



**Università degli Studi di Padova**

Facoltà di Ingegneria

Corso di Laurea in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Triennale

# **Caratterizzazione Meccanica dei Tessuti Fasciali**

**Relatore:** Prof. Piero G. Pavan

**Laureando:** Riccardo Vezzaro

24/07/2012



# Indice

<b>1</b>	<b>Introduzione</b>	<b>6</b>
<b>2</b>	<b>La Fascia</b>	<b>7</b>
2.1	Struttura generale e funzionalità . . . . .	7
2.2	Il collagene . . . . .	9
2.3	Studio istologico della fascia . . . . .	10
<b>3</b>	<b>La Fascia Crurale</b>	<b>13</b>
3.1	Posizione anatomica e funzione della fascia . . . . .	13
3.2	Struttura della fascia crurale . . . . .	16
3.3	Modello meccanico . . . . .	18
<b>4</b>	<b>La Fascia Lata</b>	<b>20</b>
4.1	Posizione anatomica e funzione della fascia . . . . .	20
4.2	Struttura della fascia lata . . . . .	23
4.3	Modello meccanico . . . . .	24
<b>5</b>	<b>La Fascia Plantare</b>	<b>30</b>
5.1	Posizione anatomica e funzione della fascia . . . . .	30
5.2	Struttura della fascia plantare . . . . .	33
5.3	Modello meccanico . . . . .	34
<b>6</b>	<b>Conclusioni</b>	<b>42</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>43</b>



# Elenco delle figure

2.1	Suddivisione macroscopica delle fasce negli arti . . . . .	8
2.2	Configurazione e grafico tensione deformazione fibre collagene . . . . .	9
2.3	Schematizzazione della fascia profonda degli arti . . . . .	10
2.4	Disposizione delle molecole di elastina . . . . .	10
2.5	Corpuscolo di Pacini . . . . .	11
2.6	Corpuscolo di Ruffini . . . . .	11
3.1	Sezione della gamba . . . . .	13
3.2	Visione dei muscoli ed inserzioni tendinee della gamba . . . . .	15
3.3	Fascia crurale . . . . .	16
3.4	Struttura della fascia Crurale . . . . .	16
3.5	Ricostruzione 3D fibre elastiche nella fascia crurale . . . . .	17
3.6	Grafico tensione-deformazione del tessuto . . . . .	19
4.2	Inserzioni miofasciali lungo la fascia lata . . . . .	21
4.1	Visione dei muscoli e inserzioni tendinee della coscia . . . . .	22
4.3	Orientamento delle fibre di collagene degli strati nello strato profondo della coscia . . . . .	23
4.4	Grafico tensione-deformazione . . . . .	24
4.5	Modello tridimensionale di un elemento fasciale sottoposto a ten- sioni normali, tangenziali, e longitudinali lungo gli assi $(x^1, x^2, x^3)$ . . . . .	26
5.1	Visione della sezione superficiale della pianta del piede . . . . .	32
5.2	Isteresi del grafico tensione-deformazione nel processo di carico- scarico con tensione massima pari al 4% del campione . . . . .	34
5.3	Ricostruzione ad elementi finiti del piede . . . . .	35
5.4	Grafico tensioni tendine d'achille-fascia . . . . .	36
5.5	Rappresentazione assi dell' aponeurosi . . . . .	38
5.6	Dati sperimentali delle prove di trazione di 4 campioni . . . . .	40

5.7	Fit delle curve tensione-allungamento dei 4 campioni e media dei fit . . . . .	40
-----	---	----

# Capitolo 1

## Introduzione

Il presente elaborato tratta la meccanica dei tessuti fasciali e, in particolare, delle fasce crurale, lata e plantare. Tale studio deriva dalla necessità di comprendere il comportamento fasciale per rispondere ad esigenze diverse da fascia a fascia.

Fascia lata e crurale, ed in particolare la prima elencata, grazie alla loro struttura e alla semplicità di rimozione, sono un'importante sorgente di tessuto connettivo che serve per una moltitudine di scopi in ogni disciplina chirurgica. L'uso che se ne viene fatto riguarda principalmente la chirurgia della testa, del collo e del ginocchio, come materiale di trapianto. La conoscenza dunque, della meccanica di queste due fasce risulta essenziale per valutare se il comportamento del tessuto post trapianto abbia funzionalità pari o migliori del tessuto autoctono.

La fascia plantare è una delle principali strutture che stabilizzano l'arco del piede. La conoscenza del suo comportamento biomeccanico risulta essere necessaria, principalmente, per la riabilitazione in seguito a fasciotomie plantari e rotture. La fascite plantare è una patologia che aumenta lo spessore della fascia plantare creando un dolore cronico al tallone, la fasciotomia mira, attraverso un rilascio della fascia, ad eliminare tale dolore.

Verrà dunque data una descrizione generale della fascia, per poi procedere specificamente nella descrizione accurata delle tre fasce elencate. Il criterio che verrà seguito per ogni fascia sarà nella definizione di uno o più modelli presenti nella letteratura a partire da un'analisi anatomica e strutturale del tessuto.

# Capitolo 2

## La Fascia

### 2.1 Struttura generale e funzionalità

Il termine fascia presenta un'ambiguità nell'uso, esso infatti viene usato per indicare delle strutture connettivali che possono essere molto diverse tra di loro, come ad esempio, tessuto connettivo denso o molle, a singolo strato o multistrato. Il sistema fasciale che si dipana all'interno del corpo umano presenta infatti caratteristiche diverse come numero di strati o composizione dipendenti dalla posizione anatomica. Data l'ambiguità del termine fascia bisogna dare una definizione del significato di fascia superficiale, fascia profonda e fascia epimisiale. Dato l'interesse per le fasce negli arti ci limiteremo alla sola descrizione di quest'ultime.

Negli arti procedendo dall'esterno verso l'interno, sotto la cute, composta da epidermide e derma, troviamo l'ipoderma formato da tre strati: uno strato superficiale, uno intermedio ed uno profondo. Lo strato superficiale risulta essere composto da tessuto connettivo lasso, quello intermedio da uno strato membranoso. Strato superficiale ed intermedio formano la fascia superficiale, connessa alla cute attraverso il *retinaculum cutis superficiale*. Lo strato profondo dell'ipoderma anch'esso composto da tessuto connettivo lasso è connesso alla fascia profonda attraverso il *retinaculum cutis profondo*. La fascia profonda, nella maggior parte dei testi, viene descritta come uno strato di tessuto fibroso denso che avvolge i muscoli [26] con la sola funzione di supporto strutturale. Essa è formata da tre strati distinti: due strati di fibre di collagene ondulate e uno strato di fibre aponeuroniche interposto tra la due. Segue poi la fascia epimisiale. La fascia profonda, grazie alla sua configurazione strutturale, svolge



## FASCE DEGLI ARTI

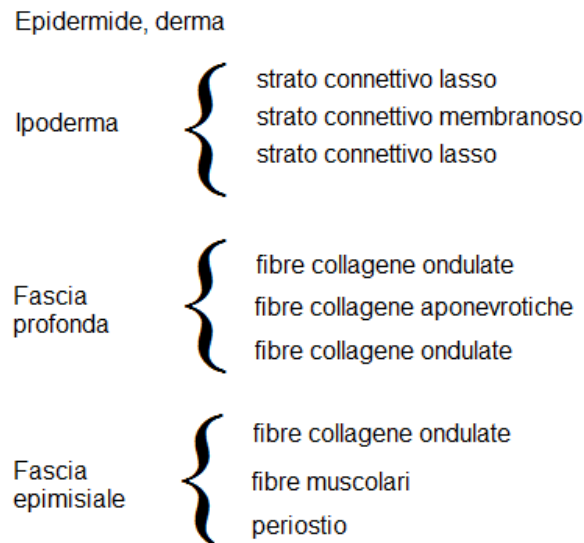


Figura 2.1: Suddivisione macroscopica delle fasce negli arti

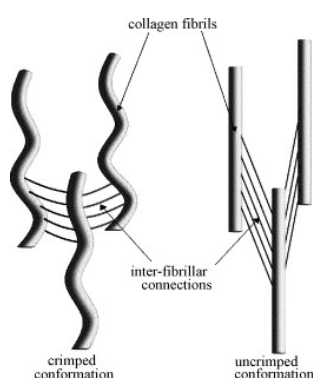
un ruolo di primaria importanza nell'attuazione e coordinazione dei movimenti. Piccoli strati di tessuto connettivo aerolare tra fascia e tessuto muscolare sottostante permettono scorrimenti relativi che consentono alla fascia di variare il proprio volume in seguito a contrazioni muscolari.

La fascia, generalmente facilmente separabile dal tessuto muscolare, risulta avere connessioni con il tessuto muscolare sottostante solo in alcune regioni tramite setti intermuscolari o espansioni fibrose. La fascia profonda si dimostra formata da uno o più strati ondolati di fasci di fibre di collagene separati da un piccolo strato di tessuto adiposo che permette movimenti relativi tra gli strati. Ogni strato risulta avere una diversa orientazione dei fasci di fibre rispetto a quello adiacente. All'interno della fascia sono presenti vasi sanguigni, terminazioni nervose e fibre elastiche [17] che permettono l'adattamento della fascia alle contrazioni del muscolo. La configurazione ondolata, *crimped*, delle fibre di collagene rende la fascia capace di adattarsi agli sforzi di allungamento alla quale è sottoposta, mentre, la diversa orientazione tra strati permette alla fascia di resistere a sforzi di trazione lungo varie direzioni. Grazie alla presenza di particolari recettori nervosi, risulta svolgere inoltre all'interno del corpo umano una funzione propriocettiva, ovvero la capacità di percepire e riconoscere la posizione del proprio corpo nello spazio e lo stato di contrazione

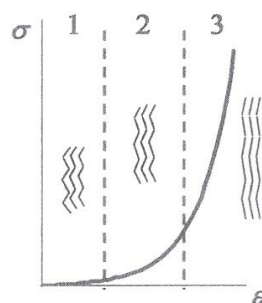
muscolare.

## 2.2 Il collagene

Il collagene è una proteina fibrosa dalla funzione strutturale che risulta essere una costante in tutti i tipi di tessuto connettivo. Essa viene secreta all'interno della matrice extracellulare come tropocollagene, una catena elicoidale destrorsa compatta, formata da 3 catene polipeptidiche strettamente intrecciate tra di loro.



(a) Configurazione *crimped* e *uncrimped* delle fibrille di collagene.



(b) Grafico tensione-deformazione di fibre di collagene in configurazione *crimped*.

Figura 2.2: Configurazione e grafico tensione deformazione fibre collagene

Chimicamente ogni catena polipeptidica o catena  $\alpha$  è formata dalla ripetizione della tripletta avente sequenza (Gly-Pro-Hyp) $n$ . Ogni singolo filamento assume una struttura terziaria elicoidale sinistrorsa; tre filamenti si organizzano quindi in un elica destrorsa che costituisce la struttura quaternaria del tropocollagene[22]. La polimerizzazione delle molecole di tropocollagene forma le fibrille. Le fibrille si dispongono lungo uno stesso asse a formare file parallele sfalsate: l'instaurazione di legami incrociati tra fibrille adiacenti crea la fibra di collagene. In assenza di sollecitazioni esterne le fibre di collagene assumono una configurazione ondulata detta *crimped configuration*. Sottoposte ad una tensione esterna si assiste ad un progressivo aumento di rigidità dovuto allo stiramento delle fibrille, *uncrimping*, ed a un conseguente aumento di tensione tra i legami inter e intra fibrillari. Se le fibre vengono sottoposte ad una tensione troppo elevata si può arrivare alla rottura dei legami fibrillari con la conseguente perdita delle proprietà meccaniche del tessuto.

## 2.3 Studio istologico della fascia

Dal punto di vista istologico la fascia profonda è costituita da più strati sovrapposti dello spessore di circa 1 mm (590-1453 $\mu$ m) e vi si possono distinguere due regioni principali. La prima regione, simile all'epimisio, che comprende lo strato più interno ed esterno, risulta essere formata da piccole fibre di collagene in conformazione *crimped* e abbondanti fibre elastiche immerse in abbondante matrice extracellulare disposte su una sottile lamina.

