito dell'applicazione del carico; al contrario, in

caso di elevate velocità di deformazione, si trova una rigidezza elevata. Entrambi i tessuti esibiscono, inoltre, una risposta a prove di *Creep* e *Stress Relaxation*. Nel primo caso il tessuto, in seguito all'applicazione di un carico, mantenuto costante per un certo intervallo di tempo, mostra una deformazione che varia nel tempo mentre nel secondo caso, il tessuto è sottoposto a deformazioni costanti nel tempo e si osserva il rilassamento delle tensioni del materiale, fino al raggiungimento di una condizione di equilibrio.

Infine, un'altra caratteristica tipica dei materiali viscoelastici è l'isteresi, per cui a seguito di più cicli di carico-scarico le curve tensione-deformazione non si sovrappongono e l'area racchiusa da tali curve rappresenta l'energia dissipata dal materiale durante il ciclo (*Figura 2.8*) [22].

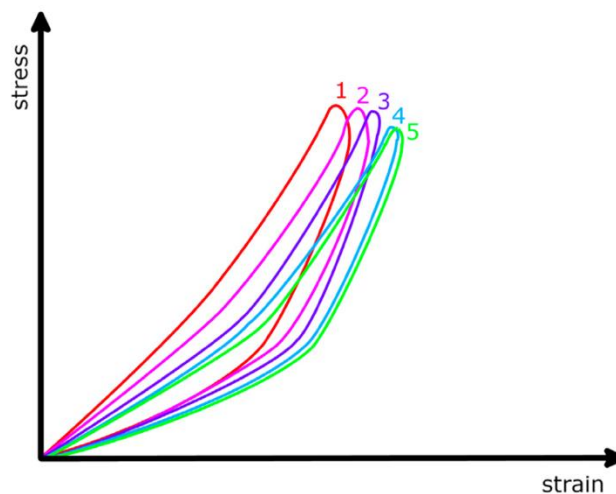


Figura 2.8 – Comportamento isteretico mostrato dai legamenti e dai tendini sottoposti a più cicli di carico-scarico.

2.4.1. Modello e parametri costitutivi assegnati al tessuto tendineo nel modello solido virtuale

In ambiente Abaqus per il tessuto tendineo inizialmente è stato definito un comportamento elastico lineare; pertanto, è stato necessario specificare il modulo di Young (E), pari a 100 MPa , e il coefficiente di Poisson (ν), pari a 0.4 .

Dopo aver verificato che il modello completo del piede funzionasse, si è proceduto ad una caratterizzazione meccanica del tessuto più opportuna, andando a definire un comportamento iperelastico descritto dal modello di Ogden. I parametri sono stati ricavati da letteratura [25], in particolare dalla curva tensione-deformazione riportata di seguito (*Figura 2.9*). I dati completi sono elencati nella *Tabella A.1* dell'*Appendice*.

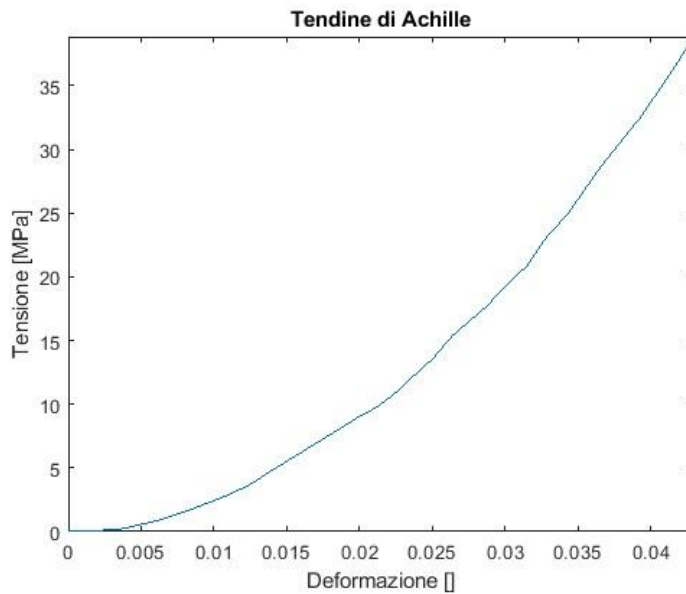


Figura 2.9 – Curva tensione-deformazione per il Tendine d’Achille

2.4.2. Modello e parametri costitutivi assegnati al tessuto legamentoso nel modello solido virtuale

In ambiente Abaqus per il tessuto legamentoso inizialmente è stato definito un comportamento elastico lineare; pertanto, è stato necessario specificare il modulo di Young (E), pari a 50 MPa , e il coefficiente di Poisson (ν), pari a 0.4 . I parametri sono stati mantenuti uguali per tutti i legamenti.

Successivamente si è proceduto ad una caratterizzazione meccanica del tessuto più opportuna, andando a definire un comportamento iperelastico descritto dal modello di Ogden. I parametri sono stati ricavati da letteratura [26]. Per semplicità vengono riportate di seguito le curve tensione-deformazione per ogni legamento (*Figure 2.10 e 2.11*), mentre i dati completi sono elencati dalla *Tabella A.2* alla *Tabella A.12* nell’*Appendice*.

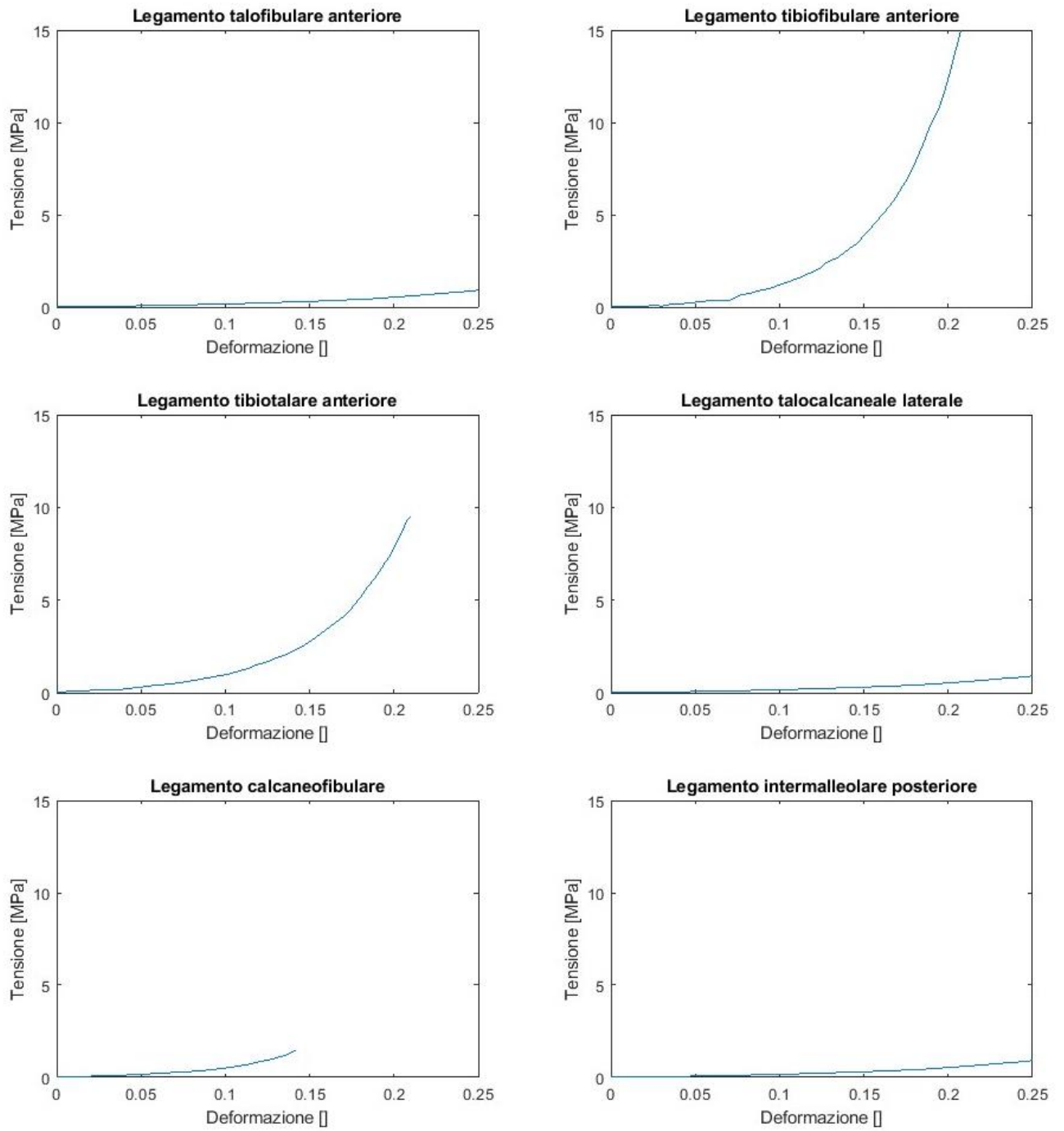


Figura 2.10 – Curva tensione-deformazione per i legamenti

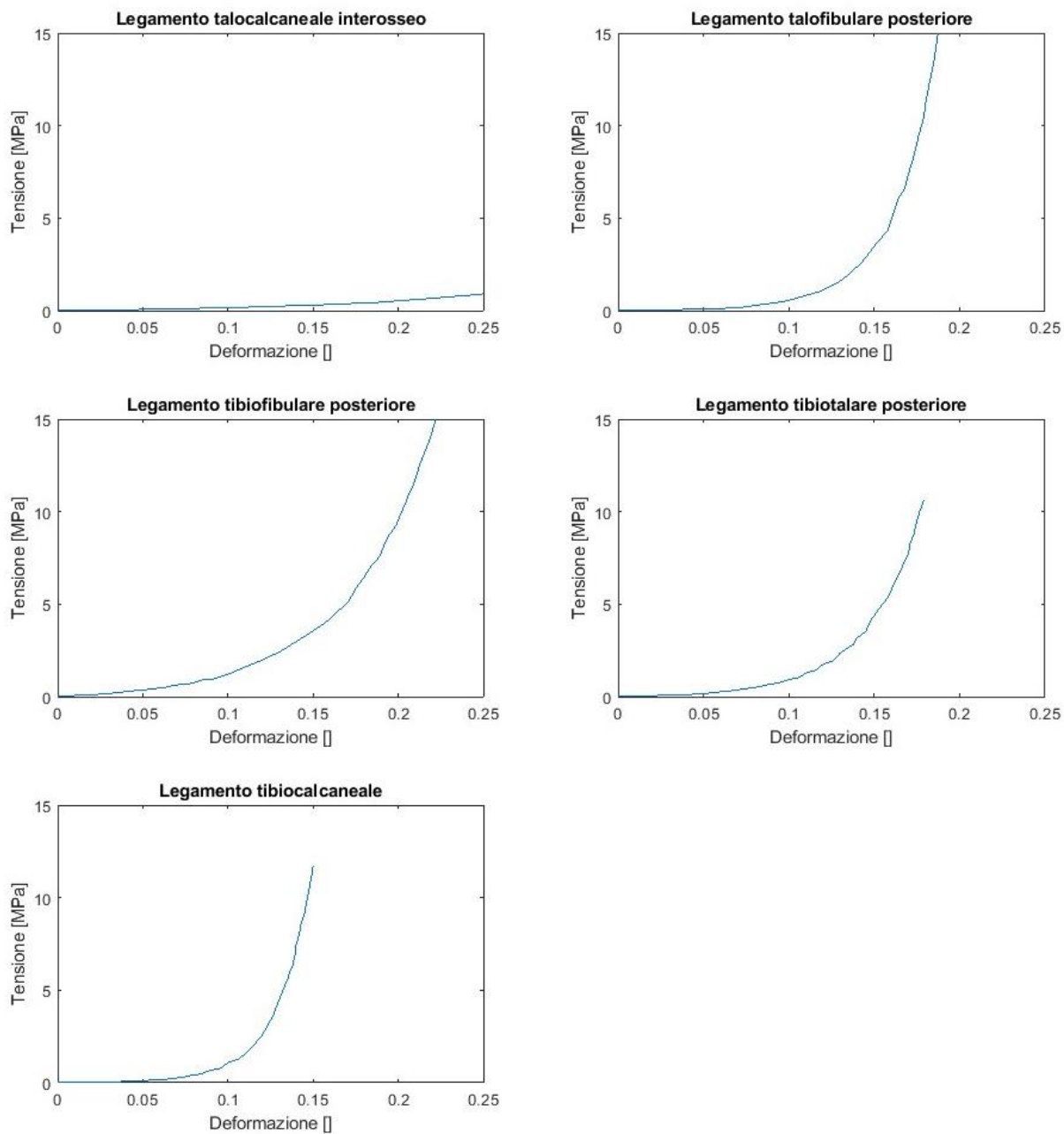


Figura 2.11 – Curva tensione-deformazione per i legamenti

2.5. La cartilagine articolare

La cartilagine articolare (o cartilagine ialina) consiste in un tessuto connettivo che ha il compito di rendere lisce e lubrificate le superfici degli elementi ossei che partecipano alle articolazioni, riducendo così il coefficiente d'attrito e permettendo la trasmissione dei carichi.

La cartilagine articolare ha uno spessore che va dai 2 ai 4 millimetri, ed è costituita principalmente da matrice extracellulare e da poche cellule (condrociti, condroclasti e condroblasti), le quali hanno il compito di sviluppare, mantenere e riparare la matrice. Quest'ultima risulta composta da acqua, fibre di collagene (prevalentemente di tipo II e IX), fibre di elastina, proteoglicani, da altre proteine e glicoproteine presenti in minore quantità.

Nella cartilagine le fibre sono distribuite in modo da ottimizzare la configurazione microstrutturale in base alle tipologie di carico alle quali il tessuto deve rispondere. Si individuano quindi quattro zone (*Figura 2.12 [27]*):

- la zona superficiale compone circa il 10-20% dello spessore della cartilagine e protegge gli strati sottostanti dalle forze di taglio che si generano sulla superficie. Per questo motivo le fibre di collagene vanno a distribuirsi parallelamente alla superficie; si ritrova una configurazione analoga anche per le cellule, che si appiattiscono e si distribuiscono sulla superficie.
- la zona intermedia compone circa il 40-60% del volume totale della cartilagine ed è la zona di transizione tra la regione superficiale e quella profonda. Il collagene è disposto in direzione obliqua, come anche le cellule. Questa regione, insieme alla zona profonda, resiste a carichi di compressione.
- la zona profonda è responsabile della maggior parte della resistenza a compressione. Contiene fibre di diametro maggiore rispetto alla zona intermedia, un elevato contenuto di proteoglicani e una minore concentrazione di acqua. In questa regione le fibre di collagene sono disposte perpendicolarmente alla superficie articolare, come anche le cellule, che assumono una configurazione colonnare parallela alle fibre.
- la zona calcificata rappresenta la zona di passaggio dalla cartilagine all'osso, in cui le fibre di collagene sono ancorate a quest'ultimo. In questa regione le cellule si trovano in quantità esigua.

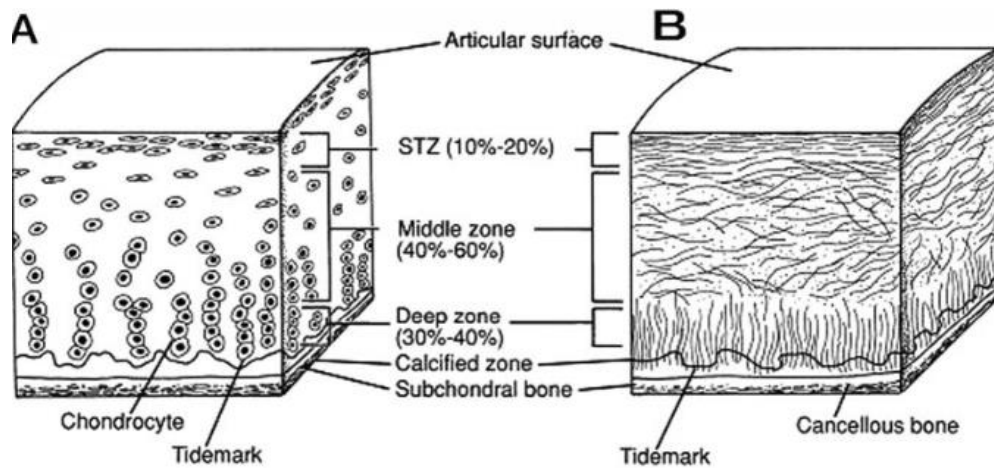


Figura 2.12 – Rappresentazione schematica di una sezione della cartilagine articolare sana. A) organizzazione cellulare nelle regioni della cartilagine articolare; B) architettura delle fibre di collagene.

Per comprendere il comportamento biomeccanico della cartilagine, è necessario considerarla come un tessuto bifasico, costituito quindi da una fase liquida e una fase solida. La prima è rappresentata principalmente da acqua (per l'80% del peso umido del tessuto); la seconda è rappresentata dalla matrice extracellulare, che risulta porosa e impermeabile.

In Figura 2.13 [27] è riportata una curva tensione-deformazione a seguito di una prova di trazione, con associata una rappresentazione schematica dell'orientamento delle fibrille di collagene in risposta al carico. Il comportamento meccanico è determinato principalmente dalle fibre: si ha una prima fase a bassa rigidezza, poi un suo incremento con una fase lineare, e infine una massima rigidezza.

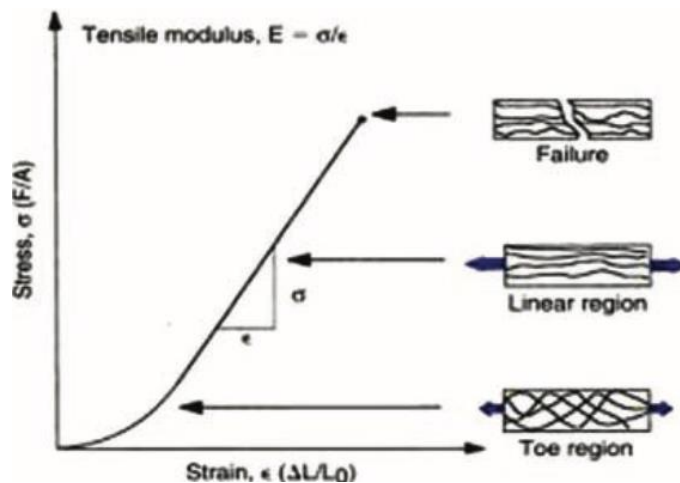


Figura 2.13 – Curva tensione-deformazione per la cartilagine articolare a seguito di una prova a trazione. A destra si ha una rappresentazione dell'orientazione delle fibrille di collagene in risposta al carico.

La cartilagine articolare è viscoelastica e quindi esibisce un comportamento tempo-dipendente quando è soggetta ad un carico costante o a una deformazione costante. La viscoelasticità della cartilagine è dovuta a due diversi meccanismi: fluido-dipendente e fluido-indipendente [27].

Il primo meccanismo è correlato all'aumento della pressione del fluido in seguito all'applicazione di un carico: il fluido fuoriesce quindi dalla matrice extracellulare, all'inizio della deformazione in grosse quantità, fino a raggiungere un equilibrio, in cui il flusso fluido rallenta e si ferma (*Figura 2.14* [28]); al momento della rimozione del carico, il fluido interstiziale fluisce nuovamente dentro al tessuto.

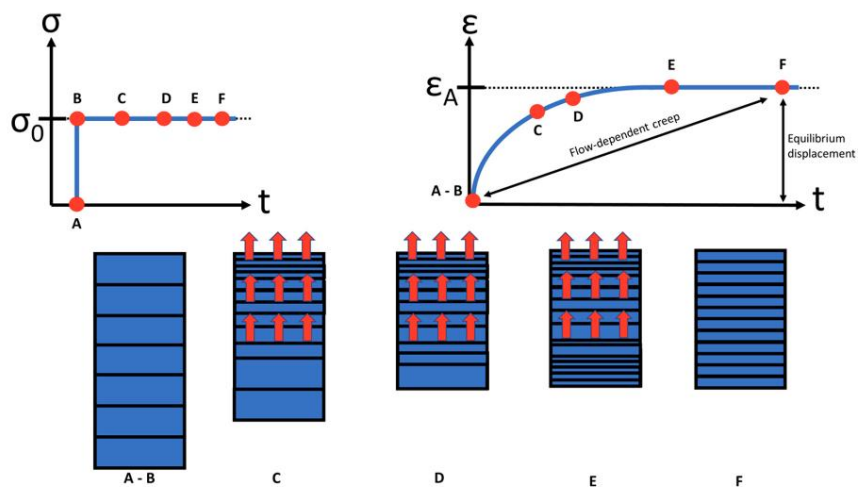


Figura 2.14 – Applicazione di una tensione costante (a sinistra) e risposta al Creep (a destra). In basso si osserva come la risposta al Creep sia accompagnata da una fuoriuscita di fluido dal tessuto.

Nel caso di un'applicazione di una deformazione costante, la tensione raggiunge prima un picco, e poi lentamente diminuisce fino a raggiungere un valore di equilibrio (*Figura 2.15*) [28].

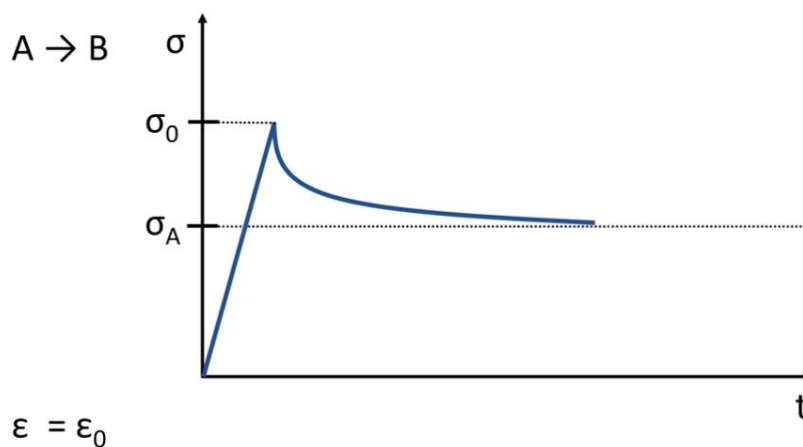


Figura 2.15 – Comportamento della cartilagine articolare in una prova di Stress Relaxation.

Il secondo meccanismo è riferito alle forze di repulsione elettrostatica che si generano tra le cariche negative esposte dai glicosamminoglicani, che sono costretti ad avvicinarsi nel corso della compressione del tessuto, determinando quindi una risposta non lineare per via dell'aumento progressivo della rigidità [28].

2.5.1. Modello e parametri costitutivi assegnati al tessuto cartilagineo nel modello solido virtuale

In ambiente Abaqus per il tessuto cartilagineo inizialmente è stato definito un comportamento elastico lineare; pertanto è stato necessario specificare il modulo di Young (E), pari a 12 MPa , e il coefficiente di Poisson (ν), pari a 0.45 . I parametri sono stati mantenuti uguali per tutte le cartilagini.

Successivamente si è proceduto ad una caratterizzazione meccanica del tessuto più opportuna, andando a definire un comportamento iperelastico descritto dal modello di Ogden. I parametri sono stati ricavati da prove sperimentali riportate in letteratura [29]. Per semplicità viene riportata di seguito la curva tensione-deformazione per la cartilagine articolare (*Figura 2.16*), mentre i dati completi sono elencati nella *Tabella A.13* dell'*Appendice*.

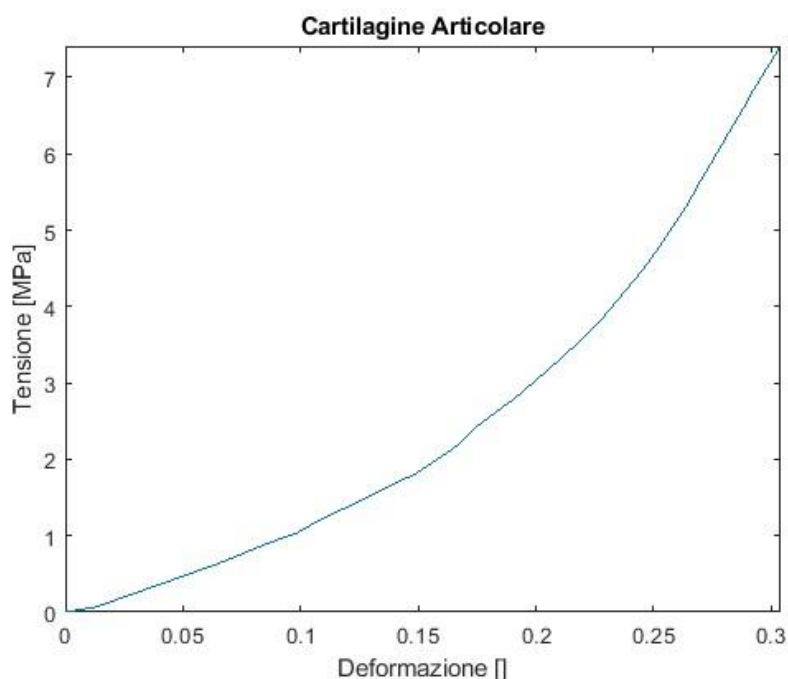


Figura 2.16 – Curva tensione-deformazione della cartilagine articolare

2.6. La pelle

La struttura della pelle è riportata al *Paragrafo 1.6 del Capitolo 1*. Dei tre strati di cui è composta, quello responsabile del comportamento meccanico della pelle è il derma.

Il derma è costituito da fibre di collagene (prevalentemente di tipo I e III), da elastina e dalla sostanza di fondo. In condizioni di rilassamento, le fibre di collagene si trovano in una configurazione casuale, fino al momento dell'applicazione di un carico, in cui si allineano parallele l'una all'altra. Il ruolo dell'elastina è di favorire il ritorno delle fibrille di collagene alla loro configurazione ondulata a seguito della rimozione del carico.

La sostanza di fondo è costituita da proteoglicani, glicosamminoglicani, acido ialuronico, cheratan solfato, condroitina solfato, dermatan solfato ed eparan solfato; essa riempie gli spazi tra le fibre di collagene e di elastina, con azione lubrificante durante i movimenti.

In *Figura 2.17* è riportata una curva tensione-deformazione per la pelle, in cui si individuano tre regioni: nella fase iniziale la pelle mostra una deformazione proporzionale alla tensione, il cui comportamento è dato dalle fibre di collagene; nella seconda regione, caratterizzata da una non-linearità, si osserva una deformazione plastica nel materiale, la quale non può più essere recuperata al momento della rimozione del carico; superata la tensione massima, si ha una deformazione rapida e infine la rottura [30].

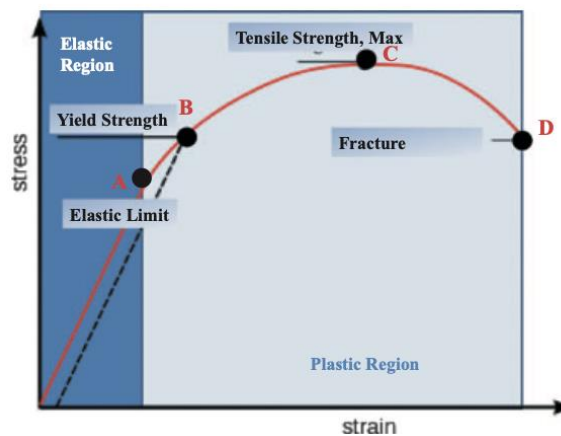


Figura 2.17 – Curva tensione-deformazione della pelle

2.6.1. Modello e parametri costitutivi assegnati alla pelle nel modello solido virtuale

In ambiente Abaqus per la pelle inizialmente è stato definito un comportamento elastico lineare; pertanto, è stato necessario specificare il modulo di Young (E), pari a 6 MPa , e il coefficiente di Poisson (ν), pari a 0.4 .

Successivamente si è proceduto ad una caratterizzazione meccanica del tessuto più opportuna, andando a definire un comportamento iperelastico descritto dal modello di Ogden. I parametri sono stati ricavati da prove sperimentali eseguite presso il Laboratorio di Meccanica dei Tessuti

Biologici dell'Università di Padova. Per semplicità viene riportata di seguito la curva tensione-deformazione per la pelle (*Figura 2.18*), mentre i dati completi sono elencati nella *Tabella A.14* dell'*Appendice*.

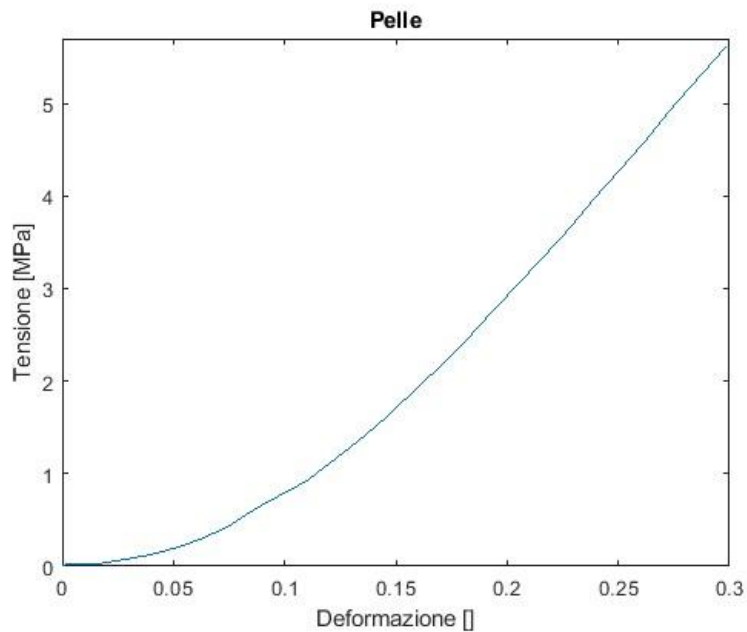


Figura 2.18 – Curva tensione-deformazione della pelle

2.7. Il tessuto fasciale

Il tessuto fasciale si trova in tutto il corpo: riveste i muscoli, le ossa, i vasi sanguigni e gli organi interni. È un tessuto connettivo costituito da più strati di diverso spessore, con fibre di collagene (prevalentemente di tipo I e III) disposte in maniera casuale, quindi con una configurazione diversa da quella vista per i tendini e per i legamenti; si trovano anche fibre di elastina e componenti cellulari, come i fibroblasti e i telociti. Tutte queste componenti sono immerse in una sostanza di fondo costituita da acqua e da glicosamminoglicani.

Il tessuto fasciale ha importanti funzioni nel mantenimento della postura, nei movimenti, e nell'omeostasi e contiene vari recettori sensoriali dedicati alla propriocezione e alla nocicezione [31].

Un approfondimento sulla fascia plantare è riportato al *Paragrafo 1.3* del *Capitolo 1*.

