

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA



FACOLTÀ DI INGEGNERIA

CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DI TESSUTI
FASCIALI: ANALISI SPERIMENTALE E
MODELLAZIONE COSTITUTIVA

RELATORE: PROF. PIERO PAVAN

CORRELATORE: DOTT.SSA SHILAN DARWISH

LAUREANDO: ANDREA BIZZEGO

ANNO ACCADEMICO
2010-2011

Introduzione

Il seguente studio si propone di analizzare il comportamento meccanico dei tessuti dei sistemi fasciali, in particolare prendendo in considerazione il tessuto della fascia crurale e quello della fascia plantare.

L'interesse in questi tessuti è dovuto agli aspetti relativi alla biomeccanica del piede, argomento profondamente legato all'eziologia di patologie a carico degli arti inferiori e disfunzioni della motilità.

L'approccio seguito è quello tipico della prassi dello studio dei tessuti biologici: a partire dalle conoscenze istologiche ed anatomiche dei tessuti analizzati e dalla base teorica della meccanica dei tessuti molli, argomenti presentati nella prima parte della presente relazione di tesi, sono stati eseguiti dei test sperimentali, per la raccolta dei dati e l'indagine del comportamento meccanico.

Obiettivo dell'analisi sperimentale è stato quello di evidenziare e qualificare comportamenti meccanici tipici dei tessuti connettivi molli, in particolare gli aspetti legati alla non linearità della risposta meccanica e alla presenza di termini viscosi. A questo proposito i test eseguiti sono stati test di allungamento e test di rilassamento delle tensioni, quindi è stato formulato un modello costitutivo in grado di descrivere e sintetizzare il comportamento meccanico dei tessuti evidenziato attraverso i test meccanici.

La formulazione di un modello costitutivo è l'obiettivo principale degli studi sperimentali dei tessuti. Grazie ai modelli costitutivi si rende possibile lo studio per via numerica del comportamento meccanico dei tessuti, attraverso l'implementazione di modelli agli elementi finiti. Con tale approccio è possibile ottenere una serie di osservazioni utili, e a volte indispensabili, per integrare le conoscenze acquisite mediante l'analisi sperimentale sul tessuto in vitro o in vivo.

La presentazione dei risultati dei test sperimentali e del processo di formulazione del modello costitutivo sono gli argomenti della seconda parte del seguente elaborato.

Questo studio è stato portato avanti all'interno del laboratorio di test

meccanici per i tessuti connettivi molli del Centro di Meccanica dei Materiali Biologici e in collaborazione con il personale del Dipartimento di Anatomia dell'Università di Padova.

Indice

1	Nozioni generali	9
1.1	Il tessuto fasciale	9
1.1.1	Istologia della fascia	9
1.1.1.1	La matrice extracellulare	10
1.1.2	Anatomia della fascia	15
1.1.3	Funzionalità della fascia	17
1.1.3.1	Funzionalità neurosensoriali	18
1.1.3.2	Funzionalità biomeccaniche	19
1.2	Meccanica dei tessuti connettivi molli	20
1.2.1	Finalità degli studi meccanici dei materiali biologici	21
1.2.2	Dai test sperimentali al modello costitutivo	22
1.2.3	Caratteristiche meccaniche dei tessuti connettivi molli	23
1.2.3.1	Comportamenti tipici dei tessuti connettivi molli	23
1.2.3.2	Misure di deformazione e tensione per i tessuti connettivi molli	27
1.3	I test sperimentali	27
1.3.1	Finalità dei test sperimentali	27
1.3.2	Progettazione del disegno sperimentale	29
1.3.3	Strumentazione e protocollo	30
2	Presentazione dello studio e dei risultati	35
2.1	Risultati: fascia crurale	35

2.1.1	Anatomia, istologia e fisiologia della fascia crurale	35
2.1.2	Disegno sperimentale per il test sulla fascia crurale	36
2.1.3	Grafici dei risultati	37
2.1.3.1	Grafici del preconditionamento	37
2.1.3.2	Grafici del rilassamento con $\varepsilon = 15\%$ - valori assoluti	38
2.1.3.3	Grafici del rilassamento con $\varepsilon = 15\%$ - valori normalizzati	41
2.1.4	Discussione dei risultati	43
2.2	Risultati: fascia plantare	44
2.2.1	Anatomia, istologia e fisiologia della fascia plantare	44
2.2.2	Disegno sperimentale per il test sulla fascia plantare	46
2.2.3	Grafici dei risultati	48
2.2.3.1	Grafici del preconditionamento	49
2.2.3.2	Carico-scarico a $\varepsilon = 4\%$	50
2.2.3.3	Carico-scarico a $\varepsilon = 8\%$	53
2.2.3.4	Confronto allungamento a $\varepsilon = 4\%$ e $\varepsilon = 8\%$ - dei cicli di carico-scarico	55
2.2.3.5	Allungamento a $\varepsilon = 4\%$ - prima del rilassamento	58
2.2.3.6	Rilassamento con $\varepsilon = 4\%$	60
2.2.3.7	Allungamento a $\varepsilon = 6\%$ - prima del rilassamento	62
2.2.3.8	Rilassamento con $\varepsilon = 6\%$	65
2.2.3.9	Allungamento a $\varepsilon = 8\%$ - prima del rilassamento	67
2.2.3.10	Rilassamento con $\varepsilon = 8\%$	70
2.2.3.11	Allungamento a rottura	72
2.2.3.12	Confronto allungamento a $\varepsilon = 4\%$, $\varepsilon = 6\%$ ed $\varepsilon = 8\%$ - prima del rilassamento	74
2.2.3.13	Confronto rilassamento con $\varepsilon = 4\%$, $\varepsilon = 6\%$ ed $\varepsilon = 8\%$	76
2.2.4	Discussione dei risultati dei test sulla fascia plantare	79

2.2.4.1	Sul preconditionamento	79
2.2.4.2	Sulla validità del disegno sperimentale . . .	85
2.2.4.3	Sulla variabilità dei valori	86
2.2.4.4	Sulla linearità della viscosità	86
2.2.4.5	Confronto con studi precedenti	87
2.3	I modelli costitutivi	89
2.3.1	Teoria dei modelli costitutivi	89
2.3.2	Modelli costitutivi per la fascia plantare	90
2.3.2.1	Modello costitutivo della fascia plantare per test di allungamento	91
2.3.2.2	Modello costitutivo della fascia plantare per test di rilassamento	93
2.3.2.3	Modello completo visco-iper-elastico	99
2.4	Conclusioni sugli studi effettuati	100

Bibliografia

102

Capitolo 1

Nozioni generali

1.1 Il tessuto fasciale

Con il termine *fascia* si intende solitamente indicare quell'involucro di tessuto connettivo sottostante lo strato cutaneo che avvolge e contiene i muscoli, separandoli dalle altre strutture. Tuttavia è tale la varietà di differenziazioni morfologiche, istologiche e strutturali che assume la fascia nei vari distretti anatomici che una descrizione univoca ed esaustiva non è possibile. Di seguito verranno fornite alcune nozioni di carattere generale, le quali verranno successivamente approfondite ed integrate per quel che riguarda i distretti studiati.

1.1.1 Istologia della fascia

La fascia appartiene all'insieme dei tessuti connettivi, i quali sono accomunati dal fatto di originare dal mesenchima dell'embrione [5]. Nonostante questo, appartengono a quest'insieme tessuti molto diversi tra loro, per struttura, morfologia e funzionalità (Figura 1.1). La fascia appartiene a quell'insieme di tessuti che prendono il nome di *tessuto connettivo propriamente detto*.

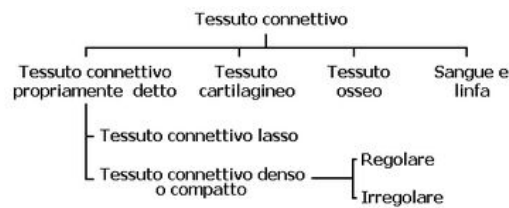


Figura 1.1: Organizzazione dei tessuti connettivi, da Di[2]

Questi tessuti si estendono in tutto l'organismo ed hanno la principale funzione di sostenere e collegare i vari organi tra loro e di permettere lo scambio delle sostanze nutritive e dei rifiuti del metabolismo attraverso la fitta rete di capillari che vi si intrecciano. Nuovamente questa categoria è suddivisa in tessuto connettivo *lasso* e tessuto connettivo *denso*, o *compatto*, a seconda della tipologia, quantità e conformazione strutturale delle fibre che lo compongono, si divide cioè a seconda che le fibre siano discretamente abbondanti e lassamente intrecciate o molto abbondanti e strettamente addensate. Infine si usa definire un tessuto connettivo denso come *regolare* o *irregolare*, a seconda che le fibre siano orientate in modo casuale o, come ad esempio nei tendini, secondo direzioni precise.

Dal punto di vista istologico, caratteristica del tessuto connettivo propriamente detto è quella di essere formato soprattutto da matrice extracellulare (proteine fibrose e sostanza fondamentale di supporto), mentre il numero e la quantità di cellule è esiguo. Tali cellule sono principalmente quelle adibite alla costruzione e conservazione delle strutture fibrose e alla secrezione della sostanza fondamentale (*fibroblasti*) e quelle che incorrono nei meccanismi di difesa; inoltre sono presenti gli adipociti per le riserve energetiche.

1.1.1.1 La matrice extracellulare

Con il termine *matrice extracellulare* si intende indicare quella sostanza gelatinosa ricca di proteine fibrose che riempie gli spazi intercellulari e costituisce la componente principale del tessuto connettivo. Negli altri

tessuti la matrice extracellulare è necessaria come supporto per proteggere le cellule e fornire un substrato al cui interno possano vivere, per diffondere i prodotti del metabolismo e l'ossigeno e trasmettere i segnali di natura proteica, ormonale o nervosa. Nel tessuto connettivo invece è proprio la matrice extracellulare ad adempiere le funzionalità principali, mentre le cellule presenti sono adibite alla sua conservazione.

La **sostanza fondamentale** è una fase gelatinosa in cui sono immerse le proteine fibrose e le cellule ed è composta, oltre che di acqua e sostanze nutritive disciolte, di *glicosamminoglicani* (GAGs) e di *proteoglicani*. Questi ultimi due componenti si trovano legati assieme con l'*acido ialuronico* a formare strutture complesse e molto grandi che possono raggiungere le dimensioni di una cellula batterica (Figura 1.2).

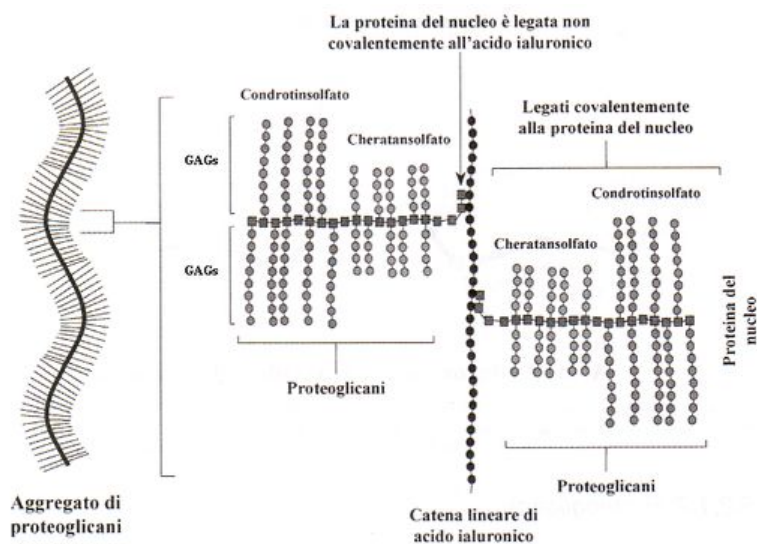


Figura 1.2: Struttura dei proteoglicani; da [2]

Queste strutture presentano un'elevata densità di cariche negative che vengono a formarsi nei legami chimici e costringono le molecole ad una configurazione molto estesa. Dal punto di vista meccanico tale configurazione è responsabile del comportamento viscoso esibito dalla sostanza fondamentale. Inoltre l'enorme contenuto d'acqua, le cui molecole sono legate alle catene idrofile dei proteoglicani, rende la sostanza fondamentale anche molto resistente agli sforzi di compressione. Per queste sue

caratteristiche meccaniche è la sostanza ideale da fungere come collante, lubrificante e ammortizzatore d'urti [2].

Il **collagene** è la componente fibrosa principale della fascia ed è responsabile delle sue caratteristiche meccaniche in allungamento, grazie alle quali essa esplica la sua funzionalità. Esso presenta una struttura gerarchica molto complessa. Il suo componente fondamentale è il *tropocollagene*, una superelica composta di tre catene proteiche, caratterizzata dalla ripetizione della tripletta Glicina-Prolina-Idrossiprolina: $(Gly - Pro - Hyp)_n$. Le molecole di tropocollagene poi si legano tra loro a formare le microfibrille; i legami interfibrillari contribuiscono a stabilizzare le molecole di collagene che in questo modo si vengono a formare e sono responsabili della notevole resistenza alla trazione esibita dal collagene [21, 20].



Figura 1.3: (van Gieson'stain) Fibre di collagene con evidente configurazione ondulata

Le fibre di collagene si organizzano solitamente in una struttura ondulata, *crimped* (Figura 1.3), ben visibile al microscopio, che permette una risposta meccanica ad uno sforzo di tensione lungo la direzione delle fibre del tutto non lineare (Figura 1.4).

Il collagene è presente in tutto l'organismo e rappresenta il 25% del totale delle proteine, ma si presenta in varie forme: sono stati individuati 27 tipi diversi di collagene, ognuno con struttura e funzione diversa e

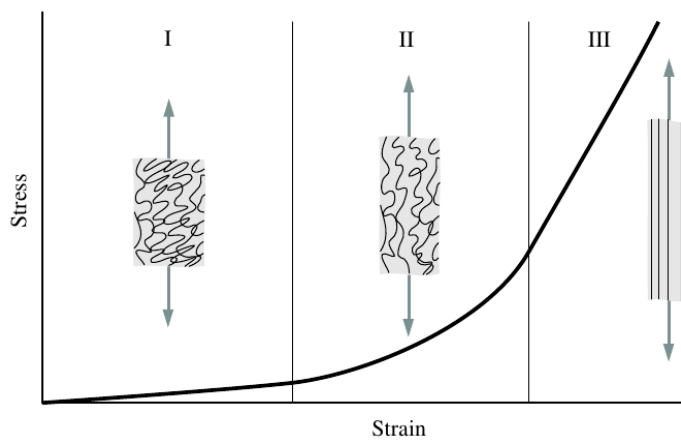


Figura 1.4: Curva Stress-Strain con andamento non lineare, tipica delle fibre di collagene; da [9]

specifica. Nella fascia troviamo prevalentemente collagene di tipo I, che è il più semplice, in cui le catene di tropocollagene si associano fianco a fianco, e formano fasci che offrono una notevole resistenza alla tensione.

Nella fascia, solitamente le fibre di collagene si organizzano in due o tre fasci laminari caratterizzati ognuno da una precisa direzione e separati da un sottile strato di tessuto connettivo lasso. In termini volumetrici, la percentuale di collagene totale nell'intero spessore della fascia è circa del 20% [3].

Le **fibre elastiche** sono costituite da un asse amorfo di elastina, circondato dalla glicoproteina microfibrillare fibrillina. L'elastina (Figura 1.6) è l'altra proteina fibrosa che, assieme al collagene, è presente all'interno della matrice extracellulare.