Le fibre elastiche, disposte in strutture ramificate sottili, sono disposte tra fasci di fibre di collagene e i tessuti in maniera disordinata, formando una sorta di rete lassa. Risultano essere più sottili delle fibre di collagene, misurando da 0.2 a 1 $\mu$ m di spessore, e sono costituite da due componenti: un materiale omogeneo di densità elettronica variabile e microfibrille molto sottili (circa 11nm di spessore) immerse in una componente amorfa. Le microfibrille sono concentrate solo nella parte periferica delle fibre e sono ricche di una proteina detta *fibrillina*. La componente amorfa

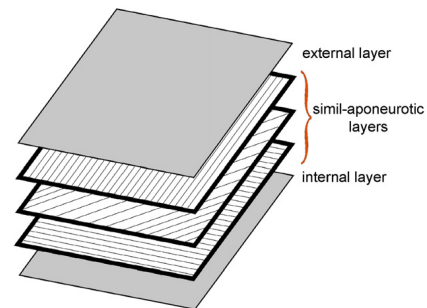


Figura 2.3: Schematizzazione della fascia profonda degli arti

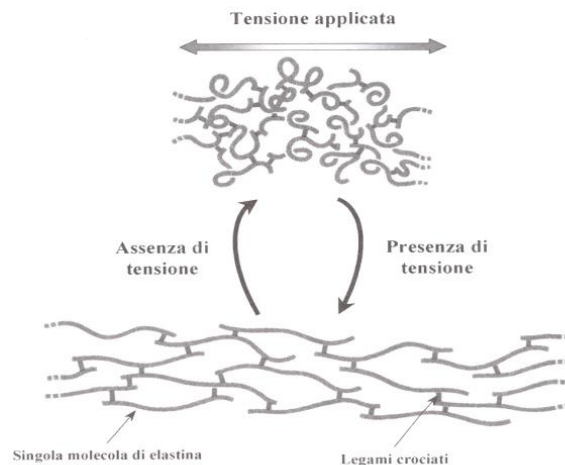


Figura 2.4: Disposizione delle molecole di elastina

è costituita da elastina, molecola prodotta della polimerizzazione mediante legami crociati di molecole di tropoelastina. Gli strati esterni della fascia sono inoltre molto ricchi di fibre nervose che, sebbene siano distribuite maggiormente

in prossimità di vasi sanguigni, sono comunque distribuite in maniera omogenea in tutta la fascia.

Mentre le fibre nervose più grandi risultano essere circondate da tessuto connettivo libero, le più piccole invece sono connesse direttamente con le fibre di collagene. In particolare sono presenti corpuscoli di Pacini e Ruffini, che indicano che la fascia probabilmente, svolge un ruolo di propriocezione. I corpuscoli di Pacini sono dei recettori che vengono attivati attraverso la pressione: consistono in un certo numero di lamelle, alternate a strati di matrice extracellulare, che si dispongono concentricamente attorno ad un punto centrale, dove è contenuta la fibra nervosa.

Ogni lamella è composta da un fasci sottili di tessuto connettivo ed è rivestita nella superficie interna da cellule epitelioidi appiattite[26]. Grazie alla loro particolare struttura, permettono l'amplificazione dello stimolo meccanico aumentando la sensibilità dei corpuscoli stessi.

I corpuscoli di Ruffini vengono descritti come una varietà delle terminazioni nervose nei tessuti sottocutanei. Essi consistono in strati di tessuto connettivo, dentro ai quali le fibre nervose si suddividono in numerose ramificazioni. Una volta dunque superato il limite fisiologico di elasticità, vengono attivati i recettori che trasmettono all'organismo un'impulso che induce a ridurre la sollecitazione.

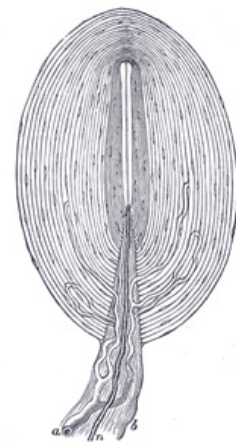


Figura 2.5: Corpuscolo di Pacini

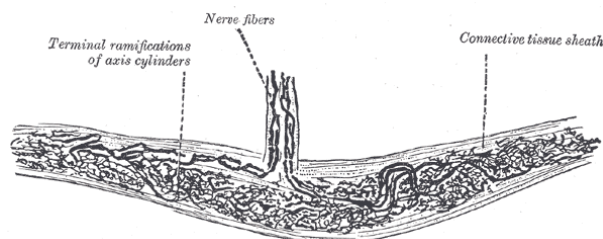


Figura 2.6: Corpuscolo di Ruffini

La seconda regione comprende la zona mediana, di tessuto simil-aponeuronico, composta di due o tre strati paralleli di fibre di collagene. Un sottile strato di tessuto areolare permette gli scorrimenti relativi tra i diversi strati di fibre. Il

tessuto connettivo areolare, nel corpo, funziona come cuscinetto, separando tessuti adiacenti.

Questo tipo di tessuto connettivo risulta essere molto ricco di acqua e sali e può accumulare sostanze di scarto. Variazioni delle quantità di acqua ed altre sostanze possono provocare un degradamento delle proprietà biomeccaniche del tessuto, influenzando lo scorrimento degli strati di collagene. I fasci di fibre di collagene paralleli che compongono questi strati, risultano essere orientati diversamente tra di loro in maniera tale da poter rispondere a sollecitazioni di tipo trazione o compressione lungo direzioni differenti.

Il tessuto, composto da queste due regioni, risulta essere in grado di adattarsi perfettamente ai movimenti del muscolo sottostante garantendo una buona elasticità, in maniera tale da seguire il muscolo nelle sue contrazioni e di avere una buona resistenza alle tensioni applicate.

# Capitolo 3

## La Fascia Crurale

### 3.1 Posizione anatomica e funzione della fascia

La fascia crurale, o fascia profonda della gamba, forma un rivestimento completo dei muscoli della gamba ed è fusa con il periosteo sopra la superficie subcutanea delle ossa. Presenta superiormente continuità con la fascia lata ed è attaccata al ginocchio attraverso la patella, il ligamentum patellae, la tuberosità e i condili della tibia, e la testa della tibia.

Dietro, forma la fascia popliteale, coprendo la fossa popliteale; qui è resa più resistente da fibre trasversali e perforata dalla piccola vena safena. Si espande lateralmente dal tendine del biceps femoris, medialmente dai tendini Sartorius, Gracilis, Semitendinosus e Semimembranosus; di fronte, si fonde con il periosteum coprendo la

superficie subcutanea della tibia e con ciò che copre la testa e il malleolo della fibula; sotto è continua con i legamenti trasversali crurali e laciniati.

È spessa e densa nella parte superiore ed anteriore della gamba, e si attacca, dalla sua surface profonda, all'extensor digitorum longus e al tibialis anterior;

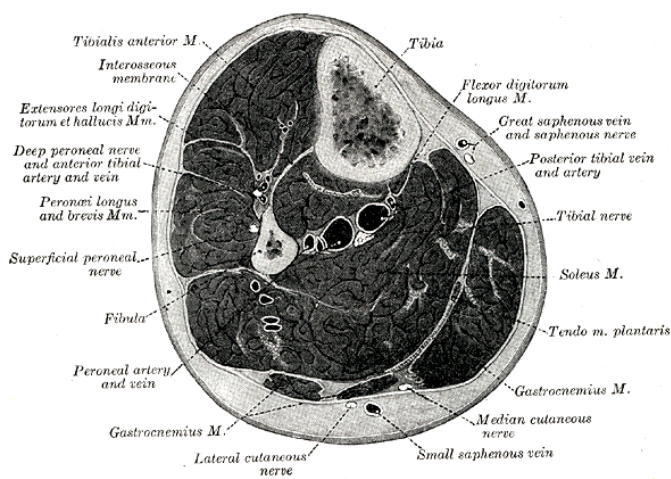


Figura 3.1: Sezione della gamba

ma più fina dietro, dove copre il Gastrocnemius e Soleus. Partono dalla sua superficie profonda, lateralmente alla gamba, due grandi setti intermuscolari, i setti peroneali anteriore e posteriore, che includono i Peronaei longus e brevis, separandoli dai muscoli delle regioni crurali anteriore e posteriore, e molti altri setti più snelli che racchiudono i singoli muscoli in ogni regione. Un ampio setto muscolare trasverso, chiamato la profonda fascia trasversa della gamba, si pone tra i muscoli crurale superficiale e profondo posteriore [26].

La funzionalità biomeccanica della fascia profonda è strettamente connessa a tutti gli altri tessuti adiacenti. Questa fascia infatti, non ricopre solo i muscoli, permettendo scorrimenti e adattandosi alle contrazioni del tessuto muscolare sottostante, ma presenta inoltre relazioni con altre strutture connettivali quali tendini e fasce adiacenti. La capacità di resistenza di queste inserzioni fasciali è proporzionale alla forza muscolare dei muscoli coinvolti, la fascia dunque dimostra di avere un ruolo di trasmissione delle forze generate dalle contrazioni muscolari [24]. Il muscolo, alla sua contrazione, genera una tensione sulla fascia che viene trasmessa anche alle inserzioni fasciali presenti sulla stessa, come ad esempio, le espansioni tendinee.

I tendini, costituiti da tessuto simil-aponeurotico, sono elementi che connettono il tessuto muscolare con quello osseo, trasmettendo la forza generata durante la contrazione alle ossa. La loro funzione non si limita solo nella trasmissione di forze, ma grazie infatti al suo comportamento viscoelastico, contribuisce alla dissipazione di carichi eccessivi di natura impulsiva.



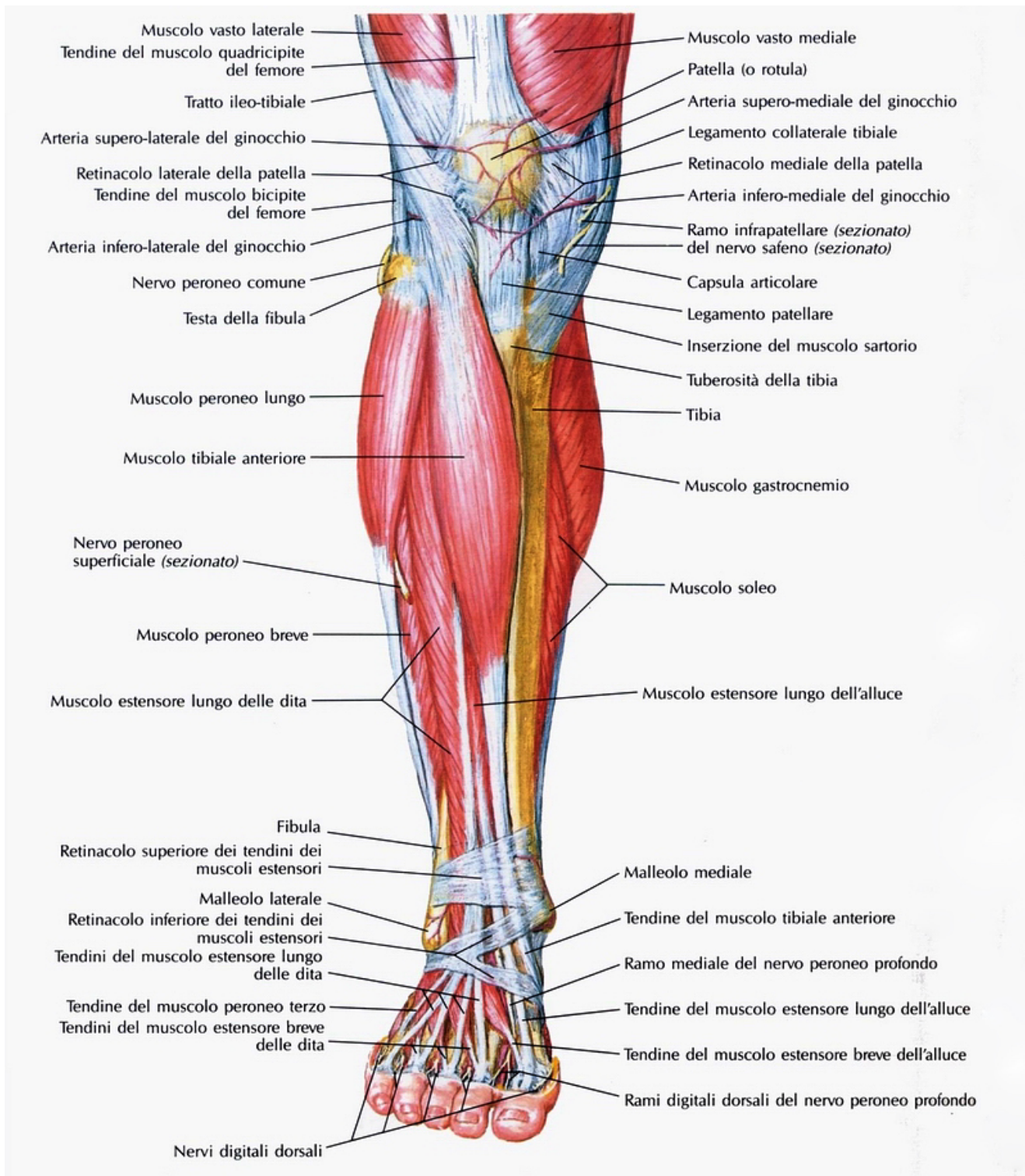


Figura 3.2: Visione dei muscoli ed inserzioni tendinee della gamba



### 3.2 Struttura della fascia crurale

La fascia crurale si presenta come una lamina di tessuto connettivo, simile all'aponeurosi, abbastanza spesso e facilmente separabile dal tessuto muscolare sottostante. Istologicamente risulta avere uno spessore medio di  $924 \pm 220 \mu\text{m}$ , formata da tre strati distinti