2.7.1. Modello e parametri costitutivi assegnati alla fascia plantare nel modello solido virtuale

In ambiente Abaqus per la fascia plantare inizialmente è stato definito un comportamento elastico lineare; pertanto, è stato necessario specificare il modulo di Young (E), pari a 90 MPa, e il coefficiente di Poisson (ν), pari a 0.4 .

Successivamente si è proceduto ad una caratterizzazione meccanica del tessuto più opportuna, andando a definire un comportamento iperelastico descritto dal modello di Ogden. I parametri sono stati ricavati da prove sperimentali eseguite presso il Laboratorio di Meccanica dei Tessuti Biologici dell'Università di Padova. Per semplicità viene riportata di seguito la curva tensione-deformazione per la fascia plantare (Figura 2.19), mentre i dati completi sono elencati nella Tabella A.15 dell'Appendice.

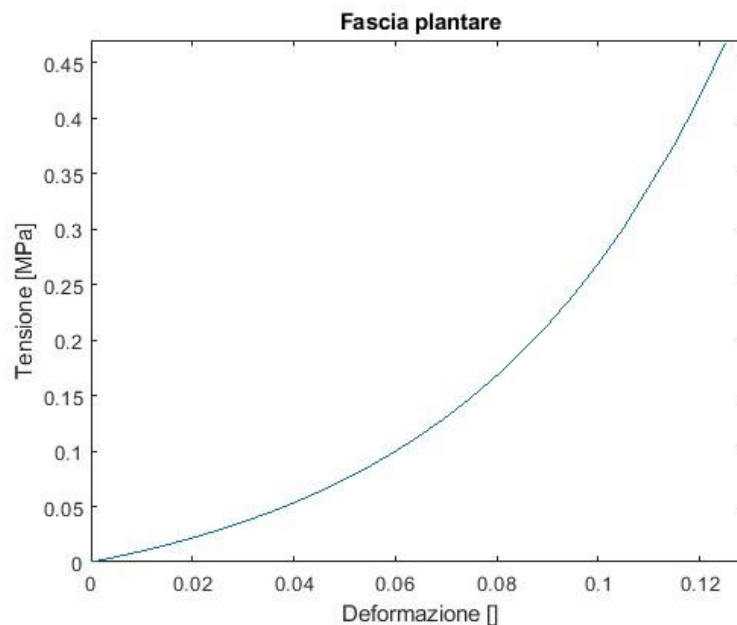


Figura 2.19 – Curva tensione-deformazione per la fascia plantare

2.8. Il tessuto adiposo

Il tessuto adiposo svolge molteplici funzioni: immagazzina energia, agisce come strato isolante, e fornisce protezione meccanica e supporto agli organi interni. Si può distinguere in due differenti tipologie:

- tessuto adiposo sottocutaneo, che si trova al di sotto della pelle
- tessuto adiposo viscerale, che si trova all'interno della cavità addominale e separa i vari organi.

Un caso specifico del tessuto adiposo sottocutaneo è il tessuto adiposo plantare, che ha il compito di distribuire le pressioni plantari e ammortizzare i carichi durante la camminata [32]. Un approfondimento sul tessuto adiposo plantare è riportato al *Paragrafo 1.7 del Capitolo 1*. Il tessuto adiposo sottocutaneo comprende lobuli di tessuto e setti interlobulari di tessuto connettivo. I lobuli sono costituiti dagli adipociti, le cellule tipiche del tessuto adiposo, supportati da una membrana a base di collagene di tipo IV. Più lobuli di tessuto sono separati tra loro attraverso dei setti di tessuto connettivo – chiamati *interlobular septa* – costituiti principalmente da collagene di tipo I (*Figura 2.20*). Nello spazio intermedio si trova la sostanza di fondo, insieme a vasi sanguigni, nervi e follicoli.

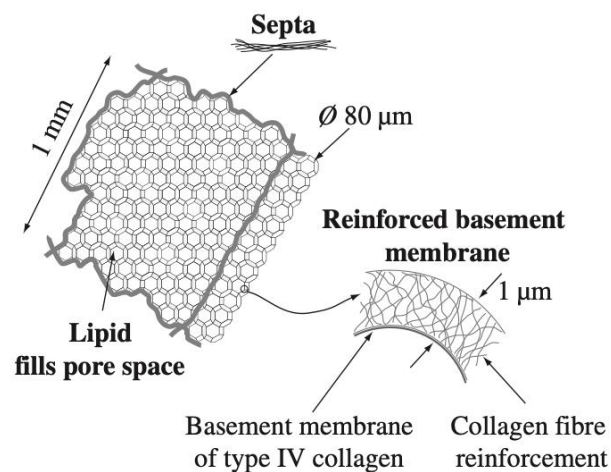


Figura 2.20 – Rappresentazione di un lobulo di tessuto adiposo

Nelle prove di compressione uniassiale il tessuto adiposo esibisce una risposta non lineare, come riportato in *Figura 2.21*. Il tessuto adiposo mostra anche una sensibilità alla velocità di deformazione: a basse velocità di deformazione il modulo di Young si aggira intorno a 1 kPa, mentre a velocità di deformazioni più elevate – dell'ordine di 1000 s^{-1} – il modulo di Young aumenta di tre ordini di grandezza, fino a 3 MPa [33].

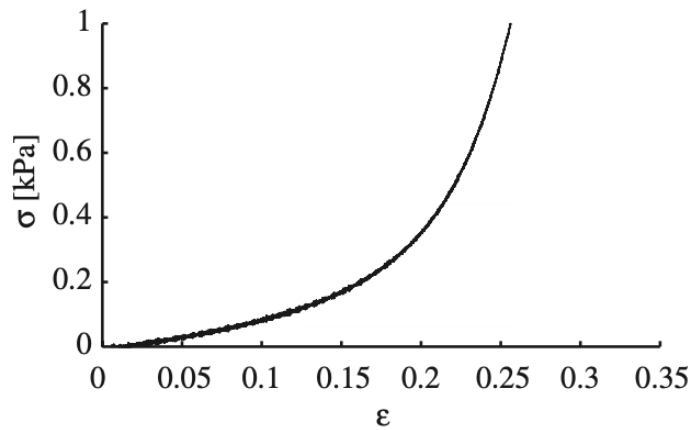


Figura 2.21 – Curva tensione-deformazione del tessuto adiposo in una prova di compressione a velocità di deformazione $\dot{\epsilon} = 0.002 \text{ s}^{-1}$

2.8.1. Modello e parametri costitutivi assegnati al tessuto adiposo nel modello solido virtuale

In ambiente Abaqus per il tessuto adiposo inizialmente è stato definito un comportamento elastico lineare; pertanto, è stato necessario specificare il modulo di Young (E), pari a 1 MPa , e il coefficiente di Poisson (ν), pari a 0.4 .

Successivamente si è proceduto ad una caratterizzazione meccanica del tessuto più opportuna, andando a definire un comportamento iperelastico descritto dal modello di Ogden. I parametri sono stati ricavati da prove sperimentali eseguite presso il Laboratorio di Meccanica dei Tessuti Biologici dell'Università di Padova. Nella *Tabella 2.1* vengono riportati i parametri costitutivi implementati in ambiente Abaqus per caratterizzare il comportamento meccanico.

Tabella 2.1 – Parametri costitutivi del tessuto adiposo

| μ_1 [kPa] | α_1 [] | D_1 [kPa ⁻¹] |
|---------------|---------------|----------------------------|
| 0.14 | -6 | 0.03 |

CAPITOLO 3

Sviluppo del modello computazionale del piede

Lo sviluppo del modello computazionale del piede ha avuto luogo attraverso il software Abaqus CAE 2019 (Dassault Systèmes Simulia Corp., Providence, RI, USA). In questo ambiente è stata importata l'intera geometria del modello del piede, precedentemente generata a partire dall'analisi di immagini biomedicali relative ad un soggetto senza patologie, acquisite in condizioni di riposo. I modelli solidi virtuali delle componenti ossee sono stati costruiti avvalendosi di immagini da tomografia computerizzata (TC), mentre i modelli dei tessuti molli sono stati ricavati grazie a dati da risonanza magnetica (RMN). È stato quindi ottenuto un modello tridimensionale del piede destro, che risulta composto dai principali elementi scheletrici della caviglia (fra i quali la tibia, la fibula, il talo e il calcagno), dai suoi legamenti, dalle ossa del tarso e del metatarso, dalle falangi, dalle cartilagini, dalla fascia plantare, dal tendine d'Achille, dal tessuto adiposo (il quale rappresenta la componente tissutale e connettivale nel modello) e dalla pelle (*figura 3.1*). Si è provveduto quindi alla discretizzazione agli elementi finiti delle componenti solide virtuali e alla definizione costitutiva dei vari tessuti biologici. Quest'ultima è stata effettuata basandosi su dati ottenuti da prove sperimentali meccaniche. In secondo luogo, sono state definite le condizioni di interazione tra le varie strutture costituenti il piede e le condizioni di carico, assumendo come obiettivo l'analisi della risposta meccanica e della funzionalità dei diversi tessuti del piede, sia in condizioni statiche che dinamiche.

Dapprima il modello in esame è stato generato con un approccio numerico di tipo implicito. Tale approccio però risulta essere dispendioso ed esigente in particolare in termini di spazio occupato sul disco dalle analisi, soprattutto nel caso di analisi quasi-statiche (come nel caso in esame) e dinamiche. A tal proposito si riscontrano diverse difficoltà e problemi di convergenza dei risultati sia a causa della complessità dei materiali costituenti le parti del modello, sia per le interazioni che si instaurano tra i singoli componenti geometrici, le quali generano un numero elevato di iterazioni. Analisi di questo tipo risultano quindi complesse da risolvere con un approccio implicito, in quanto ogni iterazione richiede la risoluzione di un set di equazioni lineari molto vasto. Per questo motivo il modello è stato successivamente analizzato con un solutore esplicito. Quest'ultimo infatti utilizza un approccio vantaggioso sia in termini di spazio che di tempo, risolvendo l'analisi per incrementi e non mediante iterazioni. [34]



Figura 3.1 – Vista complessiva del modello computazionale del piede

3.1. Modello con Abaqus/Standard

3.1.1 Importazione delle parti in ambiente ABAQUS

Il primo passo per la generazione del modello è stato quello di importare le singole componenti, sottoforma di file *parasolid* e *sat*, in ambiente ABAQUS. In questo modo sono state ottenute 55 parti, suddivise in componenti scheletriche, legamentose, cartilaginee, tendine d’Achille, fascia plantare, tessuto adiposo, pelle e pedana di appoggio del piede. Si procederà ora con un elenco delle parti costituenti il modello solido virtuale.

3.1.1.1. Componenti scheletriche del modello del piede

3.1.1.1.1. Ossa del metatarso, falangi e sesamoidi

Le ossa del metatarso, le falangi e le ossa sesamoidi (figura 3.2) sono elencate nella Tabella 3.1, con associata la denominazione data in ambiente ABAQUS. Il dettaglio delle singole parti è fornito dalla Figura A.1 alla Figura A.19, e nelle Figure A.29 e A.30 dell'Appendice.

Tabella 3.1 – Ossa del metatarso, falangi e ossa sesamoidi

| Nome parte assegnata in ABAQUS | Elemento scheletrico corrispondente |
|---------------------------------------|--|
| <i>A1MET</i> | <i>Primo osso metatarsale</i> |
| <i>A1MET_FAL1</i> | <i>Falange prossimale del primo dito</i> |
| <i>A1MET_FAL2</i> | <i>Falange distale del primo dito</i> |
| <i>A2MET</i> | <i>Secondo osso metatarsale</i> |
| <i>A2MET_FAL1</i> | <i>Falange prossimale del secondo dito</i> |
| <i>A2MET_FAL2</i> | <i>Falange intermedia del secondo dito</i> |
| <i>A2MET_FAL3</i> | <i>Falange distale del secondo dito</i> |
| <i>A3MET</i> | <i>Terzo osso metatarsale</i> |
| <i>A3MET_FAL1</i> | <i>Falange prossimale del terzo dito</i> |
| <i>A3MET_FAL2</i> | <i>Falange intermedia del terzo dito</i> |
| <i>A3MET_FAL3</i> | <i>Falange distale del terzo dito</i> |
| <i>A4MET</i> | <i>Quarto osso metatarsale</i> |
| <i>A4MET_FAL1</i> | <i>Falange prossimale del quarto dito</i> |
| <i>A4MET_FAL2</i> | <i>Falange intermedia del quarto dito</i> |
| <i>A4MET_FAL3</i> | <i>Falange distale del quarto dito</i> |
| <i>A5MET</i> | <i>Quinto osso metatarsale</i> |
| <i>A5MET_FAL1</i> | <i>Falange prossimale del quinto dito</i> |
| <i>A5MET_FAL2</i> | <i>Falange intermedia del quinto dito</i> |
| <i>A5MET_FAL3</i> | <i>Falange distale del quinto dito</i> |
| <i>Ses1</i> | <i>Sesamoide mediale</i> |
| <i>Ses2</i> | <i>Sesamoide laterale</i> |

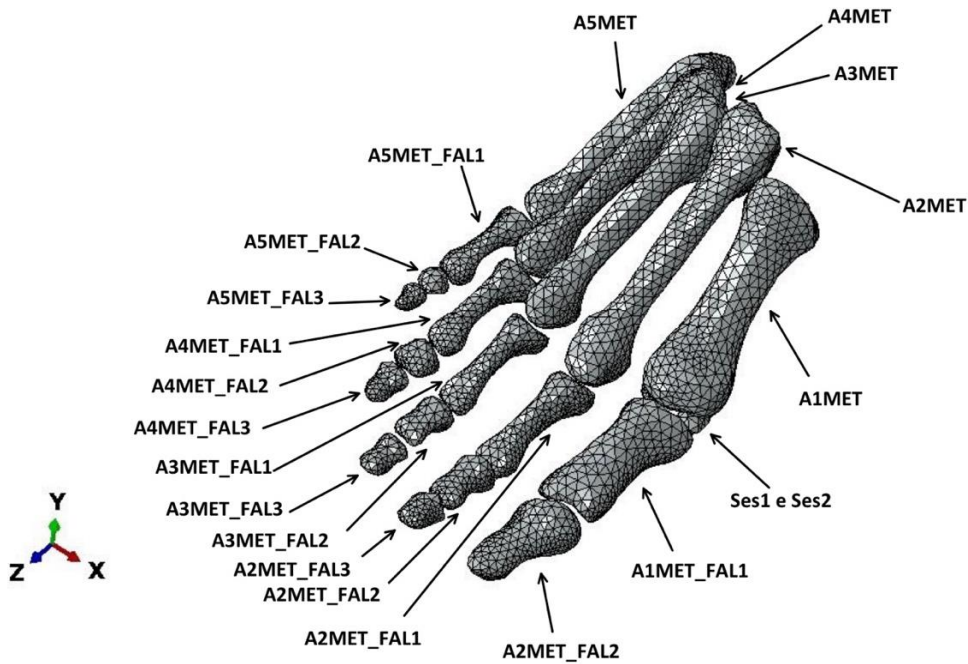


Figura 3.2 – Modello solido virtuale delle ossa del metatarso, delle falangi e delle ossa sesamoidi

3.1.1.1.2. Ossa del tarso e della caviglia

Le ossa del tarso e della caviglia (figura 3.3) sono elencate nella Tabella 3.2, con associata la denominazione data in ambiente ABAQUS. Il dettaglio delle singole parti è fornito dalla Figura A.20 alla Figura A.28 dell'Appendice.

Tabella 3.2 – Ossa del tarso e della caviglia

| Nome parte assegnata in ABAQUS | Elemento scheletrico corrispondente |
|--------------------------------|-------------------------------------|
| <i>tibia</i> | <i>Tibia</i> |
| <i>fibula</i> | <i>Fibula</i> |
| <i>talo</i> | <i>Talo</i> |
| <i>calcagno</i> | <i>Calcagno</i> |
| <i>nav</i> | <i>Navicolare</i> |
| <i>cuboide</i> | <i>Cuboide</i> |
| <i>cun1</i> | <i>Cuneiforme laterale</i> |
| <i>cun2</i> | <i>Cuneiforme intermedio</i> |
| <i>cun3</i> | <i>Cuneiforme mediale</i> |

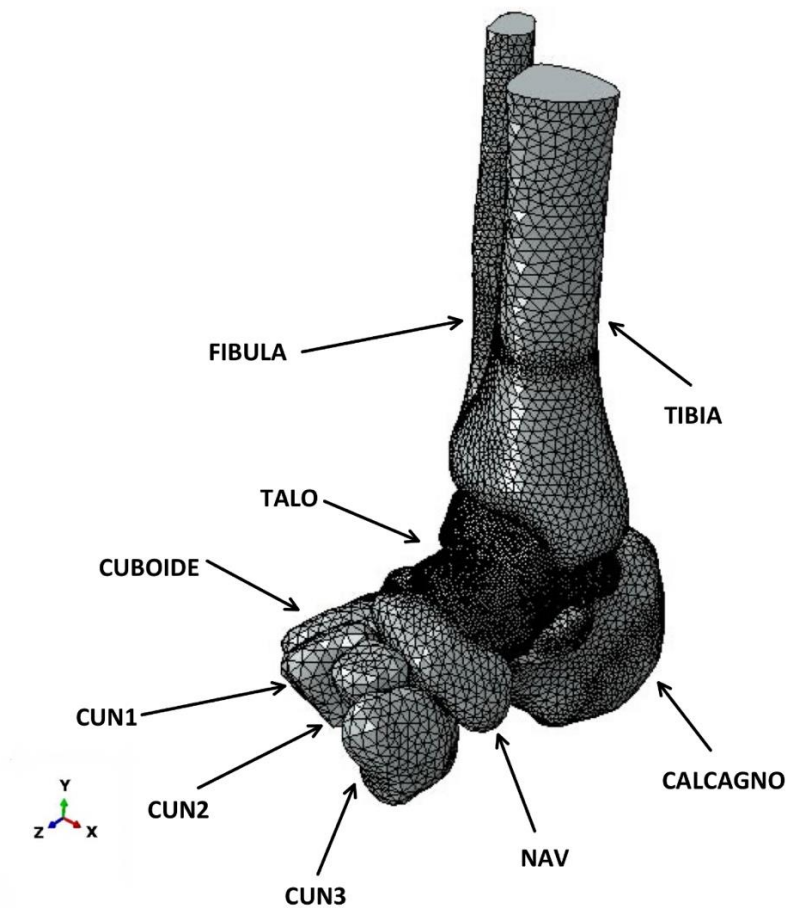


Figura 3.3 – Ossa del tarso e della caviglia

3.1.1.2. Componenti legamentose del modello del piede e tendine d'Achille

Le componenti legamentose del modello del piede, insieme al tendine d'Achille (figure 3.4 e 3.5), sono elencate nella Tabella 3.3, con associata la denominazione data in ambiente ABAQUS. Il dettaglio delle singole parti è fornito a dalla Figura A.31 alla Figura A.41 dell'Appendice.

Tabella 3.3 – Componenti legamentose e tendine d’Achille

| Nome parte assegnata in ABAQUS | Legamento corrispondente |
|--------------------------------|--------------------------------------|
| ATFL | Legamento talofibulare anteriore |
| ATTL | Legamento tibiotolare anteriore |
| ATiFL | Legamento tibiofibulare anteriore |
| CERV | Legamento talocalcaneale laterale |
| CFL | Legamento calcaneofibulare |
| Intermalleolare | Legamento intermalleolare posteriore |
| INTRA | Legamento talocalcaneale interosseo |
| PTFL | Legamento talofibulare posteriore |
| PTTL | Legamento tibiotolare posteriore |
| PTiFL | Legamento tibiofibulare posteriore |
| TCL | Legamento tibiocalcaneale |
| Tendine d’Achille | Tendine d’Achille |

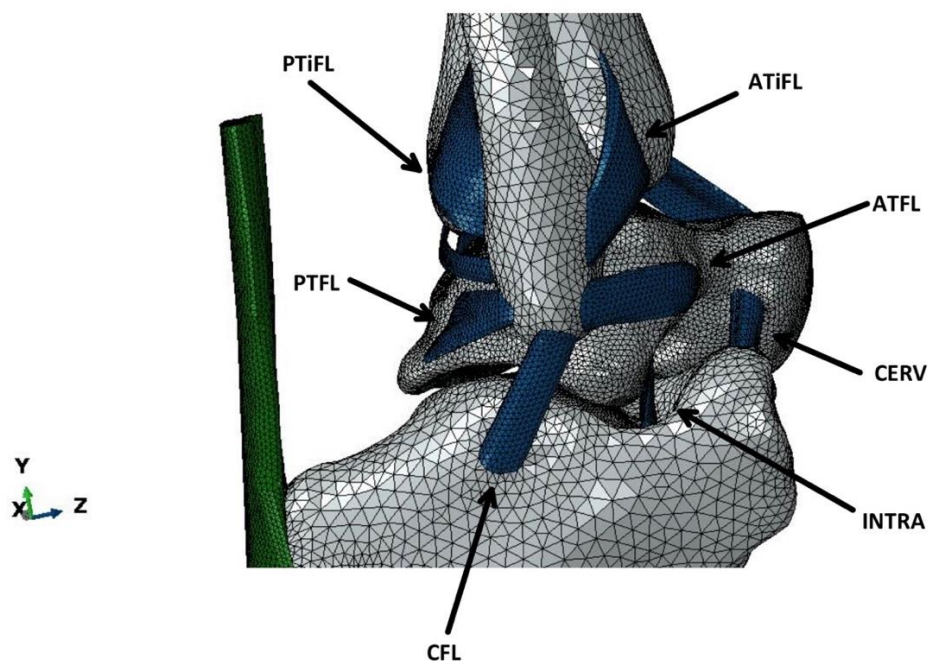


Figura 3.4.- Vista laterale della caviglia

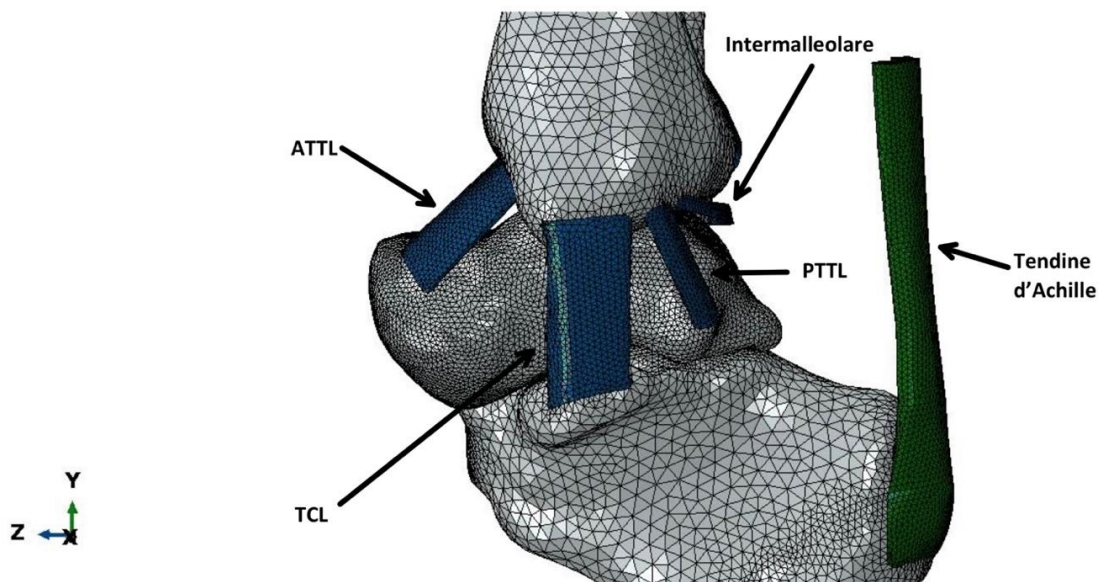


Figura 3.5 – Vista mediale della caviglia

3.1.1.3. Componenti cartilaginee del modello del piede

Le componenti cartilaginee del modello del piede (figure 3.6 e 3.7) sono elencate nella Tabella 3.4, con associata la denominazione data in ambiente ABAQUS. Il dettaglio delle singole parti è fornito dalla Figura A.42 alla Figura A.50 dell'Appendice.

Tabella 3.4 – Componenti cartilaginee

| Nome parte assegnata in ABAQUS | Cartilagine corrispondente |
|--------------------------------|-------------------------------------|
| CART_sup_talo | Cartilagine superiore del talo |
| CART_ant_talo | Cartilagine anteriore del talo |
| CART_medial_talo | Cartilagine mediale del talo |
| CART_post_talo | Cartilagine posteriore del talo |
| CART_medial_calc | Cartilagine mediale del calcagno |
| CART_post_calc | Cartilagine posteriore del calcagno |
| CART_ant_calc | Cartilagine anteriore del calcagno |
| CART_tibia | Cartilagine della tibia |
| CART_fibula | Cartilagine della fibula |

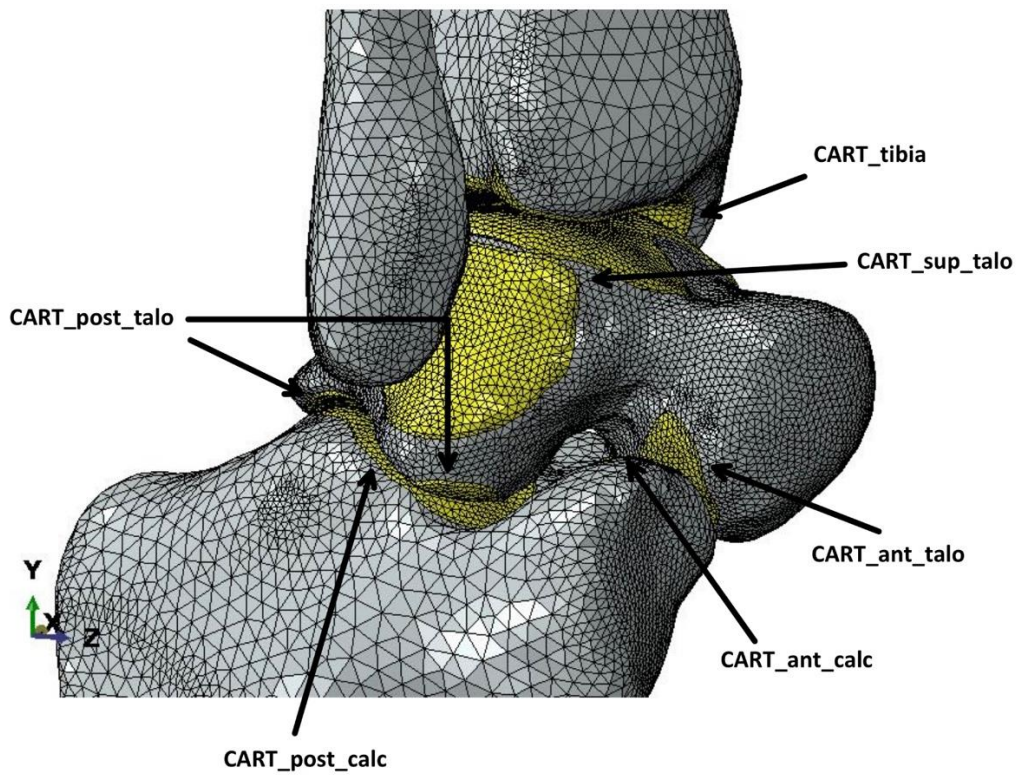


Figura 3.6 – Vista laterale della caviglia

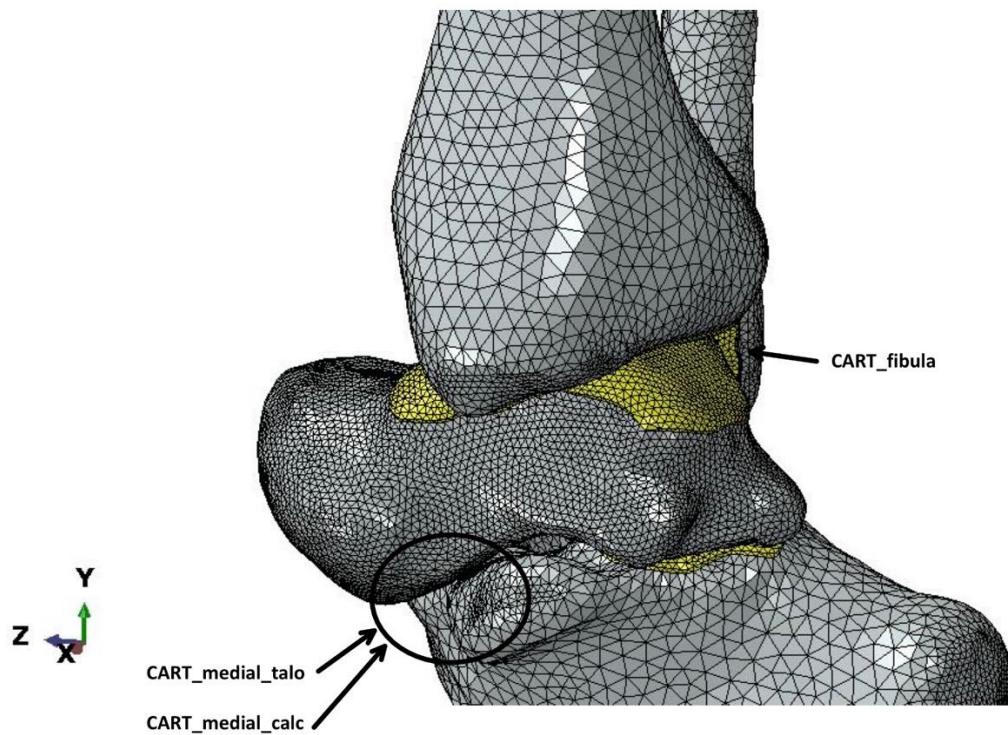


Figura 3.7 – Vista mediale della caviglia

3.1.1.4. Fascia plantare

In ambiente ABAQUS viene denominata *FASCIA_PLANTARE*. Il suo modello solido virtuale è rappresentato in *figura 3.8*.