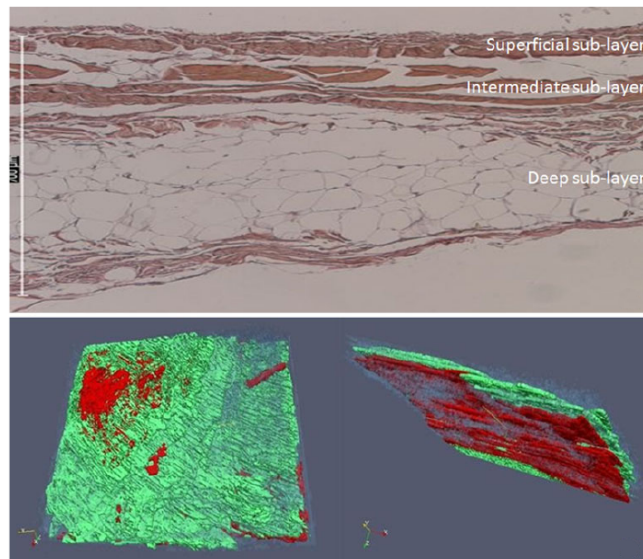


Figura 1.5: Immagine istologica e ricostruzione 3D della fascia con i tre strati di collagene; da [3]

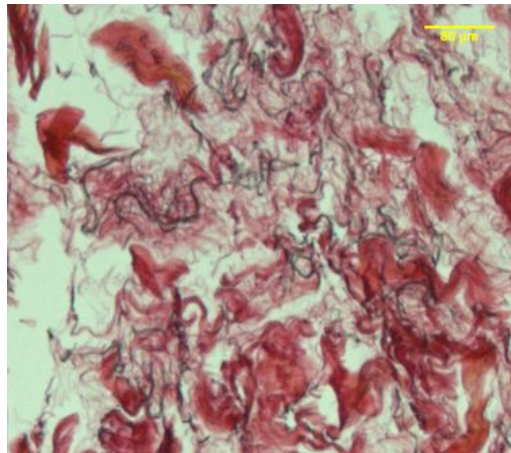


Figura 1.6: (van Gieson's stain) Fibre di elastina con avvolgimento casuale (nere) in substrato di connettivo lasso (rosso e bianco)

L'elastina è composta di notevoli quantità di Prolina e Glicina, che però, a differenza del collagene, si distribuiscono in maniera casuale, ed è quasi totalmente priva di Idrossiprolina; sono presenti, inoltre, altri aminoacidi, come la Desmosina e l'Isodesmosina: si ritiene che questi particolari aminoacidi provochino legami crociati tra molecole formando un

reticolo tridimensionale di catene avvolte in modo casuale, che sarebbe responsabile delle sue proprietà elastiche. Infatti le fibre elastiche si allungano facilmente e ritornano alla loro originale lunghezza quando la forza di deformazione viene rimossa.

Queste caratteristiche meccaniche sono dovute anche alla struttura terziaria dell'elastina, che adotta una conformazione spiraliforme ad avvolgimento disordinato (*random coil*).

Nel mesenterio, nelle fasce e nella pelle, le fibre sottili e sparse formano reti tra fasci di collagene che limita l'allungamento, potenzialmente distruttivo, delle fibre di elastina. La funzionalità principale dell'elastina, quindi, è quella di contribuire, assieme al collagene, a caratterizzare strutturalmente e meccanicamente la matrice extracellulare, conferendole doti di elasticità per riportare il tessuto alla configurazione iniziale al termine delle sollecitazioni.

1.1.2 Anatomia della fascia

In generale la fascia si trova legata ad altre strutture fibrose stratificate le quali, pur con le differenziazioni dei vari distretti anatomici, presentano alcune caratteristiche peculiari e specifiche. Sotto l'epidermide e il derma, si trova il tessuto connettivo lasso sottocutaneo, che è a sua volta suddiviso, procedendo dall'esterno all'interno, in *strato superficiale*, *strato membranoso* e *strato profondo* (Figura 1.7). Nello strato superficiale si trovano fasci di fibre verticali di collagene che collegano derma e strato membranoso. Le cavità circoscritte da questi setti trasversi contengono lobuli adiposi (*pannicolo adiposo*). L'insieme di questi legamenti, o setti trasversi, forma il *retinaculum cutis (superficialis)* [27].

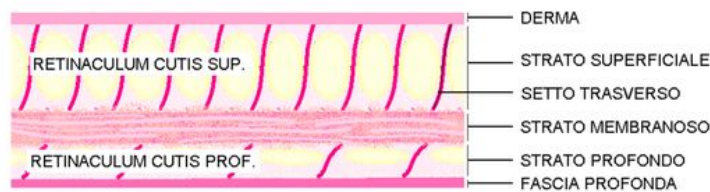


Figura 1.7: Organizzazione in strati del tessuto connettivo lasso sottocutaneo

Al di sotto si trova lo strato membranoso, le cui fibre, disposte in fasci piatti, parallelamente alla cute, possono scorrere sopra lo strato profondo grazie ad un altro retinaculum (*retinaculum cutis profundis*) che però è più lasso e sottile di quello superficiale, e i cui setti trasversi sono obliqui. Infine, si trova la fascia profonda, oggetto di questo studio, separata dal tessuto muscolare mediante il tessuto *areolare*.

La fascia profonda si presenta in maniera diversa a seconda che ci si trovi nelle regioni del tronco, oppure in quelle degli arti. A causa della struttura muscolare molto complessa presente nel tronco, la fascia di questi distretti si suddivide in tre lamine, che avvolgono a loro volta i diversi piani muscolari. La fascia profonda degli arti ha una configurazione più semplice: essa non comprende al suo interno i muscoli, ma scorre sopra i muscoli, i quali sono avvolti dalla fascia epimisiale [27].

In alcuni distretti corporei si trovano delle strutture di connettivo, con fibre rivolte prevalentemente secondo la direzione dello sviluppo di tali strutture, le quali collegano la fascia con elementi muscolari o tendinei. Esse sono dette *espansioni miofasciali* (se collegano la fascia ad un muscolo) oppure *inserzioni tendinee* (se invece la collegano ad un tendine).

Tali espansioni hanno la funzionalità di mantenere la fascia in uno stato di pretensione basale e in tal modo garantiscono una continuità miofasciale tra muscoli adiacenti la quale permette l'esecuzione e coordinazione di movimenti complessi [25]. Un esempio di espansione miofasciale è il *lacertus fibrosus* (Figura 1.8), che origina dal muscolo bicipite del braccio e si inserisce nella fascia antibrachiale.

Altre strutture si trovano in prossimità della spalla, dove i muscoli scapolari e pettorali inviano espansioni sulla fascia brachiale.

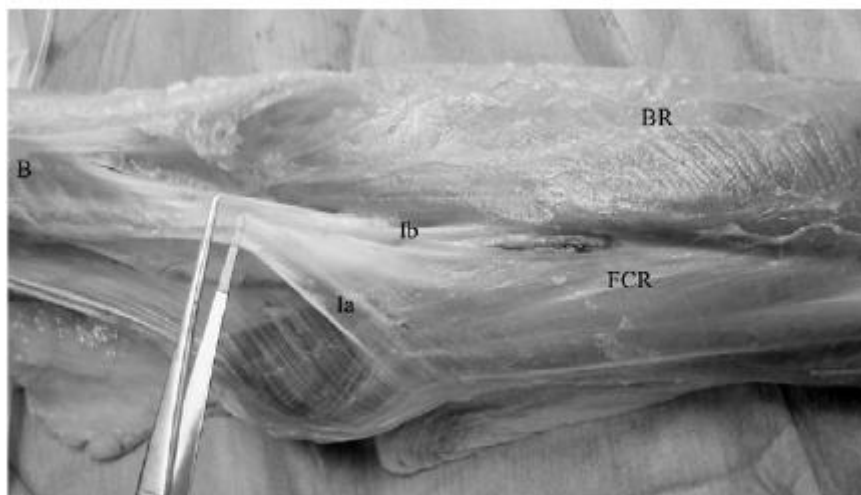


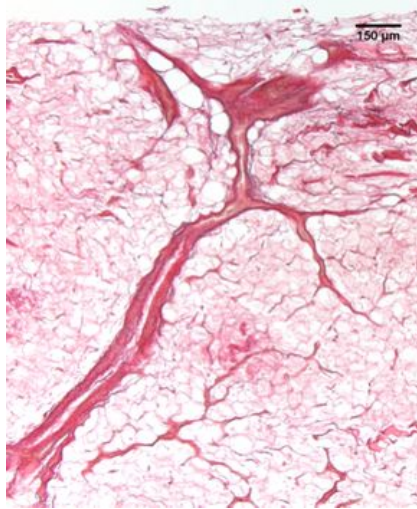
Figura 1.8: Immagine del lacertus fibrosus che si estende dal muscolo bicipite (B) e si inserisce (la) medialmente sulla fascia antibrachiale e longitudinalmente tra il flexor carpi radialis (FCR) e il brahioradialis (BR) da [25]

Lungo tutto lo spessore della fascia si diramano anche i capillari e le fibre nervose (Figura 1.9), che spesso seguono la direzione delle fibre di collagene ed è probabile vengano sollecitate dall'allungamento di queste ultime, contribuendo così ai fenomeni propriocettivi del movimento [26].

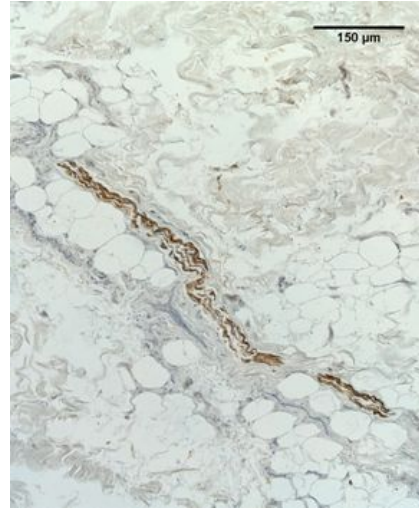
In sintesi la fascia profonda negli arti è un tessuto connettivo rigorosamente strutturato, formato da vari strati con funzionalità e istologia diversa a seconda dei distretti, che avvolge i muscoli ed è separato dalla fascia epimisiale dal tessuto areolare.

1.1.3 Funzionalità della fascia

L'interesse crescente che suscita la fascia all'interno del mondo accademico è dovuto al fatto che continuamente emergono nuovi ruoli che questa esplica in vari processi fisiologici, quali, ad esempio, la propriocezione, l'eziologia di alcune patologie a carico del sistema muscolo-scheletrico



(a) (van Gieson' stain) Capillare in sezione



(b) (anti-S100) Fibra nervosa in sezione

Figura 1.9: Immagini istologiche della fascia

[1], la coordinazione dei movimenti [27], la trasmissione delle forze muscolari [31]. È possibile individuare due ambiti principali in cui la fascia svolge un ruolo importante e fondamentale: quello riguardante gli aspetti neurosensoriali e quello che attiene ad aspetti biomeccanici.

1.1.3.1 Funzionalità neurosensoriali

La fascia profonda degli arti è ricca di terminazioni nervose libere e recettori incapsulati [24] che fanno ipotizzare un ruolo molto importante nella propriocezione, intesa come percezione dei movimenti e degli schemi motori all'interno della tridimensionalità dello spazio. È fondamentale all'organismo, al fine di una corretta esecuzione dei movimenti, ottenere le necessarie informazioni sullo stato di tensione dei muscoli ed evitare così danneggiamenti dovuti a contrazioni o allungamenti eccessivi e per conoscere la posizione di ogni singolo membro all'interno dello spazio.

La percezione avviene grazie ai recettori deputati alla ricezione di stimoli: quelli presenti nella fascia superficiale riportano stimoli esterni, quelli nella fascia profonda invece riportano stimoli interni, legati allo stato di tensione dei muscoli. Se le caratteristiche meccaniche della fascia

impediscono la corretta stimolazione di queste terminazioni nervose, si possono manifestare dolori cronici, dovuti a movimenti scorretti o sforzi eccessivi [1].

L'innervazione della fascia non è costante nei vari distretti dell'organismo e questo sembra corrispondere a criteri di natura funzionale: ad esempio alcune regioni, che sono interessate dall'azione di più muscoli e quindi prendono parte in movimenti più complessi sono più innervate di altre, mentre distretti meno importanti sono meno ricchi di terminazioni nervose. Inoltre l'innervazione della fascia è organizzata per dare una percezione spaziale dei movimenti. Questo avviene poiché, essendo la fascia mantenuta in uno stato di tensione basale dalle numerose espansioni muscolari, la contrazione va a stimolare una precisa area della fascia e quindi invia informazioni diverse a seconda dell'area stimolata. Si è osservato che, a seconda dei movimenti eseguiti, le espansioni muscolari che vanno ad inserirsi nella fascia brachiale, tensionano selettive porzioni di fascia: ad ogni movimento seguirebbe così l'attivazione di un pattern specifico di recettori [25].

1.1.3.2 Funzionalità biomeccaniche

La fascia è legata, sia dal punto di vista anatomico che funzionale, al tessuto muscolare. È quindi comprensibile come sia coinvolta in molti processi biomeccanici. L'organizzazione strutturale della fascia permette una grande resistenza alla trazione, anche quando essa venga esercitata secondo differenti direzioni, grazie alla differente orientazione delle fibre di collagene nei diversi strati. Allo stesso tempo, la fascia si adatta all'allungamento, grazie alle fibre elastiche e alla conformazione ondulata delle fibre di collagene. Una volta cessata la trazione, le stesse fibre elastiche permettono il ritorno della fascia allo stato basale [26].

Tuttavia si è notato che la funzionalità della fascia non si esaurisce in questo: osservazioni anatomiche hanno messo in evidenza come sulla fascia siano presenti inserzioni connettivali da altri tessuti: tendini e fasce profonde di altri distretti adiacenti [25]. In particolare si è scoperto che la capacità resistente di queste inserzioni fasciali è proporzionale alla forza

muscolare dei muscoli coinvolti; è verosimile quindi che la fascia abbia anche un ruolo di trasmissione delle forze generate dalle contrazioni muscolari [27]. Infatti il muscolo è legato alla fascia e una sua contrazione provoca il tensionamento. Lo stato di tensione poi viene trasmesso anche alle fasce adiacenti tramite le inserzioni fasciali. Si è valutato che in alcuni casi la trasmissione di quasi il 25% della forza muscolare avviene attraverso i tessuti fasciali [17].

Parallelamente, svolgono la stessa funzione anche le inserzioni tendinee [25]; tuttavia la particolare conformazione istologica di queste giunzioni, che mostra un gradiente di rigidità, reputa loro anche un ruolo molto importante nell'attenuare i carichi e dissipare lo sforzo senza provocare picchi di tensione dovuti a variazioni improvvise di rigidità da un tessuto all'altro. Nelle strutture connettivali che avvolgono le fibre muscolari, inoltre, sono presenti delle particolari catene molecolari, dette molecole trans-sarcolemmali, che pongono in connessione diretta fibre muscolari ed endomisio e, quindi, la fascia [17]. Questa rappresenta la terza via di trasmissione delle forze muscolari.

Si può dunque affermare che l'azione contrattile di un muscolo non è mai isolata, ma avviene sempre all'interno di un complesso sistema di sollecitazioni meccaniche le quali coinvolgono anche i tessuti muscolari adiacenti. Queste connessioni svolgono un ruolo di primo piano anche nella coordinazione di muscoli agonisti e antagonisti [10], e collettivamente, danno luogo a complessi meccanismi in parte ancora sconosciuti relativi al raggiungimento dell'equilibrio e alla concentrazione delle forze all'interno della catena miocinetica.

1.2 Meccanica dei tessuti connettivi molli

Gli studi biomeccanici applicati all'organismo umano stanno acquisendo un ruolo sempre più di primo piano e, nella situazione attuale, si rivelano fondamentali nell'integrazione delle conoscenze provenienti dai campi della medicina, dell'anatomia e della ricerca farmaceutica [12]. Via via che gli studi si approfondiscono è reso sempre più evidente co-

me la comprensione del comportamento meccanico dei materiali biologici e della funzionalità biomeccanica delle strutture, sia indispensabile per spiegare l'eziologia di alcune patologie e nell'applicazione agli studi e alla produzione di materiale protesico, ortopedico e nell'ottimizzazione funzionale degli impianti chirurgici e degli ausili alla locomozione. Nel presente capitolo si forniscono alcune generali informazioni per comprendere la teoria e le finalità che regolano lo studio dei materiali biologici.

1.2.1 Finalità degli studi meccanici dei materiali biologici

Finalità principale degli studi meccanici sui materiali biologici è quella di fornirne una caratterizzazione e descrivere il comportamento di tali materiali rispetto alle diverse sollecitazioni cui possono incorrere nei tessuti laddove sono presenti, sia nel range fisiologico, ovvero nella normale esplicazione della loro funzionalità, che nel range non fisiologico, in cui possono trovarsi qualora sottoposti a sollecitazioni traumatiche o critiche [9].

Il passo successivo è lo studio dei tessuti che tali materiali compongono. È caratteristico dei materiali biologici il formare tessuti con proprietà meccaniche molto diverse a seconda della conformazione strutturale che essi assumono all'interno di tali tessuti. Per studiare l'enorme varietà dei tessuti che si possono trovare all'interno dell'organismo umano è quindi necessaria la pratica sperimentale, che sola è in grado di evidenziare differenze nella risposta meccanica e mettere in luce le caratteristiche di ogni tessuto.

Gli studi sperimentali di materiali biologici però presentano delle difficoltà tecniche non indifferenti nella loro esecuzione. In primo luogo il reperimento di tali materiali e la loro conservazione in stato fisiologico, la non agevole gestione dei campioni in laboratorio e il corretto posizionamento nella strumentazione di test, la dipendenza dei risultati dalle dimensioni dei campioni e dal loro stato di idratazione infine l'enorme variabilità inter e intra individuale delle caratteristiche meccaniche dei tessuti [13, 16, 19].