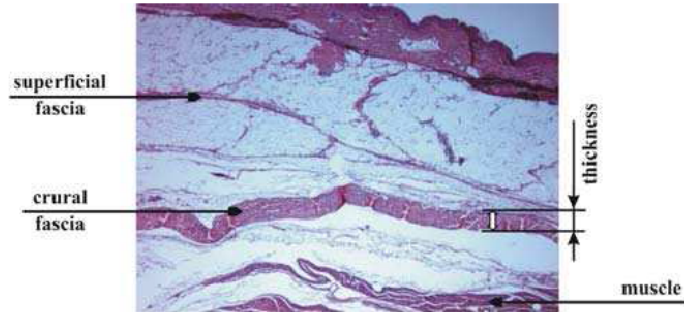
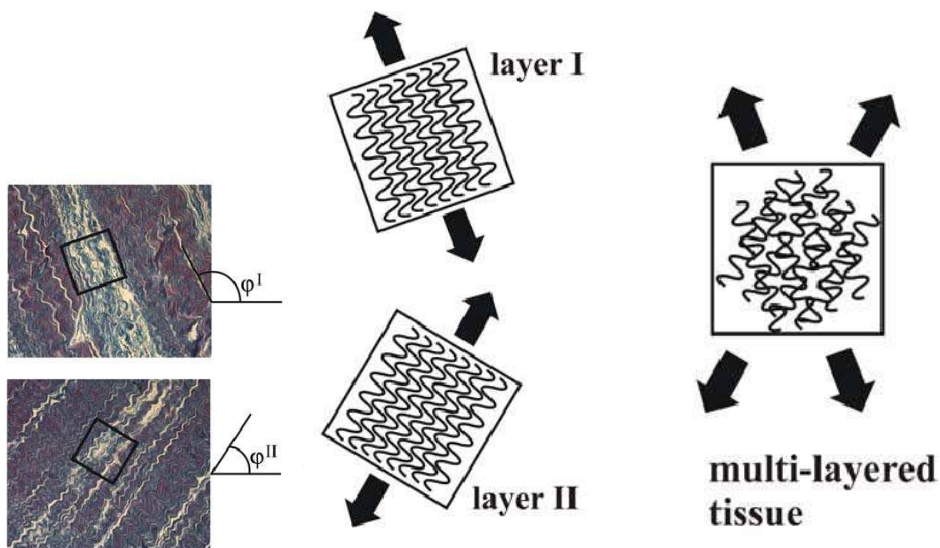


Figura 3.3: Fascia crurale

con uno spessore medio di  $277.6 \pm 86.1 \mu\text{m}$  [13]. Questi tre strati sono formati da fibre di collagene ondulate e parallele, separati tra di loro da una sottile lamina di tessuto connettivo lasso di  $43 \pm 12 \mu\text{m}$  che permette gli scorrimenti relativi tra gli strati.



(a) Angoli tra strati di fibre di collagene. (b) Struttura dei singoli strati di fibre di collagene. (c) Struttura complessiva del tessuto fasciale.

Figura 3.4: Struttura della fascia Crurale

Le fibre di collagene che li compongono, sono orientate in maniera differente

da strato a strato, formando angoli tra strati adiacenti di circa 80 gradi. La sottile lamina di tessuto connettivo garantisce che, durante la contrazione del muscolo, la fascia possa adattarsi al tessuto muscolare sottostante. Una variazione nella composizione del tessuto connettivo lasso in seguito a patologie può portare a una diminuzione dello scorrimento tra gli strati. Le fibre elastiche

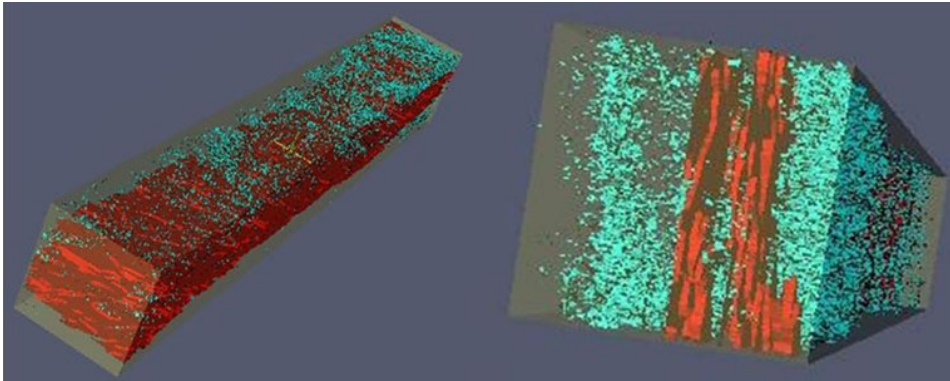


Figura 3.5: Ricostruzione 3D fibre elastiche nella fascia crurale

sono presenti solo nella parte più superficiale e profonda della fascia, oltre che all'interno del tessuto connettivo lasso. Si è notato che queste fibre elastiche sono presenti in maggior misura all'interno del tessuto connettivo lasso che tra i fasci di fibre di collagene, dove risultano essere quasi assenti. Tale presenza porta ad una maggior elasticità della fascia. Durante la sollecitazione queste fibre variano il loro volume dallo 0.3 all' 1.5%.

Nella fascia sono presenti vasi sanguigni dal diametro medio di  $102.5 \pm 34.9 \mu\text{m}$ , che compiono tortuosi percorsi tra gli strati di fibre. Le fibre nervose, presenti in tutta la fascia con una percentuale media dell' 1.2% si distribuiscono maggiormente in prossimità di tali vasi sanguigni.

### 3.3 Modello meccanico

Il materiale presente in letteratura riguardante il modello meccanico della fascia crurale, risulta essere poco e per la maggior parte descrive in maniera molto semplificata il comportamento della fascia. Il modello meccanico che al momento meglio approssima tale fascia, reperibile in letteratura, risulta essere proposto nella pubblicazione *Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive modelling* a cura di Carla Stecco et al. La fascia, come già visto, composta da strati di fibre di collagene parallele, risulta essere complessivamente un tessuto di tipo anisotropo. Le fibre dei singoli strati che lo compongono infatti, possono assumere direzioni differenti da uno strato all'altro, tali strati possono essere visti come invece di tipo ortotropo, cioè la risposta meccanica del tessuto cambia se la sollecitazione risulta essere lungo la stessa direzione delle fibre o rispetto alle altre direzioni. I sottili strati di tessuto connettivo lasso presenti tra gli strati di fibre possono, in dipendenza dalle interconnessioni presenti, intervenire in modo diverso nella modellizzazione della fascia. Mentre infatti un'assenza di collegamenti tra strati di fibre porta a considerare gli stessi strati indipendenti, eventuali interconnessioni tra strati impongono una considerazione del tessuto nella sua interezza. Il modello, pur essendo non lineare, è stato semplificato nella sua complessità. Per un singolo strato della fascia, l'energia di deformazione accumulata nel tessuto è data dall'equazione:

$$W = U_m + \widetilde{W}_m + W_f \quad (3.1)$$

Quest'equazione, solitamente, è usata nell'analisi meccanica per studiare il comportamento elastico dei tessuti molli. I termini dell'equazione risultano essere dipendenti sia dal tipo di tessuto connettivo considerato, che dalla tensione applicata al tessuto. Le energie che si vanno a sommare sono energie legate alla matrice in cui sono contenute le fibre e alle fibre stesse. Le energie associate alla matrice sono l'energia associata alla variazione di volume, dovuta ad una tensione applicata al tessuto,  $U_m$ , l'energia associata alla tensione distorcente, tipo di sforzo che cambia la forma del tessuto mantenendo costante il suo volume,  $\widetilde{W}_m$ ; quella associata invece alle fibre è dipendente sia dalla collocazione nel tessuto delle fibre sia dallo sforzo applicato.

Nel modello proposto i singoli strati di fibre di collagene sono stati considerati come indipendenti l'uno dall'altro: per una valutazione complessiva del tessuto, si dovrà utilizzare l'Eq. (3.1) per ogni stato del tessuto.

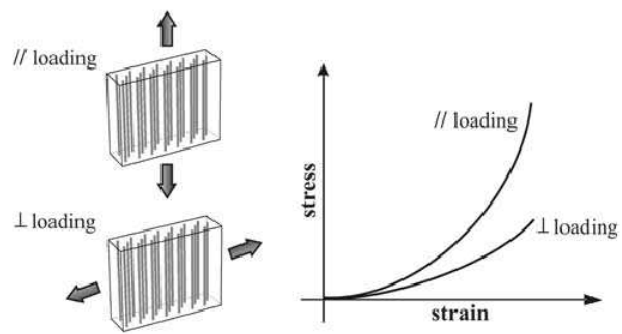


Figura 3.6: Grafico tensione-deformazione del tessuto  
*applicazione della tensione lungo la direzione delle fibre, applicazione della  
 tensione perpendicolarmente alle fibre*

# Capitolo 4

## La Fascia Lata

### 4.1 Posizione anatomica e funzione della fascia

La fascia profonda della coscia è chiamata, a causa della sua grande estensione, fascia lata; essa avvolge interamente questa regione della gamba, variando spessore in parti differenti. Risulta essere più spessa nella parte più alta e in quella laterale della coscia, dove accoglie un'espansione fibrosa dal Glutaeus maximus, e dove il Tensor fasciae latae è inserito tra i suoi strati; è molto più fina dietro e nella parte superiore e mediana, dove copre i muscoli adduttori, e di nuovo diventa più spessa attorno al ginocchio, ricevendo espansioni fibrose dal tendine del biceps femoris lateralmente, medialmente dal Sartorius, e di fronte dal Quadriceps. La fascia lata è attaccata, sopra e dietro, al retro del sacro e coccige; lateralmente, alla cresta iliaca; di fronte, al legamento inguinale, e al ramo superiore del pube; medialmente è attaccata, dal ramo inferiore del pube, sino al ramo inferiore dell'ischio e alla sua tuberosità e al bordo inferiore del legamento sacrotubero. Dal suo attaccamento alla cresta iliaca passa sopra il Glutaeus medius sino al bordo superiore del Gluteus maximus, dove si divide in due strati, uno passa superficialmente e uno passa sotto a questo muscolo; i due strati si riuniscono nel bordo inferiore del muscolo. Lateralmente, la fascia lata riceve la maggior parte dell'inserzione del tendine del Glutaeus maximus, e diventa proporzionatamente più spessa.

La porzione della fascia lata attaccata alla parte frontale della cresta iliaca, e corrispondente all'origine del tensore della fascia lata, si estende nella parte laterale della coscia come due strati, uno superficiale e l'altro sotto questo muscolo; all'estremità inferiore del muscolo questi due strati si riuniscono

formando una spessa banda, dopo aver ricevuto l'inserimento del muscolo. Questa banda continua verso il basso, con il nome di banda illo-tibiale ed è attaccato al condile laterale della tibia.

La parte della banda illo-tibiale che giace tra il tensore della fascia lata è prolungata più in alto per unirsi alla parte laterale della capsula dell'anca. Sotto, la fascia è attaccata a tutti i punti prominenti attorno all'articolazione del ginocchio, ossia, i condili del femore e della tibia e la testa della fibula. In entrambi i lati della patella è resa più resistente da fibre transverse dalla parte inferiore del vasto, dove sono attaccate e supportano quest'osso. Di queste le laterali sono più resistenti, e sono continue con la banda illo-tibiale. Lo strato profondo della fascia lata si divide in due spessi setti intermuscolari, che sono attaccati per l'intera lunghezza della linea aspera e ai suoi prolungamenti sopra e sotto; quello laterale e più resistente, che si estende dall'inserzione del *Gluteus maximus* al condile laterale, separa il Vasto Laterale di fronte dalla corta testa del *Biceps femoris* dietro, e da una parziale origine a questi muscoli; il mediale il più sottile separa il vasto mediale dagli adduttori e il pectineo. Oltre a questi vi sono altri numerosi setti più piccoli, che separano i singoli muscoli, avvolgendoli ognuno in una guaina distinta.