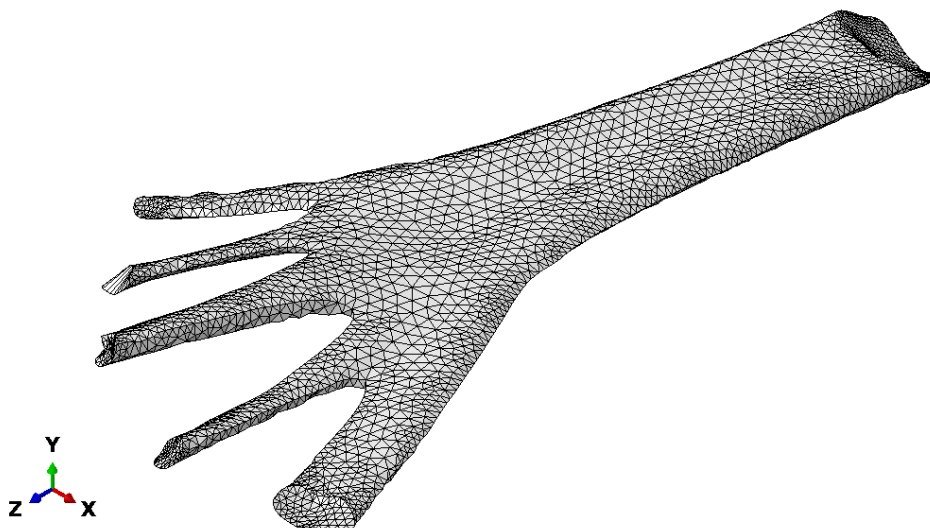


Figura 3.8 – Modello solido virtuale della fascia plantare

3.1.1.5. Tessuto adiposo

Il tessuto adiposo rappresenta la componente tissutale connettivale del modello. In ambiente ABAQUS viene denominato *ADIPOSO*. Il suo modello solido virtuale è rappresentato in *figura 3.9*.

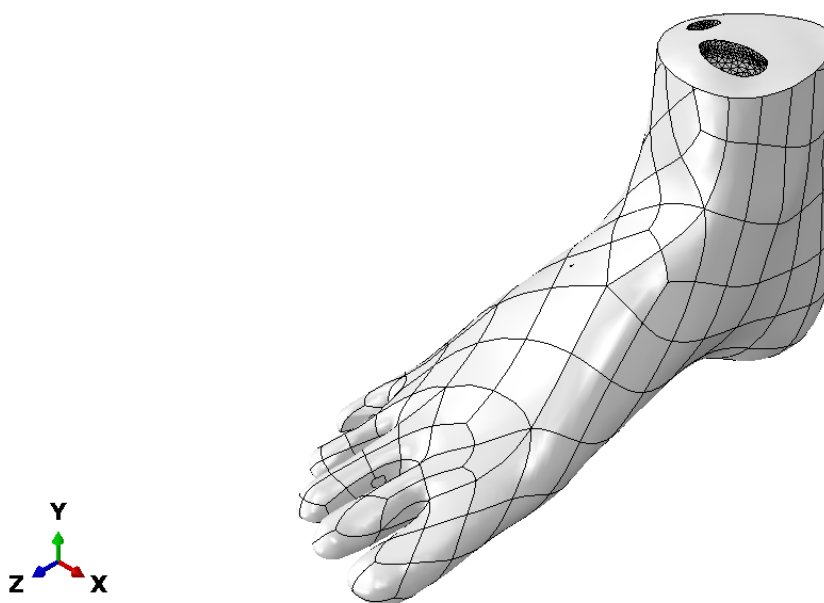


Figura 3.9 – Modello solido virtuale del tessuto adiposo

3.1.1.6. Pelle

In ambiente ABAQUS viene denominata *SKIN*. Il suo modello solido virtuale è rappresentato in *figura 3.10*.

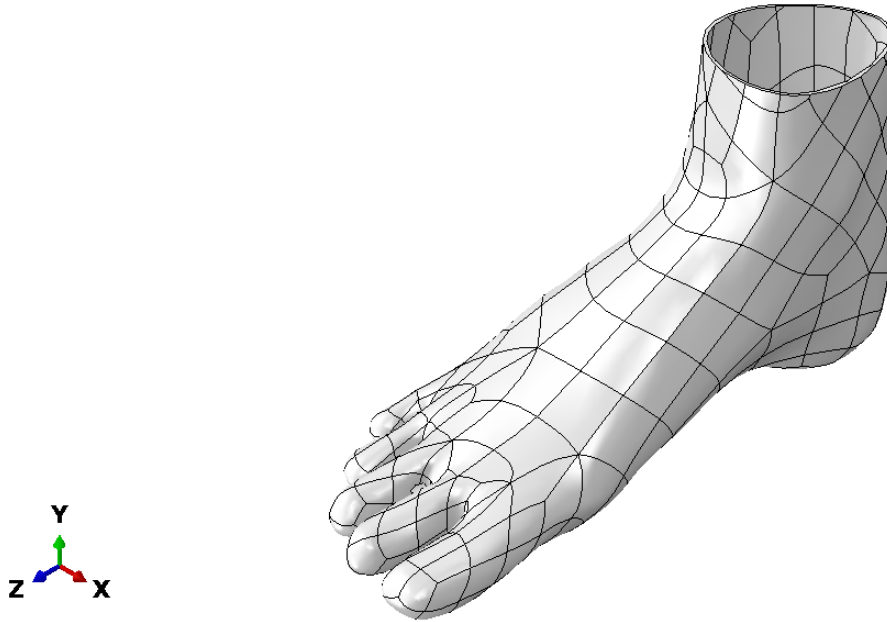


Figura 3.10 – Modello solido virtuale della pelle del piede.

3.1.1.7. Pedana di appoggio del piede

In ambiente ABAQUS viene denominata *Tappeto*. Il suo modello solido virtuale è rappresentato in *figura 3.11*.

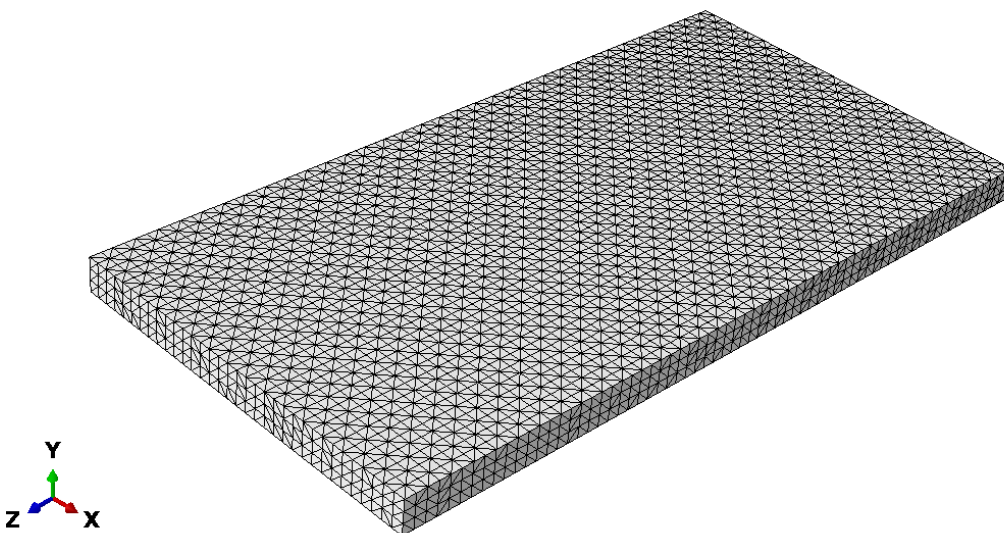


Figura 3.11 – Modello solido virtuale del piano di appoggio del piede.

3.1.2. Creazione dei materiali

A questo punto, sulla base di dati ottenuti da prove sperimentali meccaniche e da dati presenti in letteratura, si è passati alla definizione costitutiva dei vari tessuti biologici.

In ambiente ABAQUS sono quindi stati creati otto materiali, sette di questi i diversi tessuti biologici considerati. Per tutti i materiali è stato assunto inizialmente un comportamento di tipo elastico lineare isotropo, definendo per ciascuno di essi il modulo di Young E e il coefficiente di Poisson ν , riassunti nella *Tabella 3.5*.

Tabella 3.5 – Materiali costituenti i tessuti biologici

| Tessuto biologico | Modulo di Young E [MPa] | Coefficiente di Poisson ν [] |
|---|--------------------------------|---|
| Tessuto osseo | 15000 | 0.3 |
| Tessuto legamentoso | 50 | 0.4 |
| Tessuto adiposo | 1 | 0.4 |
| Tessuto cartilagineo | 12 | 0.45 |
| Tessuto fasciale | 90 | 0.4 |
| Tessuto tendineo | 100 | 0.4 |
| Pelle | 6 | 0.4 |
| Pedana di appoggio (realizzata in Teflon) | 5 | 0.4 |

Dopo aver verificato che il modello completo del piede funzionasse, si è proceduto ad una caratterizzazione meccanica dei materiali biologici più opportuna, andando a definire un modello elastico o iperelastico a seconda del tessuto in esame. Per il tessuto osseo è stato conservato il comportamento elastico definito sopra, mentre per i tessuti legamentoso, adiposo, cartilagineo, fasciale, tendineo e per la pelle è stato definito un comportamento iperelastico adottando il modello di *Ogden* (per maggiori dettagli sul modello di Ogden si veda il *Paragrafo 2.2 del Capitolo 2*). ABAQUS consente di definire il modello attraverso due procedure: assegnando i valori dei parametri costitutivi oppure fornendo direttamente i dati ottenuti da prove sperimentali, in termini di tensione e deformazione, con specificato il coefficiente di Poisson del materiale in esame. Quest'ultimo in questo caso si mantiene uguale a quello dato nel caso del comportamento elastico. Per un maggior dettaglio dei dati sperimentali, relativi ai tessuti considerati in questo modello, si veda il *Capitolo 2*.

3.1.3. Creazione delle sezioni e assegnazione alle rispettive parti

A questo punto sono state create le sezioni corrispondenti ai singoli materiali. [35] Una sezione contiene essenzialmente informazioni sulle proprietà di una parte: fornisce informazioni sulla geometria e sul materiale della sezione. Essendo in tal caso tutte le parti considerate geometrie solide 3D, la sezione contiene solo informazioni sul materiale. Nel momento in cui viene generata, viene richiesta, oltre all'assegnazione del nome, l'associazione a un materiale creato nel punto precedente e il tipo di sezione. In questo caso, per tutti i tessuti biologici, è stata scelta una sezione di tipo solida (*Solid*) e omogenea (*Homogeneous*).

Vengono quindi create le otto sezioni, una per ciascuno dei materiali:

- La sezione corrispondente al tessuto osseo viene denominata *Osso*
- La sezione corrispondente al tessuto legamentoso viene denominata *Legamenti*
- La sezione corrispondente al tessuto adiposo viene denominata *Adiposo*
- La sezione corrispondente al tessuto cartilagineo viene denominata *Cartilagine*
- La sezione corrispondente al tessuto fasciale viene denominata *Fascia*
- La sezione corrispondente al tessuto tendineo viene denominata *Achille*
- La sezione corrispondente alla pelle viene denominata *Pelle*
- La sezione corrispondente alla pedana di appoggio viene denominata *Tappeto*

Una volta create le otto sezioni, esse vengono assegnate alle rispettive parti, che in tal modo risultano anche associate al corrispondente materiale.

3.1.4. Assemblaggio delle parti

Il passo successivo è stato quello di generare, a partire dalle parti con le sezioni assegnate, le corrispondenti istanze, necessarie per creare l'intero modello (*figura 3.12*). Al momento della loro generazione, le istanze sono state rese indipendenti dalle parti: in questo modo è possibile, all'occorrenza, una modifica della parte senza una conseguente modifica dell'istanza; inoltre, la *mesh* verrà poi generata sull'istanza, e non sulla parte.

Risultano quindi create 55 istanze, corrispondenti alle 55 parti, così denominate:

- *A1MET_FAL1-1*, corrispondente alla falange prossimale del primo raggio.
- *A1MET_FAL2-1*, corrispondente alla falange distale del primo raggio.
- *A2MET-1*, corrispondente al secondo osso metatarsale.
- *A2MET_FAL1-1*, corrispondente alla falange prossimale del secondo raggio.
- *A2MET_FAL2-1*, corrispondente alla falange intermedia del secondo raggio.
- *A2MET_FAL3-1*, corrispondente alla falange distale del secondo raggio.
- *A3MET-1*, corrispondente al terzo osso metatarsale.

- *A3MET_FAL1-1*, corrispondente alla falange prossimale del terzo raggio.
- *A3MET_FAL2-1*, corrispondente alla falange intermedia del terzo raggio.
- *A3MET_FAL3-1*, corrispondente alla falange distale del terzo raggio.
- *A4MET-1*, corrispondente al quarto osso metatarsale.
- *A4MET_FAL1-1*, corrispondente alla falange prossimale del quarto raggio.
- *A4MET_FAL2-1*, corrispondente alla falange intermedia del quarto raggio.
- *A4MET_FAL3-1*, corrispondente alla falange distale del quarto raggio.
- *A5MET-1*, corrispondente al quinto osso metatarsale.
- *A5MET_FAL1-1*, corrispondente alla falange prossimale del quinto raggio.
- *A5MET_FAL2-1*, corrispondente alla falange intermedia del quinto raggio.
- *A5MET_FAL3-1*, corrispondente alla falange distale del quinto raggio.
- *CALCAGNO-1*, corrispondente al calcagno.
- *CUBOIDE-1*, corrispondente al cuboide.
- *CUNI-1*, corrispondente al cuneiforme laterale.
- *CUN2-1*, corrispondente al cuneiforme intermedio.
- *CUN3-1*, corrispondente al cuneiforme mediale.
- *NAV-1*, corrispondente al navicolare.
- *SES1-1*, corrispondente al sesamoide mediale.
- *SES2-1*, corrispondente al sesamoide laterale.
- *TALO-1*, corrispondente al talo.
- *TIBIA-1*, corrispondente alla tibia.
- *FIBULA-1*, corrispondente alla fibula.
- *TENDINE D'ACHILLE-1*, corrispondente al tendine d'Achille.
- *FASCIA PLANTARE-1*, corrispondente alla fascia plantare.
- *ADIPOSO-1*, corrispondente alla componente tissutale connettivale nel modello.
- *SKIN-1*, corrispondente alla pelle del piede.
- *ATFL-1*, corrispondente al legamento talofibulare anteriore.
- *ATTL-1*, corrispondente al legamento tibiotolare anteriore.
- *ATiFL-1*, corrispondente al legamento tibiofibulare anteriore.
- *CERV-1*, corrispondente al legamento talocalcaneale laterale.
- *CFL-1*, corrispondente al legamento calcaneofibulare.
- *INTERMALLEOLARE-1*, corrispondente al legamento intermalleolare posteriore.
- *INTRA-1*, corrispondente al legamento talocalcaneale interosseo.
- *PTFL-1*, corrispondente al legamento talofibulare posteriore.
- *PTTL-1*, corrispondente al legamento tibiotolare posteriore.

- *PTiFL-1*, corrispondente al legamento tibiofibulare posteriore.
- *TCL-1*, corrispondente al legamento tibiocalcaneale.
- *CART_ANT_CALC-1*, corrispondente alla cartilagine che riveste la faccetta articolare anteriore del calcagno per il talo.
- *CART_ANT_TALO-1*, corrispondente alla cartilagine che riveste la faccetta articolare anteriore del talo per il calcagno.
- *CART_FIBULA-1*, corrispondente alla cartilagine che riveste la fibula per l'articolazione con il talo.
- *CART_MEDIAL_CALC-1*, corrispondente alla cartilagine che riveste la faccetta articolare posteriore del calcagno per il talo.
- *CART_MEDIAL_TALO-1*, corrispondente alla cartilagine che riveste la faccetta articolare posteriore del talo per il calcagno.
- *CART_POST_CALC-1*, corrispondente alla cartilagine che riveste la faccetta articolare media del calcagno per il talo.
- *CART_POST_TALO-1*, corrispondente alla cartilagine che riveste la faccetta articolare media del talo per il calcagno.
- *CART_SUP_TALO-1*, corrispondente alla cartilagine che riveste la superficie superiore e laterale del talo per l'articolazione con tibia e fibula.
- *CART_TIBIA-1*, corrispondente alla cartilagine che riveste la tibia per l'articolazione con il talo.
- *TAPPETO-1*, corrispondente alla pedana di appoggio per il piede.

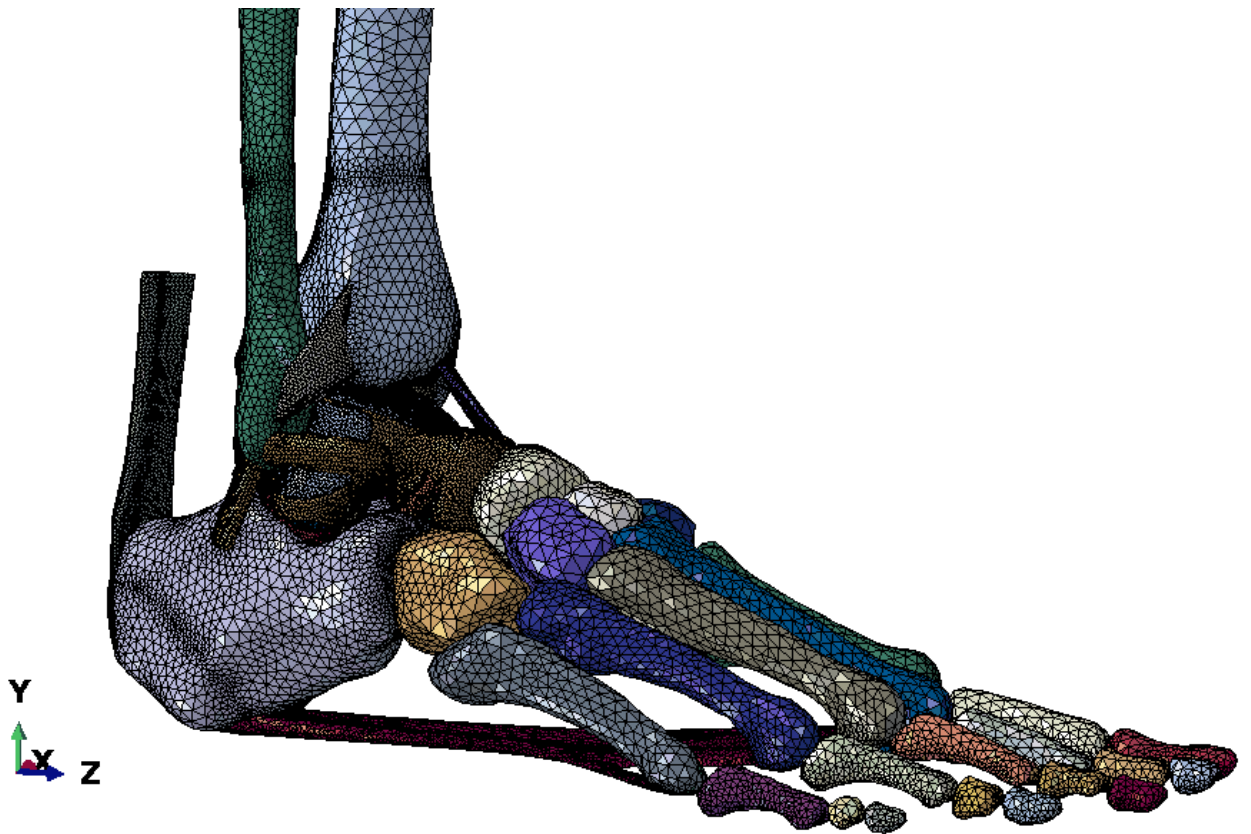


Figura 3.12 – Vista d’insieme del piede, con tessuto adiposo e pelle rimossi

Il dettaglio delle istanze è fornito dalla *Figura A.51* alla *Figura A.56* dell’*Appendice*.

3.1.5. Creazione della Mesh

Il passaggio successivo è stato quello di creare la *Mesh* su ogni istanza. In tutti i casi è stata scelta una *Mesh* di tipo tetraedrico, con una geometria lineare. Nella selezione del *Seed* si è usato un metodo di tipo *By size*, per cercare di “ricalcare” la *Mesh* già presente. Nella *Tabella 3.6* si riportano le dimensioni degli elementi di ogni corpo, per dare un’indicazione della misura del *seed* reale.

Tabella 3.6 – Indicazione della misura del seed reale per ogni corpo

| Componente | Dimensione media di un elemento |
|-------------------|--|
| A1MET | 2.4 |
| A1MET_FAL1 | 3.5 |
| A1MET_FAL2 | 2.3 |
| A2MET | 2.5 |
| A2MET_FAL1 | 1.5 |
| A2MET_FAL2 | 2.2 |
| A2MET_FAL3 | 1.5 |
| A3MET | 4.1 |
| A3MET_FAL1 | 1.9 |
| A3MET_FAL2 | 2.3 |
| A3MET_FAL3 | 1.7 |
| A4MET | 3.3 |
| A4MET_FAL1 | 1.8 |
| A4MET_FAL2 | 1.9 |
| A4MET_FAL3 | 1.7 |
| A5MET | 3.6 |
| A5MET_FAL1 | 2.7 |
| A5MET_FAL2 | 2.3 |
| A5MET_FAL3 | 1.4 |
| calcagno | 1.9 |
| cuboide | 2.5 |
| Cun1 | 3.9 |
| Cun2 | 3.3 |
| Cun3 | 3.7 |
| fibula | 1.9 |
| nav | 3.4 |
| Ses1 | 2.7 |
| Ses2 | 1.8 |
| talo | 1.1 |
| tibia | 3.6 |
| ATFL | 0.9 |

| | |
|-------------------|------|
| ATTL | 1.0 |
| ATiFL | 1.2 |
| CERV | 0.9 |
| CFL | 1.1 |
| INTERMALLEOLARE | 1.0 |
| INTRA | 0.8 |
| PTFL | 1.0 |
| PTTL | 0.9 |
| PTiFL | 0.9 |
| TCL | 0.9 |
| Tendine d'Achille | 0.9 |
| CART_ant_calc | 0.9 |
| CART_ant_talo | 1.1 |
| CART_fibula | 0.8 |
| CART_medial_calc | 0.9 |
| CART_medial_talo | 1.1 |
| CART_post_calc | 1.2 |
| CART_post_talo | 0.9 |
| CART_sup_talo | 1.1 |
| CART_tibia | 1.1 |
| FASCIA PLANTARE | 2.2 |
| tappeto | 7.1 |
| pelle | 22.1 |
| adiposo | 20.3 |

3.1.6. Definizione dei constraints

I *constraints* vengono definiti nel modulo *Interactions*, e stabiliscono i vincoli nei gradi di libertà del modello nel corso dell'analisi. [36]

Nel modello in esame sono stati definiti *Constraints* di tipo *Tie* e di tipo *Rigid Body*: i primi permettono di unire insieme due regioni, anche quando le mesh create sulle rispettive superfici sono diverse, in modo tale che non ci sia nessuno spostamento relativo tra di esse [36]; i secondi permettono di ridurre il moto di una data regione al moto di un solo punto di riferimento (*Reference Point*), mentre le posizioni relative tra diverse regioni del corpo rigido rimangono

costanti durante l'analisi. [36] In questo modo l'analisi risulta meno onerosa dal punto di vista computazionale, rispetto al caso in cui si considerano i corpi come deformabili.

3.1.6.1. Constraints di tipo Tie

Alla creazione del vincolo, viene richiesto di definire una superficie di tipo master e una superficie di tipo slave: la prima è stata scelta come la superficie del materiale con rigidità maggiore, mentre la seconda come superficie del materiale con rigidità minore. Tali vincoli sono stati utilizzati principalmente per "simulare" l'inserzione dei legamenti nei corrispondenti elementi ossei e l'adesione delle cartilagini all'elemento scheletrico che ricoprono. Inoltre vengono impiegati per simulare l'inserzione del tendine d'Achille al calcagno e della fascia plantare alle ossa del metatarso al calcagno. A tal proposito sono stati definiti i vincoli di tipo *Tie* tra le seguenti superfici:

Superficie del legamento ed osso:

- Superficie in comune tra il legamento talofibulare anteriore e il talo, e tra il medesimo legamento e la fibula.
- Superficie in comune tra il legamento tibiotolare anteriore e la tibia, e tra il medesimo legamento e il talo.
- Superficie in comune tra il legamento tibiofibulare anteriore e la tibia, e tra il medesimo legamento e la fibula.
- Superficie in comune tra il legamento talocalcaneale laterale e il talo, e tra il medesimo legamento e il calcagno.
- Superficie in comune tra il legamento calcaneofibulare e il calcagno, e tra il medesimo legamento e la fibula.
- Superficie in comune tra il legamento intermalleolare posteriore e la tibia, e tra il medesimo legamento e la fibula.
- Superficie in comune tra il legamento talocalcaneale interosseo e il talo, e tra il medesimo legamento e il calcagno.
- Superficie in comune tra il legamento talofibulare posteriore e il talo, e tra il medesimo legamento e la fibula.
- Superficie in comune tra il legamento tibiotolare posteriore e la tibia, e tra il medesimo legamento e il talo.
- Superficie in comune tra il legamento tibiofibulare posteriore e la tibia, e tra il medesimo legamento e la fibula.

- Superficie in comune tra il legamento tibio calcaneale e la tibia, e tra il medesimo legamento e il calcagno.

In tutti i casi vengono scelte come superfici master quelle delle ossa, e come superfici slave quelle dei legamenti, in quanto questi ultimi sono caratterizzati da una rigidità minore.

Superficie della cartilagine ed osso:

- Superficie in comune tra la cartilagine superiore del talo e il talo.
- Superficie in comune tra la cartilagine anteriore del talo e il talo.
- Superficie in comune tra la cartilagine mediale del talo e il talo.
- Superficie in comune tra la cartilagine posteriore del talo e il talo.
- Superficie in comune tra la cartilagine mediale del calcagno e il calcagno.
- Superficie in comune tra la cartilagine posteriore del calcagno e il calcagno.
- Superficie in comune tra la cartilagine anteriore del calcagno e il calcagno.
- Superficie in comune tra la cartilagine della tibia e la tibia.
- Superficie in comune tra la cartilagine della fibula e la fibula.

In tutti i casi vengono scelte come superfici master quelle delle ossa, e come superfici slave quelle delle cartilagini, in quanto queste ultime sono caratterizzati da una rigidità minore.

- Superficie in comune tra il calcagno e il tendine d'Achille.

In questo caso viene scelta come superficie master quella dell'osso, in quanto di rigidità maggiore rispetto al tendine d'Achille.

- Superficie in comune tra i cinque metatarsi e la fascia plantare, e tra il calcagno e la fascia plantare.

Anche in questo caso viene scelta come superficie master quella dell'osso, in quanto di rigidità maggiore rispetto alla fascia plantare.

- Superficie in comune tra tutte le ossa e il tessuto adiposo, scegliendo come superficie master quella dell'osso, in quanto più rigido del tessuto adiposo
- Superficie in comune tra tutte le cartilagini e il tessuto adiposo, scegliendo come superficie master quella delle cartilagini, in quanto più rigide rispetto al tessuto adiposo
- Superficie in comune tra il tessuto adiposo e la pelle, scegliendo come superficie master quella della pelle, in quanto più rigida del tessuto adiposo

Tutte le superfici elencate sono state selezionate a partire dall'istanza.

3.1.6.2. Constraints di tipo Rigid Body

Sono stati dapprima creati i *Reference Point (RP)*, uno per ogni istanza che si vuole considerare come corpo rigido. I *Reference Point* sono necessari perché in tal modo il moto applicato ad un solo punto viene esteso all'intero corpo rigido. [37]

Nel caso in esame sono stati scelti come corpi rigidi tutti gli elementi ossei del piede e la pedana di appoggio (*figura 3.13*). Le coordinate di tutti i *Reference Point* creati sono riportate nella *tabella 3.7*.

Tabella 3.7 – Coordinate dei Reference Point per ogni corpo rigido

| Osso | Nome RP | Coordinata x [mm] | Coordinata y [mm] | Coordinata z [mm] |
|------------------------------------|---------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| Primo metatarso | RP_1met | 22.055599 | 41.8713 | 132.304993 |
| Prima falange del primo raggio | RP_1met_1fal | 24.4867 | 25.7323 | 178.391006 |
| Seconda falange del primo raggio | RP_1met_2fal | 22.3762 | 22.599001 | 213.604004 |
| Secondo metatarso | RP_2met | 1.88331 | 45.467201 | 138.597 |
| Prima falange del secondo raggio | RP_2met_1fal | 586.658E-03 | 26.444901 | 187.130997 |
| Seconda falange del secondo raggio | RP_2met_2fal | -902.241E-03 | 25.035299 | 208.705002 |
| Terza falange del secondo raggio | RP_2met_3fal | -1.49142 | 25.2556 | 223.744003 |
| Terzo metatarso | RP_3met | -14.1588 | 46.480099 | 135.591995 |
| Prima falange del terzo raggio | RP_3met_1fal | -18.751301 | 29.1038 | 180.660995 |
| Seconda falange del terzo raggio | RP_3met_2fal | -19.562099 | 24.931499 | 202.369003 |
| Terza falange del terzo raggio | RP_3met_3fal | -20.4443 | 22.755199 | 216.057999 |
| Quarto metatarso | RP_4met | -28.643101 | 40.080002 | 122.427002 |
| Prima falange del quarto raggio | RP_4met_1fal | -34.346001 | 25.823999 | 168.602005 |
| Seconda falange del quarto raggio | RP_4met_2fal | -33.163101 | 21.558399 | 187.164001 |
| Terza falange del quarto raggio | RP_4met_3fal | -35.9683 | 21.612801 | 199.328003 |
| Quinto metatarso | RP_5met | -39.308701 | 34.6105 | 109.141998 |
| Prima falange del quinto raggio | RP_5met_1fal | -49.282299 | 21.6401 | 149.244003 |
| Seconda falange del quinto raggio | RP_5met_2fal | -49.394501 | 20.4326 | 164.716995 |
| Terza falange del quinto raggio | RP_5met_3fal | -51.906601 | 19.2686 | 172.561005 |
| Sesamoide mediale | RP_ses1 | 25.590599 | 19.757999 | 153.018005 |
| Sesamoide laterale | RP_ses2 | 13.6339 | 21.969299 | 152.369995 |
| Calcagno | RP_calcagno | 7.28146 | 48.239201 | 18.3405 |
| Cuboide | RP_cuboide | -16.187599 | 55.692902 | 78.023003 |
| Cuneiforme laterale | RP_cun_lat | -7.51288 | 60.957001 | 93.417198 |
| Cuneiforme intermedio | RP_cun_inter | 3.60715 | 62.756199 | 97.498001 |
| Cuneiforme mediale | RP_cun_med | 17.947001 | 52.435902 | 101.525002 |
| Fibula | RP_fibula | -22.271 | 207.524994 | 24.4503 |
| Navicolare | RP_navicolare | 13.3948 | 67.828102 | 85.369499 |
| Talo | RP_talo | 17.623199 | 74.960999 | 47.619301 |
| Tibia | RP_tibia | 4.60566 | 207.593994 | 40.9259 |
| Pedana di appoggio | RP-tappeto | -6.33367 | -881.658E-03 | 44.464298 |

Al momento della creazione del vincolo, viene richiesto di selezionare l'istanza da considerare come un corpo rigido, e quindi il corrispondente *Reference Point*.