Negli ultimi anni, grazie allo sviluppo di elaboratori dalla capacità di calcolo sempre maggiore, si è fatto strada un nuovo approccio allo studio dei materiali biologici, che è quello numerico. I modelli numerici permettono di eseguire quelli che vengono detti “studi *in silico*”, i quali superano le difficoltà presenti per gli studi *in vitro* e permettono un’analisi molto più accurata dei fenomeni che si manifestano all’interno del tessuto in seguito alle sollecitazioni indotte [29].

Per ottenere modelli numerici validi è però necessaria una conoscenza approfondita dei materiali che si realizza nella formulazione dei loro modelli costitutivi. I modelli costitutivi, assieme ad una dettagliata descrizione geometrica e morfologica del tessuto in esame, permettono di ottenere modelli numerici adeguati su cui continuare, per via computazionale, gli studi sperimentali. Questi modelli numerici inoltre, permettono una personalizzazione e una variazione delle condizioni al contorno del progetto sperimentale che sarebbe impensabile da realizzare nei laboratori per i test *in vitro* [29].

Dalle conoscenze acquisite sul comportamento meccanico di materiali biologici e tessuti, nascono poi studi applicati alla pratica clinica, volti a migliorare ed orientare le terapie e le pratiche chirurgiche, alla progettazione di protesi, impianti e presidi medici di ausilio e supporto al movimento, all’ottimizzazione della prestazione e del recupero funzionale in ambito sportivo.

1.2.2 Dai test sperimentali al modello costitutivo

Come visto, la formulazione di un modello costitutivo è indispensabile per ottenere modelli numerici su cui condurre studi computazionali che, per quel che riguarda i materiali biologici, sono di fondamentale importanza viste le difficoltà nel condurre adeguati test *in vitro*. Il processo per arrivare alla formulazione del modello costitutivo consta di più tappe [11] in [22].

Inizialmente si conducono dei test sperimentali molto semplici per fornire le prime indicazioni utili per capire la tipologia di materiale in esame e il suo comportamento meccanico. In particolare si ottengono in-

formazioni circa la linearità o non linearità per materiale o per geometria, la tipologia di risposta meccanica e l'eventuale dipendenza dal tempo. Tali test servono per collocare il materiale all'interno di categorie di materiali con comportamento simile e quindi agevolare ed orientare gli studi successivi.

Quando sia noto il tipo di materiale in esame si progettano i test sperimentali successivi, atti ad evidenziare caratteristiche proprie di tali materiali e per fornire indicazioni utili per la scelta e la messa a punto di un modello costitutivo appropriato.

Scelto il modello si procede con l'identificazione dei parametri che lo caratterizzano attraverso algoritmi di minimizzazione dell'errore tra dati sperimentali e previsione del modello. Se l'identificazione va a buon fine e i risultati sono soddisfacenti il modello viene validato ed impiegato nei modelli numerici, altrimenti si correggono le ipotesi di lavoro e si progettano nuovi modelli o test sperimentali. Tale processo, tuttavia, non è a senso unico e continuamente i modelli costitutivi vengono adattati e migliorati.

1.2.3 Caratteristiche meccaniche dei tessuti connettivi molli

Dal punto di vista meccanico, i tessuti connettivi molli presentano delle caratteristiche di non linearità, sia dal punto di vista geometrico che dal punto di vista materiale. La non linearità per geometria quindi rende necessario l'impiego della teoria per i grandi spostamenti e le grandi deformazioni con le adeguate misure di tensione e deformazione. La non linearità per materiale suggerisce, nella modellazione costitutiva, l'uso di modelli più articolati per descrivere la risposta meccanica del tessuto. Inoltre quasi tutti i tessuti connettivi molli esibiscono comportamenti tempo-dipendenti, con la presenza di fenomeni viscosi, di danneggiamento e adattamento.

1.2.3.1 Comportamenti tipici dei tessuti connettivi molli

Per esempio, a causa della configurazione ondulata delle fibre di col-

lagene, i tessuti connettivi molli manifestano anche nell'esecuzione di un semplice test di tensionamento all'interno del range fisiologico, una risposta non lineare [9]. All'aumentare della tensione infatti possiamo individuare tre fasi: nella prima fase le fibre sono ancora nella loro configurazione ondulata (*crimped*): il tessuto presenta una rigidità molto bassa e solo successivamente, nella seconda fase, le fibre vengono via via sottoposte a tensionamento, provocando il loro allineamento (*uncrimping*) e un aumento della rigidità. Nella terza fase le fibre sono allineate e la tensione cresce con andamento quasi-lineare (Figura 1.10).

Questo comporta inizialmente un'elevata deformabilità, dovuta all'*uncrimping* che non oppone grandi resistenze, e successivamente un'elevata rigidità, dovuta al tensionamento dei legami tra microfibrille. Se lo sforzo termina le fibre vengono riportate alla configurazione iniziale grazie ai legami intercatena e all'azione delle fibre di elastina, se invece aumenta ancora hanno luogo dei fenomeni di deformazione plastica o rottura delle fibre (Figura 1.10).

Per lo studio dei test di tensionamento in cui siano trascurabili gli effetti dovuti alla viscosità del materiale si possono usare opportuni modelli elastici per i materiali non lineari per geometria, ovvero per deformazioni superiori al 3%. Tali modelli sono detti *iperelastici*.

Gli effetti viscosi invece vengono studiati in test di rilassamento o di *creep*, in cui è evidente la risposta meccanica tempo-dipendente dei tessuti connettivi molli. Nei test di rilassamento la deformazione viene mantenuta costante e si misura la tensione sviluppata che ha un andamento esponenziale decrescente fino a raggiungere un asintoto (Figura 1.11). Tale comportamento è dovuto al rilassamento dei *termini viscosi*, ovvero allo sviluppo di quei fenomeni legati al flusso delle fasi liquide presenti nel tessuto e all'adattamento della matrice extracellulare alla sollecitazione applicata.

Nel test di *creep* invece è la tensione a rimanere costante, mentre si misura la deformazione che, in questo caso, aumenta nel tempo fino a raggiungere un asintoto il cui valore è direttamente legato all'entità dei termini elastici.

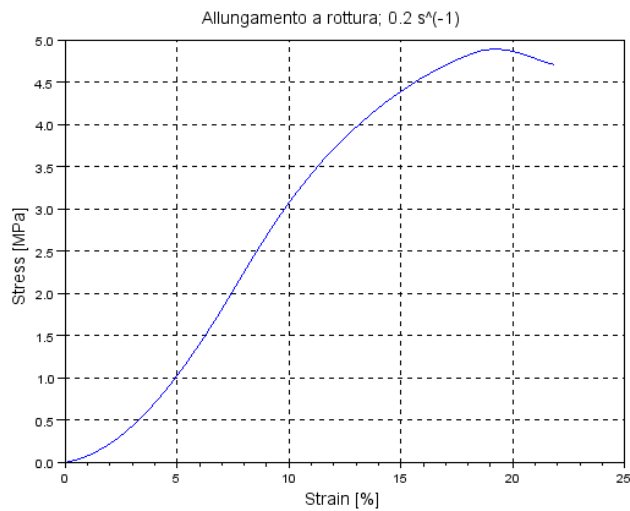


Figura 1.10: Andamento non lineare della tensione in una prova di allungamento

Sebbene gli effetti misurati siano diversi dal test di rilassamento, tale comportamento è dovuto sempre alla viscosità del materiale e per modellare costitutivamente tali fenomeni si usano modelli visco-(iper)elastici.

Un materiale visco elastico inoltre, all'applicazione ciclica di una sollecitazione di carico e scarico, manifesta una risposta meccanica in cui la tensione progressivamente diminuisce e le curve di carico e scarico tendono ad abbassarsi. Tale fenomeno è detto *isteresi* (Figura 1.12) ed è dovuto alla dissipazione dell'energia correlato alla presenza dei termini viscosi.

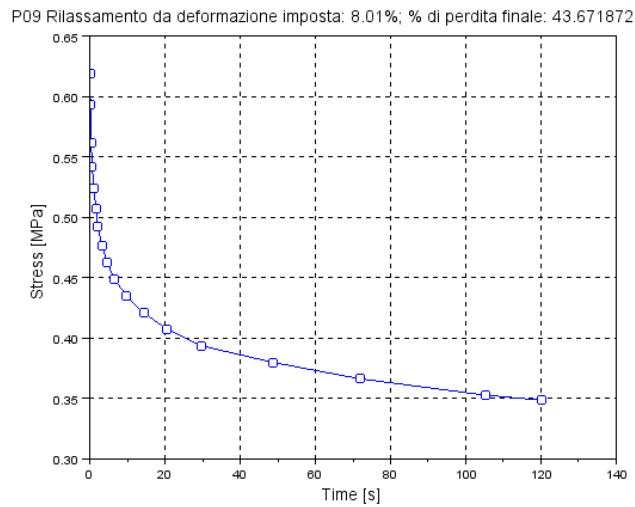


Figura 1.11: Andamento non lineare della tensione in una prova di rilassamento

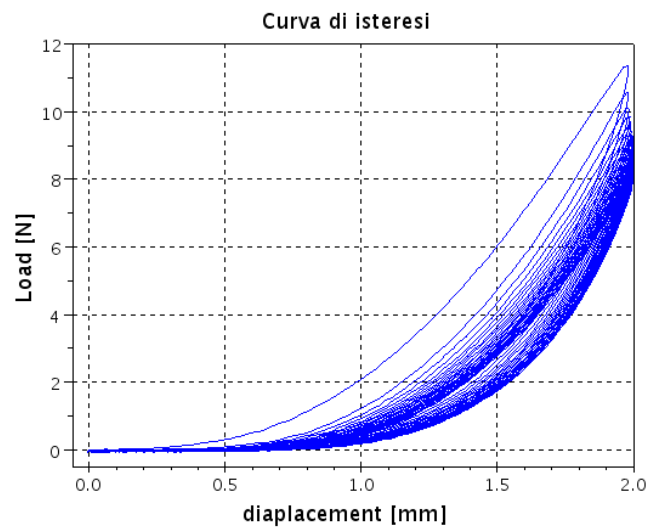


Figura 1.12: Curve di isteresi in cui è evidente l'abbassamento delle tensioni

Nei tessuti connettivi molli sono presenti infine anche fenomeni di adattamento e danneggiamento del tessuto, che possono verificarsi sotto determinate condizioni di carico tali da provocare ad esempio l'allinea-

mento delle fibre e il flusso delle fasi liquide, oppure il danneggiamento del tessuto, arrivando alla rottura di parte delle fibre.

1.2.3.2 Misure di deformazione e tensione per i tessuti connettivi molli

Poiché i test sui tessuti connettivi molli prevedono grandi deformazioni imposte, è necessario definire quali misure di tensione e deformazione vengono utilizzate. Nello studio qui esposto l'apparecchiatura a disposizione fornisce misure di spostamento dell'estremità mobile in mm , e valori di forza sulla cella di carico in N . Tali valori vengono convertiti in misure di tensione e deformazione.

Come misura della deformazione viene proposta la deformazione nominale $\varepsilon = (L-L_0)/L_0$, intendendo per L_0 la distanza iniziale tra le due grip, fissata a 10 mm, mentre L è la distanza tra le due grip durante il test, ovvero $L = L_0 + d$, dove d è lo spostamento imposto e fissato nel protocollo di test.

Per quanto riguarda le misure di tensione, si calcola la tensione di Cauchy nell'ipotesi che il tessuto sia incomprimibile.

Tale ipotesi viene supportata dall'osservazione che il tessuto in esame, in quanto tessuto connettivo, presenta un grande contenuto di acqua. Quindi si osserva che le tensioni agenti in direzione diversa da quella della direzione di test sono nulle e quindi ha senso considerare solamente il valore di quest'ultima, qui indicata con σ . L'area deformata A viene quindi calcolata secondo la formula $A = A_0/\lambda$, dove $\lambda = L/L_0 = \varepsilon + 1$.

La tensione di Cauchy si calcola come $\sigma = F/A$, dove F è la misura della forza riportata dalla cella di carico. Essendo la forza F riportata in Newton e l'area A calcolata in mm^2 , σ si legge in MPa .

1.3 I test sperimentali

1.3.1 Finalità dei test sperimentali

Come precedentemente illustrato i test sperimentali sono di fondamentale importanza nello studio meccanico dei materiali biologici. Essi

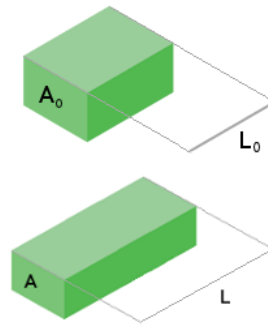


Figura 1.13: Immagine illustrativa delle grandezze trattate

sono la base da cui partire per la raccolta di informazioni e dati necessari per interpretare la risposta meccanica e la funzionalità dei tessuti. In particolare si possono definire due tipologie di test sperimentali con finalità differenti e complementari.

I test condotti all'inizio dello studio sono volti a fornire le prime informazioni e dati per la comprensione del comportamento meccanico del materiale.

Questa tipologia di test ha lo scopo quindi di evidenziare le caratteristiche principali del tessuto, per stabilire eventuali non linearità per materiale e per geometria, dipendenze dal tempo, presenza di fenomeni viscosi e processi di adattamento e danneggiamento [11] in [22].

Alla fine di questi test si ottengono le conoscenze necessarie per proseguire uno studio più approfondito e mirato, utilizzando la teoria e gli strumenti appropriati, suggeriti dalle caratteristiche particolari del materiale. Altra finalità non trascurabile di questa tipologia di tessuti è quella di perfezionare le tecniche sperimentali che necessariamente devono adattarsi alla tipologia di materiale in esame, alle dimensioni tipiche e alle variabili ambientali imposte dal tessuto in esame.

I test di questa prima fase sono test semplici di tensionamento, rilassamento e creep, secondo protocolli quasi completamente definiti.

Quindi ci si occupa di completare la descrizione meccanica del materiale, mediante test appositi per l'identificazione dei parametri costitutivi, per indagare le peculiarità del comportamento meccanico tessuto, in varie

condizioni ambientali oppure sotto sollecitazioni diverse.

In questa fase si impiegano le conoscenze teoriche e tecniche acquisite nella prima fase, integrandole con le ipotesi di lavoro, sulla base del modello costitutivo scelto per il materiale; si eseguono test che possono essere anche molto articolati, a seconda della caratteristica del materiale in esame.

1.3.2 Progettazione del disegno sperimentale

Accanto alla progettazione “tecnica” del test, cioè alla definizione della strumentazione impiegata, si realizza quella che è la progettazione “teorica”, ovvero la definizione della tipologia e ampiezza delle sollecitazioni applicate, le modalità di test e del protocollo sperimentale.

Questa progettazione è dettata dalle caratteristiche del materiale che si vogliono indagare. Per esempio, nel caso di studio del comportamento del tessuto nel range fisiologico si utilizzeranno sollecitazioni moderate, se si vuole indagare la dipendenza dal contenuto liquido verrà definito un protocollo che utilizzi bagni salini a differente concentrazione di sali, se si stanno studiando le caratteristiche viscosoelastiche verrà stabilito di eseguire un test di rilassamento, etc.

È fondamentale, al fine della validità dei risultati ottenuti, che questa fase sia condotta in modo adeguato e l'importanza della progettazione del test è pari, se non superiore, a quella della corretta esecuzione del test stesso.

Le tipologie di sollecitazioni dipendono dalla caratteristica del materiale che si vuole studiare: come visto si utilizzano test di rilassamento e creep per indagare il comportamento viscoso, test di tensionamento per la fase elastica, cicli di carico scarico per ottenere informazioni circa i processi di adattamento e danneggiamento.

L'ampiezza delle sollecitazioni invece è dettata dalla condizione di lavoro in esame: nel caso di studi sui fenomeni traumatici l'entità della sollecitazione sarà maggiore o più veloce, mentre si mantengono sollecitazioni moderate per lo studio in condizioni fisiologiche.

Le condizioni ambientali, quali temperatura e umidità, ma anche, per gli studi più complessi, come ad esempio studi sulla ricrescita cellulare, concentrazione di sostanze nel bagno salino, presenza o assenza di flusso, presenza o assenza di colture cellulari, etc, dipendono dalla tipologia di studio e solitamente vengono variate solo nel caso di studi molto approfonditi e specifici.

Invece, per quanto riguarda i test meccanici più generali, è necessario che le condizioni ambientali vengano mantenute durante tutta la durata del test e per tutti i campioni così da evitare errori e alterazioni dei risultati.

All'inizio di ogni test è necessaria una fase, detta di preconditionamento. Questa fase serve a riportare il tessuto nelle condizioni fisiologiche, simili a quelle che si suppone di trovare in vivo. Il processo di prelievo e congelamento infatti altera la configurazione strutturale del tessuto e quindi si rende necessario questo passaggio. Solitamente il preconditionamento avviene sollecitando il campione con dei cicli sinusoidali di carico e scarico, con ampiezze tali da non danneggiare il tessuto e pregiudicare così la validità dei risultati dei test sperimentali successivi.