La guaina di fibre di collagene di cui è composta la fascia, trasmette informazioni concernenti la contrazione sinergicamente da un muscolo all'altro in un segmento più distale. Per cui, la fascia sia deve adattarsi alle contrazioni muscolari, che ha funzione di trasmissione delle forze generate dai muscoli.

Le espansioni tendinee presenti nella fascia risultano avere una doppia funzione: effettuano una trazione prossimale della fascia crurale, portando informazioni ai muscoli bassi della gamba riguardo la contrazione dei muscoli della gamba; ricevono la trazione dai muscoli inferiori della gamba in maniera tale da poter sincronizzare l'attività tra i due segmenti. Trazioni, in direzioni prossimali, aiutano la coordinazione e l'adattamento di contrazioni statiche di muscoli dell'arto inferiore a variazioni di postura del tronco.

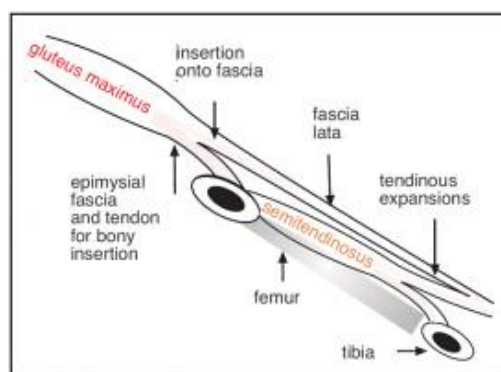


Figura 4.2: Inserzioni miofasciali lungo la fascia lata



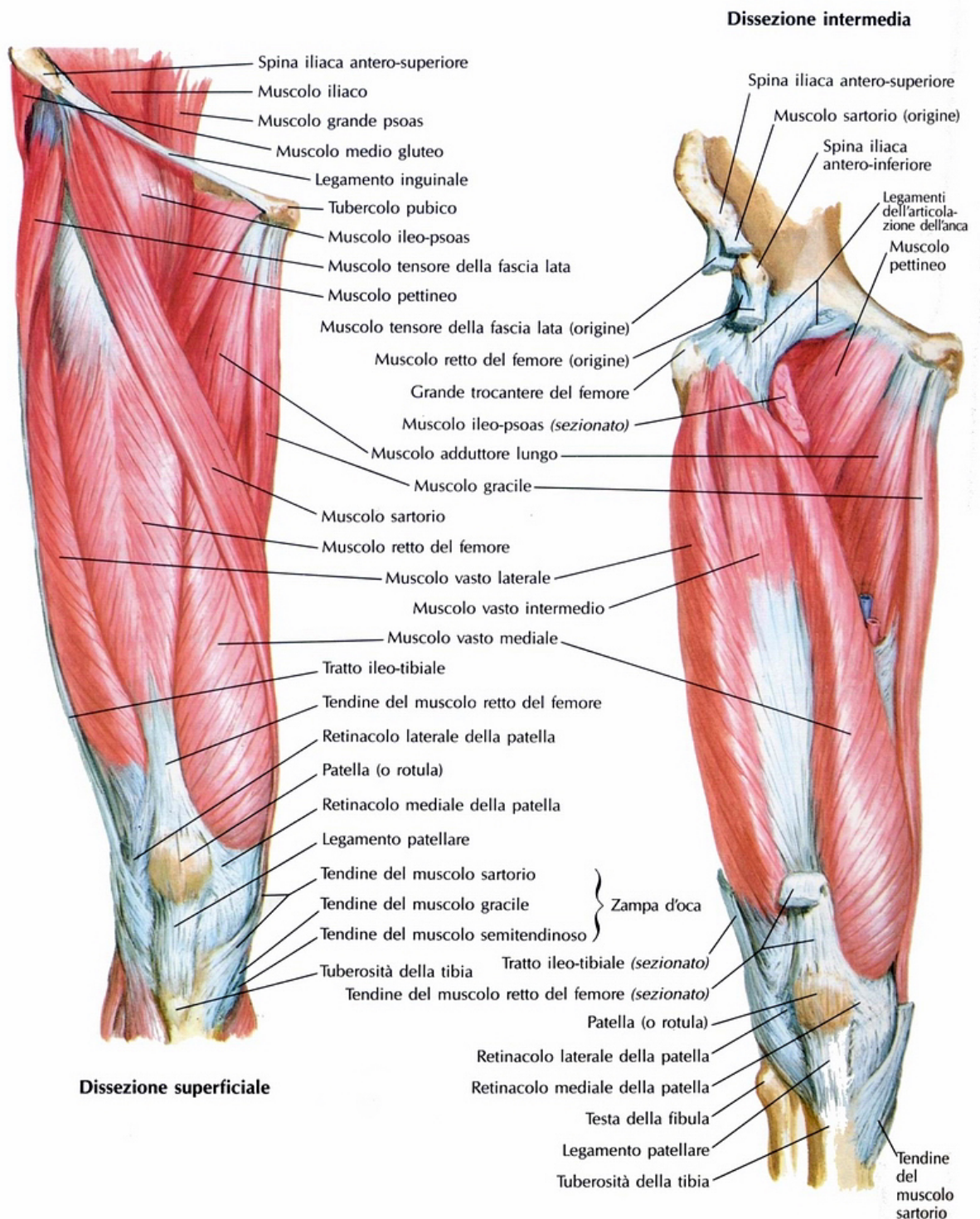


Figura 4.1: Visione dei muscoli e inserzioni tendinee della coscia

## 4.2 Struttura della fascia lata

La fascia lata, o fascia profonda della coscia, formata da una spessa fascia di tessuto connettivo simil-aponeuronico che presenta uno spessore medio di  $944 \pm 102 \mu\text{m}$ . Come già presentato, essa varia il suo spessore in base alla posizione anatomica, aumentando progressivamente spessore procedendo in direzione da prossimale a distale: nella regione inguinocrurale presenta uno spessore di  $541 \pm 23 \mu\text{m}$ , nel III medio della coscia  $874 \pm 62 \mu\text{m}$  e nel III distale della coscia  $1419 \pm 105 \mu\text{m}$ . Mentre la fascia profonda risulta essere facilmente separabile da tutti i muscoli della coscia, risulta essere molto difficile la separazione della fascia dal tratto iliotibiale. Essa risulta facilmente separabile per la presenza tra epimisio e tessuto fasciale di un sottile strato di tessuto connettivo lasso che facilita lo scorrimento. L'epimisio si presenta come una struttura mono stratificata formata da tessuto connettivo e fibre elastiche. Mediamente l'epimisio nella coscia ha

uno spessore medio di  $48 \mu\text{m}$ , ma assume spessori diversi in dipendenza alla posizione: la regione inguinocrurale presenta uno spessore medio di  $43 \pm 9.5 \mu\text{m}$ , nella regione della coscia anteriore di  $19 \pm 2.6 \mu\text{m}$  e nella regione distale  $82 \pm 7.7 \mu\text{m}$ . La fascia profonda della coscia presenta una struttura che può essere composta da due lamine di fibre parallele di collagene in configurazione *crimped*. Come già osservato per la fascia crurale, anche queste lamine risultano avere fibre di collagene non parallele tra strati adiacenti, ma bensì sfalsate come si può evincere dalla Figura 4.2. Tale configurazione degli strati permette la risposta della fascia a tensioni in diverse direzioni, oltre che una funzione di supporto e protezione del muscolo. Le fibre nervose in questo tessuto risultano, per la maggior parte, accompagnare i vasi sanguigni nei loro tortuosi percorsi tra gli

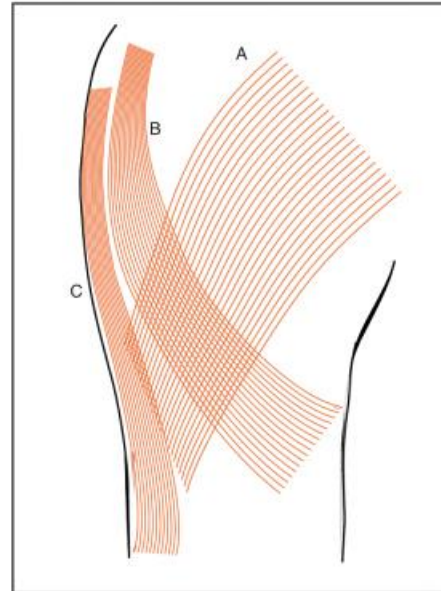


Figura 4.3: Orientamento delle fibre di collagene degli strati nello strato profondo della coscia

*A, fibre di collagene originate dal gluteus maximus; B, fibre di collagene dal gluteus medius; C, fibre di collagene dal tensore della fascia lata e dal gluteus minimus*



strati presenti nella fascia.

### 4.3 Modello meccanico

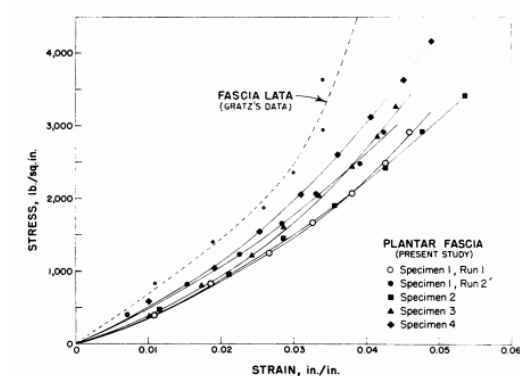


Figura 4.4: Grafico tensione-deformazione

diventava più resistente o più capace a resistere alla deformazione. Scopri che sia le fibre elastiche, che quelle di collagene, cambiavano configurazione da ondulata a diritta quando era applicato un carico al campione e che le fibre elastiche avevano un modulo di elasticità inferiore rispetto alle fibre di collagene. Affermò che non tutte le fibre di collagene erano poste in tensione sino all'estensione finale, quando la loro azione combinata provocava il massimo modulo. In letteratura sono presenti svariate pubblicazioni riguardo prove di elasticità e di rottura della fascia lata e.g. Noyes et Al.[29] D.C. Wright[28], ma vi è una carenza da un punto di vista di modellizzazione vera e propria.

L'unico modello reperibile in letteratura risulta essere quello di Hans Chaundry et Al.[7] che tenta di definire seppur in maniera approssimata una relazione tensione-deformazione nella manipolazione fasciale. Viene usata la teoria di deformazione finita di elasticità per sviluppare un modello tridimensionale per esplorare le relazioni tra le forze meccaniche e le risultanti deformazioni sulla fascia; è comunemente usata nella meccanica del continuo per trattare elastomeri, fluidi e altri tessuti biologici molli. Il modello viene presentato con una semplificazione, cioè come modello che ipotizza la fascia come un materiale isotropo. Tale comportamento non rispecchia a pieno il comportamento fasciale, che risulta essere bensì un materiale anisotropo. Vengono usate equazioni cinematiche e cinetiche di base per la determinazione della tensione sotto specifiche

deformazioni; tale tensione dovrà soddisfare equazioni differenziali di equilibrio e condizioni di contorno. I tensori metrici  $g_{ij}$  e  $g^{ij}$  nelle coordinate cartesiane  $x^i$  ( $i = 1, 2, 3$ ) nello stato non deformato sono date dalle seguenti equazioni:

$$g_{ij} = \frac{\delta x^r}{\delta x^i} \frac{\delta x^r}{\delta x^j}, \quad g^{ij} = \frac{\delta x^i}{\delta x^r} \frac{\delta x^j}{\delta x^r}, \quad (r = 1, 2, 3; i, j = 1, 2, 3) \quad (4.1)$$

l'indice ripetuto, r, nell'equazione ( ) significa somme su r. Similmente i tensori metrici  $G_{ij}$  e  $G^{ij}$  nelle coordinate  $y^j$  ( $j = 1, 2, 3$ ) nello stato deformato sono date da:

$$G_{ij} = \frac{\delta y^r}{\delta y^i} \frac{\delta y^r}{\delta y^j}, \quad G^{ij} = \frac{\delta y^i}{\delta y^r} \frac{\delta y^j}{\delta y^r}, \quad (r = 1, 2, 3; i, j = 1, 2, 3) \quad (4.2)$$

Dall'equazione (4.1) troviamo che

$$g_{ij} = g^{ij} = \delta_{ij} (\text{Kronecker delta}), \quad g = \det(g_{ij}) = 1 \quad (4.3)$$

I tensori metrici definiti nelle equazioni presentate sono misure della deformazione della fascia nelle tre dimensioni, quando la fascia è sottoposta a forze in direzione normale, longitudinale e tangenziale.