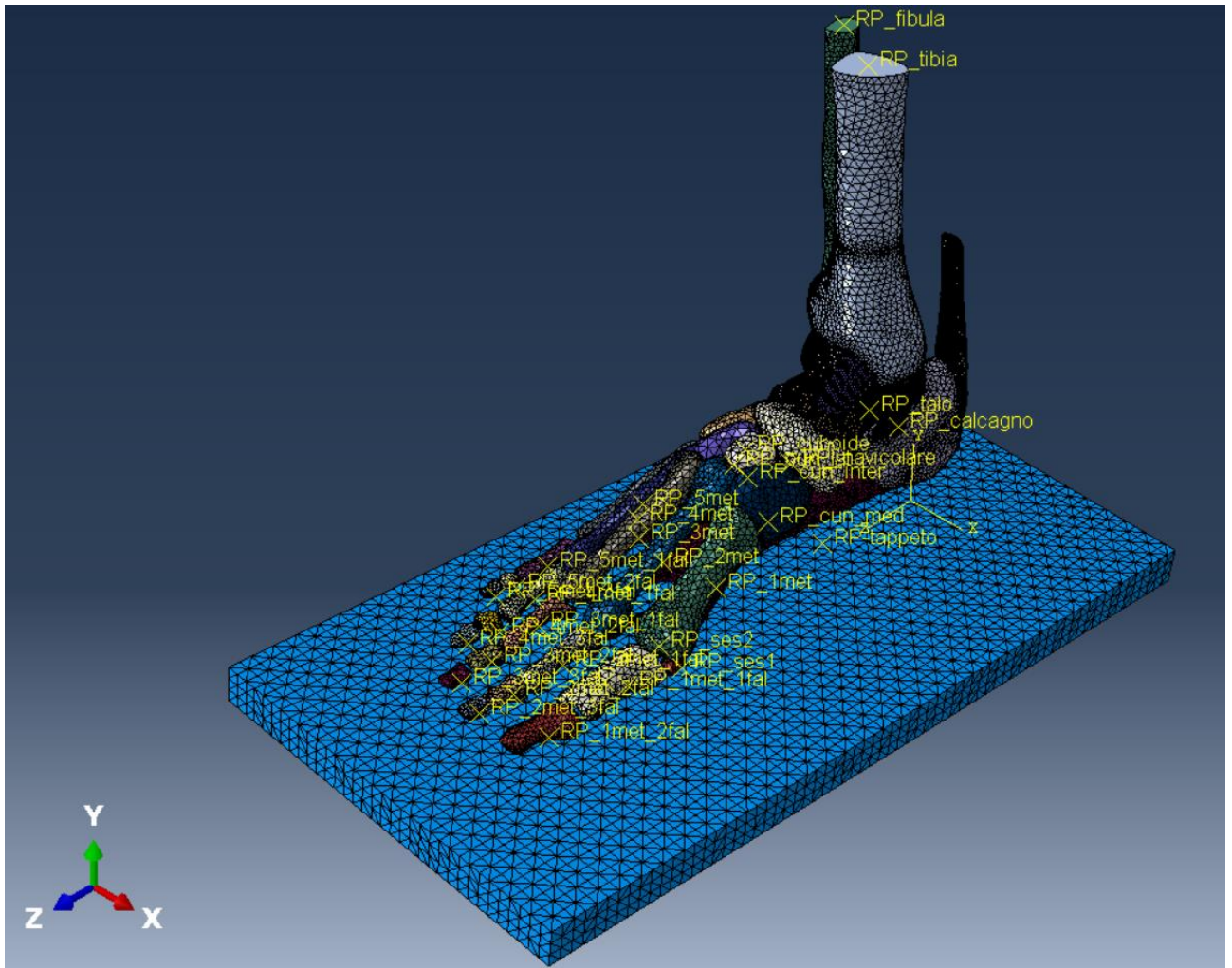


Figura 3.13 – Reference point assegnati alle rispettive ossa e alla pedana di appoggio

Il dettaglio dei *Reference Point* è fornito nelle Figure A.57 e A.58 dell'Appendice.

3.1.7. Definizione delle *Interaction Properties*

Il passo successivo è stato quello di definire cosa succede tra le diverse superfici, anche appartenenti a tessuti biologici diversi, una volta che entrano in contatto. Nel caso in esame si è scelto di definire un set di dati per il contatto tra tessuto adiposo e ossa, tra tessuto adiposo e legamenti, tra tessuto adiposo e cartilagini, tra tessuto adiposo e fascia plantare, tra tessuto adiposo e tendine d'Achille, e tra pelle del piede e pedana di appoggio; tuttavia, non sono state utilizzate le proprietà di contatto tra ossa e tessuto adiposo, e tra cartilagini e tessuto adiposo,

in quanto si è scelto di incollare questi tessuti tra loro con dei vincoli di tipo *Tie*, come spiegato in precedenza.

Le *Interaction Properties* sono state raggruppate in sei classi, per poterle modificare più agevolmente nel corso di studi futuri:

- Ossa – adiposo
- Legamenti – adiposo
- Cartilagini – adiposo
- Fascia – adiposo
- Achille – adiposo

Nei cinque casi precedenti è stato scelto un comportamento meccanico tangenziale di tipo *Frictionless*, quindi senza attrito, ipotizzando un'azione lubrificante da parte del tessuto adiposo, e un comportamento meccanico normale di tipo "*Hard*" *Contact*.

- Pelle – tappeto

In quest'ultimo caso al comportamento meccanico tangenziale si aggiunge un coefficiente d'attrito pari a 0.51.

3.1.8. Creazione delle *Interactions*

A questo punto sono state create le *Interactions* tra i seguenti elementi:

- ACHILLE – adiposo: è stata creata per l'interazione tra il tendine d'Achille e il tessuto adiposo.
- Legamenti – adiposo: è stata creata per l'interazione tra ciascuno degli undici legamenti in esame (ATFL, ATTL, ATiFL, CERV, CFL, INTERMALLEOLARE, INTRA, PTFL, PTTL, PTiFL, TCL) e il tessuto adiposo.
- FASCIA_PLANTARE – adiposo: è stata creata per l'interazione tra la fascia plantare e il tessuto adiposo.
- TAPPETO – pelle: è stata creata per l'interazione tra il piano di appoggio e la pelle del piede.

Al momento della creazione delle *Interactions*, viene richiesto di selezionare:

- La corrispondente *Interaction Property*, definita precedentemente
- Una superficie *master*, corrispondente ai materiali di rigidità maggiore, quindi i legamenti, il tendine d'Achille, la fascia plantare e la pedana di appoggio
- Una superficie *slave*, quest'ultima corrispondente ai materiali di rigidità inferiore, quindi il tessuto adiposo e la pelle.

In tutti i casi è stata scelta una formulazione di tipo *Finite Sliding*, con un metodo di discretizzazione di tipo *Node to Surface*.

Infine, sono state create anche le interazioni tra ossa e tessuto adiposo, e tra cartilagini e tessuto adiposo, in questo caso soppresse ma modificabili e utilizzabili per studi futuri.

3.1.9. Creazione delle Boundary Conditions

Successivamente sono state definite le *Boundary Conditions*, ovvero le condizioni al contorno del modello. Si è scelto di vincolare con un incastro sia la tibia che la fibula, assegnando il vincolo ai rispettivi *Reference Point*, creati in precedenza: in questo modo risultano impediti tutte le traslazioni, nonché le rotazioni. Queste condizioni sono state denominate *incastro_tibia* e *incastro_fibula*, e sono state assegnate allo *Step Initial*, e quindi propagate anche allo step successivo dell'analisi.

Successivamente è stato imposto un moto al *Reference Point* della pedana – e quindi a tutta la pedana di appoggio in quanto corpo rigido – nella direzione positiva dell'asse Y di 20 mm, in modo tale da simulare un appoggio plantare del piede, verificando poi che i risultati ottenuti fossero in un range fisiologico e realistico; sono state poi annullate le traslazioni e le rotazioni sugli altri assi. Questo vincolo è stato assegnato solamente al secondo step dell'analisi, denominandolo *spostamento_tappeto*.

3.1.10. Creazione dello Step

Il software crea in automatico uno *Step* iniziale – denominato *Initial* – in cui vengono definite tutte le condizioni al tempo zero. È stato poi creato anche un secondo *Step* – denominato *Step-1*, – impostando un'analisi *lineare statica*, con *Time Period* pari a 1 secondo, numero massimo di incrementi pari a 10000 (dimensione di incremento iniziale di 0.001, minima di 1E-05, massima di 1). In questo *Step* vengono poi propagate tutte le condizioni date allo *Step Initial*, a cui si aggiunge lo spostamento della pedana di appoggio.

3.2. Modello con Abaqus/Explicit

3.2.1. Modifica del materiale – aggiunta della densità

Nella sezione *Materials* sono stati modificati i materiali aggiungendo la densità ρ . I valori utilizzati sono i seguenti:

- Per il tessuto adiposo $\rho = 1\text{E-}09 \text{ ton/mm}^3$
- Per il tessuto cartilagineo $\rho = 1\text{E-}09 \text{ ton/mm}^3$
- Per il tessuto fasciale $\rho = 1\text{E-}09 \text{ ton/mm}^3$
- Per il tessuto legamentoso $\rho = 1\text{E-}09 \text{ ton/mm}^3$
- Per il tessuto osseo $\rho = 3\text{E-}09 \text{ ton/mm}^3$
- Per la pelle $\rho = 1\text{E-}09 \text{ ton/mm}^3$
- Per il tessuto tendineo $\rho = 1\text{E-}09 \text{ ton/mm}^3$
- Per il teflon $\rho = 1\text{E-}09 \text{ ton/mm}^3$

3.2.2. Modifica della mesh

Successivamente è stato modificato il tipo di elemento utilizzato per la *mesh*, selezionando per tutto il modello la *Element library* di tipo *Explicit* e attivando la *Second-order accuracy*. In questa sede non si attiva la *Hybrid Formulation*, in quanto per tutti i materiali $\nu \leq 0.45$.

3.2.3. Modifica delle Boundary Conditions

È stato poi modificato lo spostamento imposto alla pedana di appoggio attraverso le *Boundary Conditions*, le quali in questo caso sono tempo-dipendenti: il tempo quindi è reale, e non fittizio, ed è richiesta l'aggiunta di una curva che indichi come venga applicato il carico nel tempo. È stata scelta una curva di tipo *Tabular* con *Time/Frequency* tra 0 e 1 e *Amplitude* tra 0 e 1.

3.2.4. Modifica dello step

Infine, lo *Step-1* già esistente viene modificato nel tipo *Dynamic Explicit*, mantenendo una durata di 1 secondo.

CAPITOLO 4

Analisi dei risultati

In questo capitolo vengono riportati i risultati ottenuti nel presente lavoro di tesi, tenendo presente l'obiettivo finale dello studio, ovvero lo sviluppo di un modello agli elementi finiti che interpreti il reale comportamento meccanico del piede durante diverse attività fisiologiche, come la fase di appoggio al suolo durante la camminata. A tal proposito si è effettuata un'analisi parametrica per cercare il set di parametri dei materiali costituenti il modello, tali da identificare una risposta fisiologica del piede

In quest'ottica si è scelto di focalizzare l'attenzione sul tessuto adiposo, in particolare sulla componente sub-calcaneale dello stesso, in quanto si tratta di una regione particolarmente sollecitata nell'appoggio del piede, ed è il principale responsabile dell'entità della risposta a compressione. Si è proceduto quindi al confronto di quattro modelli del piede, variando i parametri costitutivi del tessuto adiposo per analizzarne la diversa risposta alle sollecitazioni, confrontando poi i risultati ottenuti dalle analisi computazionali con i dati ricavati dalla letteratura.

4.1. Modelli confrontati

Sono stati confrontati quattro diversi modelli solidi virtuali, come riassunto nella *Tabella 4.1*:

- Il primo modello risulta costituito da tessuti biologici tutti caratterizzati da un comportamento elastico lineare, come riportato nel *Capitolo 3* al *Paragrafo 3.1.2*.
- Il secondo modello risulta costituito da tessuti biologici caratterizzati da un comportamento iperelastico descritto dal modello alla Ogden, come riportato nel *Capitolo 3* al *Paragrafo 3.1.2*.
- Il terzo modello risulta analogo al secondo, fatta eccezione per una modifica al parametro μ relativo al tessuto adiposo.
- Il quarto modello risulta anch'esso analogo al secondo, fatta eccezione per una modifica al parametro μ relativo al tessuto adiposo.

Tabella 4.1 – Modelli e parametri costitutivi del tessuto adiposo

| Modello | Comportamento | Parametri |
|-----------------|------------------|---|
| Primo modello | Elastico lineare | $E = 1 \text{ MPa}$ $\nu = 0.4$ |
| Secondo modello | Iperelastico | $\mu = 0.00014 \text{ MPa}$ $\alpha_1 = -6$ $D_1 = 30 \text{ MPa}^{-1}$ |
| Terzo modello | Iperelastico | $\mu = 0.0021 \text{ MPa}$ $\alpha_1 = -6$ $D_1 = 30 \text{ MPa}^{-1}$ |
| Quarto modello | Iperelastico | $\mu = 0.0035 \text{ MPa}$ $\alpha_1 = -6$ $D_1 = 30 \text{ MPa}^{-1}$ |

4.2. Valutazione quantitativa delle deformazioni principali minime

È stata realizzata una simulazione di un appoggio plantare, imponendo uno spostamento in direzione verticale della pedana di appoggio: nel caso del modello elastico lineare lo spostamento imposto era pari a 10 mm, mentre per i tre modelli iperelastici 20 mm. Da questa analisi sono stati ricavati i valori di Reaction Forces (e quindi del carico applicato) – rilevate in corrispondenza degli incastri imposti su tibia e fibula – al variare della deformazione del tessuto adiposo sub-calcaneale.

Nel corso dell'analisi, Abaqus restituisce le deformazioni logaritmiche – che corrispondono alle deformazioni naturali ε^{nat} – raggiunte nei singoli incrementi, le quali vanno opportunamente trasformate in deformazioni ingegneristiche ε^{ing} attraverso la formula:

$$\varepsilon^{ing} = e^{\varepsilon^{nat}} - 1$$

Vengono di seguito riportate, in *Figura 4.1* e *Figura 4.2*, le distribuzioni delle deformazioni principali minime logaritmiche (LE, Min Principal) a livello del tessuto adiposo sub-calcaneale nei quattro modelli.

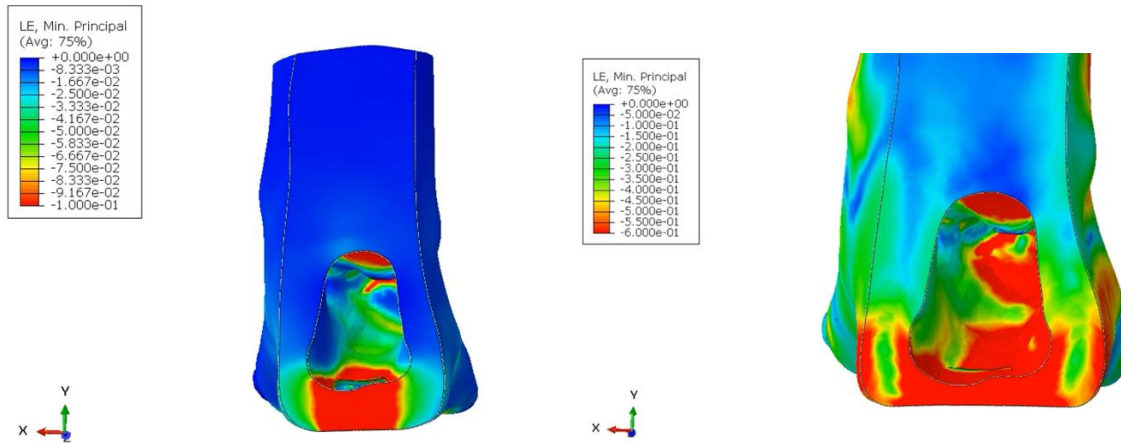


Figura 4.1 – Modello elastico lineare (a sinistra) e modello iperelastico con $\mu = 0.00014$ MPa (a destra)

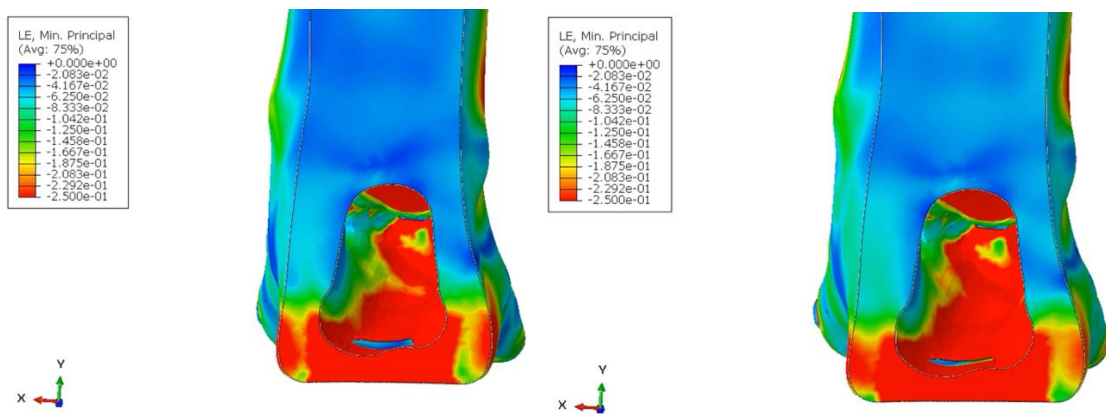


Figura 4.2 – Modello iperelastico con $\mu = 0.0021$ MPa (a sinistra) e modello iperelastico con $\mu = 0.0035$ MPa (a destra)

I valori di *Reaction Forces* vs deformazione, che hanno luogo nel corso dell'analisi, sono riportati dalla *Figura 4.3* alla *Figura 4.6*.

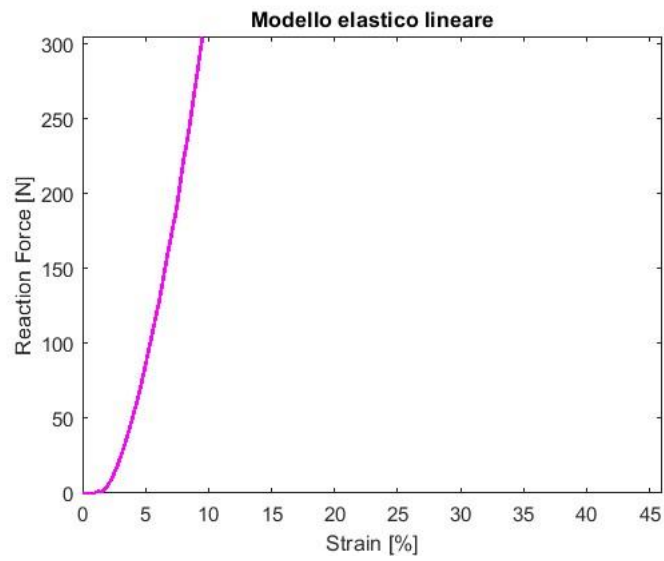


Figura 4.3 – Curva forza-deformazione per il modello elastico lineare

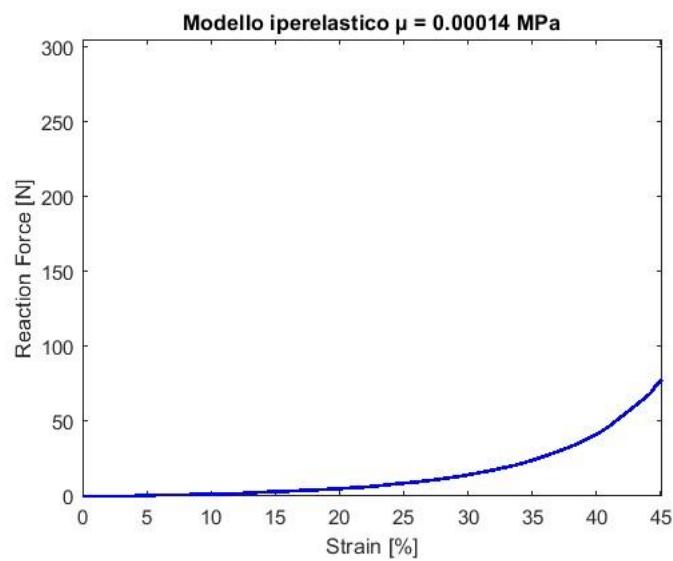


Figura 4.4 – Curva forza-deformazione per il modello iperelastico con $\mu = 0.00014$ MPa

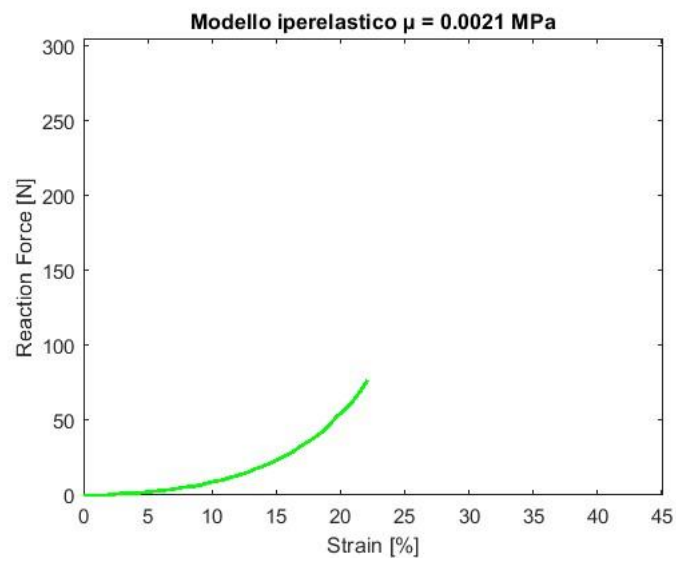


Figura 4.5 – Curva forza-deformazione per il modello iperelastico con $\mu = 0.0021$ MPa

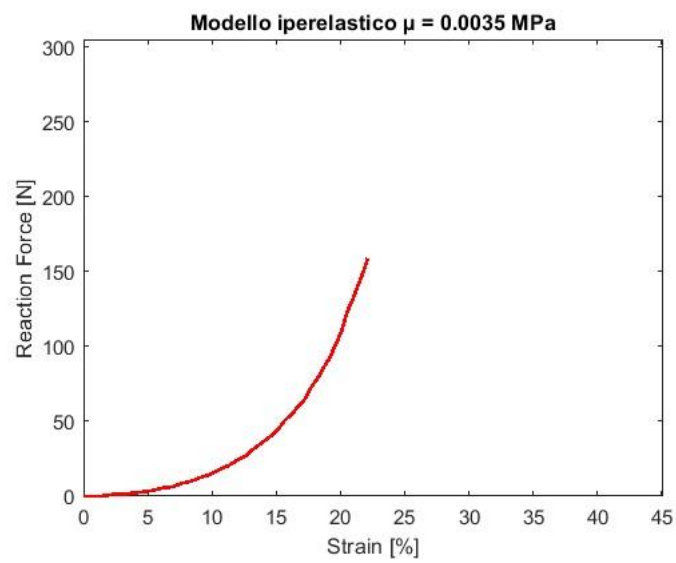


Figura 4.6 – Curva forza-deformazione per il modello iperelastico con $\mu = 0.0035$ MPa

I risultati ottenuti sono stati confrontati con i dati sperimentali ricavati da letteratura [38] e riassunti nella *Tabella 4.2*. Supponendo di considerare un individuo con indice di massa corporea (BMI) inferiore a 28, con una massa di 72 kg e un'altezza di 170 cm, si ricavano i valori dello spessore del tessuto adiposo sub-calcaneale al variare della percentuale di peso corporeo caricato sul piede. Ad esempio, considerando una frazione del 10% del peso corporeo caricata sul piede, e considerando uno spessore iniziale del tessuto adiposo sub-calcaneale di 15 mm, risulta uno spessore finale di 11.3 mm, ottenendo quindi una deformazione del 24.67%

Tabella 4.2 – Deformazione del tessuto adiposo sub-calcaneale al variare del carico imposto [38]

| Frazione di carico sul piede | Massa [kg] | Forza [N] | Spessore cuscinetto adiposo [mm] | Deformazione [] | Deformazione [%] |
|-------------------------------------|-------------------|------------------|---|------------------------|-------------------------|
| 0 | 0 | 0 | 15 | 0 | 0 |
| 10 | 7.2 | 70.63 | 11.3 | 0.2467 | 24.67 |
| 25 | 18 | 176.58 | 10.5 | 0.3 | 30 |
| 50 | 36 | 353.16 | 9.9 | 0.34 | 34 |
| 75 | 54 | 529.74 | 9.7 | 0.3533 | 35.33 |
| 100 | 72 | 706.32 | 9.7 | 0.3533 | 35.33 |

I valori di deformazione sopra riportati possono essere confrontati con i risultati ottenuti dall'analisi computazionale del piede in condizioni di appoggio monopodalico, al variare dei parametri costitutivi che definiscono il tessuto adiposo. I risultati della simulazione sono riportati nella *Tabella 4.3*.

Tabella 4.3 – Deformazione del tessuto adiposo sub-calcaneale raggiunta nell'analisi computazionale

| Modello | Reaction Force [N] | Massa [kg] | Frazione massa [%] | Deformazione [] | Deformazione [%] |
|--|---------------------------|-------------------|---------------------------|------------------------|-------------------------|
| Elastico lineare | 304.54 | 31.04 | 43.11 | 0.09516 | 9.516 |
| Iperelastico I ($\mu = 0.00014$ MPa) | 78.30 | 7.98 | 11.08 | 0.45119 | 45.119 |
| Iperelastico II ($\mu = 0.0021$ MPa) | 76.76 | 7.82 | 10.86 | 0.2212 | 22.12 |
| Iperelastico III ($\mu = 0.0035$ MPa) | 158.97 | 16.20 | 22.5 | 0.2212 | 22.12 |

Da questo primo confronto (*Figura 4.7*) si evince come il modello elastico lineare non sia adatto a descrivere il comportamento meccanico del tessuto adiposo, essendo le deformazioni raggiunte ben distanti dai risultati sperimentali. Diverso è per i modelli iperelastici, che, con una variazione opportuna del parametro μ , restituiscono valori di deformazione che si avvicinano di più alla realtà. I modelli iperelastici II e III risultano migliori in quanto presentano, a parità di reaction forces, livelli deformativi che più si avvicinano a quelli riportati in letteratura.

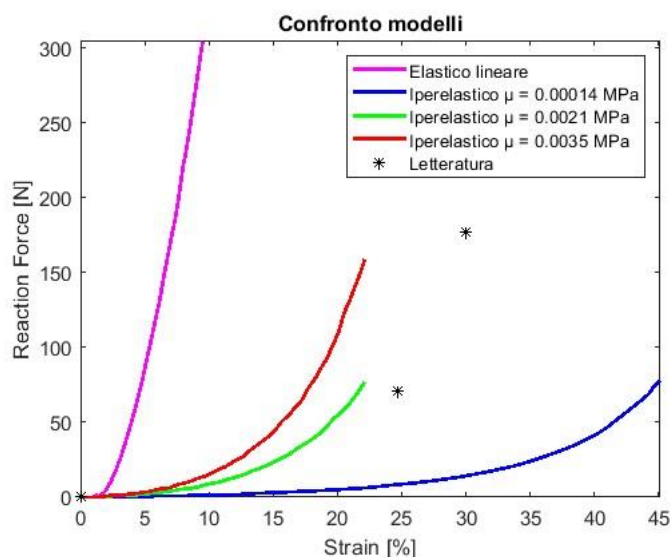


Figura 4.7 – Confronto tra le curve forza-deformazione relative ai quattro modelli

Per completezza si introduce anche una stima dell'entità delle deformazioni per condizioni di carico più elevate e più vicine a quelle relative ad un appoggio monopodalico fisiologico, ottenibili per mezzo di un fit con la funzione esponenziale crescente riportata di seguito:

$$y = a \cdot (e^{bx} - 1)$$

In questo modo è possibile prevedere quale sia il set ottimale di parametri costitutivi.

Dalla Figura 4.8 alla Figura 4.11 sono riportati i dati deformazione previsti per valori più elevati di *Reaction Forces* supposti a livello degli incastrati di tibia e fibula. Dalla Tabella 4.4 alla Tabella 4.7 vengono riportate le deformazioni stimate per step di carico intermedi.