È tipico notare che la tensione misurata in corrispondenza dei picchi diminuisce progressivamente fino a raggiungere valori che sono costanti.

Sebbene il preconditionamento sia considerato una fase importante e fondamentale di un qualsiasi test meccanico eseguito su tessuti molli, mancano quasi del tutto in letteratura studi ed indicazioni a suo riguardo [6] [28], lasciando libera scelta allo sperimentatore nello stabilire i parametri e la modalità della sua realizzazione. Perciò nella sezione finale questo argomento verrà approfondito.

1.3.3 Strumentazione e protocollo

La strumentazione per il test consiste in un motore lineare ad induzione elettromagnetica in grado di sviluppare una forza di 400 N, installato su un piano metallico in opposizione ad una piastra di contrasto. All'attuatore del motore ed alla piastra vengono montati i campioni, con l'ausilio di due grips con vite di serraggio. Il campione viene sollecitato

mediante l'imposizione di spostamenti dell'estremità mobile mossa dal motore lineare, definendo l'entità dello spostamento e la velocità. L'estremità fissata alla piastra di contrasto fornisce misure della forza applicata riportate dalla cella di carico montata in serie alla grip.

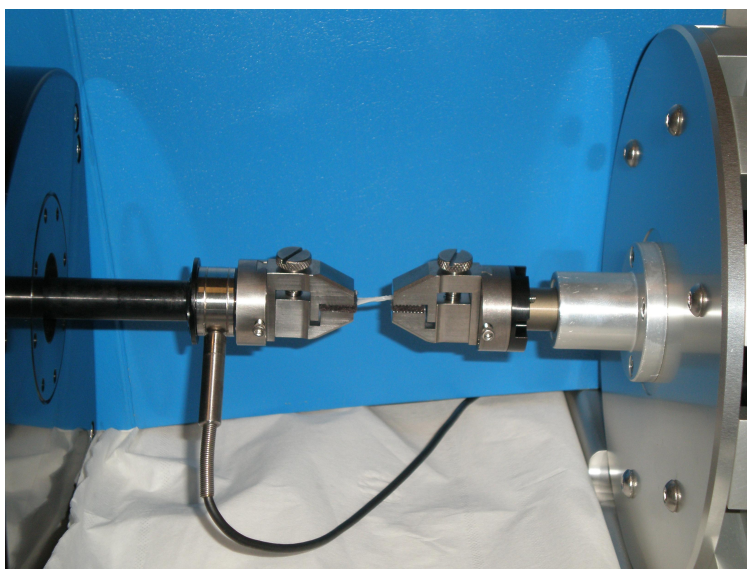


Figura 1.14: Dettaglio della strumentazione sperimentale

Il protocollo sperimentale prevede una prima fase di prelievo del tessuto, condotto all'interno delle strutture del Dipartimento di Anatomia dell'Università di Padova. Il prelievo viene effettuato in un laboratorio apposito, a temperatura ambiente (20 °C).

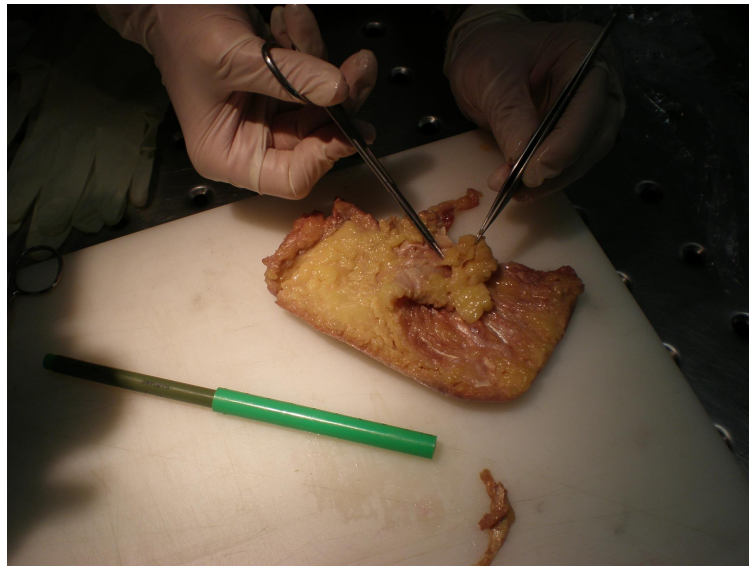


Figura 1.15: Dissezione del tessuto della fascia plantare

Il tessuto fasciale viene isolato dai tessuti muscolari e dal tessuto adiposo mediante la sezione dei setti muscolari e connettivi, ottenendo così un campione quanto più possibile omogeneo di fascia. Si procede quindi ad una mappatura del tessuto isolato per il prelievo dei singoli campioni utilizzati nei test meccanici. Immediatamente dopo il prelievo i campioni vengono conservati singolarmente in cassetine numerate in congelatore a $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$, fino al momento del test.

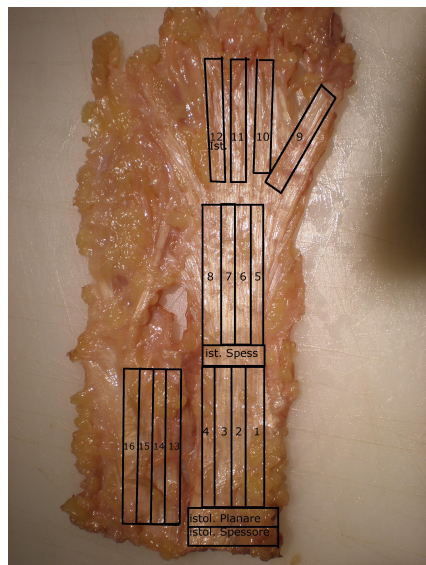


Figura 1.16: Mappatura della fascia plantare

Quindici minuti prima del test i campioni vengono scongelati mediante immersione in soluzione tampone a temperatura ambiente, quindi montati sull'apparato di test e testati.

La misura dell'area indeformata media, necessaria per convertire i dati riportati dalle celle di carico in misure di tensione, viene misurata graficamente, da due immagini fotografiche del campione inquadrato dall'alto e dal lato.

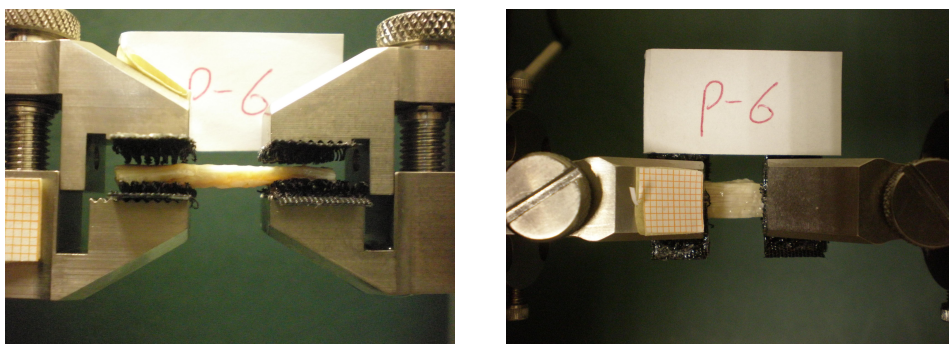


Figura 1.17: Immagini per la valutazione dell'area indeformata

L'idratazione dei campioni viene mantenuta mediante apposizione periodica di soluzione tampone. Alla fine del test i campioni vengono con-

gelati nuovamente e successivamente smaltiti tramite il Dipartimento di Anatomia.

Capitolo 2

Presentazione dello studio e dei risultati

2.1 Risultati: fascia crurale

2.1.1 Anatomia, istologia e fisiologia della fascia crurale

Per *fascia crurale* si intende quella porzione della fascia profonda, prosecuzione della fascia lata, che avvolge la gamba, dall'altezza dell'articolazione del ginocchio a quella della caviglia, dove prosegue, posteriormente ricoprendo il tendine d'Achille a formare la fascia plantare, anteriormente a formare la fascia dorsale del piede.

La fascia crurale avvolge esternamente i muscoli ma rimane fissata alle strutture ossee, anteriormente, attraverso l'adesione al periostio della faccia anteriore della tibia, posteriormente, attraverso alcuni setti connettivali che si inseriscono sulle facce laterale e mediale della fibula. In questo modo i muscoli vengono suddivisi in tre logge: l'anteriore, la posteriore e la laterale.

Istologicamente la fascia crurale è composta di tre strati di fibre di collagene con diversa orientazione ed è separata dai tessuti muscolari mediante il tessuto areolare, grazie al quale i muscoli possono scorrere al di sotto della fascia crurale.

Anche nella fascia crurale sono presenti delle espansioni provenienti dai muscoli: nella parte superiore lateralmente troviamo l'inserzione del muscolo bicipite femorale, medialmente le inserzioni dei muscoli sartorio, gracile, semitendineo e semimembranoso. Nella parte distale la fascia crurale forma il retinacolo degli estensori: un addensamento della fascia crurale al di sotto del quale possono scorrere i tendini dei muscoli estensori delle dita del piede la cui direzione di applicazione della forza viene in questo modo cambiata.

2.1.2 Disegno sperimentale per il test sulla fascia crurale

La fascia crurale è stata il primo tessuto biologico ad essere testato. Il disegno sperimentale scelto è molto semplice, sia per le poche informazioni disponibili riguardo il comportamento del tessuto, sia per la scarsa conoscenza della strumentazione a disposizione.

Si è scelto di compiere un test di rilassamento e un test di rottura in successione con queste specifiche:

- ▷ Precondizionamento con 10 cicli sinusoidali ad 1 Hz con allungamento imposto $\varepsilon = 5\%$ e pausa di 60 s
- ▷ Allungamento fino a $\varepsilon = 15\%$ con velocità 30%/s e mantenimento per 180 s; ritorno a $\varepsilon = 0$ con velocità 7.5%/s e pausa di 30 s;
- ▷ Allungamento a rottura fino a $\varepsilon = 120\%$ con velocità 120%/s; mantenimento per 30 s e ritorno a $\varepsilon = 0$ con velocità 60%/s; quest'ultima fase conclude il test con un tentativo di rottura. In caso di scivolamento del campione ai fini dell'analisi dei risultati vengono considerati solamente i dati precedenti allo scivolamento.

Le specifiche sono state scelte perché coerenti con i dati presenti in letteratura che riportano per la fascia crurale deformazioni fisiologiche con valori attorno al 15%. Per il test di rottura la deformazione del 120% è la massima deformazione applicabile, mentre le velocità molto alte sono

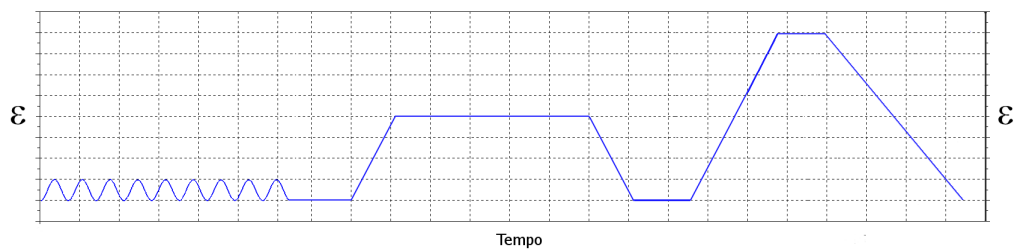


Figura 2.1: Storia di carico per il test della fascia crurale. Non in scala.

necessarie per evitare quanto più possibile l'influenza degli effetti dei processi viscosi.

I campioni sono stati prelevati dalla regione postero-laterale della fascia crurale di un soggetto adulto. Dal tessuto si sono ricavati per il test 22 campioni di 10mm x 30mm, 10 orientati secondo la direzione circonferenziale della fascia, 10 secondo la direzione longitudinale. Due ulteriori campioni sono stati prelevati per la taratura dell'apparato di test.

L'area indeformata dei campioni è stata stimata dalle immagini fotografiche dei campioni, grazie ad un riferimento spaziale montato sulle grip.

2.1.3 Grafici dei risultati

Di seguito vengono esposti i grafici che presentano i dati ottenuti dalle prove sperimentali.

2.1.3.1 Grafici del preconditionamento

Si presentano i grafici di due campioni: il campione C03 che si sviluppa secondo la direzione circonferenziale della fascia e il campione C19 che invece è stato tagliato seguendo la direzione longitudinale.

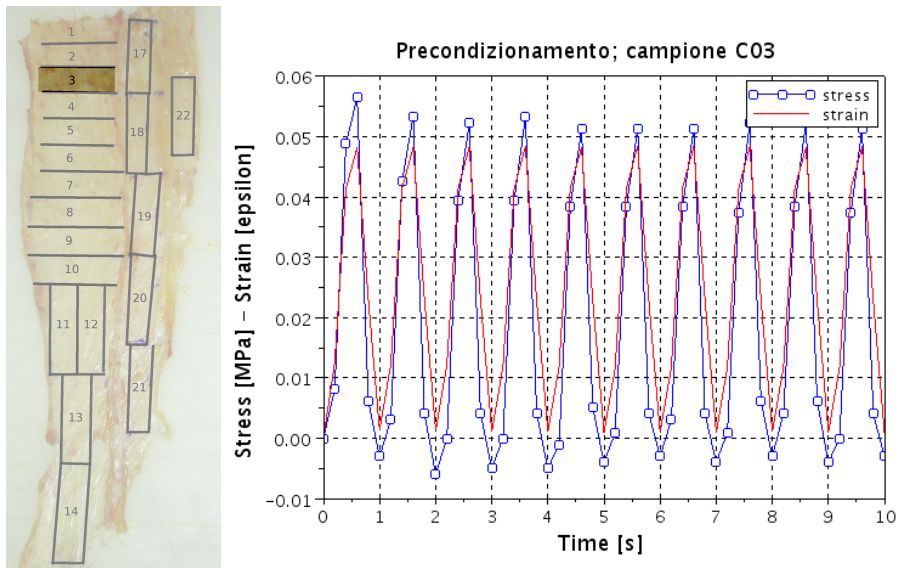


Figura 2.2: Precondizionamento; campione C03

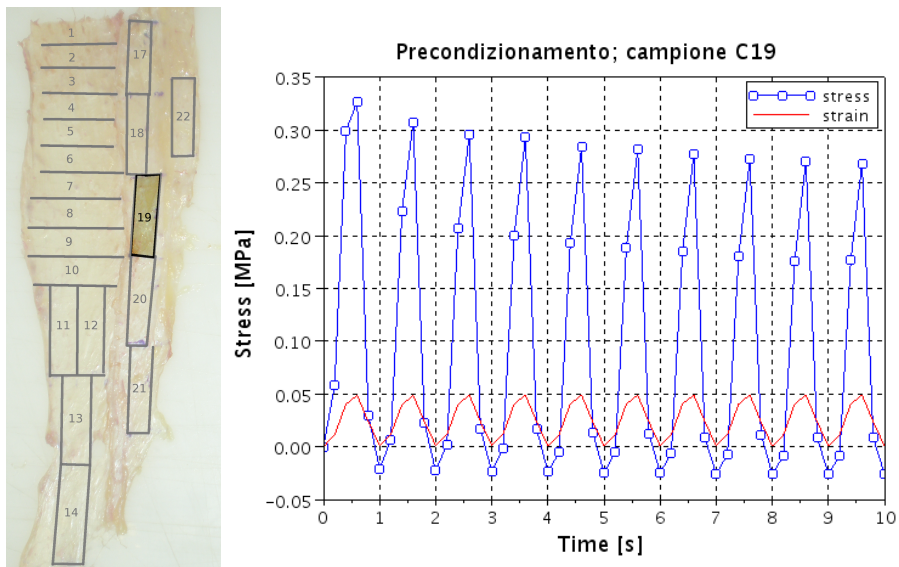


Figura 2.3: Precondizionamento; campione C19

2.1.3.2 Grafici del rilassamento con $\epsilon = 15\%$ - valori assoluti

Di seguito si presentano i grafici del rilassamento per i due campioni C03 e C19 per illustrare l'andamento qualitativo del test. Qui la tensione

è quella assoluta, mentre i grafici della tensione normalizzata verranno mostrati in seguito.