Il significato fisico di questi tensori può essere capito dalla relazione con lo sforzo  $E^{ij}$ :

$$E^{ij} = \frac{G^{ij} - g^{ij}}{2} \quad (4.4)$$

Nella deformazione della fascia viene assunto che le deformazioni di taglio e di elongazione siano lungo l'asse  $x^1$ , di allungamento lungo l'asse  $x^2$  e di compressione lungo l'asse negativo  $x^3$  siano date dalle seguenti equazioni:

$$y^1 = x^1 + k_1 x^3 + k_4 x^1, \quad y^2 = k_2 x^2, \quad y^3 = k_3 x^3 \text{ con } (k_3 < 1, k_1, k_2, k_4 < 0) \quad (4.5)$$

Nell'equazione (4.5)  $k_1$  indica il rapporto di taglio dovuto all'applicazione di una forza tangenziale,  $k_2$  il rapporto di estensione dovuto ad una forza di compressione sulla superficie della fascia,  $k_3$  il rapporto di compressione dovuto ad una pressione normale,  $k_4$  il rapporto di estensione dovuto ad una forza longitudinale.

Dall'equazione (4.5) si nota inoltre come gli assi  $y^i$  dello stato deformato coincida con l'asse  $x^i$  dello stato non deformato della fascia. La massima

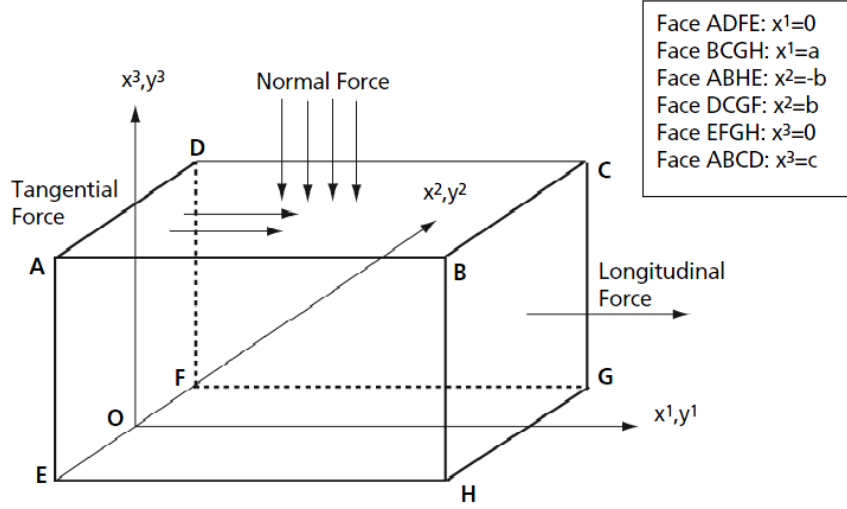


Figura 4.5: Modello tridimensionale di un elemento fasciale sottoposto a tensioni normali, tangenziali, e longitudinali lungo gli assi  $(x^1, x^2, x^3)$

tensione di taglio è applicata alla superficie della fascia, dove lo spessore fasciale risulta essere al suo massimo. Il taglio risulta essere nullo alla fine della fascia, dove lo spessore fasciale è nullo.

Usando le equazioni (4.2) e (4.5) si ottiene un tensore metrico dello stato deformato:

$$G_{ij} = \begin{bmatrix} (1 + k_4)^2 & 0 & k_1(1 + k_4) \\ 0 & k_2^2 & 0 \\ k_1(1 + k_4) & 0 & k_1^2 + k_3^2 \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

$$G^{ij} = \begin{bmatrix} \frac{k_1^2 + k_3^2}{k_3^2(1 + k_4)^2} & 0 & \frac{-k_1}{k_3^2(1 + k_4)} \\ 0 & \frac{1}{k_2^2} & 0 \\ \frac{-k_1}{k_3^2(1 + k_4)} & 0 & \frac{1}{k_3^2} \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

Le invarianti allo sforzo  $I_1, I_2, I_3$  sono date dalle seguenti:

$$I_1 = g^{rs}G_{rs}, \quad I_2 = g^{rs}G_{rs}, \quad I_3 = \frac{G}{g} \quad (4.8)$$

ove

$$G = \det(G_{ij}) \quad (4.9)$$

mentre

$$g = [k_3^2(1 + k_4^2)]k_2^2 \quad (4.10)$$

Tali invarianti non dipendono dal sistema di riferimento usato. Usando le equazioni (4.3), (4.6) e (4.8) si ottengono i valori di  $I_1, I_2, I_3$ . Avendo assunto che la fascia sia incompressibile avremo  $I_3 = 1$  e dunque

$$k_2 = \frac{1}{k_3(1 + k_4)} \quad (4.11)$$

Per la determinazione del tensore  $B^{ij}$  richiesto per la valutazione della tensione possiamo usare l'equazione

$$B^{ij} = I_1 g^{ij} - g^{ir} g^{js} G_{rs} \quad (4.12)$$

Usando le equazioni (4.3),(4.6),(4.12) si ottiene:

$$B^{ij} = \begin{bmatrix} (k_1^2 + k_2^2 + k_3^2) & 0 & -k_1(1 + k_4) \\ 0 & k_1^2 + k_3^2 + (1 + k_4^2) & 0 \\ -k_1(1 + k_4) & 0 & k_2^2 + (1 + k_4)^2 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

Le tensioni presenti nella fascia possono essere valutate con la seguente equazione:

$$\tau^{ij} = \varphi g^{ij} + \psi B^{ij} + p G^{ij} \quad (4.14)$$

in questa equazione notiamo che

$$\varphi = 2 \frac{\delta W}{\delta I_1} \quad \psi = 2 \frac{\delta W}{\delta I_2} \quad p = 2 \frac{\delta W}{\delta I_3} \quad (4.15)$$

ove  $W$  risulta essere l'energia dello sforzo; essa viene ricavata dalla formula

$$W = C_1 [e^{C_2(I_1-3)} - 1] \quad (4.16)$$

ove  $C_1$  e  $C_2$  sono parametri meccanici che vengono determinati empiricamente;  $C_1$  è analogo al modulo di elasticità mentre  $C_2$  è una costante adimensionale. Tali parametri, calcolati in vitro, risultano essere per la fascia lata, pari a:  $C_1 = 2.883$  MPa,  $C_2 = 32.419$ .

Attraverso la combinazione delle equazioni (4.3), (4.5), (4.13), (4.14) troviamo che le tensioni sono date da:

$$\tau^{11} = \varphi + \psi(k_1^2 + k_2^2 + k_3^2) + p\left[\frac{k_3^2 + k_1^2}{k_3^2(1 + k_4)}\right] \quad (4.17)$$

$$\tau^{22} = \varphi + \psi[k_1^2 + k_3^2 + (1 + k_4)^2] + p\left(\frac{1}{k_2^2}\right)$$

$$\tau^{33} = \varphi + \psi[(1 + k_4)^2 + k_2^2] + p\left(\frac{1}{k_3^2}\right)$$

$$\tau^{12} = \tau^{21} = 0$$

$$\tau^{23} = \tau^{32} = 0$$

$$\tau^{13} = \tau^{31} = [k_1(1 + k_4)\psi] - \frac{pk_1}{k_3^2}$$

Grazie alle equazioni di equilibrio si ottiene che:

$$p = -\varphi + 2\psi \quad (4.18)$$

da cui:

$$k_2 = \frac{1}{k_3(1 + k_4)}$$

Vengono determinate ora le forze applicate sulle facce fasciali che sono inizialmente poste su  $x_1 = a$ ,  $x_2 = b$ ,  $x_3 = c$ . Per la faccia che era inizialmente collocata su  $x_1 = a$ , il vettore normale unitario

$$\vec{\eta} = \frac{\vec{G}^1}{\sqrt{G^{11}}}$$

usando l'equazione (4.8) otteniamo:

$$n_1 = \frac{k_3(1 + k_4)}{\sqrt{k_1^2 + k_3^2}}$$

con  $n_1, n_2, n_3$  componenti del vettore normale unitario.

La forza sulla faccia  $x_1 = a$  è data da  $\vec{P} = P^k \vec{G}_k = \tau^{ik} n_i \vec{G}_k$  la componente di questa forza presente su  $B'C'$  che era inizialmente BC diventa:  $\vec{P} * \frac{\vec{G}_2}{\sqrt{G_{22}}} = 0$

Lungo la linea che inizialmente era BH, ora  $B'H'$ , la forza è data da:

$$\vec{P} * \frac{\vec{G}_3}{\sqrt{G_{33}}} = \frac{k_3(1 + k_4)}{k_3^2 + k_1^2} [k_1(1 + k_4)\tau^{11} + \tau^{13}(k_1^2 + k_3^2)]$$

Lungo la direzione normale alla faccia  $x_1 = a$  la forza sarà data dall'equa-

zione

$$\vec{P} * \frac{\vec{G}_1}{\sqrt{G_{11}}} = \frac{k_3^2(1+k_4)^2}{k_3^2+k_1^2}(\tau^{11}) \quad (4.19)$$

con  $\tau^{11}$  ricavabile dalle formule (4.17), (4.18). Usando la procedura matematica usata sopra per le facce fasciali che erano inizialmente poste su  $x^2 = b$  e  $x^3 = c$ , troviamo che lo sforzo di taglio sulla faccia  $x^2 = b$  si annulla mentre lo sforzo normale no. La forza normale su questa faccia è data da  $k_2^2\tau^{22}$ . Questa forza deve essere fornita dai tessuti adiacenti poiché nessuna forza è applicata dall'esterno su questa faccia. Sulla faccia che era originariamente collocata su  $x^3 = c$  la forza normale applicata può essere valutata come:

$$N = k_3^2\tau^{33} = (k_3^2 - 1)\varphi + \psi[k_2^2k_3^2 + (1 + k_4)^2]k_3^2 - 2] \quad (4.20)$$

poiché  $k_3 < 1$  l'equazione risulta di compressione. La forza tangenziale T applicata lungo  $B'C'$  è nulla, sebbene la forza tangenziale applicata lungo  $C'D'$  sulla faccia  $x^3 = c$  può essere valutata come

$$T = \frac{k_3}{1+k_4}[\tau^{31}(1+k_4)^2 + \tau^{33}(1+k_4)k_1] = k_1k_3\varphi + k_1k_3k_2^2\psi \quad (4.21)$$

Le forze normali e tangenziali applicate, come la forza di allungamento, scompaiono se non c'è tensione di taglio, allungamento e compressione ( $k_1 = k_4 = 0, k_3 = 1$ ). Le equazioni (4.20) e (4.21) confermano questo fatto. Usando le equazioni (4.14) e (4.15) si arriva alla seguente:  $\varphi = 2C_1C_2e^{C_2(I_1-3)}$  da cui si possono ricavare le espressioni di N, T e F.

# Capitolo 5

## La Fascia Plantare

### 5.1 Posizione anatomica e funzione della fascia

La fascia plantare è una fascia che presenta una grande resistenza, e consiste in fibre, disposte, per la maggior parte longitudinalmente: è divisa nelle tre porzioni centrale, laterale, mediale. La porzione centrale, la più spessa e di forma triangolare, è più stretta dietro ed è collegata al processo mediale della tuberosità del calcagno, posteriormente è collegata all'origine del Flexor digitorum brevis; diventa più ampia e più sottile di fronte, dividendosi in prossimità delle teste delle ossa del metatarso in cinque processi, uno per ciascuna delle dita. Ciascuno di questi processi si divide di fronte alla articolazione metatarsofalangea in due strati, superficiale e profondo. Lo strato superficiale è inserito nella pelle del solco trasversale che separa le dita dalla pianta del piede. Lo strato più profondo si divide in due strati che abbracciano il lato dei tendini flessori delle dita, e si fonde con le guaine dei tendini, e con il legamento trasverso del metatarsale, formando così una serie di archi attraverso i quali i tendini dei flessori brevi passano andando verso le dita dei piedi. Gli intervalli che si formano tra questi cinque processi permettono ai vasi sanguigni, nervi e ai tendini dei muscoli Lombricali di arrivare in superficie.