Tabella 4.4 – Previsione delle deformazioni intermedie per il modello elastico lineare

| Reaction Force [N] | Massa [kg] | Frazione massa [%] | Deformazione [] | Deformazione [%] |
|-----------------------|---------------|-----------------------|--------------------|---------------------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 71.57 | 7.3 | 10.13 | 0.046 | 4.6 |
| 174.66 | 17.8 | 24.72 | 0.073 | 7.3 |
| 356.16 | 36.31 | 50.43 | 0.099 | 9.9 |
| 524.88 | 53.50 | 74.31 | 0.114 | 11.4 |
| 710.61 | 72.43 | 100 | 0.126 | 12.6 |

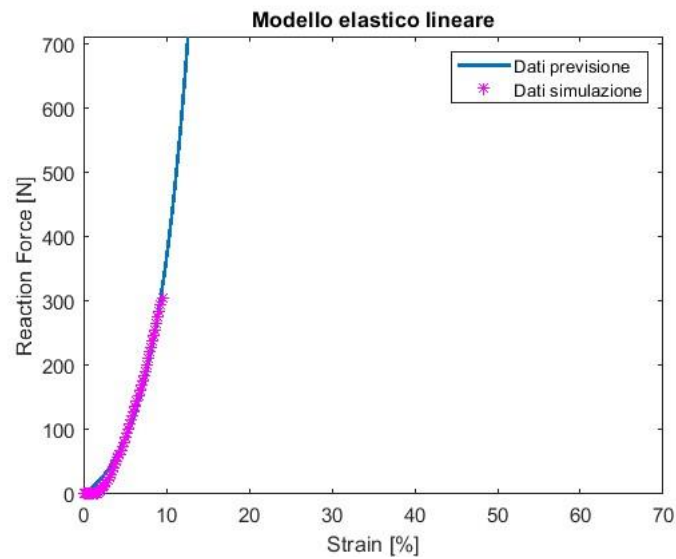


Figura 4.8 – Previsione delle deformazioni per il modello elastico lineare

Tabella 4.5 – Previsione delle deformazioni intermedie per il modello iperelastico con $\mu = 0.00014$ MPa

| Reaction Force [N] | Massa [kg] | Frazione massa [%] | Deformazione [mm] | Deformazione [%] |
|-----------------------|---------------|-----------------------|----------------------|---------------------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 71.13 | 7.25 | 10.07 | 0.454 | 45.4 |
| 174.25 | 17.76 | 24.67 | 0.542 | 54.2 |
| 354.44 | 36.13 | 50.18 | 0.612 | 61.2 |
| 526.18 | 53.64 | 74.5 | 0.651 | 65.1 |
| 712.95 | 72.68 | 100 | 0.681 | 68.1 |

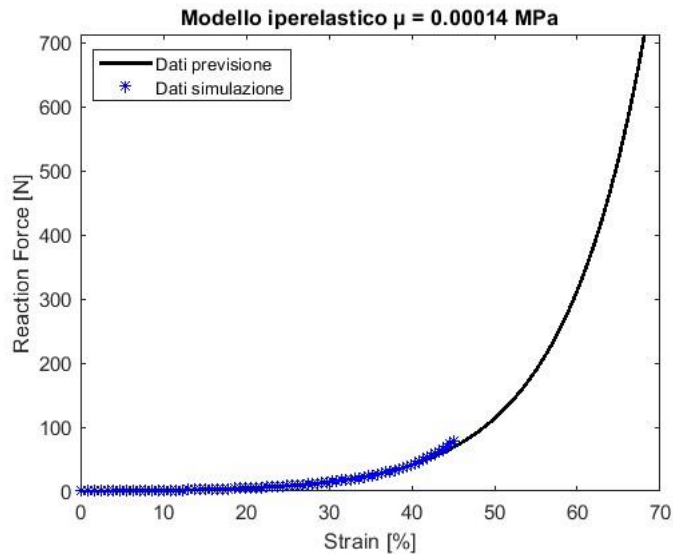


Figura 4.9 – Previsione delle deformazioni per il modello iperelastico con $\mu = 0.00014$ MPa

Tabella 4.6 – Previsione delle deformazioni intermedie per il modello iperelastico con $\mu = 0.0021$

MPa

| Reaction Force [N] | Massa [kg] | Frazione massa [%] | Deformazione [] | Deformazione [%] |
|-----------------------|---------------|-----------------------|--------------------|---------------------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 71.7 | 7.31 | 10.15 | 0.227 | 22.7 |
| 173.93 | 17.73 | 24.63 | 0.271 | 27.1 |
| 355.13 | 36.30 | 50.28 | 0.315 | 31.5 |
| 523.38 | 53.35 | 74.1 | 0.339 | 33.9 |
| 711.15 | 72.49 | 100 | 0.358 | 35.8 |

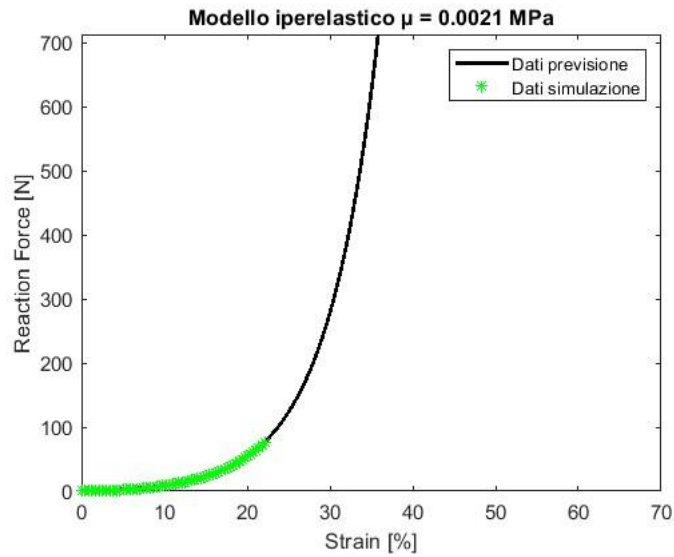


Figura 4.10 – Previsione delle deformazioni per il modello iperelastico con $\mu = 0.0021$ MPa

Tabella 4.7 – Previsione delle deformazioni intermedie per il modello iperelastico con $\mu = 0.0035$ MPa

| Reaction Force [N] | Massa [kg] | Frazione massa [%] | Deformazione [] | Deformazione [%] |
|-----------------------|---------------|-----------------------|--------------------|---------------------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 71.64 | 7.3 | 10.14 | 0.177 | 17.7 |
| 172.06 | 17.54 | 24.36 | 0.225 | 22.5 |
| 352.88 | 35.97 | 50 | 0.265 | 26.5 |
| 522.65 | 53.28 | 74 | 0.287 | 28.7 |
| 707.5 | 72.12 | 100 | 0.304 | 30.4 |

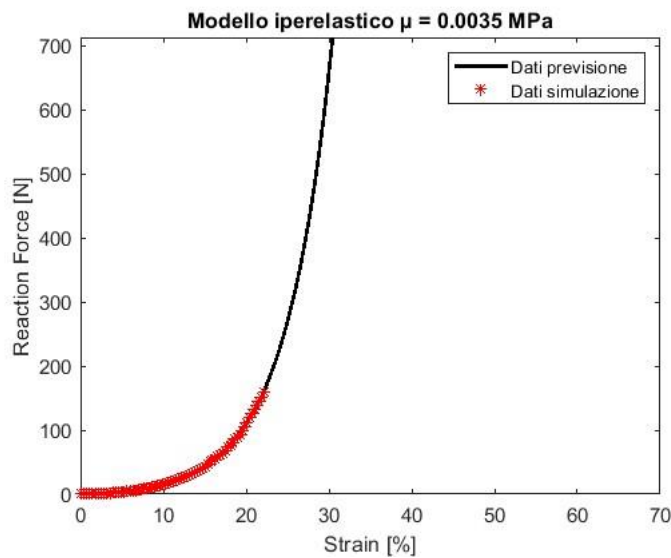


Figura 4.11 – Previsione delle deformazioni per il modello iperelastico con $\mu = 0.0035$ MPa

Ancora una volta si vede come il modello elastico lineare non sia adatto a descrivere la risposta meccanica del tessuto adiposo. Inoltre si osserva che, a diverse condizioni di carico imposte sul piede, il modello che restituisce valori di deformazione del tessuto adiposo sub-calcaneale più simili a quelli sperimentali risulta essere quello iperelastico con $\mu = 0.0021$ MPa. Infatti, per tale modello, in condizioni di appoggio completo del piede, si raggiunge una deformazione del 35.8 %, coerente con i dati ricavati da letteratura, dove la deformazione è compresa tra il 35% e il 50% [38, 39].

4.3. Valutazione qualitativa delle distribuzioni delle deformazioni e delle tensioni principali minime

Vengono ora riportate le distribuzioni delle deformazioni e delle tensioni principali minime, al fine di farne una valutazione qualitativa nei quattro modelli. Per il modello elastico lineare si considera l'istante relativo a una variazione dello spessore del tessuto adiposo sub-calcaneale del 10% rispetto alla condizione indeformata, mentre per i tre modelli iperelastici si fa riferimento all'istante relativo a una variazione del 20%.

4.3.1. Deformazioni principali minime

Si riportano le deformazioni principali minime in corrispondenza di una sezione frontale a livello del calcagno per i quattro modelli (*Figura 4.12 e Figura 4.13*).

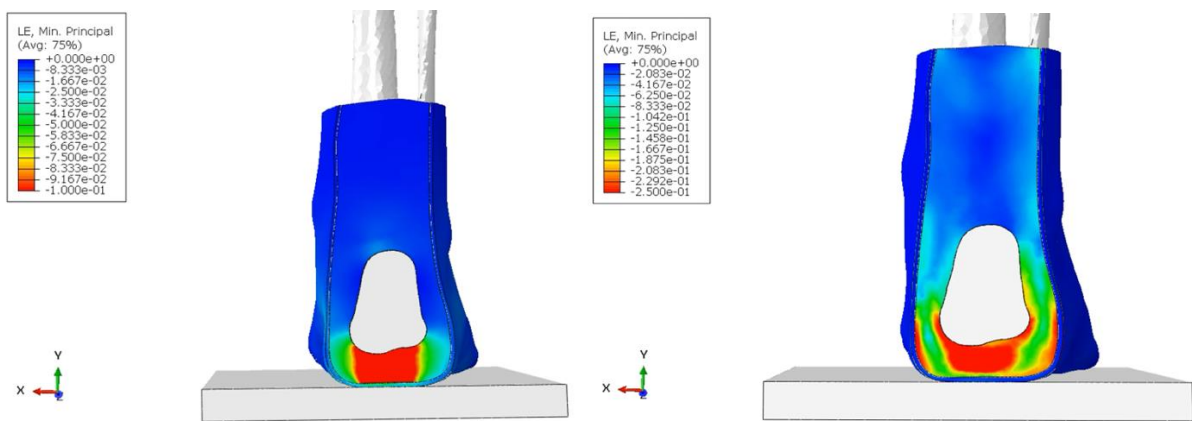


Figura 4.12 – Distribuzione delle deformazioni principali minime nel modello elastico lineare (a sinistra) e nel modello iperelastico con $\mu = 0.00014$ MPa (a destra)

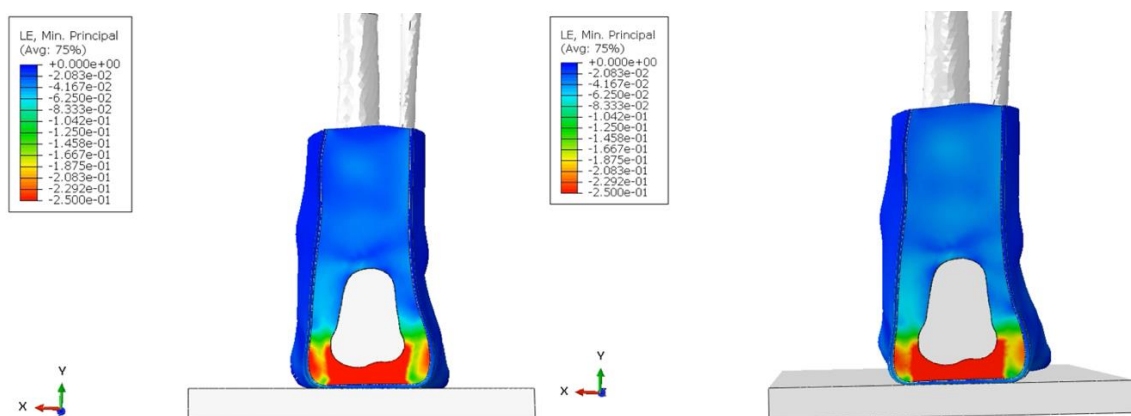


Figura 4.13 – Distribuzione delle deformazioni principali minime nel modello iperelastico con $\mu = 0.0021$ MPa (a sinistra) e nel modello iperelastico con $\mu = 0.0035$ MPa (a destra)

Si riportano le deformazioni principali minime in corrispondenza di una sezione frontale a livello delle ossa sesamoidi per i quattro modelli (*Figura 4.14 e Figura 4.15*).

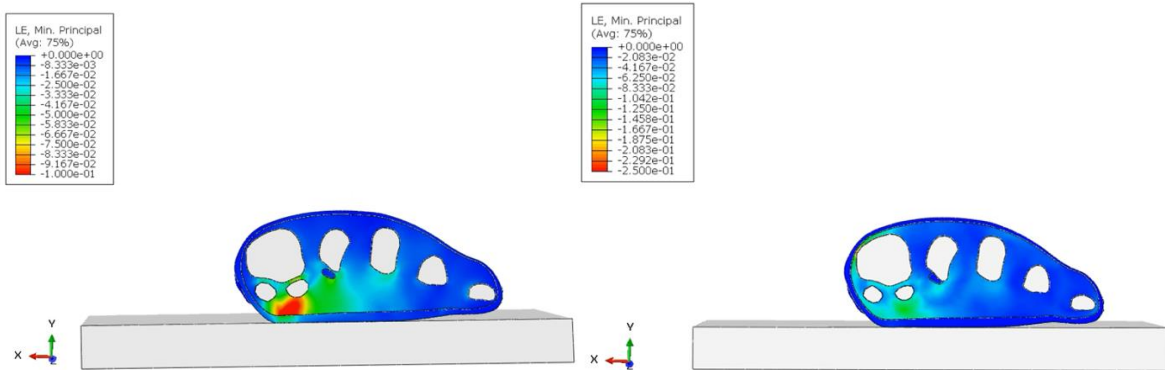


Figura 4.14 – Distribuzione delle deformazioni principali minime nel modello elastico lineare (a sinistra) e nel modello iperelastico con $\mu = 0.00014$ MPa (a destra)

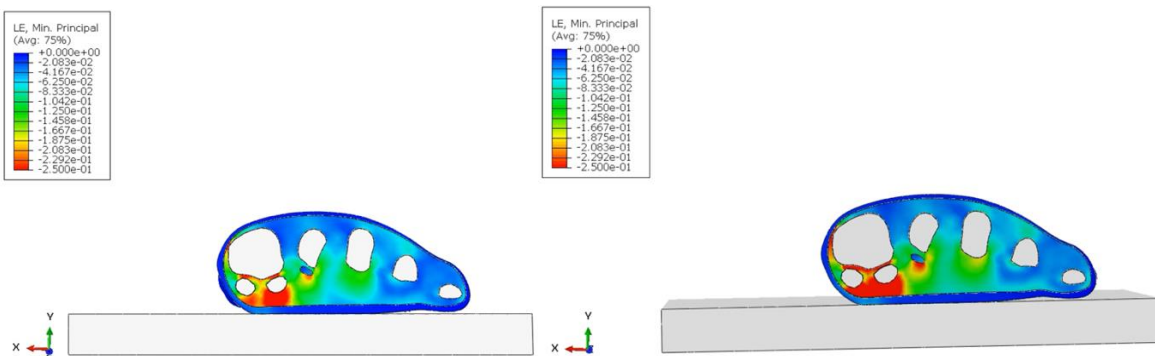


Figura 4.15 – Distribuzione delle deformazioni principali minime nel modello iperelastico con $\mu = 0.0021$ MPa (a sinistra) e nel modello iperelastico con $\mu = 0.0035$ MPa (a destra)

Si riportano le deformazioni principali minime in corrispondenza di una sezione sagittale a livello di calcagno, talo, navicolare e secondo metatarsale per i quattro modelli (dalla *Figura 4.16* alla *Figura 4.19*).

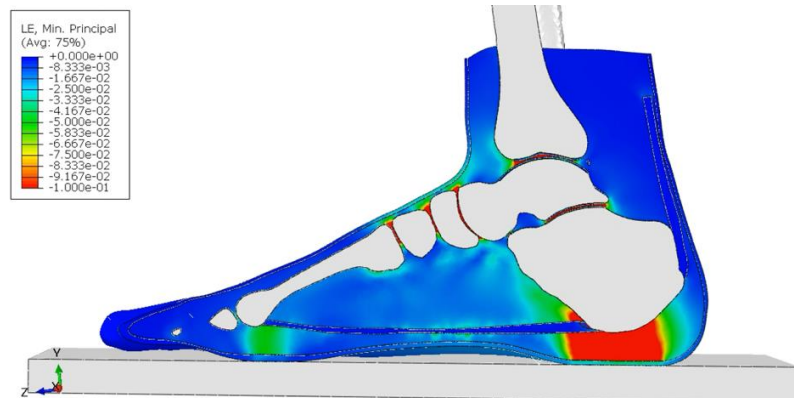


Figura 4.16 – Distribuzione delle deformazioni principali minime nel modello elastico lineare

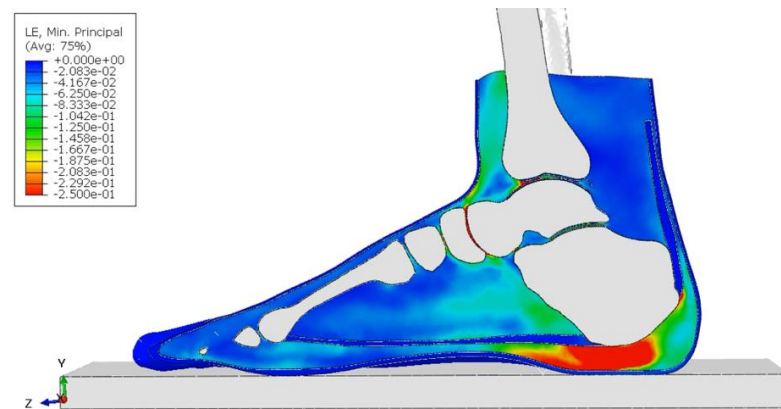


Figura 4.17 – Distribuzione delle deformazioni principali minime nel modello iperelastico con $\mu = 0.00014 \text{ MPa}$

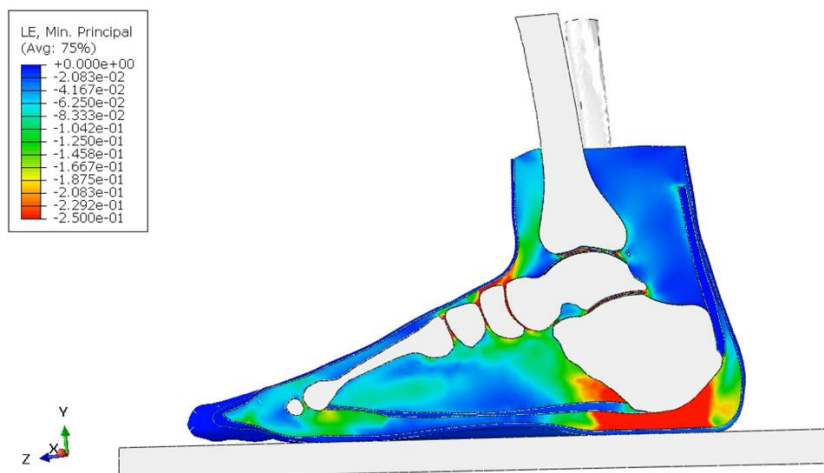


Figura 4.18 – Distribuzione delle deformazioni principali minime nel modello iperelastico con $\mu = 0.0021 \text{ MPa}$

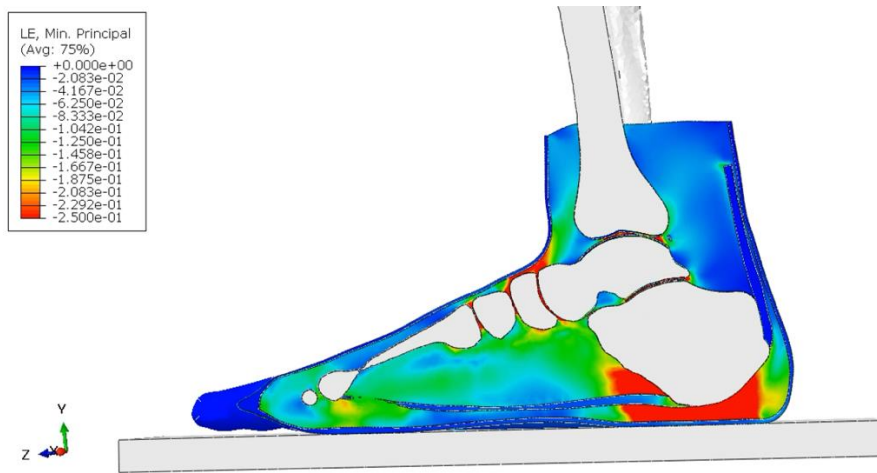


Figura 4.19 – Distribuzione delle deformazioni principali minime nel modello iperelastico con $\mu = 0.0035 \text{ MPa}$

4.3.2. Tensioni principali minime

Si riportano le tensioni principali minime in corrispondenza di una sezione frontale a livello del calcagno per i quattro modelli (Figura 4.20 e Figura 4.21).

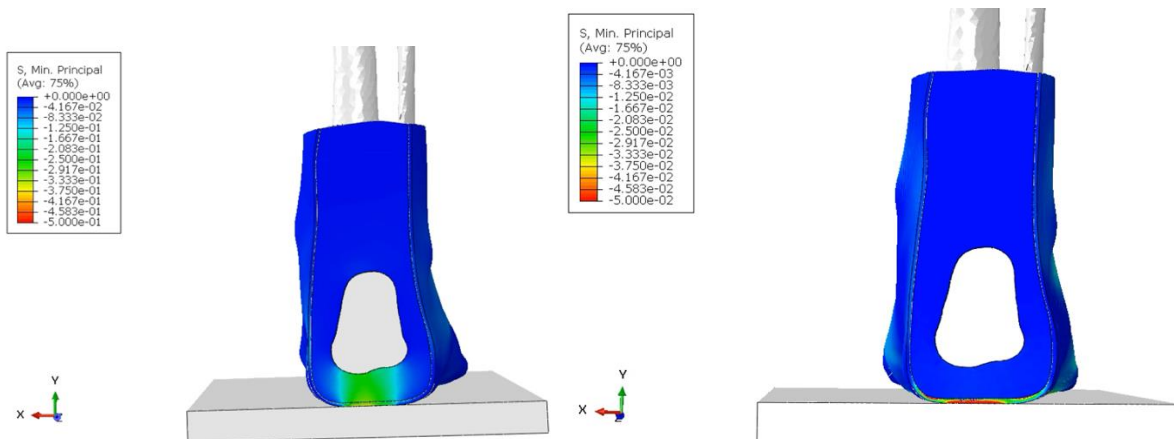


Figura 4.20 – Distribuzione delle tensioni principali minime nel modello elastico lineare (a sinistra) e nel modello iperelastico con $\mu = 0.00014 \text{ MPa}$ (a destra)

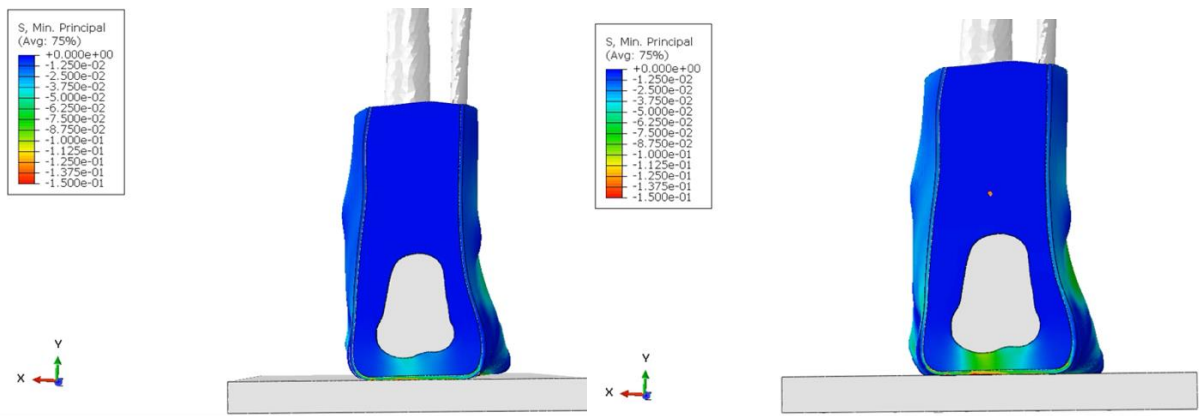


Figura 4.21 – Distribuzione delle tensioni principali minime nel modello iperelastico con $\mu = 0.0021$ MPa (a sinistra) e nel modello iperelastico con $\mu = 0.0035$ MPa (a destra)

Si riportano le tensioni principali minime in corrispondenza di una sezione frontale a livello delle ossa sesamoidi per i quattro modelli (Figura 4.22 e Figura 4.23).

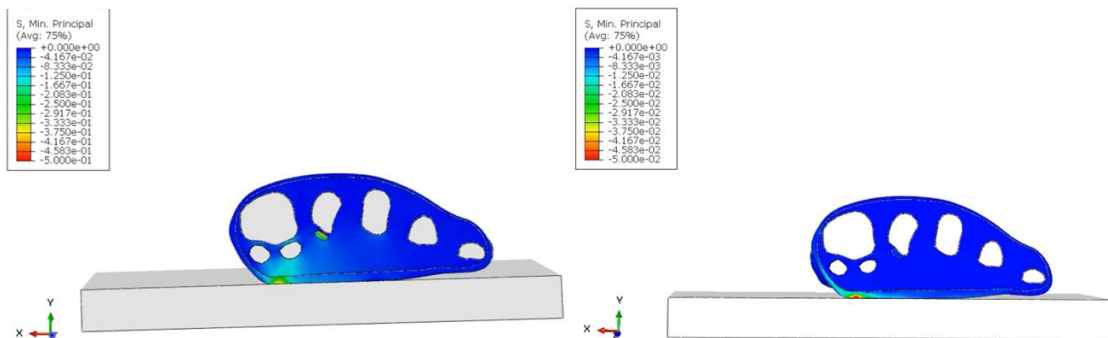


Figura 4.22 – Distribuzione delle tensioni principali minime nel modello elastico lineare (a sinistra) e nel modello iperelastico con $\mu = 0.00014$ MPa (a destra)

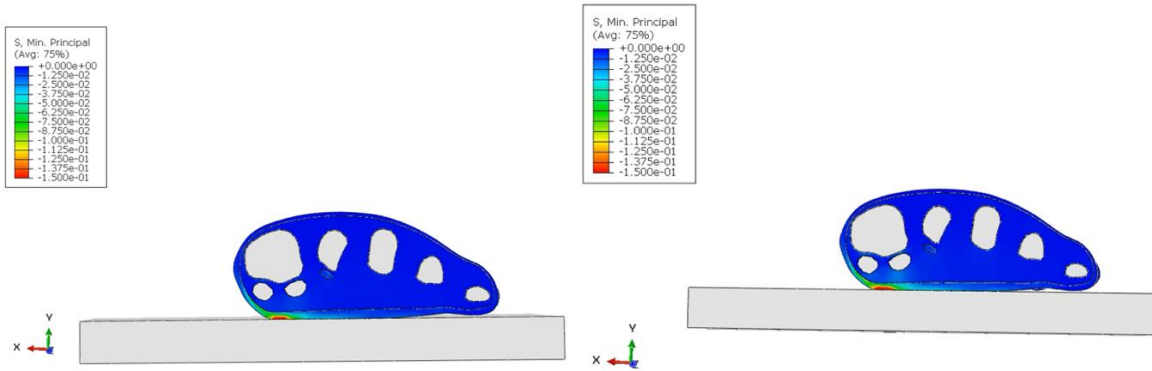


Figura 4.23 – Distribuzione delle tensioni principali minime nel modello iperelastico con $\mu = 0.0021$ MPa (a sinistra) e nel modello iperelastico con $\mu = 0.0035$ MPa (a destra)

Si riportano le tensioni principali minime in corrispondenza di una sezione sagittale a livello di calcagno, talo, navicolare e secondo metatarsale per i quattro modelli (dalla Figura 4.24 alla Figura 4.27).



Figura 4.24 – Distribuzione delle tensioni principali minime nel modello elastico lineare

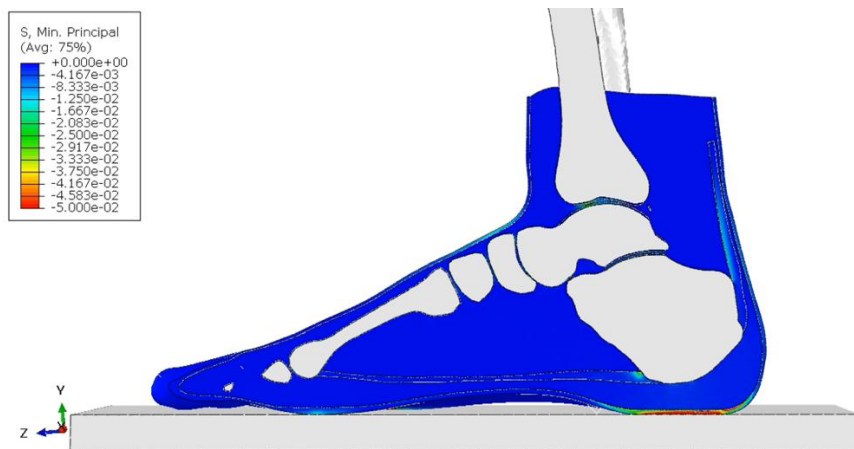


Figura 4.25 – Distribuzione delle tensioni principali minime nel modello iperelastico con $\mu = 0.00014$ MPa

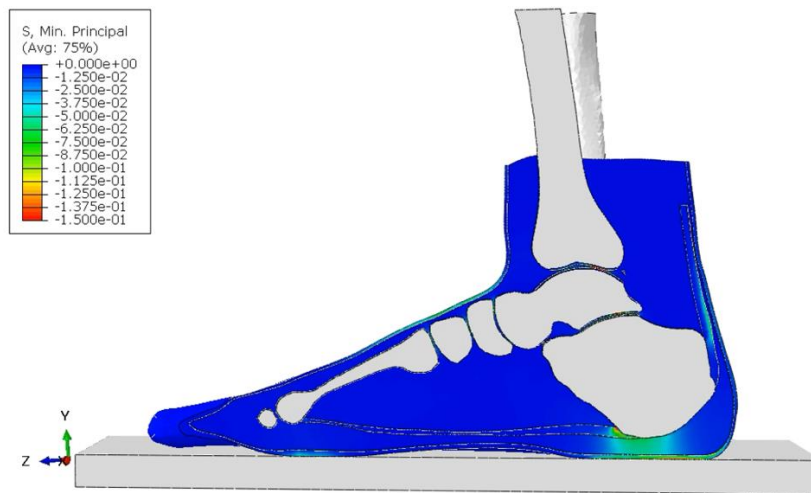


Figura 4.26 – Distribuzione delle tensioni principali minime nel modello iperelastico con $\mu = 0.0021$ MPa



Figura 4.27 – Distribuzione delle tensioni principali minime nel modello iperelastico con $\mu = 0.0035$ MPa

Dalle immagini sopra riportate si osserva come risultino più deformate:

- la regione posta inferiormente rispetto al calcagno;
- la regione compresa tra la tibia e il talo, tra la cartilagine della tibia e la cartilagine superiore del talo, corrispondente alla zona di scarico del peso corporeo dalla gamba al piede;
- la regione compresa tra la porzione inferiore del talo e la porzione superiore del calcagno, in corrispondenza della cartilagine anteriore del talo e della cartilagine anteriore del calcagno;
- la regione compresa tra il talo e il navicolare e tra il navicolare e i cuneiformi, zone in cui il carico viene trasmesso dal retropiede al mediopiede;
- La regione compresa tra il piano d'appoggio e le ossa sesamoidi;

Conclusioni e prospettive future

I modelli computazionali, una volta definita la geometria del distretto anatomico e i parametri costitutivi che definiscono la risposta meccanica dei tessuti costituenti, sono utili per ottenere informazioni che le prove sperimentali non possono fornire, ad esempio in condizioni di sollecitazioni meccaniche più complesse di quelle realizzabili in laboratorio. Realizzato il modello, è possibile variare le condizioni al contorno, simulare diversi tipi di prove, e valutare tensioni e deformazioni interne al tessuto. Tuttavia, per arrivare a questo risultato, bisogna definire in modo preciso i parametri costitutivi assegnati ai materiali costituenti un modello, in modo tale che i risultati delle analisi computazionali rappresentino nel modo più fedele possibile quelli che si otterrebbero nelle prove sperimentali. Nel caso del modello solido virtuale del piede realizzato nel corso di questa tesi, si è focalizzata l'attenzione sul tessuto adiposo, definendone la risposta meccanica andando a osservare le deformazioni nella sua componente sub-calcaneale in diverse condizioni di carico. Restano però da definire tutti gli altri tessuti biologici – i legamenti, le cartilagini, le ossa, i tendini e la pelle – in modo tale da ottenere un modello completo e interamente definito. Si possono riscontrare, tuttavia, ulteriori complicazioni: nel caso di questa tesi le analisi non sono arrivate al termine, restituendo solamente risultati parziali, relativi a condizioni di carico di bassa entità. Tali problematiche di convergenza possono essere correlate al tipo di mesh che è stata realizzata sulle diverse componenti solidi virtuali, rendendosi quindi necessaria una revisione della stessa, in particolare nelle regioni di contatto tra tessuti meno rigidi, come ad esempio il tessuto adiposo, e tessuti più rigidi, come il tessuto osseo.