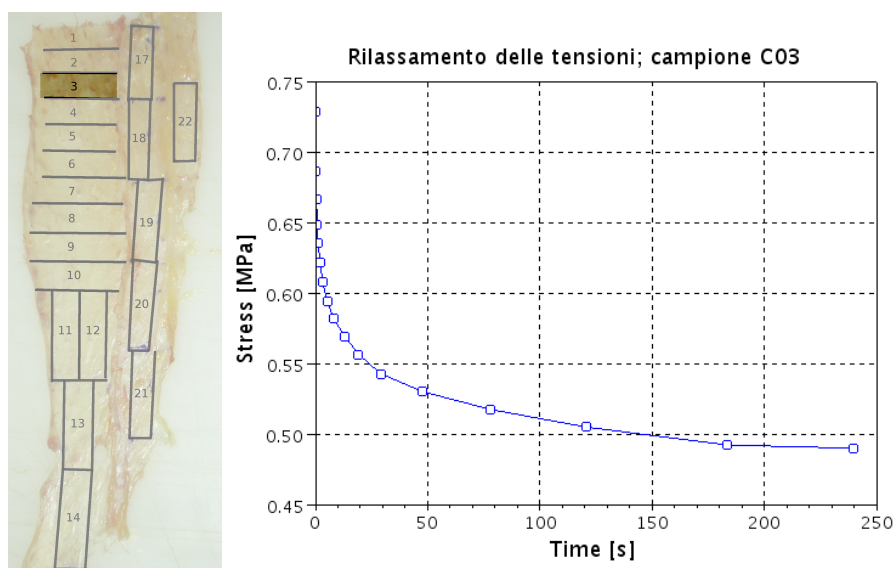


Figura 2.4: Rilassamento con $\varepsilon = 15\%$ - valori assoluti; campione C03

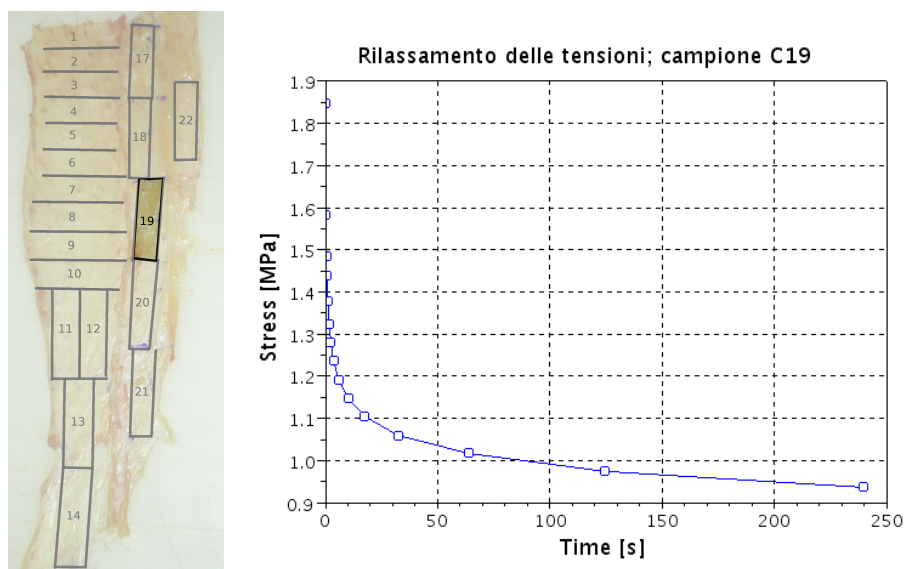


Figura 2.5: Rilassamento con $\varepsilon = 15\%$ - valori assoluti; campione C19

Si presentano ora i grafici di tutti i campioni della direzione circonferenziale e di tutti i campioni della direzione longitudinale.

Rilassamento delle tensioni; campioni direzione circonferenziale

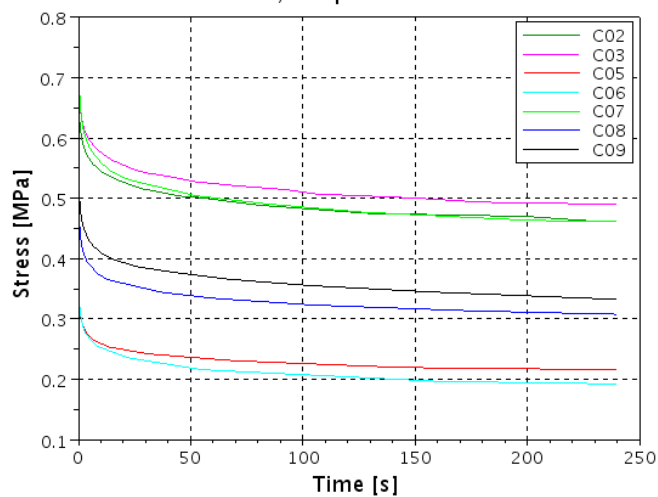


Figura 2.6: Rilassamento con $\varepsilon = 15\%$ - valori assoluti; campioni direzione circonferenziale

Rilassamento delle tensioni; campioni direzione longitudinale

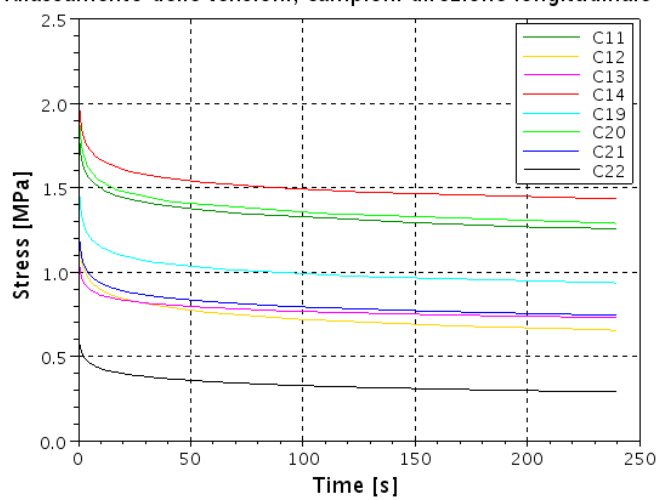


Figura 2.7: Rilassamento con $\varepsilon = 15\%$ - valori assoluti; campioni direzione longitudinale

2.1.3.3 Grafici del rilassamento con $\varepsilon = 15\%$ - valori normalizzati

Qui si mostrano i grafici del rilassamento in termini di tensione normalizzata dei campioni C03 e C19.

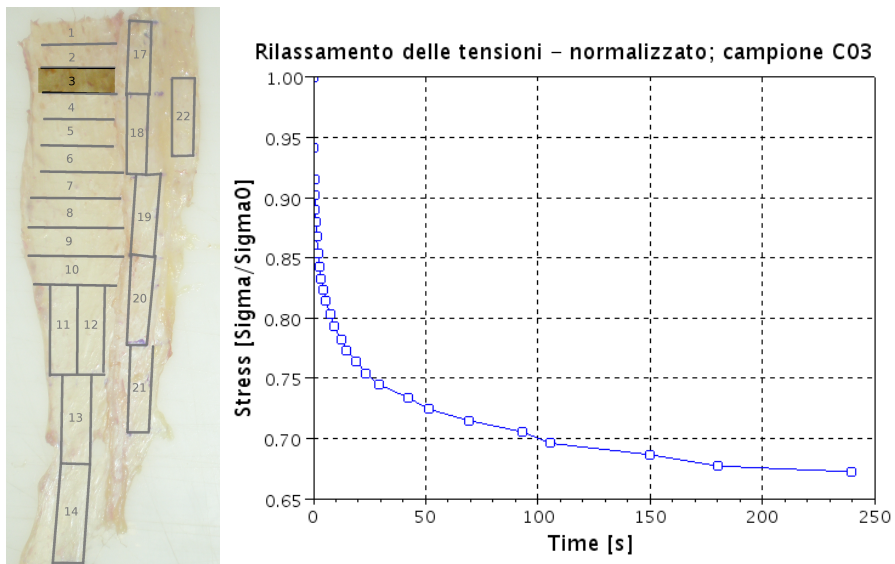


Figura 2.8: Rilassamento con $\varepsilon = 15\%$ - valori normalizzati; campione C03

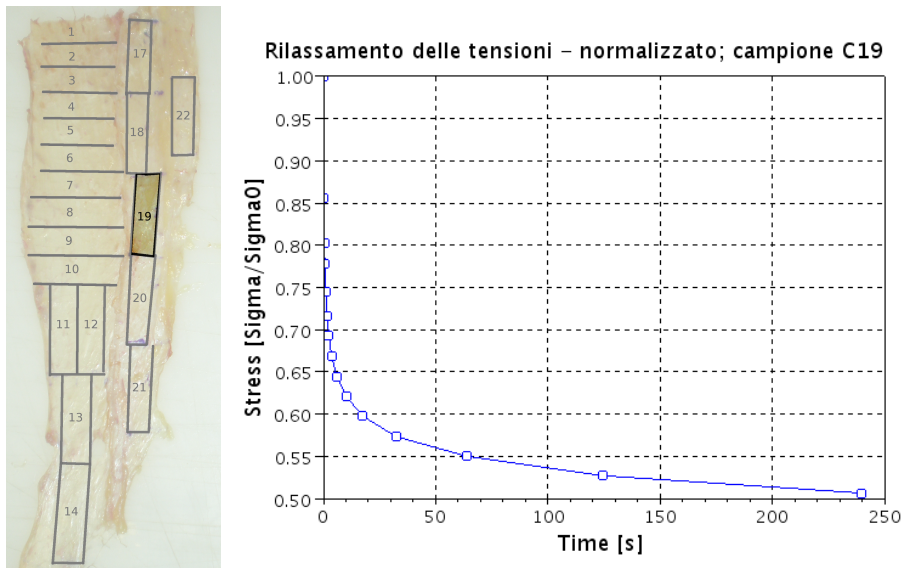


Figura 2.9: Rilassamento con $\varepsilon = 15\%$ - valori normalizzati; campione C19

Ancora si presentano in uno stesso grafico i campioni della direzione circonferenziale e i campioni della direzione longitudinale.

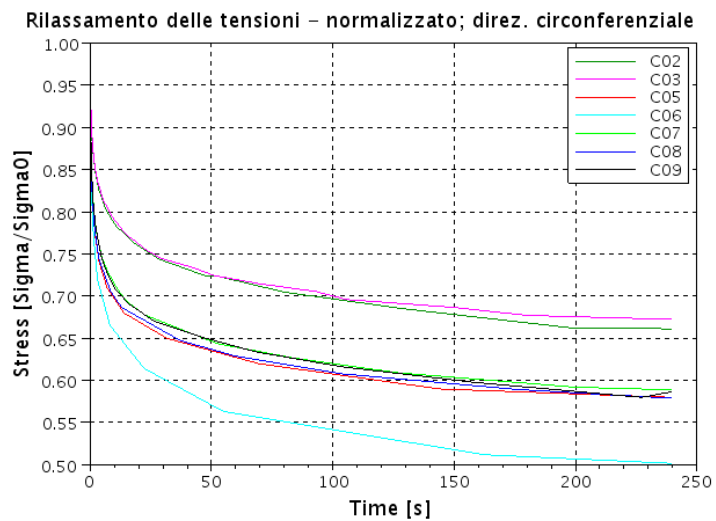


Figura 2.10: Rilassamento con $\varepsilon = 15\%$ - valori normalizzati; campioni direzione circonferenziale

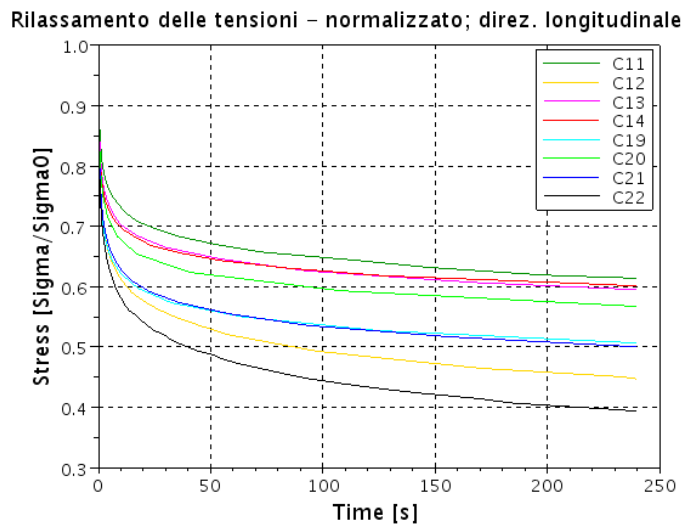


Figura 2.11: Rilassamento con $\varepsilon = 15\%$ - valori normalizzati; campioni direzione longitudinale

2.1.4 Discussione dei risultati

Obiettivo dei test sulla fascia crurale era principalmente quello di evidenziare differenze nei risultati dovuti all'anisotropia del tessuto fasciale, attribuibile alla presenza di due famiglie di fibre.

L'osservazione al microscopio dei campioni e i precedenti studi istologici condotti sulla fascia crurale ci permettono di affermare che la disposizione delle fibre è simmetrica rispetto all'asse longitudinale e l'angolo tra le due direzioni è di circa 78° .

Tale conformazione strutturale comporta che il tessuto risponda meccanicamente in maniera diversa a seconda della diversa direzione di sollecitazione: infatti i campioni tagliati lungo la direzione circonferenziale e in questa direzione sollecitati presentano tensioni minori rispetto agli altri campioni tagliati lungo la direzione longitudinale, come mostrano i valori di partenza dei grafici del rilassamento, con le tensioni assolute.

Si nota inoltre una variabilità molto ampia nei risultati dei test e maggiore per la direzione longitudinale rispetto a quella circonferenziale. Questa variabilità, tollerabile in test di questo genere, è giustificabile consi-

derando le variazioni nella composizione istologica e nella conformazione strutturale tra i campioni, oltre che alla inevitabile variazione delle condizioni sperimentali che sfuggono al controllo dello sperimentatore.

La percentuale di tensione rilassata, pur nella variabilità dei campioni, è del 40% circa sia per i campioni trasversali che per i campioni longitudinali i quali però, come precedentemente notato, presentano una variabilità maggiore.

2.2 Risultati: fascia plantare

2.2.1 Anatomia, istologia e fisiologia della fascia plantare

Con il termine *fascia plantare* si è soliti indicare una struttura connettivale fibrosa che si estende dalla zona mediale del calcagno sino a fondersi con i legamenti che si inseriscono sulle dita del piede.

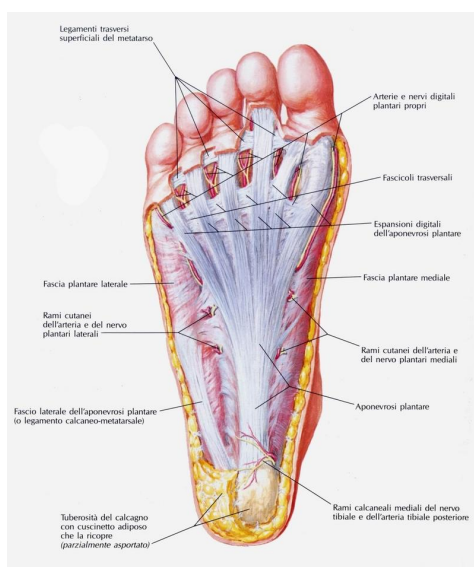


Figura 2.12: Immagine anatomica della fascia plantare

Essa (Figura 2.13) è la normale prosecuzione del tendine d'Achille (T) che, nella fase dello sviluppo, subisce calcificazione laddove si fonde con la protuberanza calcaneare [23]. Essa (PF) si trova, procedendo dalla

pianta del piede verso l'interno, dopo il cuscinetto di tessuto adiposo (HP) che giace immediatamente sotto lo strato cutaneo.

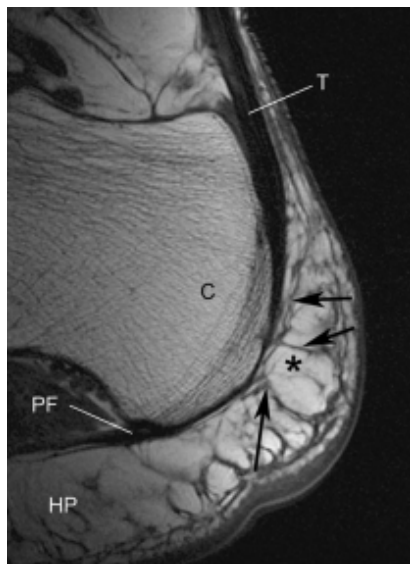


Figura 2.13: Immagine MR della zona di inserzione della fascia plantare sul calcagno; da [23]

La fascia plantare, assieme alle ossa del piede nella zona superiore, costituisce il confinamento dei muscoli interni del piede. È possibile individuare nella fascia plantare alcune zone, a seconda che si segua la direzione prossimale-distale o quella laterale-mediale.

Seguendo la direzione laterale-mediale possiamo individuare tre regioni differenti sia per funzionalità meccanica che per configurazione strutturale e composizione del connettivo. Troviamo innanzitutto la fascia plantare *laterale*, quindi l'*aponeurosi plantare*, infine la fascia plantare *mediale*. Mentre la prima e l'ultima sembrano avere soprattutto una funzione di confinamento dei fasci muscolari e collegamento reciproco di questi, e per questo sembrano essere la normale prosecuzione della fascia crurale nel suo estendersi alla zona plantare, l'aponeurosi plantare ha invece una funzione preminentemente strutturale, collegando la parte anteriore e posteriore del piede e fornendo sostegno supporto meccanico alle strutture ivi presenti. Strutturalmente l'aponeurosi plantare si differenzia

dalle altre due fasce plantari, presentando delle fibre di collagene che si sviluppano in direzione prossimale-distale e costituiscono una struttura connettiva che ricorda quella tendinea.