La parte laterale copre la superficie al di sotto dell'adduttore digiti quinti; è fina davanti e spessa dietro, dove forma una banda resistente tra il processo laterale della tuberosità del calcagno e la base del quinto osso metatarsale; medialmente è continua con la porzione centrale dell'aponeurosi plantare, e lateralmente con la fascia dorsale. La porzione mediale è sottile, copre la superficie al di sotto dell'adduttore hallucis; è legata dietro al legamento laciniato, e

è continua attorno al lato del piede con la fascia dorsale, e lateralmente con la parte centrale dell'aponeurosi plantare.

L'aponeurosi plantare ha una funzione prettamente strutturale, aiuta a mantenere l'arco mediale-longitudinale e a trasmettere le forze dalla zona calcaneare prossimale a quella distale delle dita. Si tratta sia di forze statiche che si generano in posizione eretta sia delle forze dinamiche durante il cammino, la corsa e il salto (Aquino, et al., 1999). La fascia plantare, oltre a rivestire i muscoli ad esso adiacenti, seguendoli durante le contrazioni, svolge un'importante funzione di trasmissione delle forze. Le inserzioni tendinee presenti su di esso, fanno sì che, il ruolo svolto dalla fascia nella catena miocinetica, abbia un'importanza fondamentale. Tali inserzioni, non si attaccano solamente all'osso ma anche al tessuto connettivo fibroso denso adiacente. La conformazione risulta dunque, essere utile per la dissipazione di concentrazioni di tensioni all'entesite (punto in cui il tendine si connette all'osso) riducendo così il rischio di rotture o usura locale. La fascia plantare, è in relazione non solo con il tessuto muscolare, ma anche con le altre fasce, ricevendone o trasmettendo tensioni; tale continuità fasciale permette di ottenere un'equilibrio nell'esecuzione di movimenti.



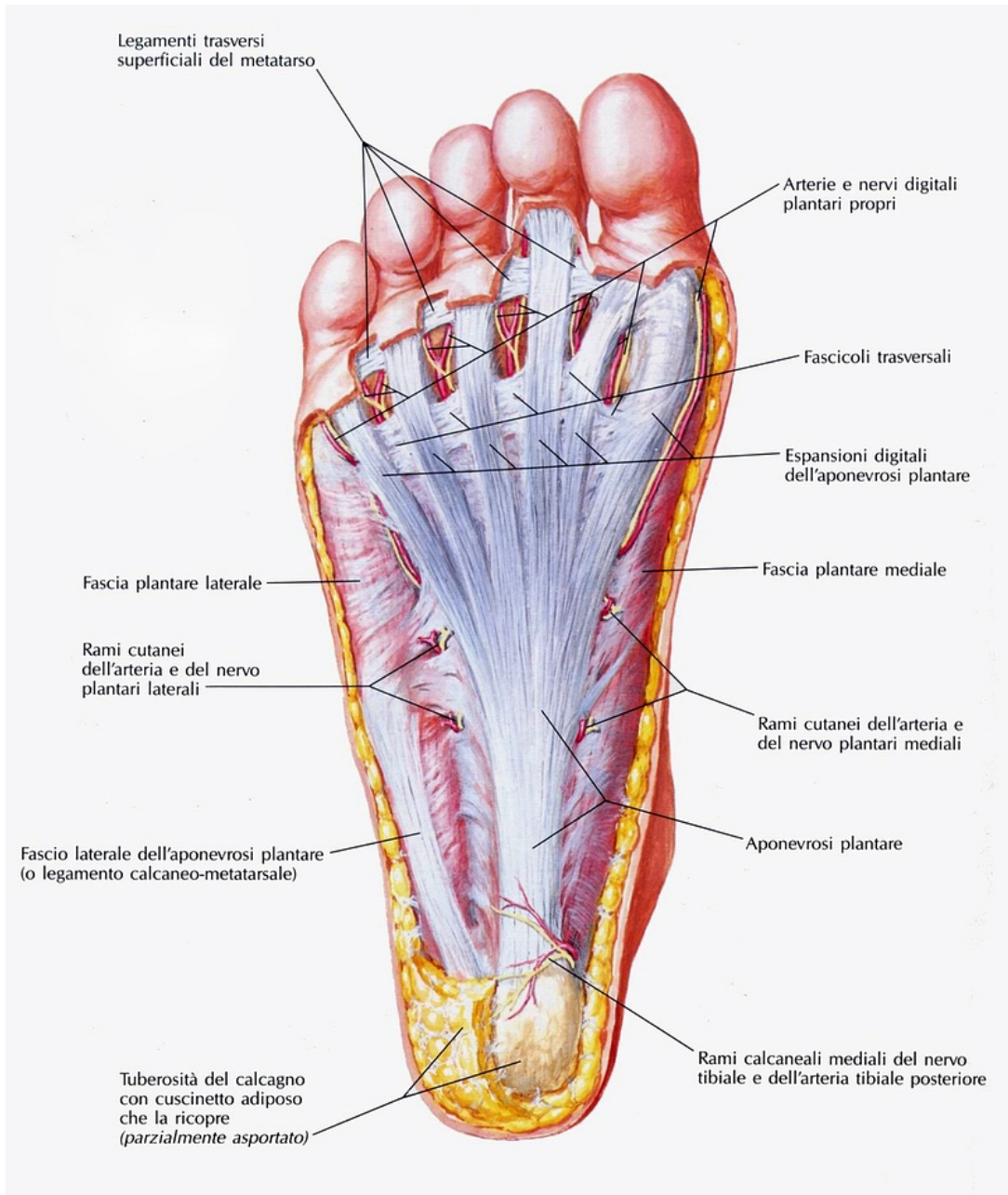


Figura 5.1: Visione della sezione superficiale della pianta del piede

## 5.2 Struttura della fascia plantare

La fascia plantare risulta essere una fascia il cui spessore varia a seconda della regione che si va ad analizzare, componendosi di una regione centrale più spessa e di due regioni laterali più sottili. Le misure disponibili in letteratura riguardo la fascia, risultano essere molto variabili da studio a studio, presentando comunque uno spessore che varia tra i 2.2 e 3.9mm. L'aponeurosi plantare, misurata attraverso ultrasuoni[32] risulta essere di  $1.99 \pm 0.65mm$  ad un centimetro di distanza dal punto d'inserzione,  $3.33 \pm 0.69mm$  all'inserzione,  $2.70 \pm 0.69mm$  ad 1cm in direzione distale dall'inserzione e  $2.64 \pm 0.69mm$  a 2cm sempre nella stessa direzione. La valutazione dello spessore valutata per dissezione, mostra come l'aponeurosi sia essere la parte più spessa della fascia, con uno spessore medio di 4.4mm, mentre le due fasce laterali, più fine rispetto alla centrale risultano avere uno spessore medio di 2.7mm. Dal punto di vista della divisione dell'aponeurosi, tra i cinque processi sono presenti numerosi fasci trasversi, o fascicoli trasversali; questi fasci servono ad aumentare la resistenza dell'aponeurosi legando tali processi assieme, e connettendoli con un tessuto. La parte centrale dell'aponeurosi è continua con la porzione laterale e mediale fa partire verso l'alto nel piede, alle linee di collegamento, due resistenti setti intermuscolari verticali, più ampi davanti rispetto al retro, che separano il gruppo di muscoli intermedio dai gruppi laterale e mediale; queste derivano ancora setti trasversali più sottili che separano i vari strati di muscoli in questa regione. La superficie superiore di questa aponeurosi dà origine dietro al flessore digitorum brevis. Le porzione laterali e mediali dell'aponeurosi plantare sono più sottili rispetto alla porzione centrale, e coprono i lati della pianta del piede. Istologicamente, la fascia è composta da fibre elastiche e strati di fibre di collagene disposte parallelamente in direzione della lunghezza del piede; tale struttura ricorda la struttura tendinea. I vasi sanguigni e le fibre nervose presenti nella parte aponeuronica della fascia risultano essere disposti lungo la direzione delle fibre della fascia. Risulta essere presente una concentrazione di corpuscoli di Pacini sotto il legamento trasverso metatarsale.

### 5.3 Modello meccanico

La fascia plantare svolge un'importante ruolo durante l'andatura, allungandosi durante la fase di contatto con il suolo e ritornando alla sua forma originaria nella fase aerea. La meccanica della fascia plantare, in letteratura, risulta essere improntata sullo studio della parte aponeurotica della fascia, ovvero la sua parte centrale. Tale scelta risulta essere dettata dalla sua semplicità strutturale, che permette una valutazione più facile delle sue caratteristiche meccaniche. Come evidenziato nella pubblicazione di P. G. Pavan et Al [11], svolta in vitro, la fascia presenta un'evidente isteresi nei cicli di carico-scarico della fascia.

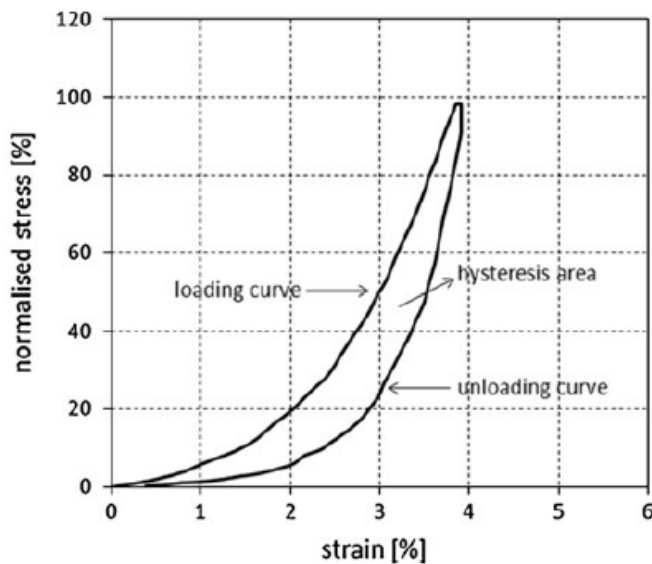


Figura 5.2: Isteresi del grafico tensione-deformazione nel processo di carico-scarico con tensione massima pari al 4% del campione

Tipicamente i modelli presenti in letteratura, pur riconoscendo il comportamento della fascia come non lineare, assumono il tessuto come isotropo [7] [10] [11]. L'unico modello che considera tale fascia trasversalmente isotropa, risulta essere Hsin-Yi Kathy Cheng et al [6]. Tale modello stima la tensione presenta sulla fascia plantare centrale, dovuta al tensionamento del tendine d'achille e in corrispondenza a vari angoli di dorsiflessione delle dita dei piedi. Esso realizza una ricostruzione del piede attraverso tomografie e software di image processing, creando un modello solido ad elementi finiti. In tale ricostruzione vengono modellati 26 segmenti ossei, 67 legamenti, la fascia plantare e le cartilagini sono state create attraverso volumi nelle aree attorno alle giunzioni. Tali cartilagini