Una volta risolte queste problematiche, si potrà arrivare ad ottenere un modello capace di simulare condizioni di carico fisiologiche, tra cui quelle rilevate durante attività come la camminata, il salto, o la corsa. In aggiunta, sarà possibile associare al piede diversi tipi di soles, variando anche il tipo di terreno di appoggio, in modo tale da analizzare la diversa risposta meccanica del piede a seconda dei materiali con cui interagisce e al variare delle condizioni di carico.

Quanto fatto finora, insomma, è solo un piccolo – ma importante – passo che porta a numerose possibilità nel mondo della ricerca.

Appendice

Materiali aggiuntivi

A.1. Componenti scheletriche del modello del piede

A.1.1. Primo osso metatarsale

Nel modello è stato denominato *AIMET*.

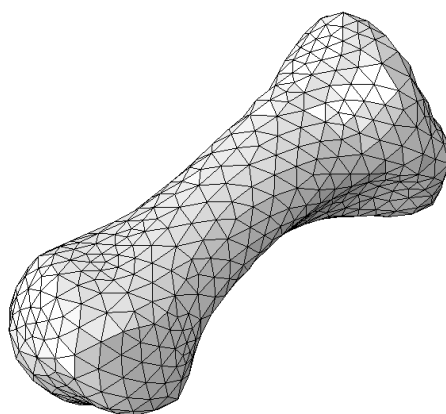


Figura A.1 – Modello solido virtuale del primo osso metatarsale

A.1.2. Falange prossimale del primo dito

Nel modello è stata denominata *AIMET_FAL1*.

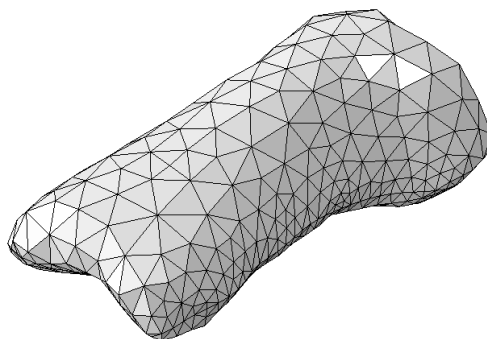


Figura A.2 – Modello solido virtuale della falange prossimale del primo dito

A.1.3. Falange distale del primo dito

Nel modello è stata denominata *AIMET_FAL2*.

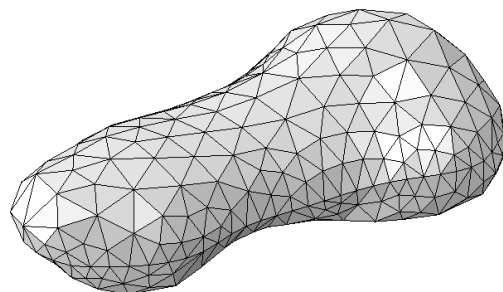


Figura A.3 – Modello solido virtuale della falange distale del primo dito

A.1.4. Secondo osso metatarsale

Nel modello è stato denominato *A2MET*.

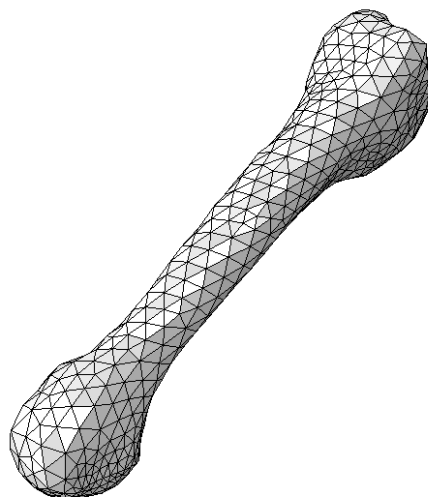


Figura A.4 – Modello solido virtuale del secondo osso metatarsale

A.1.5. Falange prossimale del secondo dito

Nel modello è stata denominata *A2MET_FAL1*.

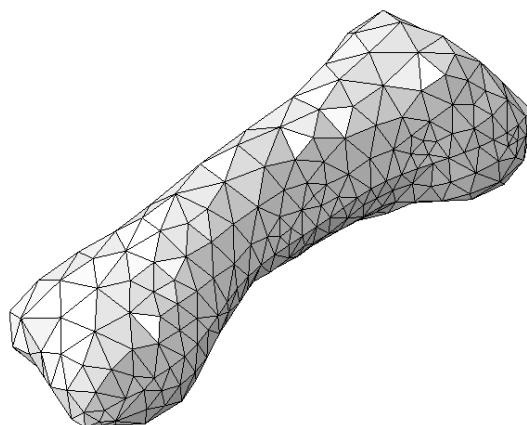


Figura A.5 – Modello solido virtuale della falange prossimale del secondo dito

A.1.6. Falange intermedia del secondo dito

Nel modello è stata denominata *A2MET_FAL2*.

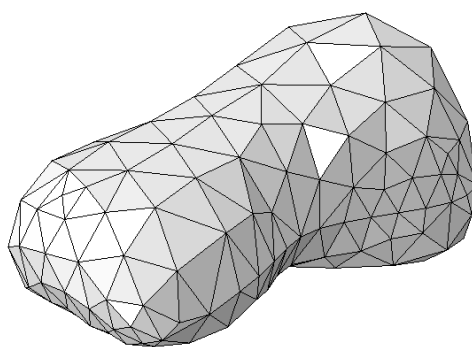


Figura A.6 – Modello solido virtuale della falange intermedia del secondo dito

A.1.7. Falange distale del secondo dito

Nel modello è stata denominata *A2MET_FAL3*.

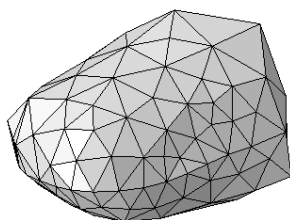


Figura A.7 – Modello solido virtuale della falange distale del secondo dito

A.1.8. Terzo osso metatarsale

Nel modello è stato denominato *A3MET*.

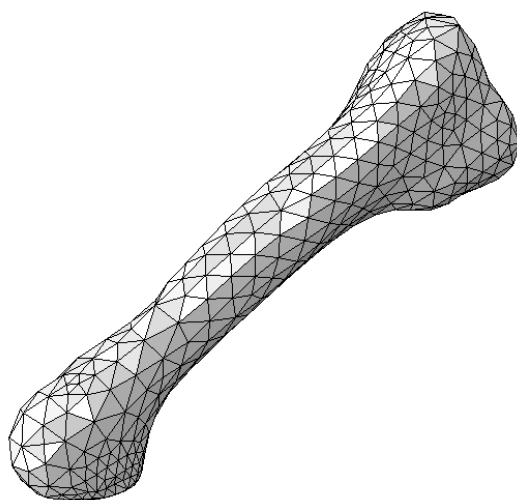


Figura A.8 – Modello solido virtuale del terzo osso metatarsale

A.1.9. Falange prossimale del terzo dito

Nel modello è stata denominata *A3MET_FAL1*.

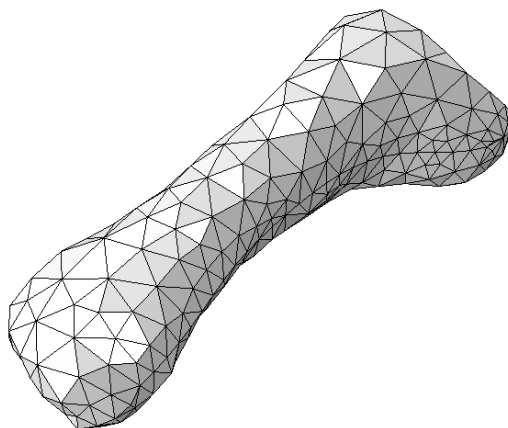


Figura A.9 – Modello solido virtuale della falange prossimale del terzo dito

A.1.10. Falange intermedia del terzo dito

Nel modello è stata denominata *A3MET_FAL2*.

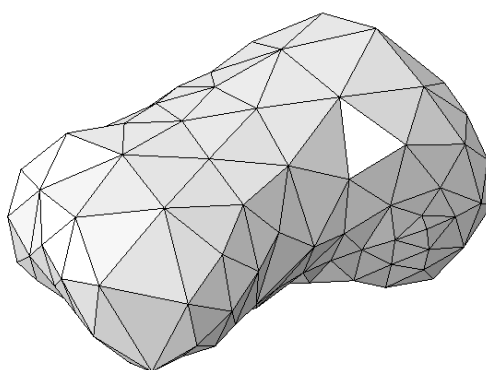


Figura A.10 – Modello solido virtuale della falange intermedia del terzo dito

A.1.11. Falange distale del terzo dito

Nel modello è stata denominata *A3MET_FAL3*.

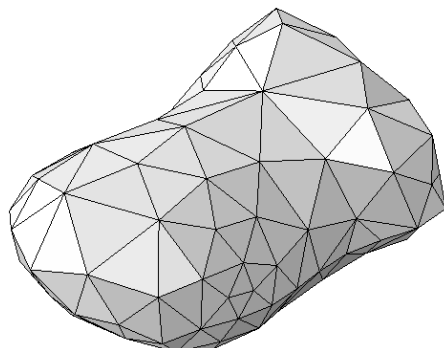


Figura A.11 – Modello solido virtuale della falange distale del terzo dito

A.1.12. Quarto osso metatarsale

Nel modello è stato denominato *A4MET*.

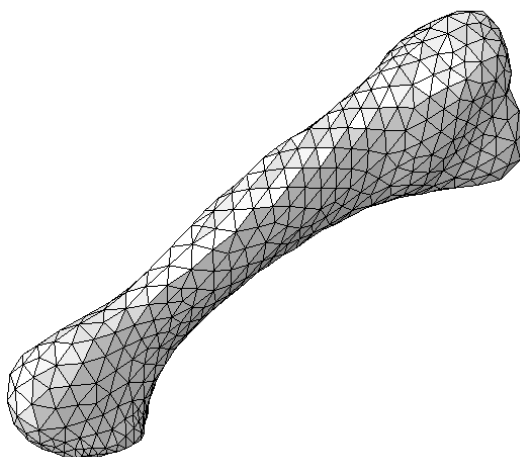


Figura A.12 – Modello solido virtuale del quarto osso metatarsale

A.1.13. Falange prossimale del quarto dito

Nel modello è stata denominata *A4MET_FAL1*.

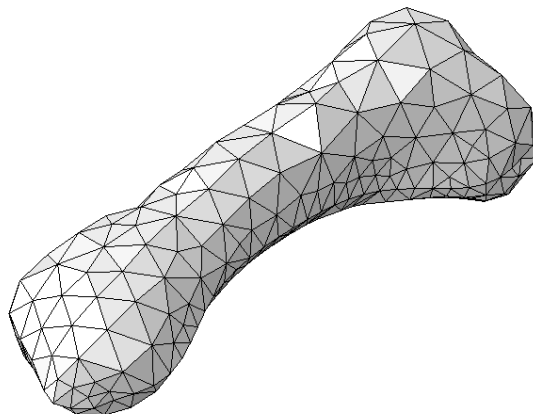


Figura A.13 – Modello solido virtuale della falange prossimale del quarto dito

A.1.14. Falange intermedia del quarto dito

Nel modello è stata denominata *A4MET_FAL2*.

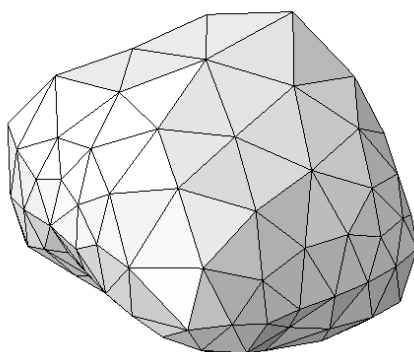


Figura A.14 – Modello solido virtuale della falange intermedia del quarto dito

A.1.15. Falange distale del quarto dito

Nel modello è stata denominata *A4MET_FAL3*.

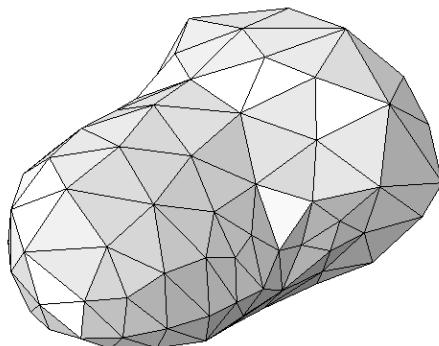


Figura A.15 – Modello solido virtuale della falange distale del quarto dito

A.1.16. Quinto osso metatarsale

Nel modello è stato denominato *A5MET*.

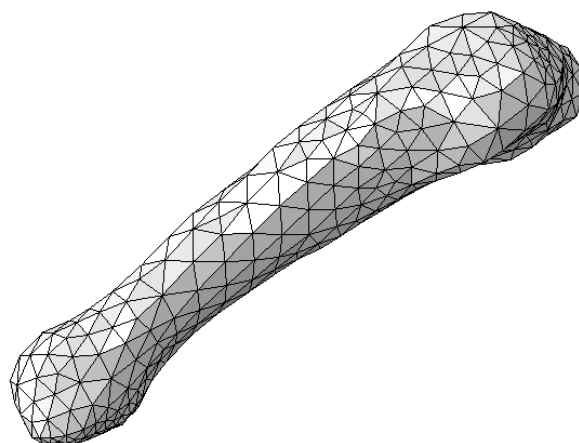


Figura A.16 – Modello solido virtuale del quinto osso metatarsale

A.1.17. Falange prossimale del quinto dito

Nel modello è stata denominata *A5MET_FAL1*.

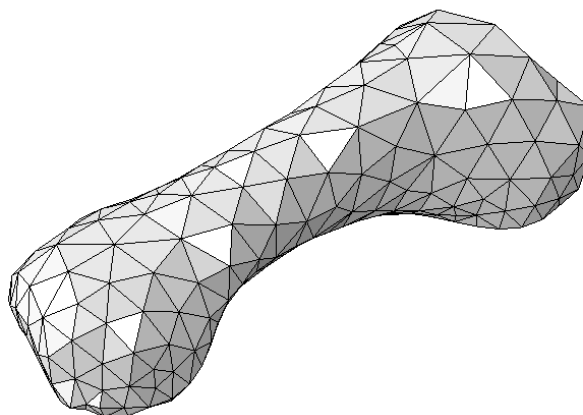


Figura A.17 – Modello solido virtuale della falange prossimale del quinto dito

A.1.18. Falange intermedia del quinto dito

Nel modello è stata denominata *A5MET_FAL2*.

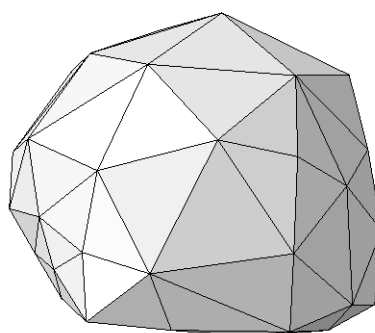


Figura A.18 – Modello solido virtuale della falange intermedia del quinto dito

A.1.19. Falange distale del quinto dito

Nel modello è stata rinominata *A5MET_FAL3*.

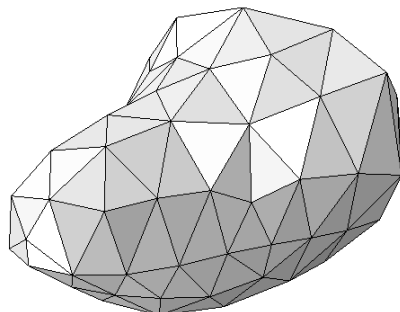


Figura A.19 – Modello solido virtuale della falange distale del quinto dito

A.1.20. Calcagno

Nel modello è stato denominato *calcagno*.

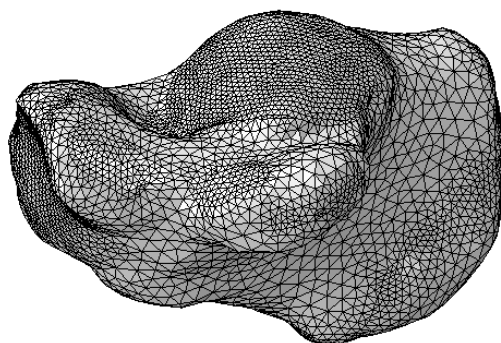


Figura A.20 – Modello solido virtuale del calcagno

A.1.21. Talo

Nel modello solido è stato denominato *talo*.

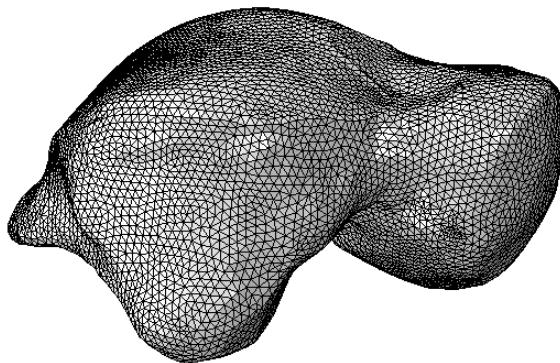


Figura A.21 – Modello solido virtuale del talo

A.1.22. Navicolare

Nel modello è stato denominato *nav*.

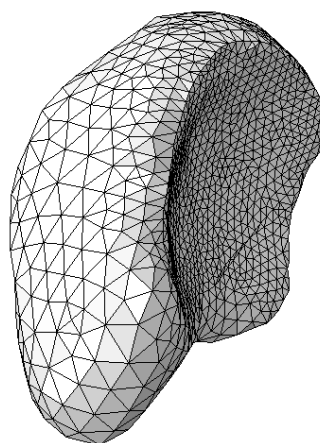


Figura A.22 – modello solido virtuale del talo

A.1.23. Cuboide

Nel modello è stato denominato *cuboide*.

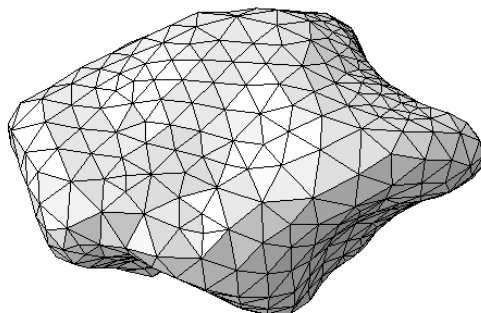


Figura A.23 – Modello solido virtuale del cuboide

A.1.24. Cuneiforme mediale

Nel modello è stato denominato *cun3*.

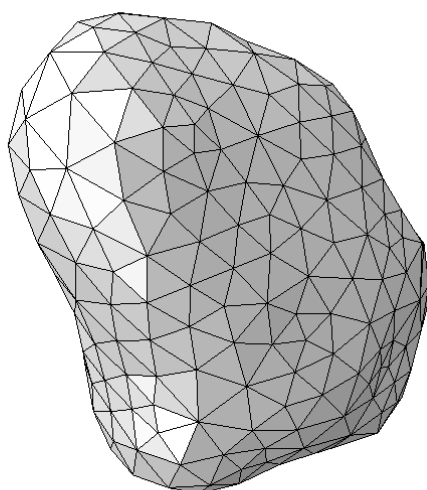


Figura A.24 – Modello solido virtuale del cuneiforme mediale

A.1.25. Cuneiforme intermedio

Nel modello è stato denominato *cun2*.

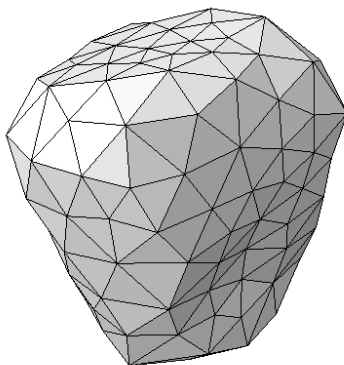


Figura A.25 – modello solido virtuale del cuneiforme intermedio

A.1.26. Cuneiforme laterale

Nel modello è stato denominato *cun1*.

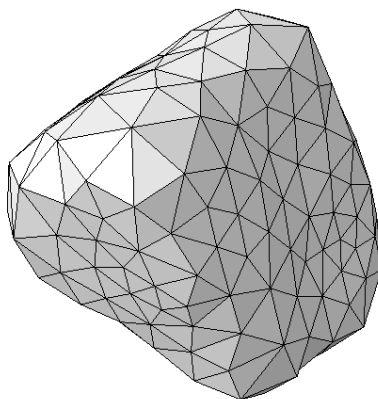


Figura A.26 – Modello solido virtuale del cuneiforme laterale

A.1.27. Fibula

Nel modello è stata denominata *fibula*.



Figura A.27 – Modello solido virtuale della fibula

A.1.28. Tibia

Nel modello è stata denominata *tibia*.

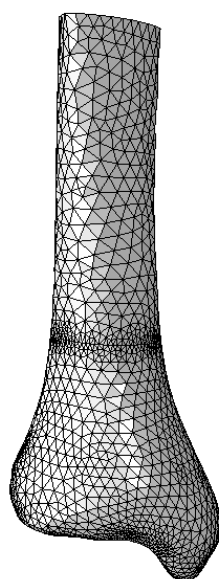


Figura A.28 – modello solido virtuale della tibia

A.1.29. Sesamoide mediale

Nel modello è stato denominato *ses1*.

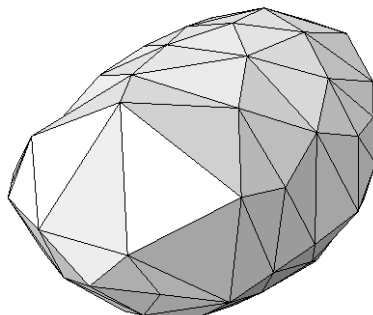


Figura A.29 – Modello solido virtuale del sesamoide mediale

A.1.30. Sesamoide laterale

Nel modello è stato denominato *ses2*.

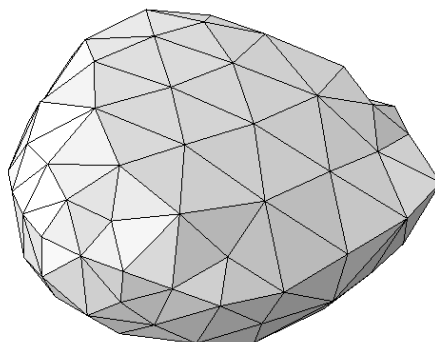


Figura A.30 – Modello solido virtuale del sesamoide laterale

A.2. Componenti legamentose del modello del piede

A.2.1. Legamento talofibulare anteriore

Nel modello è stato denominato *ATFL*.

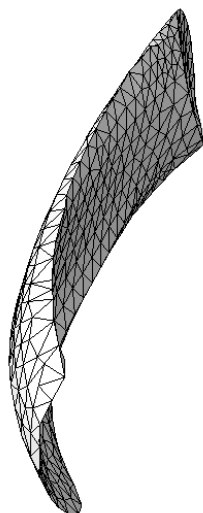


Figura A.31 – Modello solido virtuale del legamento talofibulare anteriore

A.2.2. Legamento tibiotalare anteriore

Nel modello è stato denominato *ATTL*.

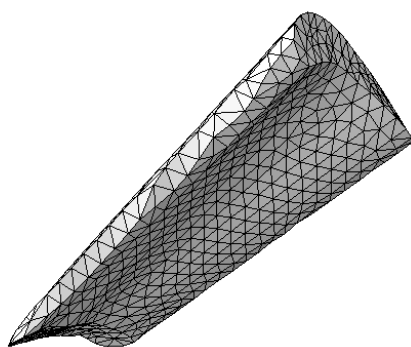


Figura A.32 – Modello solido virtuale del legamento tibiotalare anteriore

A.2.3. Legamento tibiofibulare anteriore

Nel modello è stato denominato *ATiFL*.

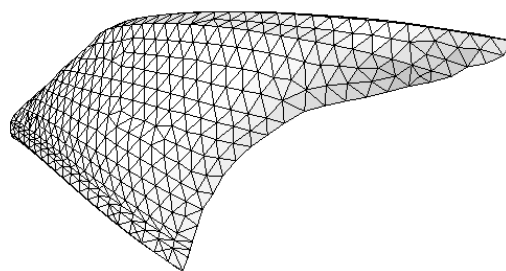


Figura A.33 – Modello solido virtuale del legamento tibiofibulare anteriore

A.2.4. Legamento talocalcaneale laterale

Nel modello è stato denominato *CERV*.

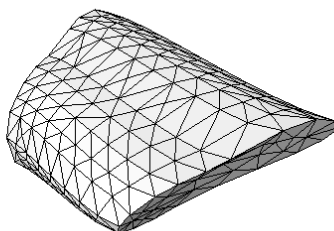


Figura A.34 – Legamento talocalcaneale laterale

A.2.5. Legamento calcaneofibulare

Nel modello è stato denominato *CFL*.

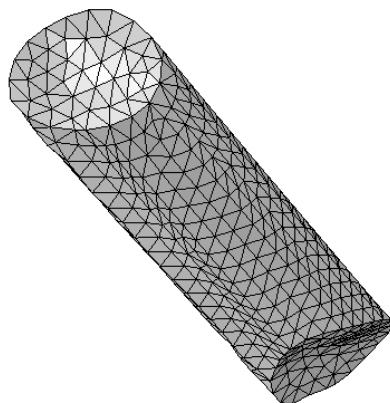


Figura A.35 – Modello solido virtuale del legamento calcaneofibulare

A.2.6. Legamento intermalleolare posteriore

Nel modello è stato denominato *intermalleolare*.

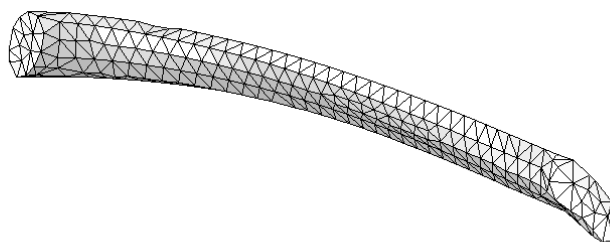


Figura A.36 – Modello solido virtuale del legamento intermalleolare

A.2.7. Legamento talocalcaneale interosseo

Nel modello è stato denominato *INTRA*.

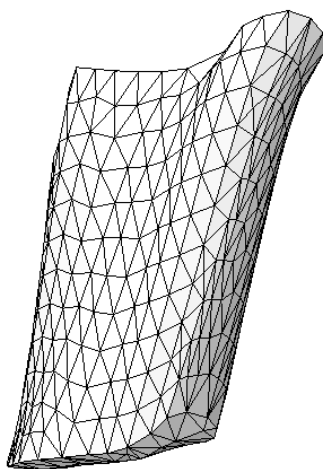


Figura A.37 – Modello solido virtuale del legamento talocalcaneale interosseo

A.2.8. Legamento talofibulare posteriore

Nel modello è stato denominato *PTFL*.

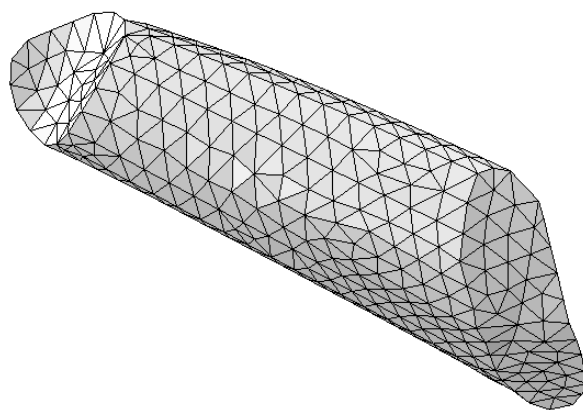


Figura A.38– Modello solido virtuale del legamento talofibulare posteriore

A.2.9. Legamento tibiotalare posteriore

Nel modello è stato denominato *PTTL*.

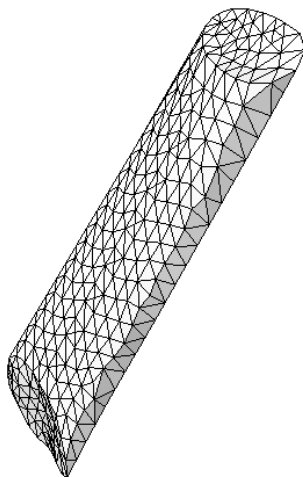


Figura A.39 – Modello solido virtuale del legamento tibiotalare posteriore

A.2.10. Legamento tibiofibulare posteriore

Nel modello è stato denominato *PTiFL*.

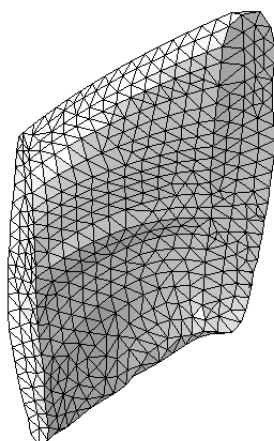


Figura A.40 – Modello solido virtuale del legamento tibiofibulare posteriore

A.2.11. Legamento tibiocalcaneale

Nel modello è stato denominato *TCL*.

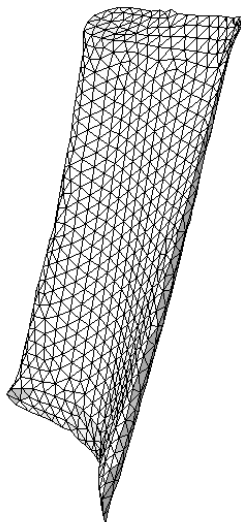


Figura A.41 – Modello solido virtuale del legamento tibiocalcaneale

A.3. Componenti cartilaginee del modello del piede

A.3.1. Cartilagine superiore del talo

Riveste la parte superiore e la parte laterale del talo, per l'articolazione con fibula e tibia. Nel modello è denominata *CART_sup_talo*.