Osservando questa stessa aponeurosi plantare e proseguendo in direzione prossimale-distale troviamo inizialmente la regione di inserzione sul calcagno, da cui partono le fibre di collagene in un fuso che va poi a costituire la zona centrale. Al di sotto dell'arco plantare poi l'aponeurosi plantare si allarga formando le espansioni digitali che ricoprono buona parte della regione anteriore del piede, formando setti che si fondono i legamenti delle dita del piede [4, 15, 18, 23].

Dal punto di vista istologico la fascia plantare è composta di strati di fibre di collagene i quali hanno sembrerebbero avere due provenienze. I due strati più superficiali sarebbero la normale prosecuzione della fascia crurale che nella zona plantare si fonde con le fibre che provengono invece dal tendine d'Achille e ne sono la naturale prosecuzione, come evidenziano gli studi su campioni embrionali [23].

2.2.2 Disegno sperimentale per il test sulla fascia plantare

Il campione viene testato mediante un disegno sperimentale che consta di più parti. Ogni parte è separata dalla successiva da un periodo di riposo di 20 s.

- ▷ Precondizionamento: effettuato tramite 10 cicli sinusoidali a 1 Hz con allungamento imposto a $\varepsilon = 1\%$;
- ▷ Allungamento fino a $\varepsilon = 4\%$ con velocità 40%/s e ritorno a $\varepsilon = 0$ con velocità 40%/s;
- ▷ Allungamento fino a $\varepsilon = 8\%$ con velocità 40%/s e ritorno a $\varepsilon = 0$ con velocità 40%/s;
- ▷ Allungamento fino a $\varepsilon = 4\%$ con velocità 40%/s, mantenimento per 120 s e ritorno a $\varepsilon = 0$ con velocità 40%/s;

- ▷ Allungamento fino a $\varepsilon = 6\%$ con velocità $40\%/s$, mantenimento per 120 s e ritorno a $\varepsilon = 0$ con velocità $40\%/s$;
- ▷ Allungamento fino a $\varepsilon = 8\%$ con velocità $40\%/s$, mantenimento per 120 s e ritorno a $\varepsilon = 0$ con velocità $40\%/s$;
- ▷ Allungamento fino a $\varepsilon = 60\%$ con velocità $40\%/s$. Quest'ultima fase conclude il test con un tentativo di rottura. In caso di scivolamento del campione ai fini dell'analisi dei risultati vengono considerati solamente i dati precedenti allo scivolamento.

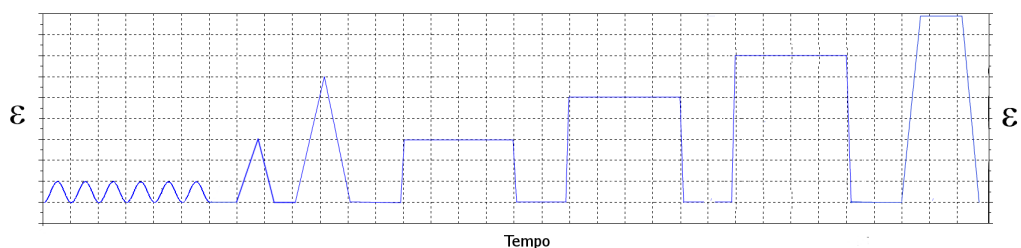


Figura 2.14: Storia di carico per il test sulla fascia plantare. Non in scala.

I primi due allungamenti forniscono informazioni circa il comportamento del tessuto in fase di deformazione imposta; le velocità molto alte sono necessarie al fine di ridurre al minimo gli effetti dovuti al rilassamento viscoso che, come si vedrà in seguito, è presente in maniera importante nella risposta meccanica del tessuto.

Tale fenomeno viene analizzato nei tre allungamenti successivi, con mantenimento della deformazione per un tempo prolungato.

Le deformazioni imposte a valori diversi metteranno in luce l'eventuale indipendenza dalla deformazione del coefficiente viscoso, nel caso l'entità del rilassamento in termini percentuali sia confrontabile nelle tre diverse sollecitazioni.

Infine il tentativo di rottura informerà sul comportamento del tessuto osservando le deformazioni a cui avvengono fenomeni di danneggiamento e fratture.

Il tessuto prelevato non è omogeneo, né per spessore, né per composizione del connettivo ed è possibile distinguere chiaramente la zona relativa all'aponeurosi plantare e quella delle altre fasce plantari. L'aponeurosi plantare è stata isolata dal resto del tessuto ed è stata mappata (Figura 2.15) per il prelievo dei campioni utilizzati nei test meccanici.

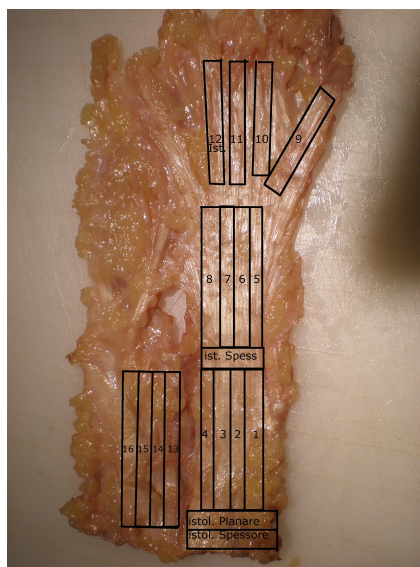


Figura 2.15: Mappatura della fascia plantare

Per i test sono stati prelevati 8 campioni dalla parte centrale e l'inizio della parte terminale, cioè dove l'aponeurosi si apre per formare le espansioni digitali. Tre ulteriori campioni da testare sono stati prelevati dai setti delle espansioni digitali. Per la taratura dell'apparato di test e la definizione del protocollo vengono prelevati altri quattro campioni dalla fascia plantare laterale. Le dimensioni superficiali dei campioni sono di 5 mm x 25 mm. L'area indeformata dei campioni è stata stimata dalle immagini fotografiche dei campioni, grazie ad un riferimento spaziale montato sulle grip.

2.2.3 Grafici dei risultati

Di seguito vengono presentati i risultati dei test effettuati, proponendo di volta in volta i grafici più significativi che evidenzino in maniera

maggiore il comportamento meccanico in risposta alle varie sollecitazioni, corredati da un breve commento lasciando poi al capitolo successivo l'approfondimento delle questioni trattate. I numeri dei campioni fanno riferimento alla mappatura dei prelievi; i campioni P01 e P05 sono stati utilizzati per la taratura e definizione del protocollo e non sono stati testati secondo il disegno sperimentale precedentemente presentato.

2.2.3.1 Grafici del preconditionamento

Si riporta il grafico del preconditionamento del campione P07, il quale evidenzia molto bene l'abbassamento della tensione nel susseguirsi dei cicli di carico-scarico. Le tensioni negative misurate manifestano la presenza di uno stato di pretensionamento che viene annullato grazie al preconditionamento. Si riporta anche il grafico del campione P09 il quale proviene dalla zona delle espansioni digitali.

Viene presentato anche il grafico del preconditionamento del campione P08, il quale, unico tra tutti i campioni, non presenta quei fenomeni sopra citati e su cui si misurano tensioni molto basse. Si segnala però che in fase di sperimentazione questo campione ha presentato delle difficoltà per quanto riguarda il posizionamento sull'apparato di test ed è probabile che abbia subito grandi sollecitazioni in questa fase.

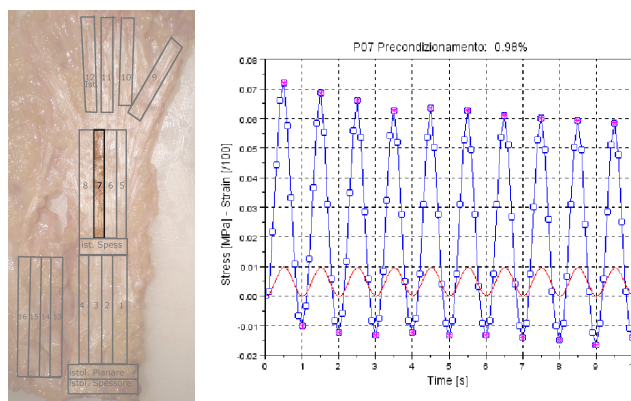


Figura 2.16: Precondizionamento campione P07

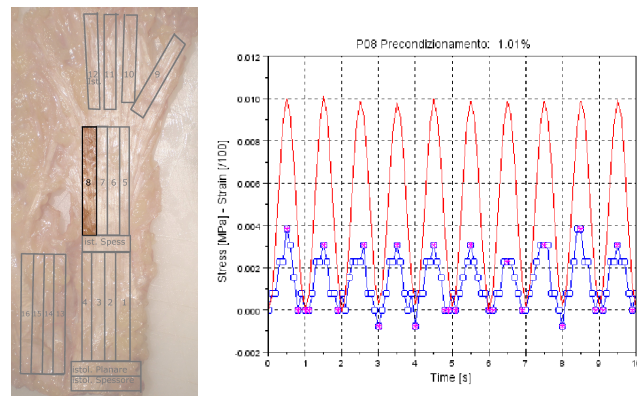


Figura 2.17: Precondizionamento campione P08

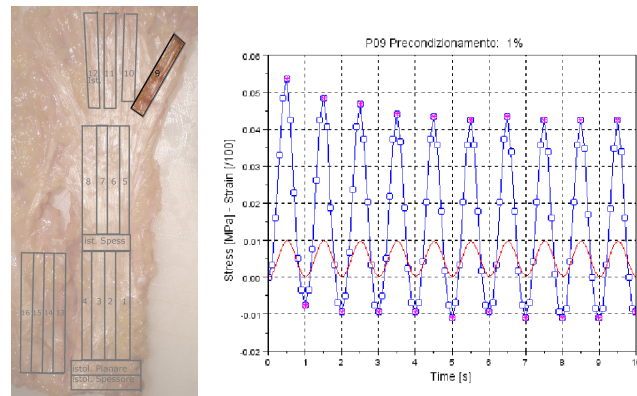


Figura 2.18: Precondizionamento campione P09

2.2.3.2 Carico-scarico a $\varepsilon = 4\%$

Vengono qui presentate le curve di carico-scarico ottenute con una sollecitazione in deformazione imposta. Si noti che queste prime curve seguono un andamento quasi lineare nella fase di carico (arco superiore della curva). Nello scarico si nota l'effetto dei termini viscosi che evidenziano una porzione di energia dissipata. Si riportano, come esempio, i grafici dei campione P03 e P11.

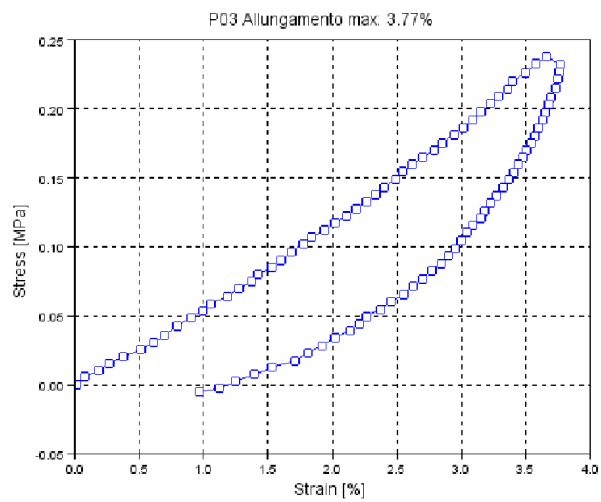
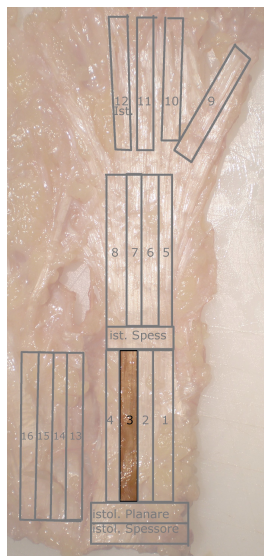


Figura 2.19: Carico-scarico a $\epsilon = 4\%$; campione P03

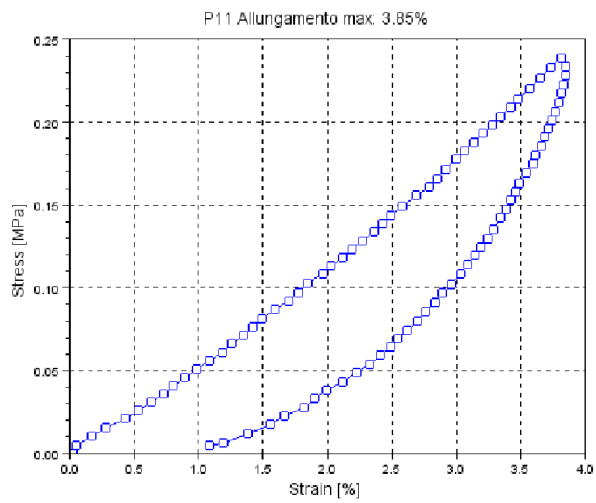
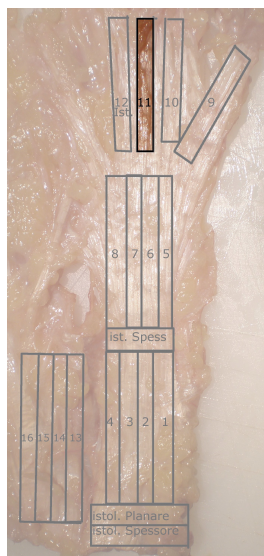


Figura 2.20: Carico-scarico a $\epsilon = 4\%$; campione P11

Si presenta anche il grafico comparativo della curva di carico di tutti i campioni dell'aponeurosi plantare e delle espansioni digitali.

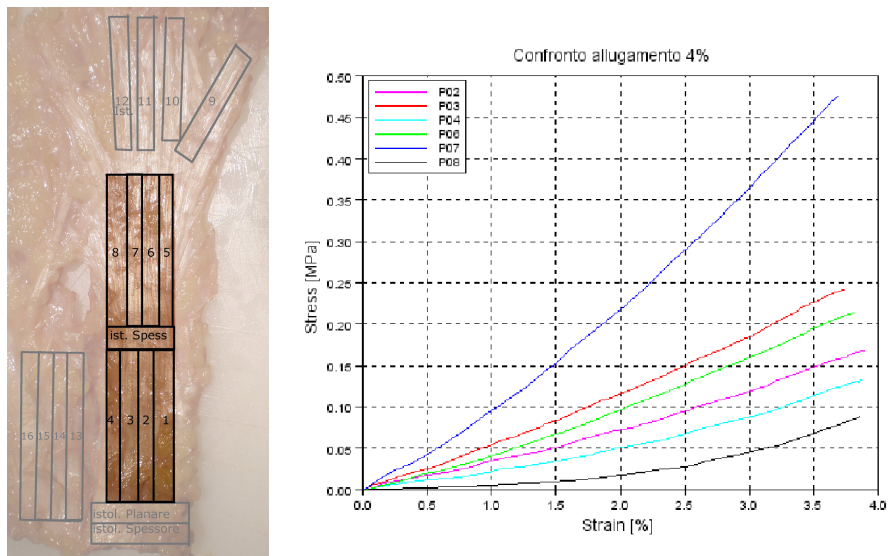


Figura 2.21: Carico-scarico a $\epsilon = 4\%$; campioni dell'aponeurosi

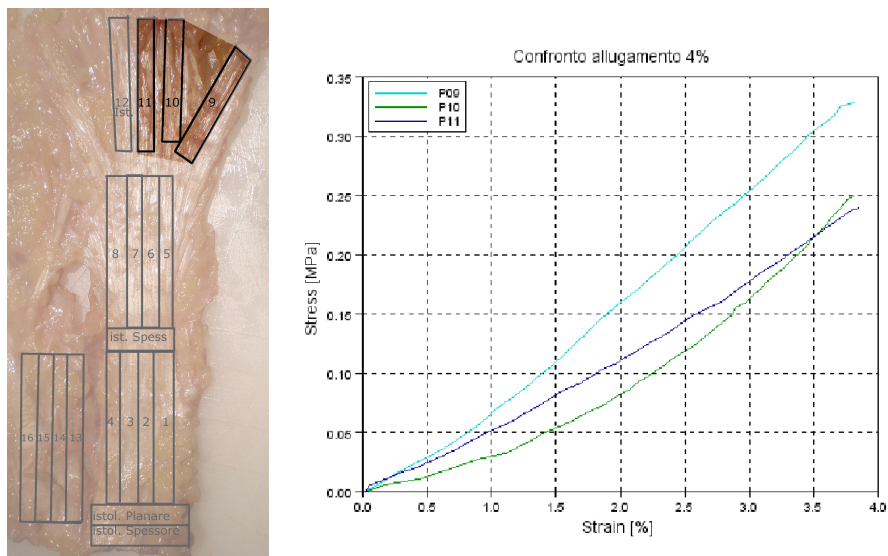


Figura 2.22: Carico-scarico a $\epsilon = 4\%$; campioni delle espansioni digitali

I grafici evidenziano la variabilità presente tra i vari campioni. In particolare il campione P07 presenta una rigidità maggiore; questo fatto verrà riscontrato anche nei grafici successivi.