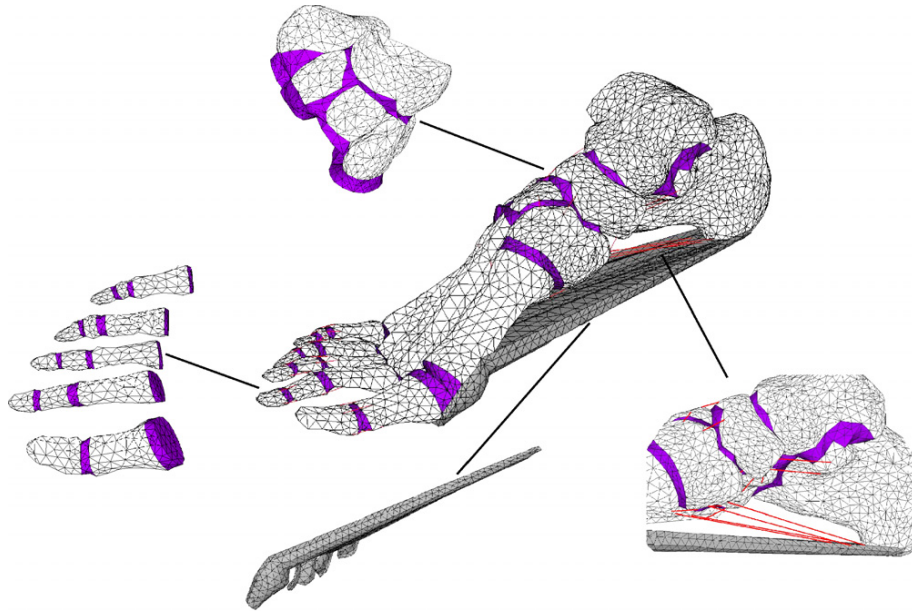


Figura 5.3: Ricostruzione ad elementi finiti del piede

sono prive di un coefficiente d' attrito per meglio simulare i movimenti tra le giunzioni durante la dorsiflessione delle giunzioni. Una struttura di uno spessore di circa  $2\text{ mm}$ , che si estende dal tubercolo calcaneale alle falangi prossimali, è stata modellata per rappresentare la geometria della fascia plantare. I tessuti sono stati ipotizzati tutti isotropi e omogenei, ad eccezione della fascia plantare che risulta essere trasversalmente isotropa. L'aponeurosi subisce un processo di deformazione nel meccanismo di tensionamento del tendine d'achille, dorsiflessione delle dita e in attività di sopportazione di pesi. Per modellare la caratteristica non lineare della fascia plantare centrale, è stata utilizzata una funzione di densità di energia di sforzo iperelastico. L'equazione generale si presenta come:

$$W = \sum_{i+j=1}^N C_{ij}(I_1 - 3)^i(I_2 - 3)^j \quad (5.1)$$

con  $W$  è l'energia associata allo sforzo,  $C_{ij}$  le costanti del materiale,  $I_1 = \lambda_z^2 + 2\lambda_z^{-1}$  invarianti nello sforzo nella prima e nella seconda dimensione,  $N$  l'ordine dell'equazione, l'allungamento in direzione della compressione  $\lambda_z = \frac{1}{l_0}$ , e  $l_0$  la lunghezza del campione. La valutazione degli effetti delle varie combinazioni di dorsiflessione delle dita e delle tensioni del tendine d'Achille che tensionano la fascia plantare centrale, richiedono che le ossa mediali cuneiformi e le ossa

cuboidi siano fissate, e che all'astragalo siano permessi solo movimenti verticali.

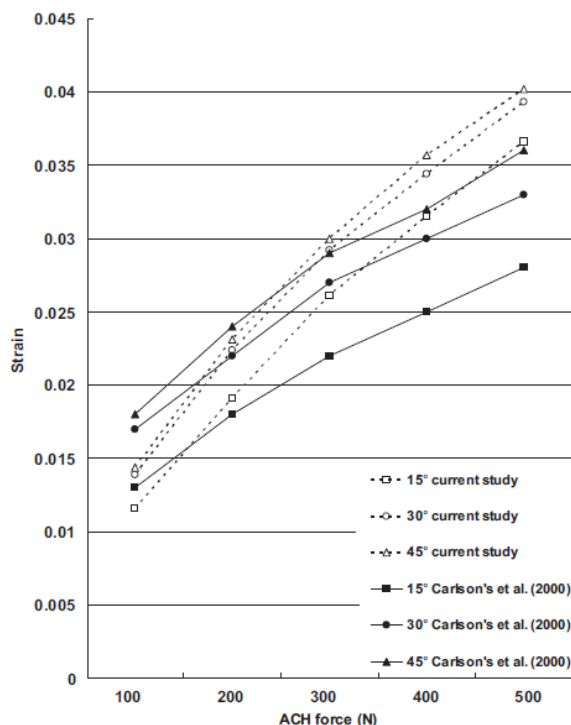


Figura 5.4: Grafico tensioni tendine d'achille-fascia

Nella figura (5.3) si può notare come al variare della forza applicata al tendine d'Achille (100 N, 200 N, 300 N, 400 N, 500 N) e ai diversi angoli di dorsiflessione delle dita ( $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ). I risultati risultano essere compatibili, come si evince dalla figura, ai risultati ottenuti dagli studi su cadavere di Carlson et. Al, in *The biomechanical relationship between tendoachilles, plantar fascia and metataropharingeal joint dorsiflexion angle*. Il modello presentato tiene conto in maniera molto marginale dell'allungamento dell'aponeurosi sottoposta a tensioni; risulta dunque essere utile tenere in considerazione il modello di A. N. Natali et al [10], sebbene supponga la fascia come tessuto isotropo.

Anche questo modello si avvale della teoria dell'iperelasticità. Esso risulta essere formulato sull'ipotesi dell'esistenza di una funzione dell'energia di sforzo, rappresentante l'energia che il tessuto accumula quando è deformato e che rilascia in assenza di un carico. Il modello costitutivo descrive il tessuto come una matrice di tessuto isotropo rinforzata da fibre di collagene. La funzione di

energia dello sforzo è assunta uguale a:

$$\psi = \psi_{mat} + \psi_{coll} \quad (5.2)$$

assumendo che l'energia di sforzo associata alla matrice e al collagene risultano essere sommabili tra di loro. L'energia associata alla matrice, sotto le ipotesi di incompressibilità del tessuto, viene espressa attraverso la formulazione neo-Hookeana:

$$\psi_{mat} = \frac{\mu}{2}(I_1 - 3) \quad (5.3)$$

Tale assunzione viene fatta poichè la risposta meccanica del tessuto al carico applicato risulta essere predominata dal comportamento delle fibre di collagene. Nell'equazione  $I_1 = trC$  principale invariante del tensore di sforzo di Cauchy–Green,  $C = F^T F$ , assunta come una adatta misura dello sforzo, partendo dal tensore di deformazione  $F$ . La incompressibilità del tessuto, a causa della grande quantità tipica dei tessuti connettivi molli, consiste nel vincolo  $det F = 1$ . Lo scalare  $\mu$  è una costante riguardante la rigidità di taglio della matrice sottoposta a piccole tensioni. La funzione dell'energia di sforzo delle fibre di collagene viene assunta pari a:

$$\psi_{coll} = \begin{cases} \frac{k}{4\alpha^2 \exp[\alpha(I_4 - 1)] - \alpha(I_4 - 1) - 1} & I_4 \geq 1 \\ 0 & I_4 < 1 \end{cases} \quad (5.4)$$

dove  $I_4$  è un'invariante strutturale definita da  $I_4 = \frac{C}{M \otimes M}$ ; con  $M$  vettore unitario che fornisce l'orientazione spaziale delle fibre del tessuto non deformato.  $I_4$ , fisicamente, è legata all'allungamento  $\lambda = \sqrt{I_4}$ . Come si vede nell'equazione (5.4) le fibre di collagene modificano la rigidità solo in presenza di una tensione: l'energia di sforzo sarà dunque nulla per stati indeformati del tessuto. Il parametro  $k$  è associato alla rigidità delle fibre di collagene del tessuto non tensionato, il parametro  $\alpha$  è associato alla risposta elastica non lineare del tessuto. La forma esponenziale nell'equazione (5.4) riguarda il comportamento di irrigidimento del tessuto teso, dovuto ad una configurazione iniziale delle fibre di collagene di tipo *crimped*.

La risposta dell'intero tessuto può essere ottenuta in termini del secondo tensore di Piola-Kirchoff che risulta essere adatto da un punto di vista di meccanica computazionale:

$$S = 2 \frac{\delta \psi}{\delta C} = 2 \left( \frac{\delta \psi_{mat}}{\delta I_1} \frac{\delta I_1}{C} + \frac{\delta \psi_{coll}}{\delta I_4} \frac{\delta I_4}{C} \right) + p C^{-1} \quad (5.5)$$

ove lo scalare  $p$  è interprete della pressione idrostatica che è valutata considerando le equazioni di contorno e le costrizioni cinematiche di incompressibilità. Dalla seconda equazione di Piola-Kirchoff, lo stress di Cauchy è determinato come

$$\sigma = \begin{cases} \mu b + \frac{k}{2\alpha} \{ \exp[\alpha(I_4 - 1)] - 1 \} m \otimes m + pl & I_4 \geq 1 \\ \mu b + pl & I_4 < 1 \end{cases} \quad (5.6)$$

con  $b = FF^T$  tensore di Cauchy-Green e  $m = FM$  il vettore rappresentante l'orientazione spaziale delle fibre nel tessuto deformato.

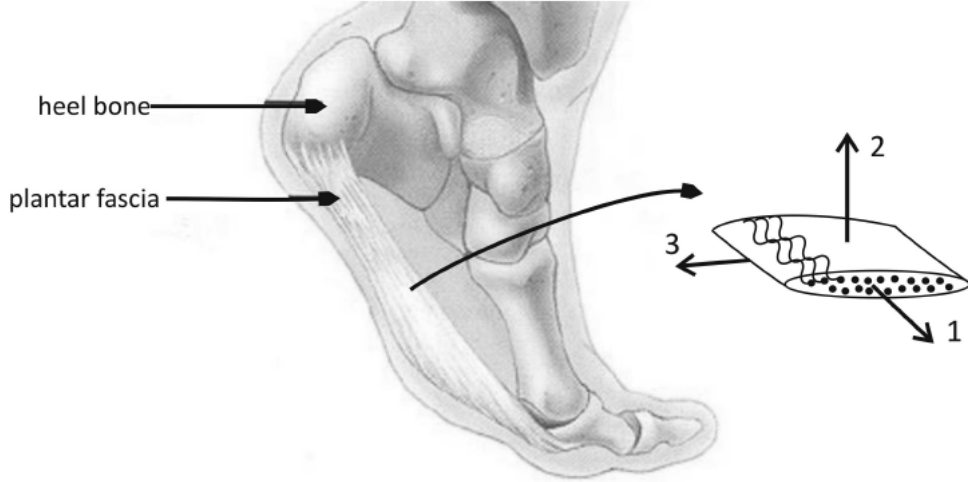


Figura 5.5: Rappresentazione assi dell' aponeurosi

La fascia plantare risulta soggetta principalmente ad una tensione monoassiale, e dunque possono essere adottate le condizioni di tensione nulla lungo le direzioni dello spessore. Supponiamo un sistema di riferimento in cui il primo asse è parallelo con l'asse longitudinale della fascia, pertanto possiamo considerare  $\sigma_{22} = \sigma_{33} = 0$ ,  $\sigma_{12} = \sigma_{13} = \sigma_{23} = 0$  e che  $M=(1,0,0)$ . Il gradiente di deformazione generico corrispondente ad una tensione monoassiale applicata al tessuto sia:

$$F = \begin{bmatrix} \lambda_{11} & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{22} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{33} \end{bmatrix} \quad \det F = 1 \quad (5.7)$$

$\lambda_{11}$  risulta essere l'allungamento lungo la direzione del carico, mentre possiamo definire  $\lambda_{22} = \lambda_{33}$  per il comportamento nelle direzioni trasversali alla fascia.

Per  $I_4 \geq 1$  l'equazione (5.6) può essere riscritta in termini di componenti:

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} = \mu \begin{bmatrix} \lambda_{11}^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_{22}^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{33}^2 \end{bmatrix} + \sigma' \begin{bmatrix} \lambda_{11}^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} + p \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5.8)$$

indicando con  $\sigma'_i$  la tensione agente sulle fibre di collagene

$$\sigma' = \frac{k}{2\alpha} \{ \exp[\alpha(I_4 - 1)] - 1 \} \quad (5.9)$$

dalle due relazioni precedenti si deduce che  $p = -\mu\lambda_{33}^2 = -\mu\lambda_{22}^2$  ove l'invariante strutturale è semplicemente data da  $I_4 = \lambda_{11}^2$ .

Curve sperimentali di prove a trazione di 4 campioni sono state usate per definire i parametri costitutivi  $\mu$ ,  $k$  e  $\alpha$ .  $\mu$  viene assunto come noto, poichè il miglior fit del modello costitutivo al variare di  $k$  e  $\alpha$  produce valori di  $\mu$  prossimi allo zero: tale valore risulta essere compatibile con trazioni svolte sullo stesso asse delle fibre di collagene.  $\mu$  non giustifica però il suo valore sebbene l'errore nel fit sia il più basso, la sua identificazione risulta essere arbitraria data la mancanza di prove sperimentali. Il parametro  $\alpha$  risulta essere dipendente dalla rigidità del tessuto.