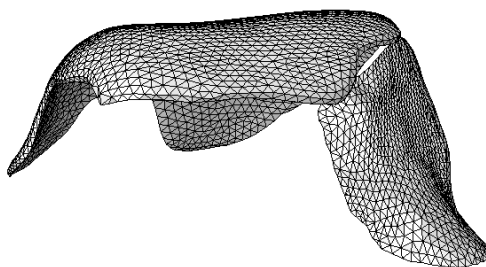


Figura A.42 – Modello solido virtuale della cartilagine superiore del talo

A.3.2. Cartilagine anteriore del talo

Riveste la faccetta articolare anteriore del talo per il calcagno. Nel modello è denominata *CART_ant_talo*.

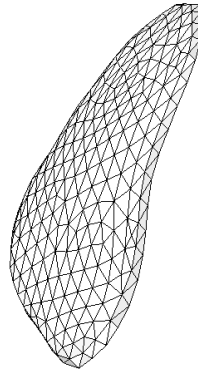


Figura A.43 – Modello solido virtuale della cartilagine anteriore del talo

A.3.3. Cartilagine mediale del talo

Riveste la faccetta articolare posteriore del talo per il calcagno. Nel modello è denominata *CART_medial_talo*.

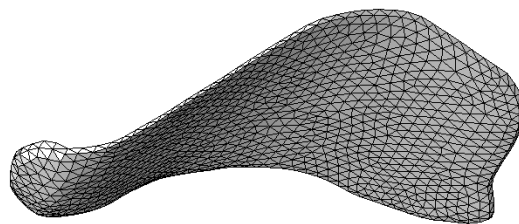


Figura A.44 – Modello solido virtuale della cartilagine mediale del talo

A.3.4. Cartilagine posteriore del talo

Riveste la faccetta articolare media del talo per il calcagno. Nel modello è denominata *CART_post_talo*.

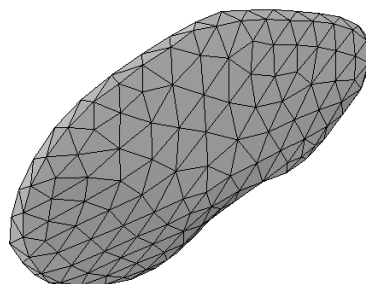


Figura A.45 – Modello solido virtuale della cartilagine posteriore del talo

A.3.5. Cartilagine mediale del calcagno

Riveste la faccetta articolare posteriore del calcagno per il talo. Nel modello è denominata *CART_medial_calc*.

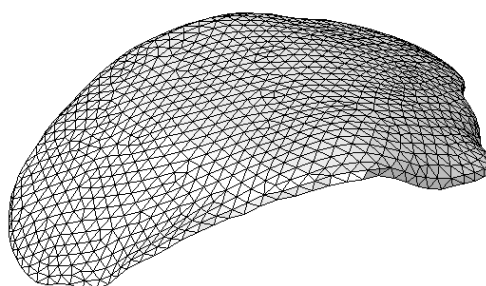


Figura A.46 – Modello solido virtuale della cartilagine mediale del calcagno

A.3.6. Cartilagine posteriore del calcagno

Riveste la faccetta articolare media del calcagno per il talo. Nel modello è denominata *CART_post_calc.*

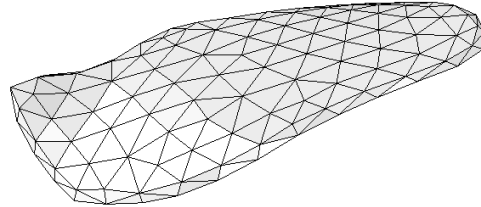


Figura A.47 – Modello solido virtuale della cartilagine posteriore del calcagno

A.3.7. Cartilagine anteriore del calcagno

Riveste la faccetta articolare anteriore del calcagno per il talo. Nel modello è denominata *CART_ant_calc.*

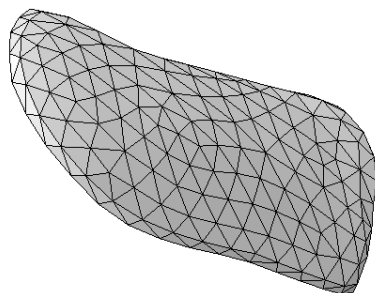


Figura A.48 – Modello solido virtuale della cartilagine anteriore del calcagno

A.3.8. Cartilagine della tibia

Riveste la superficie inferiore della tibia per l'articolazione con il talo. Nel modello è denominata *CART_tibia*.

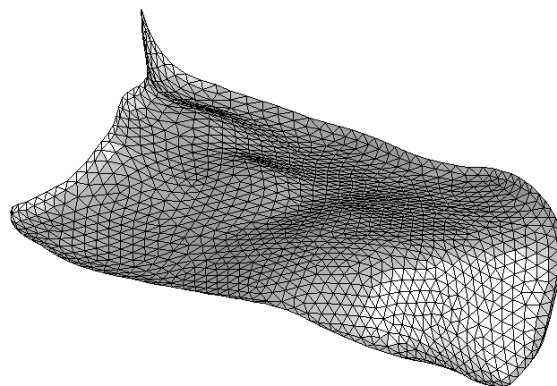


Figura A.49 – Modello solido virtuale della cartilagine della tibia

A.3.9. Cartilagine della fibula

Riveste la superficie mediale della fibula per l'articolazione con il talo. Nel modello è denominata *CART_fibula*.

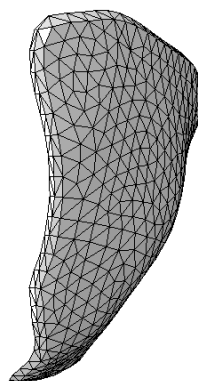


Figura A.50 – Modello solido virtuale della cartilagine della fibula

A.4. Viste d'assieme del modello del piede

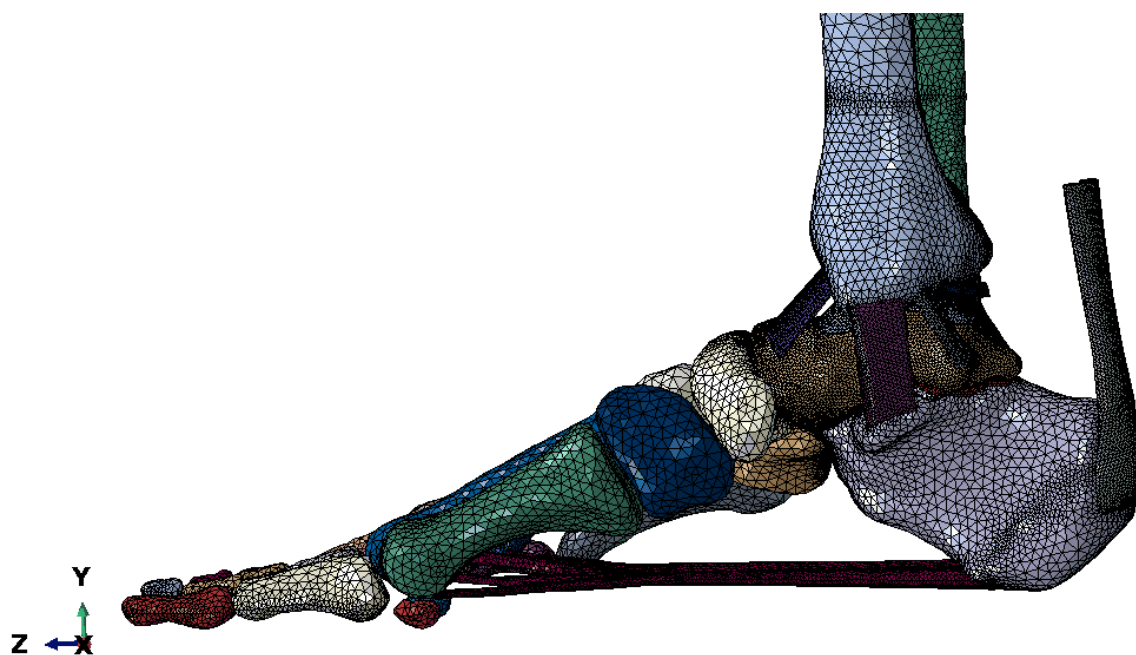


Figura A.51 – Vista mediale del modello solido virtuale del piede destro

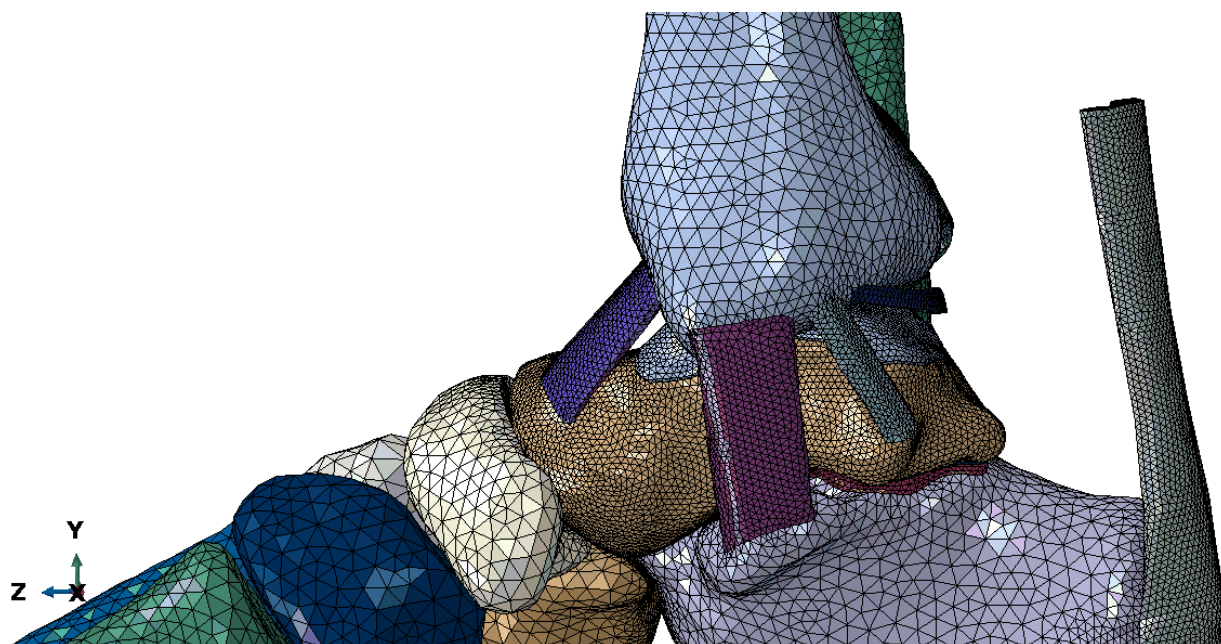


Figura A.52 – Dettaglio della caviglia, vista medialmente

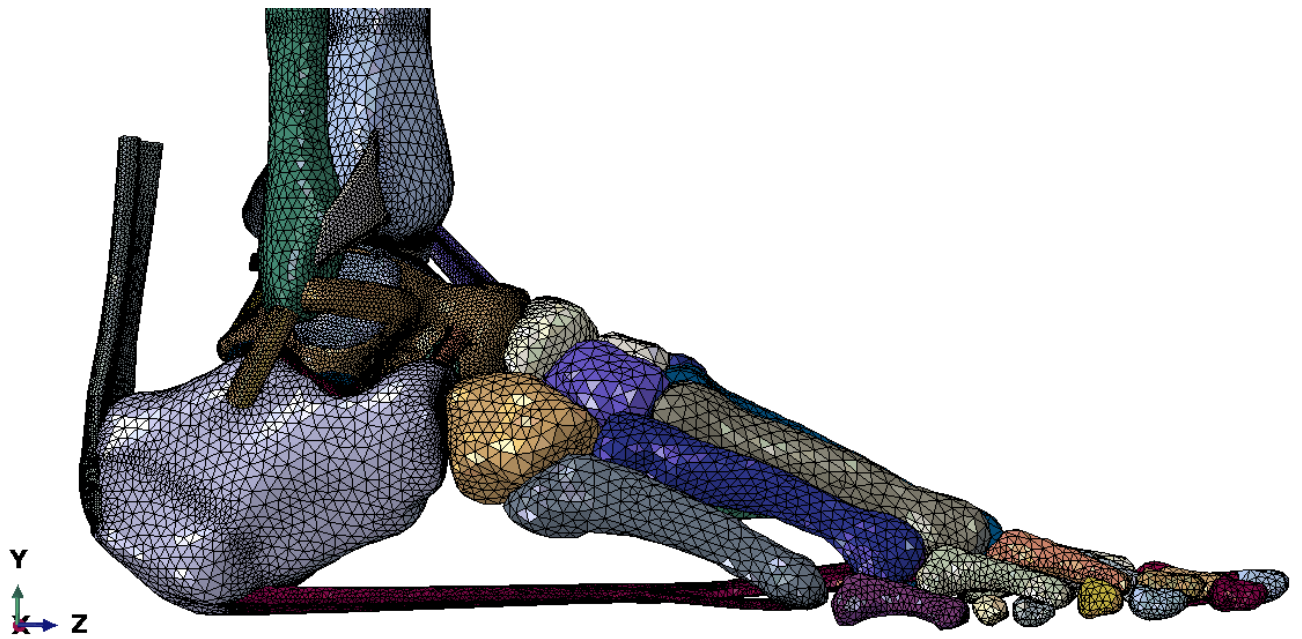


Figura A.53 – Vista laterale del modello solido virtuale del piede destro

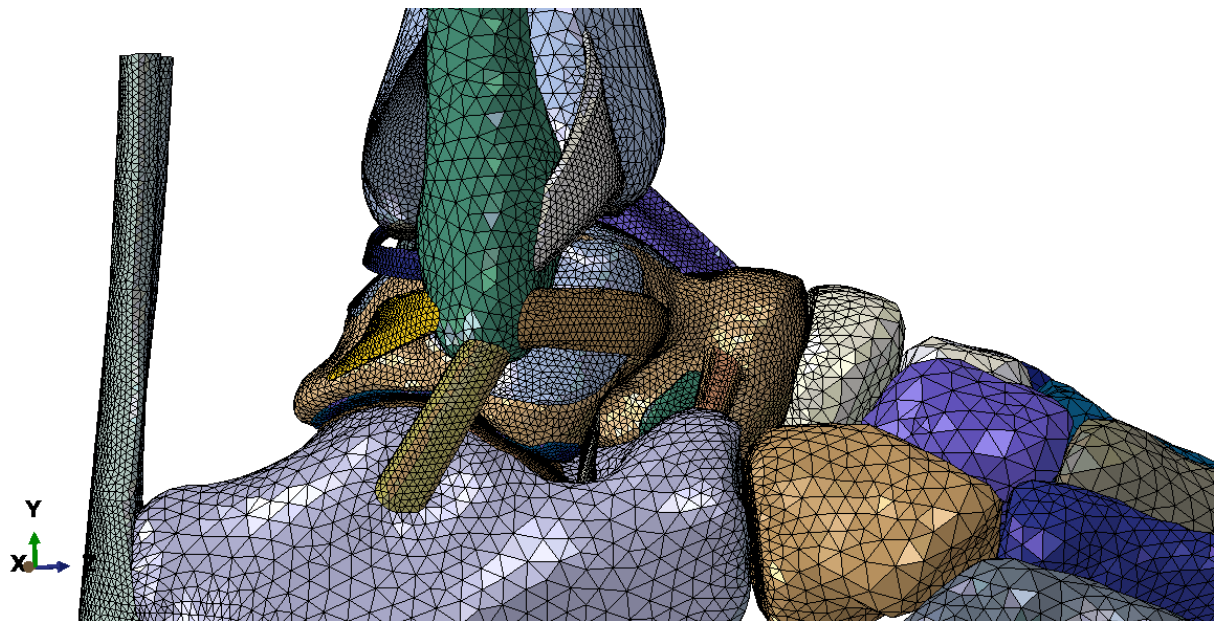


Figura A.54 – Dettaglio della caviglia, vista lateralmente

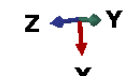
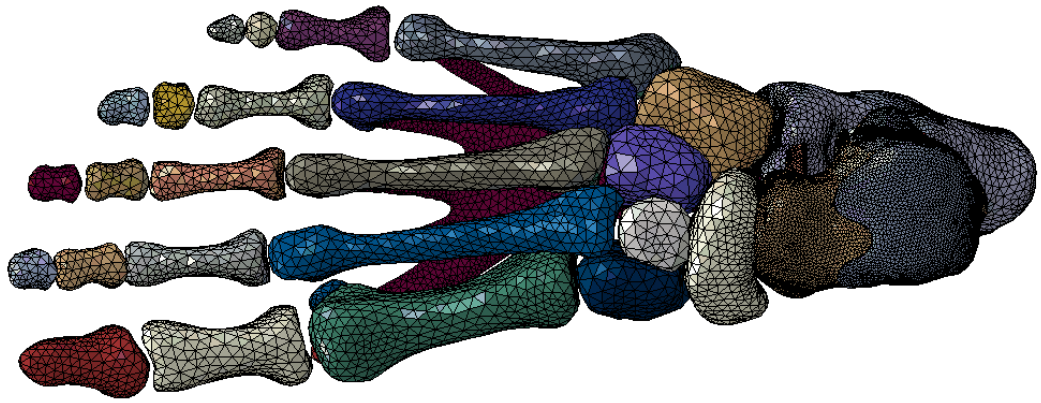


Figura A.55 – Vista dorsale del modello solido virtuale del piede destro, con rimozione di tibia, fibula, tendine d’Achille e legamenti

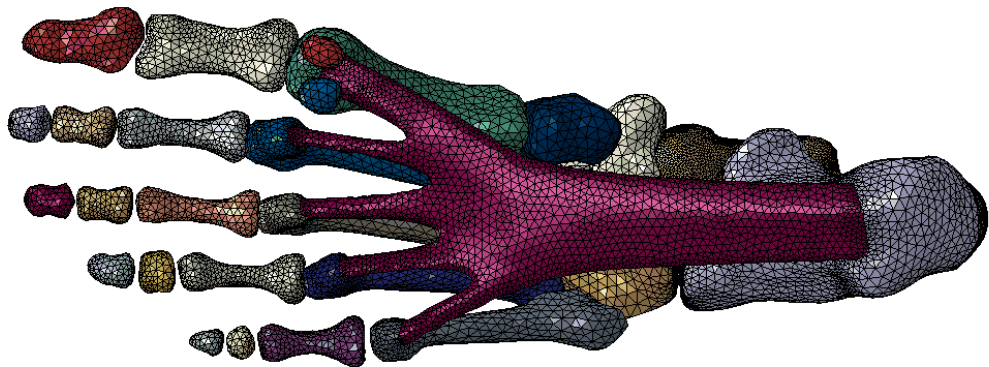


Figura A.56 – Vista plantare del modello solido virtuale del piede destro, con rimozione di tibia, fibula, tendine d’Achille e legamenti

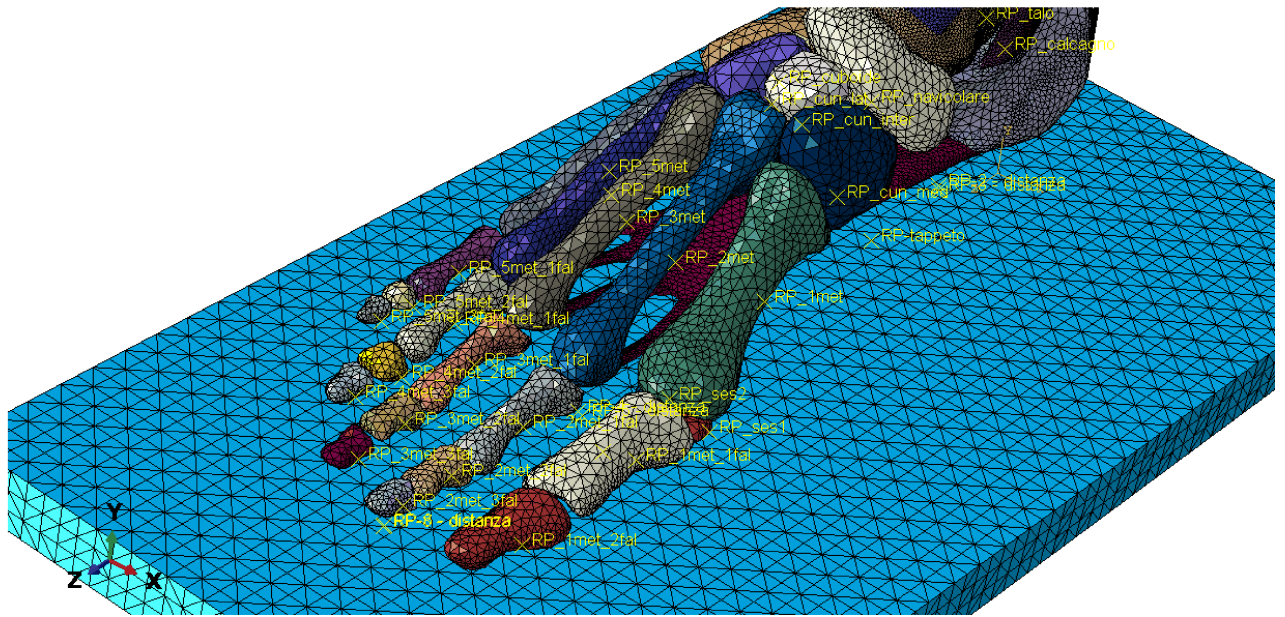


Figura A.57 – Dettaglio del modello solido virtuale del piede destro, con i Reference Point assegnati alle rispettive ossa e alla pedana d'appoggio

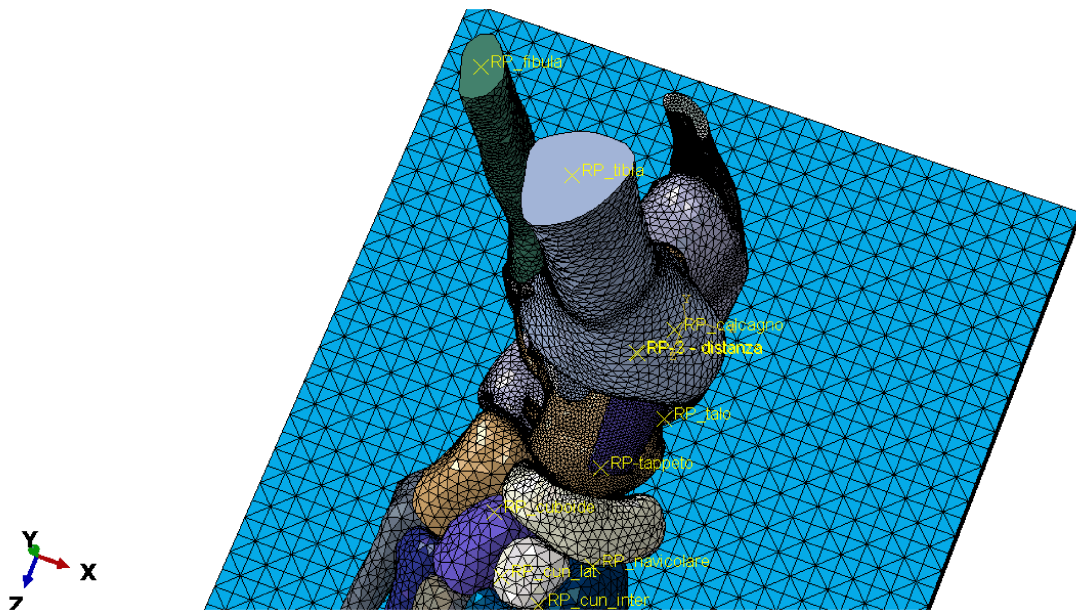


Figura A.58 – Dettaglio del modello solido virtuale del piede destro, con i Reference Point assegnati alle rispettive ossa

A.5. Caratterizzazione del comportamento iperelastico in ambiente ABAQUS

Vengono riportati i dati ricavati da prove sperimentali o da letteratura e inseriti in ambiente ABAQUS per caratterizzare il comportamento isotropo iperelastico alla Ogden di ogni tessuto biologico in esame, ad eccezione del tessuto osseo, per il quale invece è stato mantenuto il comportamento elastico lineare descritto al *Paragrafo 2.1 del Capitolo 2* e al *Paragrafo 3.1.2 del Capitolo 3*.

A.5.1. Parametri per il tendine d'Achille

Per il tendine d'Achille analizzato nel modello solido virtuale in esame è stato scelto un comportamento isotropo iperelastico descritto dal modello di Ogden. I dati sono stati ricavati da risultati sperimentali riportati in letteratura [25]; l'articolo riporta due curve tensione-deformazione per il tendine d'Achille, una relativa ad un tendine sano e una relativa ad un tendine affetto da tendinopatia (*Figura A.59*). I dati sono stati estrapolati dalla prima, e vengono riportati nella *Tabella A.1*.

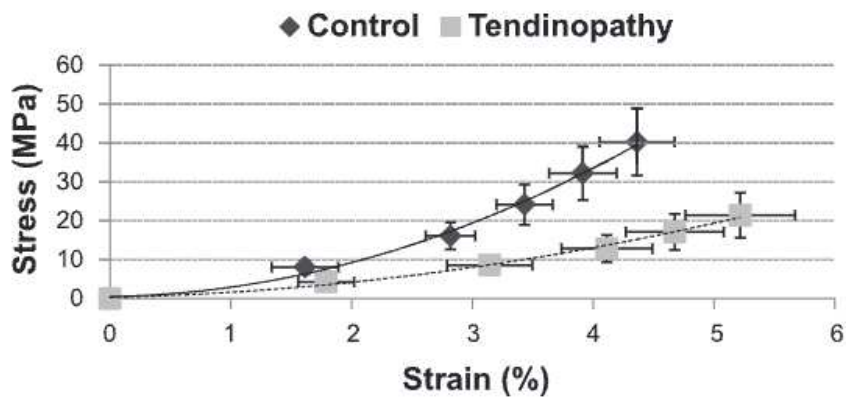


Figura A.59 – Confronto tra le curve tensione-deformazione relative ad un tendine d'Achille Sano e ad un tendine d'Achille affetto da tendinopatia

Tabella A.1 - Valori di tensione e deformazione per il tendine d'Achille

| Deformazione [%] | Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|------------------|-----------------|----------------|
| 0.346 | 0.00346 | 0.163 |
| 0.474 | 0.00474 | 0.500 |
| 0.601 | 0.00601 | 0.834 |
| 0.728 | 0.00728 | 1.318 |
| 0.855 | 0.00855 | 1.789 |
| 0.982 | 0.00982 | 2.359 |
| 1.109 | 0.01109 | 2.943 |
| 1.237 | 0.01237 | 3.614 |
| 1.364 | 0.01364 | 4.563 |
| 1.873 | 0.01873 | 8.140 |
| 1.999 | 0.01999 | 9.039 |
| 2.127 | 0.02127 | 9.826 |
| 2.254 | 0.02254 | 10.975 |
| 2.381 | 0.02381 | 12.322 |
| 2.508 | 0.02508 | 13.632 |
| 2.636 | 0.02636 | 15.359 |
| 2.875 | 0.02875 | 17.708 |
| 3.026 | 0.03026 | 19.583 |
| 3.149 | 0.03149 | 20.836 |
| 3.267 | 0.03267 | 22.878 |
| 3.434 | 0.03434 | 25 |
| 3.653 | 0.03653 | 28.588 |
| 3.928 | 0.03928 | 32.5 |
| 4.162 | 0.04162 | 36.412 |
| 4.294 | 0.04294 | 38.833 |

A.5.2. Parametri per i legamenti

Per i legamenti analizzati nel modello solido virtuale in esame è stato scelto un comportamento isotropo iperelastico descritto dal modello di Ogden. I dati sono stati ricavati da risultati sperimentali riportati in letteratura [26] e vengono elencati dalla *Tabella A.2* alla *Tabella A.12*.