2.2.3.3 Carico-scarico a $\varepsilon = 8\%$

Come per le curve di carico-scarico a deformazione imposta del 4% vengono qui presentate le curve dei campioni P03 e P11. Anche qui si evidenziano gli effetti della viscosità del materiale. Tuttavia le curve di carico non sono più quasi lineari, ma si nota l'effetto dell'uncrimping delle fibre nella fase iniziale di carico.

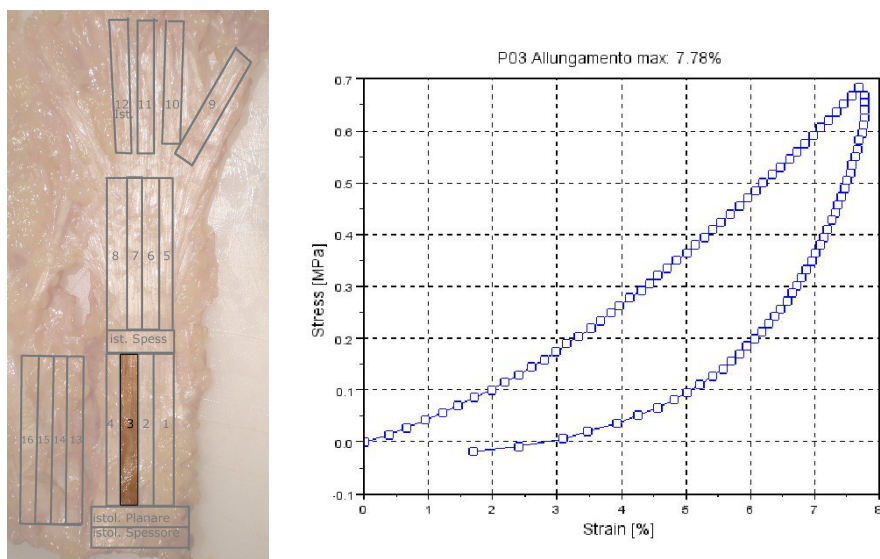


Figura 2.23: Carico-scarico a $\varepsilon = 8\%$; campione P03

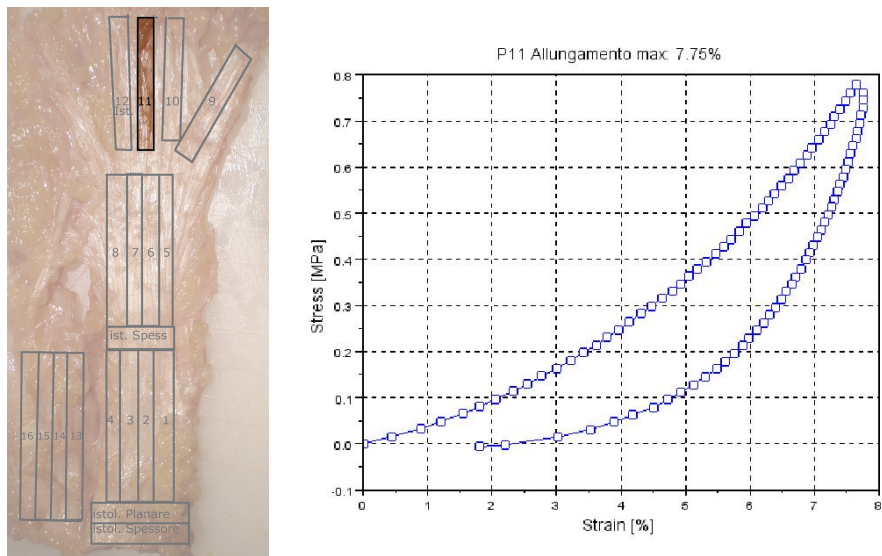


Figura 2.24: Carico-scarico a $\varepsilon = 8\%$; campione P11

Si presenta anche il grafico comparativo della curva di carico di tutti i campioni dell'aponeurosi plantare e delle espansioni digitali.

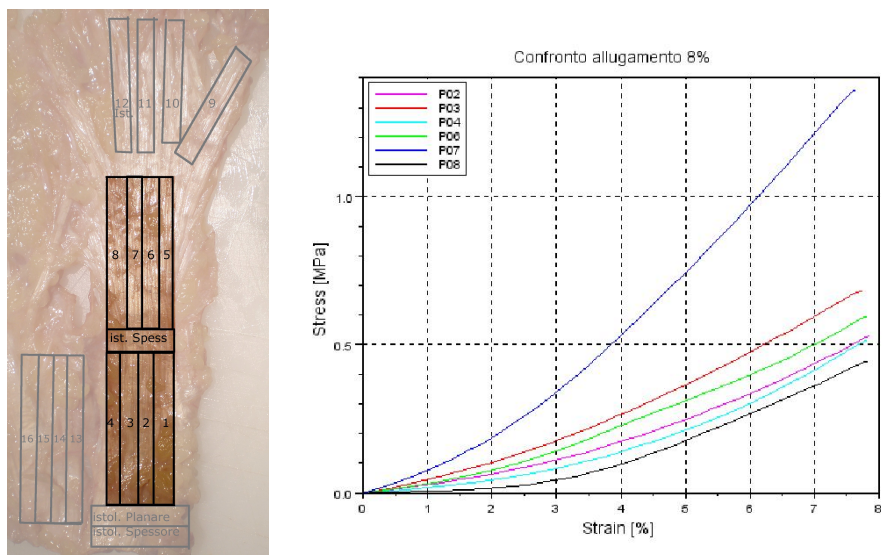


Figura 2.25: Carico-scarico a $\varepsilon = 8\%$; campioni dall'aponeurosi

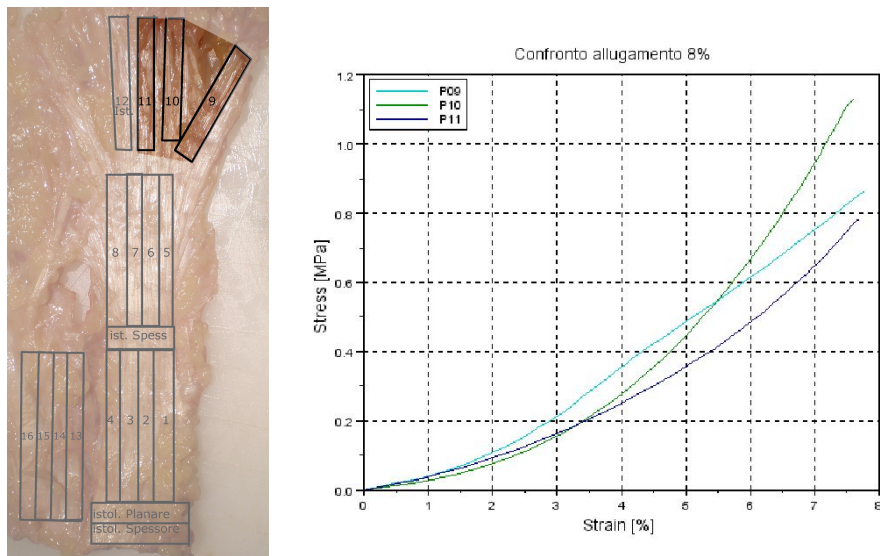


Figura 2.26: Carico-scarico a $\varepsilon = 8\%$; campioni dalle espansioni digitali

La variabilità tra i vari campioni, pur ancora presente, è leggermente minore. Ancora il campione P07 presenta una rigidità maggiore.

2.2.3.4 Confronto allungamento a $\varepsilon = 4\%$ e $\varepsilon = 8\%$ - dei cicli di carico-scarico

Nei grafici che seguono si confrontano le due curve di carico al 4% e all'8%. Nella maggior parte dei casi le come le due curve sono praticamente sovrapponibili.

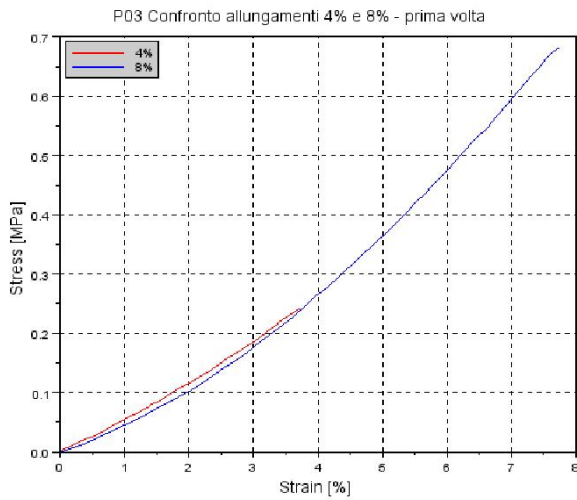
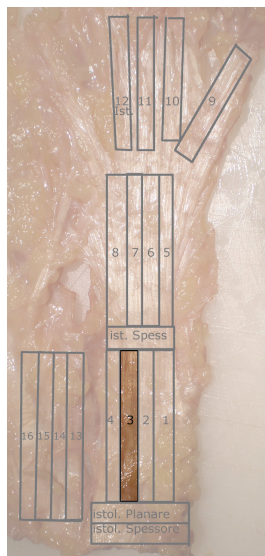


Figura 2.27: Confronto allungamento a $\epsilon = 4\%$ e $\epsilon = 8\%$ - dei cicli di carico-scarico; campione P03

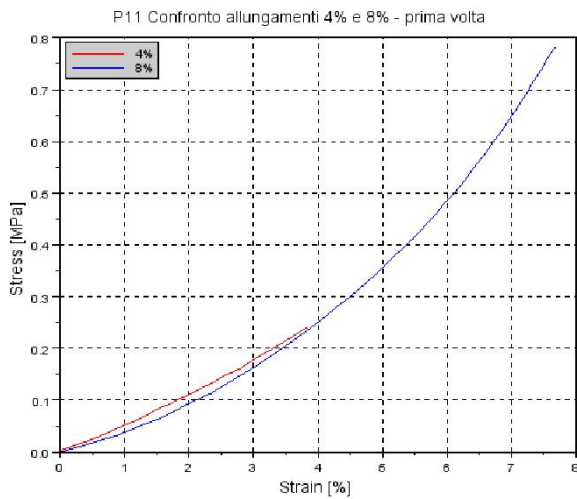
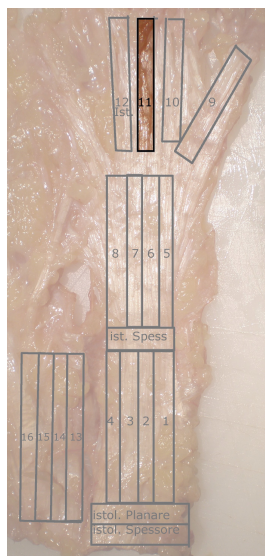


Figura 2.28: Confronto allungamento a $\epsilon = 4\%$ e $\epsilon = 8\%$ - dei cicli di carico-scarico; campione P11

Il campione P08, nonostante il preconditionamento abbia dato risultati poco confortanti, presenta una sovrapposizione maggiore.

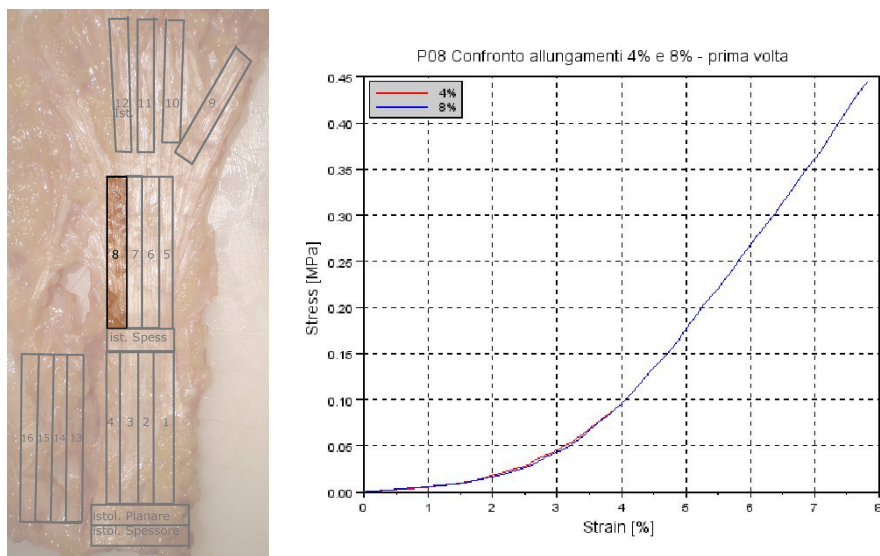


Figura 2.29: Confronto allungamento a $\epsilon = 4\%$ e $\epsilon = 8\%$ - dei cicli di carico-scarico; campione Po8

Mentre il campione Po6 non presenta una tale sovrapposizione, anzi, la curva di carico all'8% dopo il fesso, sembra essere la prosecuzione della curva di carico al 4%:

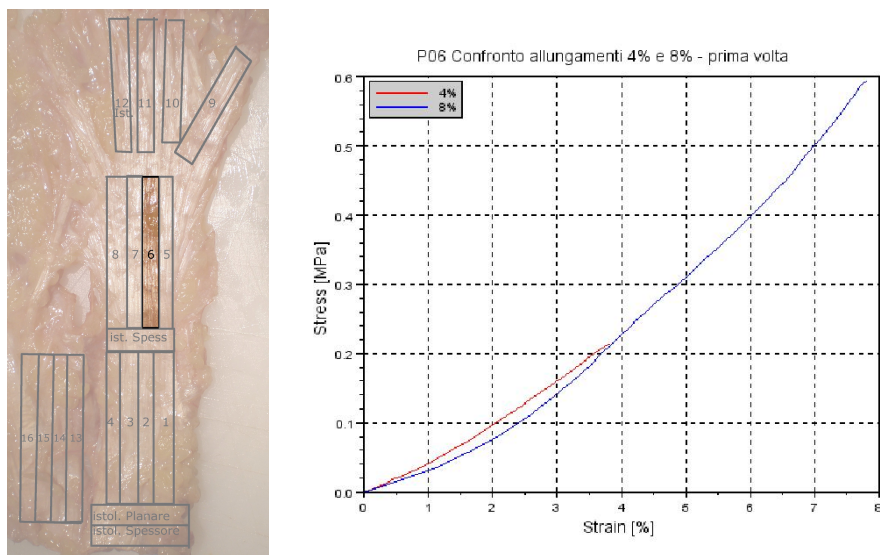


Figura 2.30: Confronto allungamento a $\epsilon = 4\%$ e $\epsilon = 8\%$ - dei cicli di carico-scarico; campione Po6

2.2.3.5 Allungamento a $\varepsilon = 4\%$ - prima del rilassamento

Ancora per i campioni P03 e P11 vengono presentati i grafici della curva di carico effettuata per il test di rilassamento. A fianco il grafico delle due curve di carico al 4% effettuate all'inizio e prima del rilassamento. Si noti l'abbassamento delle curve e la diminuzione delle tensioni massime.

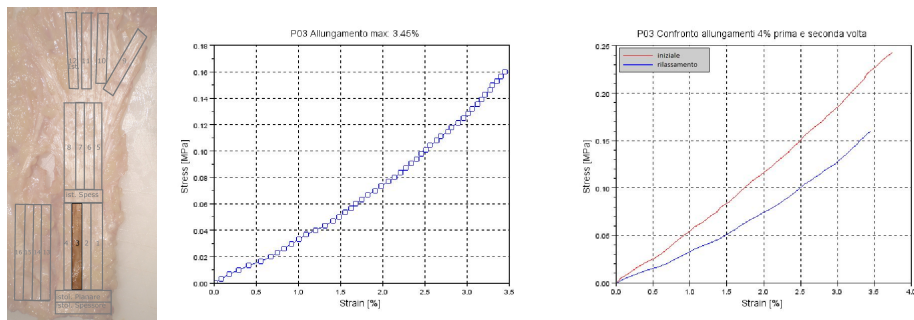


Figura 2.31: Allungamento a $\varepsilon = 4\%$ - prima del rilassamento; campione P03

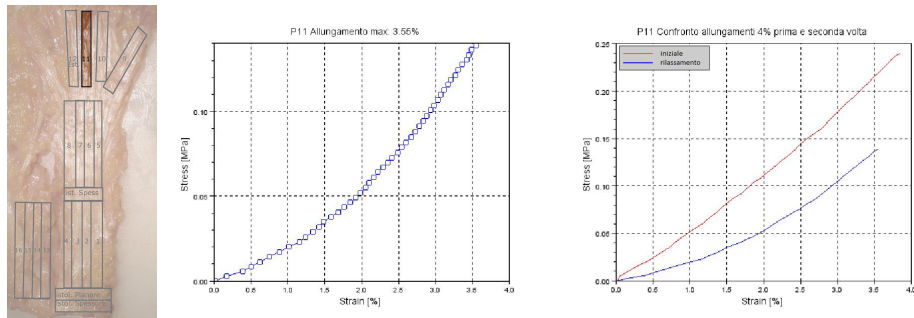


Figura 2.32: Allungamento a $\varepsilon = 4\%$ - prima del rilassamento; campione P11

Si presenta anche il grafico comparativo della curva di carico di tutti i campioni dell'aponeurosi plantare e delle espansioni digitali.