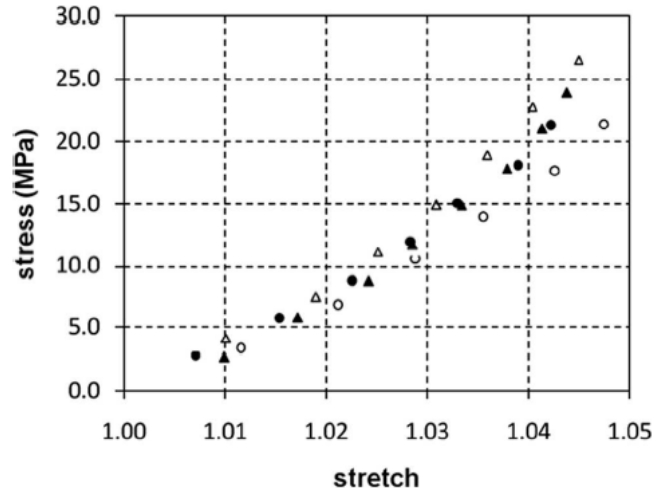


Figura 5.6: Dati sperimentali delle prove di trazione di 4 campioni

Chiaramente vi è una variabilità della risposta a trazione tra campioni diversi, per cui per le 4 curve ottenute per ciascun campione possono essere valutate in termini di media e deviazione standard relativa della tensione per uno specifico allungamento.

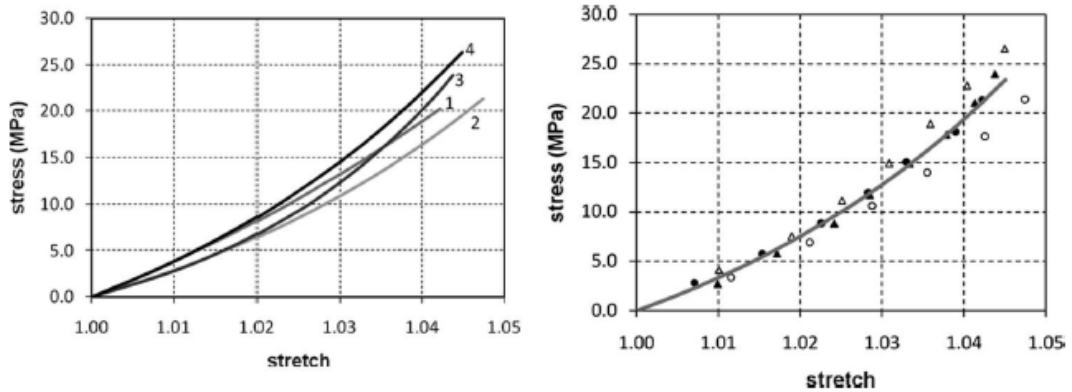


Figura 5.7: Fit delle curve tensione-allungamento dei 4 campioni e media dei fit

La derivata della componente non nulla della tensione rispetto l'allungamento permette di ottenere la rigidezza nella direzione 1 imponendo la condizione  $\lambda_{11}$ .

$$\lim_{\lambda_{11} \rightarrow 0} \frac{d\sigma_{11}}{d\lambda_{11}} = 3\mu + k \quad (5.10)$$

Il modello presentato, concentrandosi sulla configurazione microstrutturale del tessuto e sull'orientazione delle fibre di collagene, produce interpretazione

abbastanza buona dei test sperimentali di trazione. Il confronto con i test sperimentali e i risultati numerici suggerisce il bisogno di altri tipi di test meccanici per l'individuazione dei parametri costitutivi in maniera univoca.

# Capitolo 6

## Conclusioni

Le fasce analizzate, risultano avere strutture abbastanza simili tra di loro all'interno del corpo umano. Presentano una struttura stratificata, dove è possibile riconoscere internamente uno o più strati di tessuto simil-aponeurotico e nel cui intorno vi è la presenza di tessuto connettivo lasso. Dal punto di vista istologico, notiamo la presenza di fibre di collagene nella configurazione *crimped* orientate all'interno del singolo strato lungo una precisa direzione, differente da strato a strato, per attenuare le tensioni che si vengono a presentare. Vi si nota la presenza di recettori nervosi, data la struttura densa della fascia, principalmente nella vicinanza di vasi sanguigni. Anche le funzionalità delle fasce risultano essere piuttosto simili, avvolgendo i muscoli operano una funzione di protezione e trasmissione delle forze ai tessuti limitrofi; grazie alla presenza di particolari recettori, hanno inoltre funzionalità propriocettive. Nella letteratura, sia dal punto di vista istologico che strutturale, la fascia ha una descrizione piuttosto accurata.

Dal punto di vista della meccanica della fascia, troviamo risultati diversi in corrispondenza delle fasce che vengono prese in considerazione. Data la complessità delle interazioni della fascia con i tessuti limitrofi e le inserzioni fasciali, i modelli presenti in letteratura risultano essere modelli che semplificano il reale comportamento della stessa.

Analizzando le fasce nell'ordine in cui vengono presentate, troviamo che la fascia crurale, nella letteratura, presenta una trattazione piuttosto ridotta delle sue proprietà meccaniche e relativa modellazione. Il modello presentato per tale fascia, seppur intenzionalmente approssimato, presenta un primo spunto per ulteriori analisi della fascia. Data l'assenza di dati sperimentali, si propone

come un passo obbligatorio per test sperimentali successivi al fine di ottenere la sua validazione. Possibili miglioramenti potrebbero essere fatti andando ad analizzare il comportamento dell'intero strato fasciale o assumendo un comportamento viscoelastico della fascia.

Per quanto riguarda i documenti presenti in letteratura riguardanti il comportamento meccanico della fascia lata, risultano avere anch'essi una trattazione piuttosto ridotta. Il modello costitutivo presentato per la fascia lata considera l'intero campione analizzato come isotropo, non tenendo conto della maggior resistenza del tessuto lungo l'orientazione delle fibre. Possibili miglioramenti di questo modello possono venir fatti in questa direzione, considerando il tessuto composto da fibre di collagene immerse in una matrice o andando ad analizzare il suo comportamento viscoelastico.

La fascia plantare risulta, nella letteratura presente, la fascia, tra quelle analizzate, maggiormente trattata. Sebbene siano stati forniti svariati modelli meccanici della fascia, la conoscenza del comportamento meccanico della regione centrale aponeuronica risulta essere ancora limitata. Tale limitazione risulta derivare dalla scarsità di test sperimentali, oltre che dallo studio, in maggior parte dei casi, della sola parte aponeuronica della fascia.

# Bibliografia

- [1] L. Benetazzo, A. Bizzego, R. De Caro, G. Frigo, D. Guidolin, C. Stecco. *3D reconstruction of the crural and thoracolumbar fasciae.*
- [2] Carla Stecco M.D., Andrea Porzionato M.D., Veronica Macchi M.D., Cesare Tiengo M.D., Anna Parenti M.D., Roberto Aldegheri M.D., Vincent Delmas M.D. and Raffaele De Caro M.D. *A histological study of the deep fascia of the upper limb.*
- [3] Ross A. Clark, Andrew Franklyn-Miller, Eanna Falvey, Adam L. Bryant, Simon Bartold, Paul McCrory. *Assessment of mechanical strain in the intact plantar fascia.*
- [4] Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, Kai-Nan An. *Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle-foot complex.*
- [5] Aharon Amir M.D., Eyal Gur M.D., Albert Gatot M.D., Gideon Zucker M.D., Jacob T. Cohen M.D., Dan M. Fliss M.D. *Fascia lata sheath harvest revisited.*
- [6] Hsin-Yi Kathy Cheng, Chun-Li Lin, Hsien-Wen Wang, Shih-Wei Chou, *Finite element analysis of plantar fascia under stretch. The relative contribution of windlass mechanism and Achilles tendon force.*
- [7] Hans Chaundhry, Roman Max, Stecco Antonio, Thomas Findley *Mathematical model of fiber orientation in anisotropic fascia layers at large displacements.*
- [8] A. Stecco, V. Macchi, S. Masiero, A. Porzionato, C. Tiengo, C. Stecco, V. Delmas, R. De Caro. *Pectoral and femoral fasciae: common aspects and regional specializations.*

- [9] Jason Tak-Man Cheung, Ming Zhang, Kai-Nan An *Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of ankle-foot complex*
- [10] A. N. Natali, Piero G. Pavan, C. Stecco *A constitutive model for the mechanical characterization of the plantar fascia*
- [11] P.G. Pavan, C. Stecco, S. Darwish, A.N. Natali, R. De Caro. *Investigation of the mechanical properties of the plantar aponeurosis.*
- [12] O. L. Thomas, C. Morrison, L. Howard, O. O. A. Oni *The biomechanical properties of fascia lata grafts: a preliminary study*
- [13] C. Stecco, P. G. Pavan, A. Porzionato, V. Macchi, L. Lancerotto, E. L. Carniel, A. N. Natali, R. De Caro *Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive modelling*
- [14] A. N. Natali, A. Forestiero, E. L. Carniel, P. G. Pavan, C. Dal Zovo *Investigation of foot plantar pressure: experimental and numerical analysis*
- [15] A. Stecco, V. Macchi, S. Masiero, A. Porzionato, C. Tiengo, C. Stecco, V. Delmas, R. De Caro *Pectoral and femoral fasciae: common aspects and regional specializations*
- [16] Carla Stecco, Veronica Macchi, Andrea Porzionato, Aldo Morra, Anna Parenti, Antonio Stecco, Vincent Delmas, Raffaele De Caro *The Ankle Retinacula: Morphological Evidence of the Proprioceptive Role of the Fascial System*
- [17] Hans Chaudhry, PhD; Robert Schleip, MA; Zhiming Ji, PhD; Bruce Bukiet, PhD; Miriam Maney, MS; and Thomas Findley, MD, PhD *Three-Dimensional Mathematical Model for Deformation of Human Fasciae in Manual Therapy*
- [18] Carla Stecco, MD, Andrea Porzionato, MD, Luca Lancerotto, MD, Antonio Stecco, MD, Veronica Macchi, MD, Julie Ann Day, PT, Raffaele De Caro, MD, *Histological study of the deep fasciae of the limbs*
- [19] Daniel B. Chan, M.D., H. Thomas Temple, M.D., Loren L. Latta, Ph.D., Siddharth Mahure, B.S., Jeremy Dennis, B.S., and Lee D. Kaplan, M.D. *A Biomechanical Comparison of Fan-Folded, Single-Looped Fascia Lata With*

*Other Graft Tissues as a Suitable Substitute for Anterior Cruciate Ligament Reconstruction*

- [20] L. Benetazzo, G. Frigo, C. Stecco *A Model to Measure the Characterizing Parameters of the Deep Fascia*
- [21] Aharon Amir, Albert Gatot, Gideon Zucker, Amiram Sagi, and Dan M. Fliss *Harvesting Large Fascia Lata Sheaths*
- [22] C. Stecco, O. Gagey, A. Belloni, A. Pozzuoli, A. Porzionato, V. Macchi, R. Aldigheri, R. De Caro, V. Delmas. *Anatomy of the deep fascia of the upper limb. Second part: study of innervation.*
- [23] Di Bello *Biomateriali. Introduzione allo studio dei materiali per uso biomedico* Patron 2004
- [24] L. Stecco, C. Stecco *Manipolazione fasciale. Parte pratica* Piccin 2007
- [25] A.N. Natali, P.G. Pavan, E.L. Carniel, M.E. Lucisano, G. Tagliavero *Anisotropic elasto-damage constitutive model for the biomechanical analysis of tendons*
- [26] Susan Standring *Gray's anatomy : the anatomical basis of clinical practice* 40. ed Churchill Livingstone Elsevier, 2008
- [27] M Benjamin, E Kaiser, and S Milz *Structure-function relationships in tendons: a review*
- [28] D.G. Wright, M.D, D. C. Rennels *A Study of the Elastic Properties of Plantar Fascia*
- [29] Noyes F. R., Butler D. L., Grood E. S., Zernicke R. F. and Hefzy M. S. *Biomechanical analysis of human ligament grafts used in knee ligament repairs and reconstructions.* Journal of Bone and Joint Surgery 1984; 66 A: 344
- [30] S. Adamo, P. Carinci, M. Molinaro, G. Siracusa, M. Stefanini, E. Ziparo *Istologia di V. Monesi* Piccin 2008
- [31] Luigi Stecco, Antonio Stecco *Manipolazione Fasciale: Parte Teorica* Piccin 2010

- [32] Javier Pascual Huerta, Juan María Alarcón García *Effect of gender, age and anthropometric variables on plantar fascia thickness at different locations in asymptomatic subjects*

Siti utili:

ScienceDirect:

<http://www.sciencedirect.com/>

PubMed:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/>

Scirus:

<http://www.scirus.com/>

Springerlink:

<http://www.springerlink.com/?MUD=MP>

IEEEExplore:

<http://ieeexplore.ieee.org/Xplore/guesthome.jsp?reload=true>



Questo documento è stato scritto in L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X su Windows. Tutti i marchi registrati appartengono ai rispettivi proprietari.