Tabella A.2 – Valori di tensione e deformazione per il legamento ATFL

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|------------------------|-----------------------|
| 0,011 | 0,004 |
| 0,018 | 0,03 |
| 0,026 | 0,031 |
| 0,034 | 0,046 |
| 0,042 | 0,053 |
| 0,049 | 0,068 |
| 0,057 | 0,08 |
| 0,065 | 0,094 |
| 0,072 | 0,108 |
| 0,08 | 0,12 |
| 0,088 | 0,14 |
| 0,096 | 0,154 |
| 0,103 | 0,169 |
| 0,111 | 0,191 |
| 0,119 | 0,211 |
| 0,127 | 0,23 |
| 0,134 | 0,259 |
| 0,142 | 0,28 |
| 0,15 | 0,306 |
| 0,158 | 0,328 |
| 0,168 | 0,362 |
| 0,173 | 0,39 |
| 0,181 | 0,437 |
| 0,189 | 0,452 |
| 0,196 | 0,508 |
| 0,202 | 0,543 |
| 0,209 | 0,595 |
| 0,216 | 0,642 |
| 0,222 | 0,687 |
| 0,23 | 0,75 |
| 0,234 | 0,781 |
| 0,24 | 0,821 |
| 0,246 | 0,863 |
| 0,254 | 0,958 |
| 0,261 | 1,051 |
| 0,267 | 1,103 |
| 0,272 | 1,152 |
| 0,276 | 1,213 |
| 0,28 | 1,249 |

Tabella A.3 – Valori di tensione e deformazione per il legamento ATiFL

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|-----------------|----------------|
| 0,019 | 0,014 |
| 0,025 | 0,098 |
| 0,03 | 0,055 |
| 0,036 | 0,156 |
| 0,042 | 0,185 |
| 0,048 | 0,22 |
| 0,053 | 0,305 |
| 0,059 | 0,338 |
| 0,065 | 0,367 |
| 0,071 | 0,375 |
| 0,076 | 0,637 |
| 0,082 | 0,735 |
| 0,088 | 0,888 |
| 0,094 | 1 |
| 0,1 | 1,208 |
| 0,105 | 1,36 |
| 0,111 | 1,558 |
| 0,123 | 2,04 |
| 0,128 | 2,425 |
| 0,134 | 2,657 |
| 0,146 | 3,462 |
| 0,156 | 4,474 |
| 0,165 | 5,446 |
| 0,169 | 5,944 |
| 0,176 | 6,998 |
| 0,179 | 7,547 |
| 0,185 | 8,785 |
| 0,188 | 9,541 |
| 0,195 | 10,876 |
| 0,198 | 11,738 |
| 0,2 | 12,366 |
| 0,204 | 13,753 |
| 0,206 | 14,472 |
| 0,208 | 15,192 |
| 0,21 | 15,848 |
| 0,214 | 17,561 |
| 0,216 | 18,49 |
| 0,218 | 19,296 |
| 0,219 | 19,837 |

Tabella A.4 – Valori di tensione e deformazione per il legamento ATTL

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|-----------------|----------------|
| 0,003 | 0,054 |
| 0,009 | 0,078 |
| 0,015 | 0,105 |
| 0,021 | 0,135 |
| 0,026 | 0,127 |
| 0,032 | 0,158 |
| 0,038 | 0,173 |
| 0,044 | 0,243 |
| 0,05 | 0,307 |
| 0,055 | 0,373 |
| 0,061 | 0,417 |
| 0,067 | 0,484 |
| 0,073 | 0,537 |
| 0,079 | 0,635 |
| 0,09 | 0,81 |
| 0,096 | 0,91 |
| 0,102 | 1,006 |
| 0,108 | 1,169 |
| 0,114 | 1,316 |
| 0,119 | 1,528 |
| 0,125 | 1,67 |
| 0,13 | 1,884 |
| 0,136 | 2,052 |
| 0,146 | 2,509 |
| 0,155 | 3,079 |
| 0,158 | 3,288 |
| 0,163 | 3,627 |
| 0,17 | 4,104 |
| 0,175 | 4,571 |
| 0,178 | 4,916 |
| 0,181 | 5,25 |
| 0,183 | 5,537 |
| 0,19 | 6,333 |
| 0,195 | 7,06 |
| 0,198 | 7,435 |
| 0,204 | 8,567 |
| 0,206 | 8,949 |
| 0,208 | 9,355 |
| 0,21 | 9,535 |

Tabella A.5 – Valori di tensione e deformazione per il legamento CERV

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|------------------------|-----------------------|
| 0,011 | 0,004 |
| 0,018 | 0,03 |
| 0,026 | 0,031 |
| 0,034 | 0,046 |
| 0,042 | 0,053 |
| 0,049 | 0,068 |
| 0,057 | 0,08 |
| 0,065 | 0,094 |
| 0,072 | 0,108 |
| 0,08 | 0,12 |
| 0,088 | 0,14 |
| 0,096 | 0,154 |
| 0,103 | 0,169 |
| 0,111 | 0,191 |
| 0,119 | 0,211 |
| 0,127 | 0,23 |
| 0,134 | 0,259 |
| 0,142 | 0,28 |
| 0,15 | 0,306 |
| 0,158 | 0,328 |
| 0,168 | 0,362 |
| 0,173 | 0,39 |
| 0,181 | 0,437 |
| 0,189 | 0,452 |
| 0,196 | 0,508 |
| 0,202 | 0,543 |
| 0,209 | 0,595 |
| 0,216 | 0,642 |
| 0,222 | 0,687 |
| 0,23 | 0,75 |
| 0,234 | 0,781 |
| 0,24 | 0,821 |
| 0,246 | 0,863 |
| 0,254 | 0,958 |
| 0,261 | 1,051 |
| 0,267 | 1,103 |
| 0,272 | 1,152 |
| 0,276 | 1,213 |
| 0,28 | 1,249 |

Tabella A.6 – Valori di tensione e deformazione per il legamento CFL

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|-----------------|----------------|
| 0,003 | 0,014 |
| 0,006 | 0,011 |
| 0,01 | 0,045 |
| 0,014 | 0,028 |
| 0,018 | 0,055 |
| 0,022 | 0,071 |
| 0,026 | 0,071 |
| 0,03 | 0,111 |
| 0,034 | 0,106 |
| 0,038 | 0,105 |
| 0,041 | 0,126 |
| 0,045 | 0,151 |
| 0,049 | 0,158 |
| 0,054 | 0,18 |
| 0,058 | 0,216 |
| 0,061 | 0,227 |
| 0,065 | 0,24 |
| 0,069 | 0,269 |
| 0,073 | 0,296 |
| 0,077 | 0,304 |
| 0,081 | 0,327 |
| 0,085 | 0,351 |
| 0,089 | 0,386 |
| 0,093 | 0,426 |
| 0,097 | 0,474 |
| 0,101 | 0,515 |
| 0,105 | 0,574 |
| 0,109 | 0,637 |
| 0,113 | 0,696 |
| 0,117 | 0,775 |
| 0,121 | 0,861 |
| 0,125 | 0,929 |
| 0,129 | 1,013 |
| 0,132 | 1,1 |
| 0,136 | 1,206 |
| 0,139 | 1,337 |
| 0,142 | 1,46 |

Tabella A.7 – Valori di tensione e deformazione per il legamento INTERMALLEOLARE

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|------------------------|-----------------------|
| 0,011 | 0,004 |
| 0,018 | 0,03 |
| 0,026 | 0,031 |
| 0,034 | 0,046 |
| 0,042 | 0,053 |
| 0,049 | 0,068 |
| 0,057 | 0,08 |
| 0,065 | 0,094 |
| 0,072 | 0,108 |
| 0,08 | 0,12 |
| 0,088 | 0,14 |
| 0,096 | 0,154 |
| 0,103 | 0,169 |
| 0,111 | 0,191 |
| 0,119 | 0,211 |
| 0,127 | 0,23 |
| 0,134 | 0,259 |
| 0,142 | 0,28 |
| 0,15 | 0,306 |
| 0,158 | 0,328 |
| 0,168 | 0,362 |
| 0,173 | 0,39 |
| 0,181 | 0,437 |
| 0,189 | 0,452 |
| 0,196 | 0,508 |
| 0,202 | 0,543 |
| 0,209 | 0,595 |
| 0,216 | 0,642 |
| 0,222 | 0,687 |
| 0,23 | 0,75 |
| 0,234 | 0,781 |
| 0,24 | 0,821 |
| 0,246 | 0,863 |
| 0,254 | 0,958 |
| 0,261 | 1,051 |
| 0,267 | 1,103 |
| 0,272 | 1,152 |
| 0,276 | 1,213 |
| 0,28 | 1,249 |

Tabella A.8 – Valori di tensione e deformazione per il legamento INTRA

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|------------------------|-----------------------|
| 0,011 | 0,004 |
| 0,018 | 0,03 |
| 0,026 | 0,031 |
| 0,034 | 0,046 |
| 0,042 | 0,053 |
| 0,049 | 0,068 |
| 0,057 | 0,08 |
| 0,065 | 0,094 |
| 0,072 | 0,108 |
| 0,08 | 0,12 |
| 0,088 | 0,14 |
| 0,096 | 0,154 |
| 0,103 | 0,169 |
| 0,111 | 0,191 |
| 0,119 | 0,211 |
| 0,127 | 0,23 |
| 0,134 | 0,259 |
| 0,142 | 0,28 |
| 0,15 | 0,306 |
| 0,158 | 0,328 |
| 0,168 | 0,362 |
| 0,173 | 0,39 |
| 0,181 | 0,437 |
| 0,189 | 0,452 |
| 0,196 | 0,508 |
| 0,202 | 0,543 |
| 0,209 | 0,595 |
| 0,216 | 0,642 |
| 0,222 | 0,687 |
| 0,23 | 0,75 |
| 0,234 | 0,781 |
| 0,24 | 0,821 |
| 0,246 | 0,863 |
| 0,254 | 0,958 |
| 0,261 | 1,051 |
| 0,267 | 1,103 |
| 0,272 | 1,152 |
| 0,276 | 1,213 |
| 0,28 | 1,249 |

Tabella A.9 – Valori di tensione e deformazione per il legamento PTFE

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|-----------------|----------------|
| 0,007 | 0,024 |
| 0,013 | 0,04 |
| 0,019 | 0,049 |
| 0,025 | 0,046 |
| 0,031 | 0,046 |
| 0,036 | 0,049 |
| 0,042 | 0,102 |
| 0,048 | 0,09 |
| 0,054 | 0,117 |
| 0,06 | 0,089 |
| 0,065 | 0,167 |
| 0,071 | 0,156 |
| 0,077 | 0,24 |
| 0,083 | 0,321 |
| 0,089 | 0,389 |
| 0,095 | 0,474 |
| 0,1 | 0,558 |
| 0,106 | 0,717 |
| 0,112 | 0,879 |
| 0,118 | 1,028 |
| 0,124 | 1,305 |
| 0,129 | 1,53 |
| 0,135 | 1,948 |
| 0,143 | 2,64 |
| 0,152 | 3,713 |
| 0,158 | 4,329 |
| 0,162 | 5,474 |
| 0,164 | 6,027 |
| 0,168 | 6,635 |
| 0,171 | 7,718 |
| 0,173 | 8,265 |
| 0,176 | 9,44 |
| 0,179 | 10,42 |
| 0,18 | 11,182 |
| 0,182 | 12,146 |
| 0,185 | 13,513 |
| 0,187 | 14,755 |
| 0,188 | 15,308 |
| 0,19 | 16,077 |

Tabella A.10 – Valori di tensione e deformazione per il legamento PTiFL

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|-----------------|----------------|
| 0,003 | 0,041 |
| 0,009 | 0,058 |
| 0,015 | 0,112 |
| 0,021 | 0,107 |
| 0,032 | 0,188 |
| 0,038 | 0,25 |
| 0,044 | 0,317 |
| 0,05 | 0,342 |
| 0,056 | 0,448 |
| 0,061 | 0,454 |
| 0,067 | 0,587 |
| 0,073 | 0,677 |
| 0,079 | 0,718 |
| 0,085 | 0,903 |
| 0,09 | 0,917 |
| 0,102 | 1,283 |
| 0,113 | 1,724 |
| 0,119 | 1,933 |
| 0,131 | 2,456 |
| 0,148 | 3,435 |
| 0,159 | 4,127 |
| 0,171 | 5,168 |
| 0,175 | 5,85 |
| 0,179 | 6,331 |
| 0,184 | 7,035 |
| 0,189 | 7,568 |
| 0,191 | 8,034 |
| 0,194 | 8,641 |
| 0,199 | 9,286 |
| 0,201 | 9,79 |
| 0,204 | 10,392 |
| 0,206 | 10,919 |
| 0,209 | 11,444 |
| 0,213 | 12,643 |
| 0,217 | 13,55 |
| 0,219 | 14,041 |
| 0,224 | 15,599 |
| 0,227 | 16,621 |
| 0,229 | 17,117 |

Tabella A.11 – Valori di tensione e deformazione per il legamento PTTL

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|-------------------------|-----------------------|
| 0,001 | 0,035 |
| 0,007 | 0,009 |
| 0,013 | 0,023 |
| 0,019 | 0,045 |
| 0,024 | 0,07 |
| 0,03 | 0,089 |
| 0,036 | 0,108 |
| 0,042 | 0,123 |
| 0,048 | 0,156 |
| 0,053 | 0,194 |
| 0,059 | 0,253 |
| 0,065 | 0,302 |
| 0,071 | 0,38 |
| 0,082 | 0,529 |
| 0,088 | 0,659 |
| 0,094 | 0,741 |
| 0,1 | 0,919 |
| 0,106 | 1,044 |
| 0,11 | 1,282 |
| 0,116 | 1,44 |
| 0,12 | 1,746 |
| 0,126 | 1,95 |
| 0,13 | 2,361 |
| 0,138 | 2,836 |
| 0,14 | 3,183 |
| 0,145 | 3,51 |
| 0,148 | 4,122 |
| 0,153 | 4,769 |
| 0,158 | 5,362 |
| 0,16 | 5,777 |
| 0,163 | 6,342 |
| 0,165 | 6,735 |
| 0,168 | 7,357 |
| 0,17 | 7,696 |
| 0,171 | 8,297 |
| 0,173 | 8,698 |
| 0,175 | 9,53 |
| 0,177 | 10,105 |
| 0,179 | 10,625 |

Tabella A.12 – Valori di tensione e deformazione per il legamento TCL

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|-----------------|----------------|
| 0,009 | 0,011 |
| 0,015 | 0,02 |
| 0,021 | 0,019 |
| 0,026 | 0,031 |
| 0,032 | 0,057 |
| 0,038 | 0,065 |
| 0,044 | 0,087 |
| 0,05 | 0,108 |
| 0,055 | 0,137 |
| 0,061 | 0,139 |
| 0,067 | 0,235 |
| 0,073 | 0,279 |
| 0,079 | 0,407 |
| 0,084 | 0,468 |
| 0,09 | 0,68 |
| 0,096 | 0,792 |
| 0,1 | 1,084 |
| 0,106 | 1,265 |
| 0,109 | 1,473 |
| 0,115 | 1,992 |
| 0,118 | 2,354 |
| 0,12 | 2,561 |
| 0,124 | 3,216 |
| 0,126 | 3,525 |
| 0,128 | 3,993 |
| 0,133 | 5,168 |
| 0,135 | 5,556 |
| 0,136 | 5,905 |
| 0,138 | 6,327 |
| 0,139 | 6,776 |
| 0,14 | 7,086 |
| 0,14 | 7,425 |
| 0,142 | 8,072 |
| 0,143 | 8,625 |
| 0,145 | 9,179 |
| 0,146 | 9,696 |
| 0,148 | 10,609 |
| 0,149 | 11,142 |
| 0,15 | 11,706 |

A.5.3. Parametri per la cartilagine articolare

Per le cartilagini analizzate nel modello solido virtuale in esame è stato scelto un comportamento isotropo iperelastico descritto dal modello di Ogden. I dati sono stati ricavati da risultati sperimentali riportati in letteratura [29] e vengono elencati nella *Tabella A.13*.

Tabella A.13 – Valori di tensione e deformazione per la cartilagine articolare

| Deformazione [%] | Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|-------------------------|------------------------|-----------------------|
| 1,319 | 0,01319 | 0,069 |
| 3,838 | 0,03838 | 0,343 |
| 6,388 | 0,06388 | 0,623 |
| 7,238 | 0,07238 | 0,728 |
| 8,088 | 0,08088 | 0,836 |
| 8,938 | 0,08938 | 0,938 |
| 9,788 | 0,09788 | 1,025 |
| 10,638 | 0,10638 | 1,177 |
| 11,488 | 0,11488 | 1,306 |
| 12,338 | 0,12338 | 1,427 |
| 13,188 | 0,13188 | 1,555 |
| 14,038 | 0,14038 | 1,691 |
| 14,896 | 0,14896 | 1,811 |
| 15,791 | 0,15791 | 1,999 |
| 16,516 | 0,16516 | 2,147 |
| 17,438 | 0,17438 | 2,416 |
| 18,288 | 0,18288 | 2,613 |
| 19,138 | 0,19138 | 2,809 |
| 19,868 | 0,19868 | 2,999 |
| 21,147 | 0,21147 | 3,344 |
| 21,997 | 0,21997 | 3,585 |
| 22,719 | 0,22719 | 3,807 |
| 23,967 | 0,23967 | 4,266 |
| 24,663 | 0,24663 | 4,532 |
| 25,253 | 0,25253 | 4,787 |
| 26,424 | 0,26424 | 5,331 |
| 26,942 | 0,26942 | 5,616 |
| 28,263 | 0,28263 | 6,309 |
| 28,758 | 0,28758 | 6,564 |
| 29,190 | 0,29190 | 6,808 |
| 30,376 | 0,30376 | 7,401 |

A.5.4. Parametri per la pelle

Per la pelle del modello solido virtuale del piede in esame è stato scelto un comportamento isotropo iperelastico descritto dal modello di Ogden. I dati sono stati ricavati da prove sperimentali eseguite presso il Laboratorio di Meccanica dei Tessuti Biologici dell'Università di Padova, e vengono riportati nella *Tabella A.14*.

Tabella A.14 – Valori di tensione e deformazione per la pelle

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|------------------------|-----------------------|
| 0.002 | 0.023 |
| 0.017 | 0.029 |
| 0.029 | 0.076 |
| 0.04 | 0.127 |
| 0.052 | 0.204 |
| 0.064 | 0.31 |
| 0.075 | 0.437 |
| 0.087 | 0.623 |
| 0.099 | 0.78 |
| 0.11 | 0.924 |
| 0.122 | 1.145 |
| 0.134 | 1.372 |
| 0.146 | 1.615 |
| 0.157 | 1.869 |
| 0.169 | 2.139 |
| 0.181 | 2.423 |
| 0.192 | 2.718 |
| 0.204 | 3.024 |
| 0.216 | 3.334 |
| 0.228 | 3.649 |
| 0.239 | 3.968 |
| 0.251 | 4.291 |
| 0.263 | 4.618 |
| 0.274 | 4.948 |
| 0.286 | 5.275 |
| 0.299 | 5.628 |

A.5.5. Parametri per la fascia plantare

Per la fascia plantare del modello solido virtuale del piede in esame è stato scelto un comportamento isotropo iperelastico descritto dal modello di Ogden. I dati sono stati ricavati da prove sperimentali eseguite presso il Laboratorio di Meccanica dei Tessuti Biologici dell'Università di Padova, e vengono riportati nella *Tabella A.15*.

Tabella A.15 – Valori di tensione e deformazione per la fascia plantare

| Deformazione [] | Tensione [MPa] |
|------------------------|-----------------------|
| 0 | 0 |
| 0.001 | 0.00090236 |
| 0.005 | 0.00468541 |
| 0.01 | 0.00983086 |
| 0.015 | 0.01548274 |
| 0.02 | 0.02169234 |
| 0.025 | 0.02851629 |
| 0.03 | 0.03601718 |
| 0.035 | 0.04426423 |
| 0.04 | 0.05333401 |
| 0.045 | 0.06331126 |
| 0.05 | 0.07428981 |
| 0.055 | 0.08637359 |
| 0.06 | 0.09967783 |
| 0.065 | 0.11433028 |
| 0.07 | 0.13047275 |
| 0.075 | 0.14826265 |
| 0.08 | 0.1678749 |
| 0.085 | 0.18950393 |
| 0.09 | 0.21336608 |
| 0.095 | 0.2397022 |
| 0.1 | 0.26878062 |
| 0.105 | 0.30090053 |
| 0.115 | 0.37563934 |
| 0.12 | 0.41904796 |
| 0.125 | 0.46708803 |

Bibliografia e sitografia

[1] Morales-Orcajo, E., Bayod, J. & Barbosa de Las Casas, E. *Computational Foot Modeling: Scope and Applications. Arch Computat Methods Eng* 23, 389–416 (2016). <https://doi.org/10.1007/s11831-015-9146-z>

[2] Favaretto Elena, *Analisi istomorfometrica della regione anteriore del piede e valutazione del comportamento biomeccanico*, Tesi di Laurea Magistrale in Bioingegneria, Università degli studi di Padova, A.A. 2010/2011, Relatore Ch.mo Prof. Arturo N. Natali.

[3] Saltzman CL, Nawoczenski DA. *Complexities of foot architecture as a base of support. J Orthop Sports Phys Ther.* 1995 Jun;21(6):354-60. doi: 10.2519/jospt.1995.21.6.354. PMID: 7655479.

[4] Anastasi G. et al., *Trattato di Anatomia Umana vol. I*, Milano, Edi-Ermes editore 12 (2006).

[5] Barzan Martina, *Valutazione delle distribuzioni delle pressioni plantari in soggetti con differenti conformazioni del piede*, Tesi di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica, Università degli studi di Padova, A.A. 2010/2011, Relatore Ch.mo Prof. Arturo N. Natali.

[6] Netter F.H., *Atlante di Anatomia Umana, quarta edizione*, Milano, Elsevier Masson editore (2011)

[7] Stecco C, Corradin M, Macchi V, Morra A, Porzionato A, Biz C, De Caro R. *Plantar fascia anatomy and its relationship with Achilles tendon and paratenon. J Anat.* 2013 Dec;223(6):665-76. doi: 10.1111/joa.12111. Epub 2013 Sep 12. PMID: 24028383; PMCID: PMC3842207.

[8] Todros S, Biz C, Ruggieri P, Pavan PG. *Experimental Analysis of Plantar Fascia Mechanical Properties in Subjects with Foot Pathologies. Applied Sciences.* 2021; 11(4):1517. <https://doi.org/10.3390/app11041517>

[9] Bojsen-Moller F, Flagstad KE. *Plantar aponeurosis and internal architecture of the ball of the foot. J Anat.* 1976 Jul;121(Pt 3):599-611. PMID: 1018010; PMCID: PMC1231749.

[10] Di Bello C., Bagno A., *Biomateriali: dalla scienza dei materiali alle applicazioni cliniche, seconda edizione*, Bologna, Pàtron Editore (2016)

- [11] O'Brien M. *The anatomy of the Achilles tendon*. Foot Ankle Clin. 2005 Jun;10(2):225-38. doi: 10.1016/j.fcl.2005.01.011. PMID: 15922915.
- [12] Kamil Winnicki, Anna Ochała-Kłos, Bartosz Rutowicz, Przemysław A. Pękała, Krzysztof A. Tomaszewski, *Functional anatomy, histology and biomechanics of the human Achilles tendon — A comprehensive review*, Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger, Volume 229, 2020, 151461, ISSN 0940-9602. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2020.151461>.
- [13] M. Thoolen, T.J. Ryan, I. Bristow, *A study of the skin of the sole of the foot using high-frequency ultrasonography and histology*, The Foot, Volume 10, Issue 1, 2000, Pages 14-17, ISSN 0958-2592.<https://doi.org/10.1054/foot.1999.0568>.
- [14] A.N. Natali, C.G. Fontanella, E.L. Carniel, *Constitutive formulation and analysis of heel pad tissues mechanics*, Medical Engineering & Physics, Volume 32, Issue 5, 2010, Pages 516-522, ISSN 1350-4533.<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.02.018>.
- [15] Fontanella CG, Carniel EL, Macchi V, Porzionato A, De Caro R, Natali AN. *Biomechanical response of the plantar tissues of the foot in healthy and degenerative conditions*. Muscles Ligaments Tendons J. 2018 Apr 16;7(4):503-509. doi: 10.11138/mltj/2017.7.4.503. PMID: 29721451; PMCID: PMC5908326.
- [16] Fontanella CG, Nalesso F, Carniel EL, Natali AN. Biomechanical behavior of plantar fat pad in healthy and degenerative foot conditions. Med Biol Eng Comput. 2016 Apr;54(4):653-61. doi: 10.1007/s11517-015-1356-x. Epub 2015 Aug 14. PMID: 26272439.
- [17] ABAQUS documentation, version 6.6, *Linear elastic behavior*
<https://classes.engineering.wustl.edu/2009/spring/mase5513/abaqus/docs/v6.6/books/usb/default.htm>
- [18] ABAQUS documentation, version 6.6, *Hyperelastic behavior of rubberlike materials*
<https://classes.engineering.wustl.edu/2009/spring/mase5513/abaqus/docs/v6.6/books/usb/default.htm>
- [19] Di Bello C., Bagno A., *Biomateriali: dalla scienza dei materiali alle applicazioni cliniche, seconda edizione*, Bologna, Pàtron Editore (2016)

- [20] Niu, Y.; Du, T.; Liu, Y. *Biomechanical Characteristics and Analysis Approaches of Bone and Bone Substitute Materials. J. Funct. Biomater.* **2023**, *14*, 212. <https://doi.org/10.3390/jfb14040212>
- [21] Bankoff, Antonia, *Biomechanical Characteristics of the Bone* (2012). 10.5772/19690.
- [22] Fabio Galbusera, Bernardo Innocenti, *Chapter 8 - Ligament and tendon biomechanics*, Editor(s): Bernardo Innocenti, Fabio Galbusera, *Human Orthopaedic Biomechanics*, Academic Press, 2022, Pages 137-149, ISBN 9780128244814. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-824481-4.00016-0>.
- [23] Altieri Roberta, *Prospettive dell'ingegneria tissutale per la rigenerazione del tessuto tendineo e legamentoso*, Tesi di Laurea Triennale in Ingegneria Biomedica, Alma Mater Studiorum - Università di Bologna, A.A. 2013/2014, Relatore Dott. Emanuele D. Giordano. https://ams laurea.unibo.it/8110/1/Tesi_10Feb15.pdf
- [24] Wang JH. *Mechanobiology of tendon*. *J Biomech.* 2006;39(9):1563-82. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.011. Epub 2005 Jul 5. PMID: 16000201.
- [25] Arya S, Kulig K. *Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon*. *J Appl Physiol* (1985). 2010 Mar;108(3):670-5. doi: 10.1152/jappphysiol.00259.2009. Epub 2009 Nov 5. PMID: 19892931.
- [26] Forestiero A, Carniel EL, Natali AN. *Biomechanical behaviour of ankle ligaments: constitutive formulation and numerical modelling*. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2014;17(4):395-404. doi: 10.1080/10255842.2012.688105. Epub 2012 May 22. PMID: 22616815.
- [27] Sophia Fox AJ, Bedi A, Rodeo SA. *The basic science of articular cartilage: structure, composition, and function*. *Sports Health.* 2009 Nov;1(6):461-8. doi: 10.1177/1941738109350438. PMID: 23015907; PMCID: PMC3445147.
- [28] Eschweiler J, Horn N, Rath B, Betsch M, Baroncini A, Tingart M, Migliorini F. *The Biomechanics of Cartilage-An Overview*. *Life (Basel).* 2021 Apr 1;11(4):302. doi: 10.3390/life11040302. PMID: 33915881; PMCID: PMC8065530.

[29] Venturato C, Pavan PG, Forestiero A, Carniel EL, Natali AN. *Investigation of the biomechanical behaviour of articular cartilage in hindfoot joints*. Acta Bioeng Biomech. 2014;16(2):57-65. PMID: 25088586.

[30] Hussain SH, Limthongkul B, Humphreys TR. *The biomechanical properties of the skin*. Dermatol Surg. 2013 Feb;39(2):193-203. doi: 10.1111/dsu.12095. Epub 2013 Jan 25. PMID: 23350638.

[31] Kodama Y, Masuda S, Ohmori T, Kanamaru A, Tanaka M, Sakaguchi T, Nakagawa M. *Response to Mechanical Properties and Physiological Challenges of Fascia: Diagnosis and Rehabilitative Therapeutic Intervention for Myofascial System Disorders*. Bioengineering (Basel). 2023 Apr 14;10(4):474. doi: 10.3390/bioengineering10040474. PMID: 37106661; PMCID: PMC10135675.

[32] Sun Z, Gepner BD, Cottler PS, Lee SH, Kerrigan JR. *In Vitro Mechanical Characterization and Modeling of Subcutaneous Adipose Tissue: A Comprehensive Review*. J Biomech Eng. 2021 Jul 1;143(7):070803. doi: 10.1115/1.4050286. PMID: 33625495.

[33] Kerstyn Comley, Norman A. Fleck, *A micromechanical model for the Young's modulus of adipose tissue*, International Journal of Solids and Structures, Volume 47, Issue 21, 2010, Pages 2982-2990, ISSN 0020-7683. <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2010.07.001>.

[34]

<https://classes.engineering.wustl.edu/2009/spring/mase5513/abaqus/docs/v6.6/books/gsa/default.htm?startat=ch02s04.html>

[35]

<https://classes.engineering.wustl.edu/2009/spring/mase5513/abaqus/docs/v6.6/books/usi/default.htm?startat=pt03ch12s02s03.html>

[36]

<http://130.149.89.49:2080/v6.7/books/usi/default.htm?startat=pt03ch15s05.html>

[37]

<https://classes.engineering.wustl.edu/2009/spring/mase5513/abaqus/docs/v6.6/books/usi/default.htm?startat=pt03ch11s07s03.html>

[38] Nass, Daniela & Hennig, Ewald & Treck, Rene. (1999). The thickness of the heel pad loaded by bodyweight in obese and normal weight adults. 74-75.

[39] Fontanella CG, Forestiero A, Carniel EL, Natali AN. Analysis of heel pad tissues mechanics at the heel strike in bare and shod conditions. Med Eng Phys. 2013 Apr;35(4):441-7. doi: 10.1016/j.medengphy.2012.06.008. Epub 2012 Jul 11. PMID: 22789809.

Ringraziamenti

In una prova su una lunga distanza nel mondo dell'atletica, facciamo pure i tremila metri siepi, serve una gestione ottimale delle energie, non solo fisiche ma anche e soprattutto mentali; inoltre, come se non bastasse lo sforzo di tenere un ritmo sostenuto per tre chilometri, ad ogni giro di pista si pongono tra l'atleta e la linea d'arrivo cinque ostacoli alti quasi un metro – le siepi – oltre alle quali, ogni quattro, si trova una pozza d'acqua – la riviera. Alla fine, una volta arrivata l'ultima frazione della corsa, si fa la cosiddetta “volata finale”, in cui si liberano tutte le energie rimaste per completare la distanza. È una prova contro se stessi, prima di tutto. Per questi sei anni di università posso fare una descrizione curiosamente simile: la distanza percorsa è stata lunga, faticosa, con anche qualche ostacolo, tra cui un cambio di corso dopo un primo anno di magistrale in cui non riuscivo a trovare gli stimoli che cercavo. Ma soprattutto, questi ultimi mesi mi hanno richiesto una vera e propria volata finale, tra corsi, progetti, esami e tesi, con il cervello che più volte mi tentava con il desiderio di fermarmi a prendere fiato. Ma non l'ho fatto. È stata, appunto, una prova contro me stessa. Ecco che quindi ringrazio il mondo dell'atletica e gli amici che ne fanno parte, che mi hanno formata in questi due anni di allenamenti e ripetute, sotto il sole e la pioggia, al caldo e al freddo, con la voglia di fare e di ridere insieme, senza mai mollare. Ringrazio poi la mia famiglia, che finalmente pensava di aver finito di pagarmi gli studi, fino a quando non ho detto di volermi iscrivere a un master; mio fratello e la sua cucina sublime; la mia micia, compagna di studi sempre presente dalla seconda media, che ha seguito assiduamente tutte le lezioni online nel periodo della pandemia e che mi ha ascoltata nel ripetere gli argomenti degli esami: credo che un pezzetto di laurea se lo meriti anche lei. Ringrazio le mie colleghe, Maria Grazia (mi raccomando, si scrive staccato) e Chiara, per avermi accompagnata in questi due anni tra lezioni, progetti, videochiamate e documentari sugli insetti. Ringrazio Stefano, che se prima mi ha insegnato ad avere pazienza e cura per le piccole cose, ora mi ha insegnato – a piccoli passi – a realizzare anche quelle grandi; Francesco, Mattia e Francesco, amici sempre presenti e insostituibili; la compagnia del “nonno” e tutti i suoi “nipoti”, una certezza per quando si ha voglia di mangiare una pastasciutta. Ringrazio Sofia, per avermi aiutata nello studio portato avanti in questa tesi: dovrei ringraziarla ad ogni pagina, per la sua presenza costante e precisa. Ringrazio il mio relatore e i miei professori, perché è anche grazie a loro se ora ho delle belle idee da portare avanti nei prossimi anni. E infine ringrazio tutti, perché senza compagnia e condivisione, senza menti e pensieri diversi, finisce il mondo.