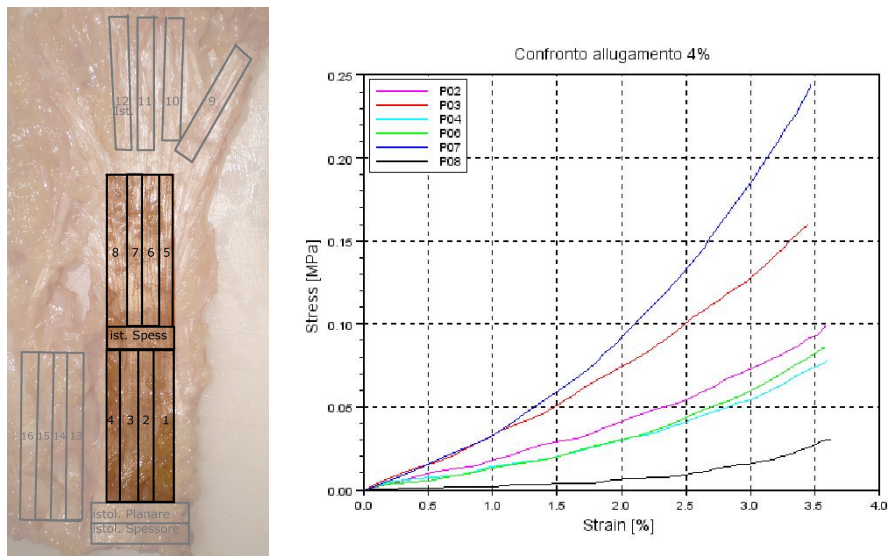


Figura 2.33: Allungamento a $\epsilon = 4\%$ - *prima del rilassamento*; campioni dall'aponeurosi

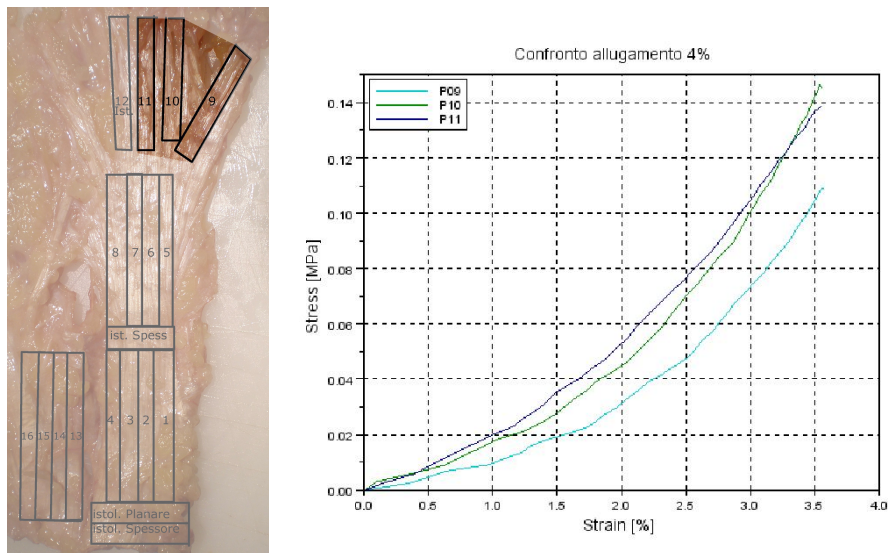


Figura 2.34: Allungamento a $\epsilon = 4\%$ - *prima del rilassamento*; campioni dalle espansioni digitali

2.2.3.6 Rilassamento con $\varepsilon = 4\%$

Grafici del rilassamento delle tensioni normalizzato per i campioni P03 e P11. Si noti la presenza di dinamiche iniziali molto veloci e le tensioni, al termine dei 120 s stabiliti per il rilassamento, che non sono completamente rilassate.

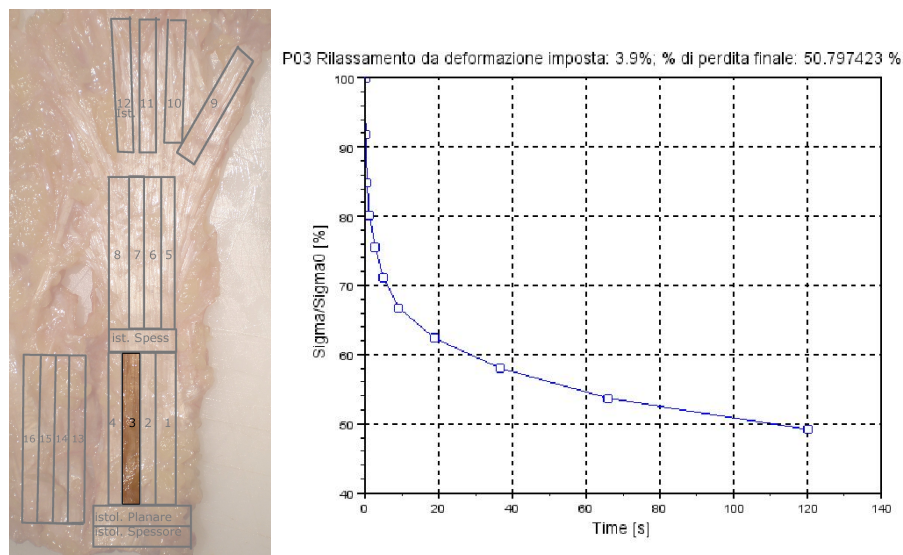
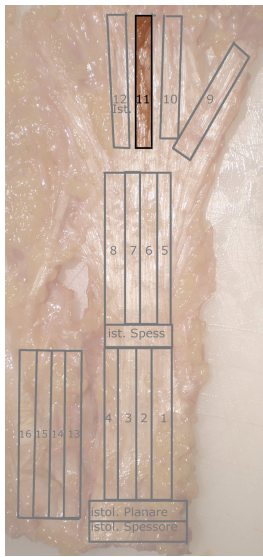


Figura 2.35: Rilassamento con $\varepsilon = 4\%$; campione P03



P11 Rilassamento da deformazione imposta: 4.01%; % di perdita finale: 36.082009 %

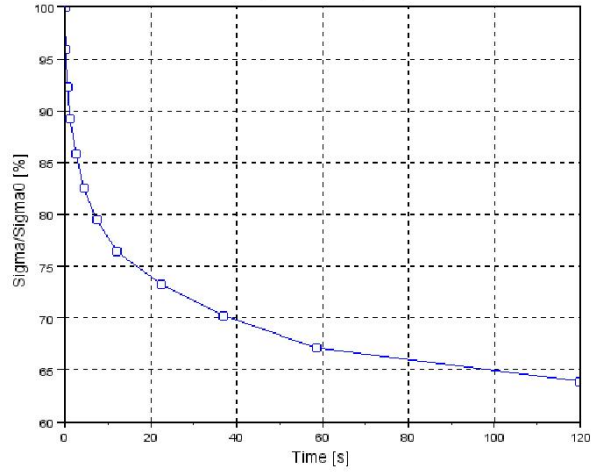


Figura 2.36: Rilassamento con $\epsilon = 4\%$; campione P11

Grafico comparativo della curva di rilassamento con deformazione imposta del 4% di tutti i campioni dell'aponeurosi plantare e delle espanzioni digitali.

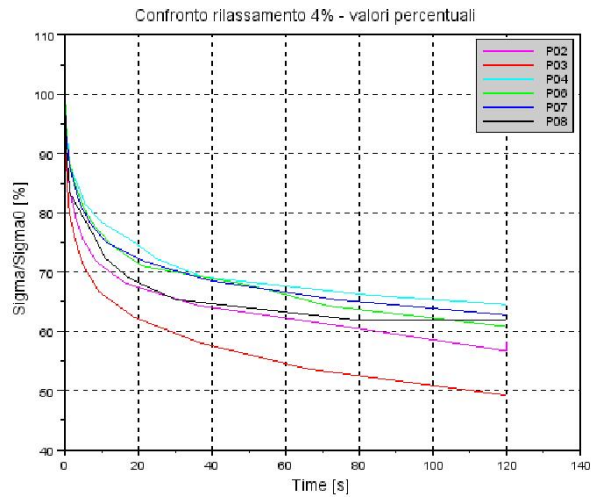
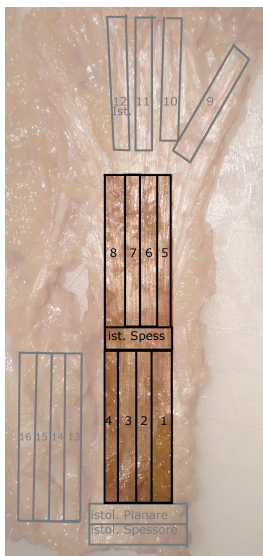


Figura 2.37: Rilassamento con $\epsilon = 4\%$; campioni dall'aponeurosi

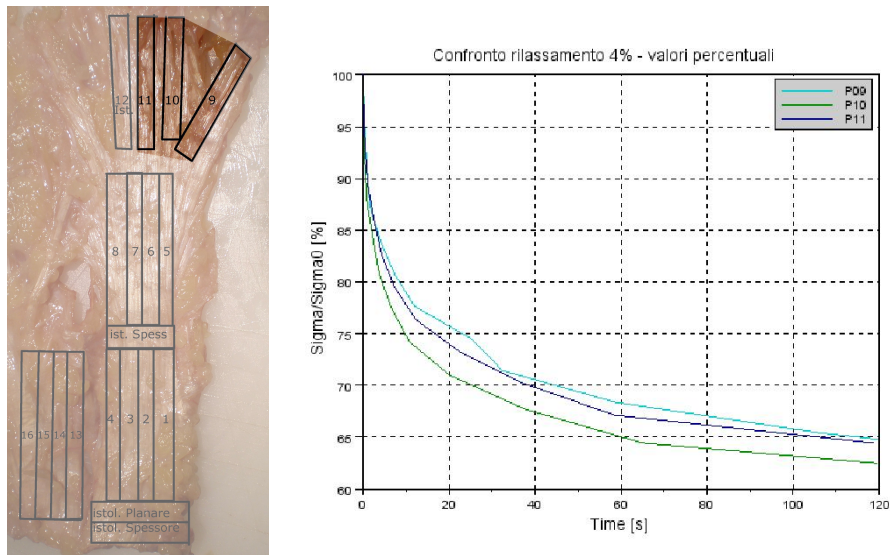


Figura 2.38: Rilassamento con $\varepsilon = 4\%$; campioni dalle espansioni digitali

2.2.3.7 Allungamento a $\varepsilon = 6\%$ - prima del rilassamento

Grafici della curva di carico effettuata per il test di rilassamento con deformazione del 6% per i campioni P03 e P11.

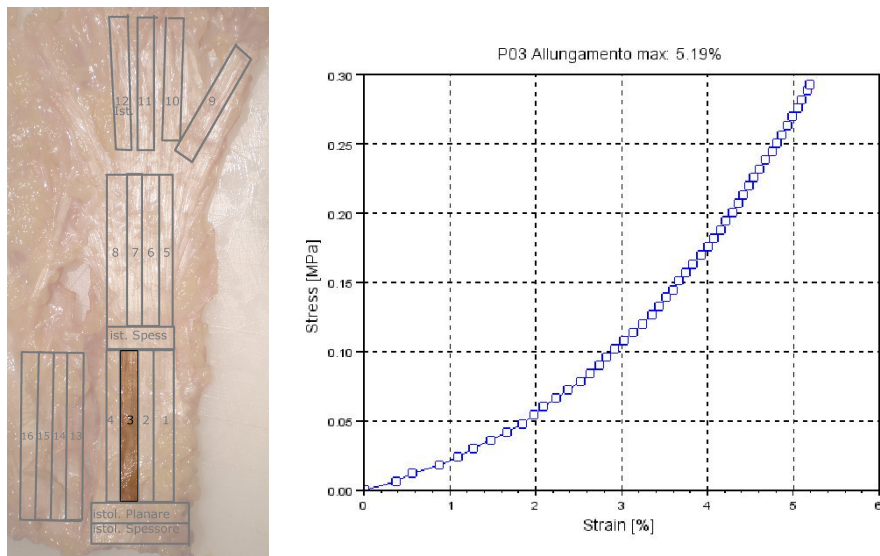


Figura 2.39: Allungamento a $\epsilon = 6\%$ - *prima del rilassamento*; campione P03

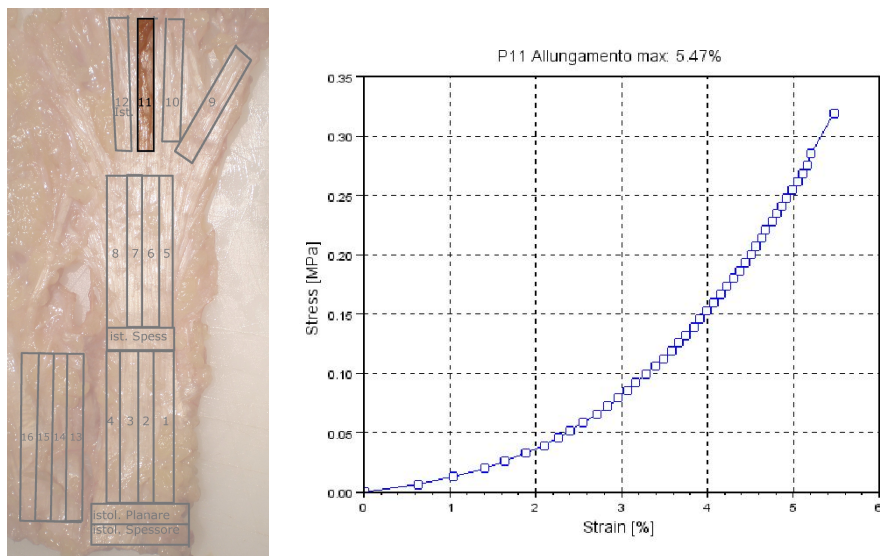


Figura 2.40: Allungamento a $\epsilon = 6\%$ - *prima del rilassamento*; campione P11

Grafico comparativo della curva di allungamento al 6% di tutti i campioni dell'aponeurosi plantare e delle espansioni digitali.

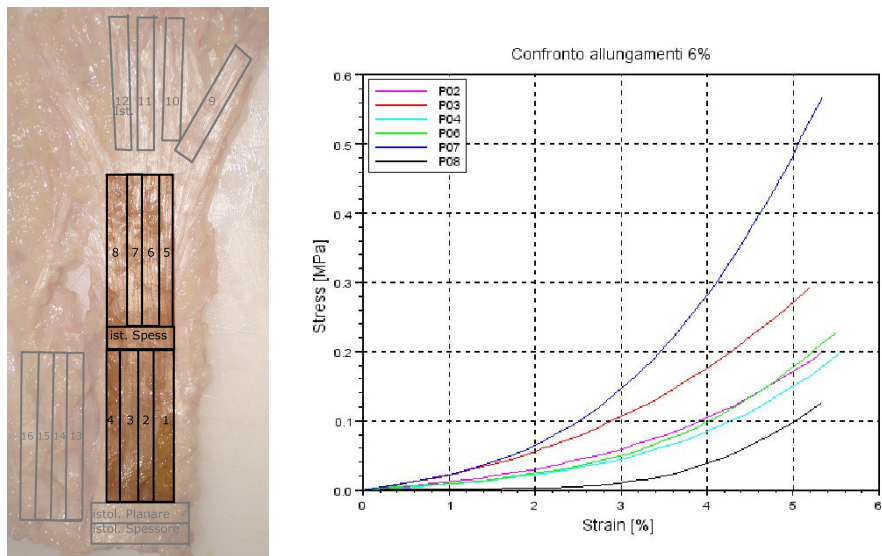


Figura 2.41: Allungamento a $\epsilon = 6\%$ - *prima del rilassamento*; campioni dall'aponeurosi

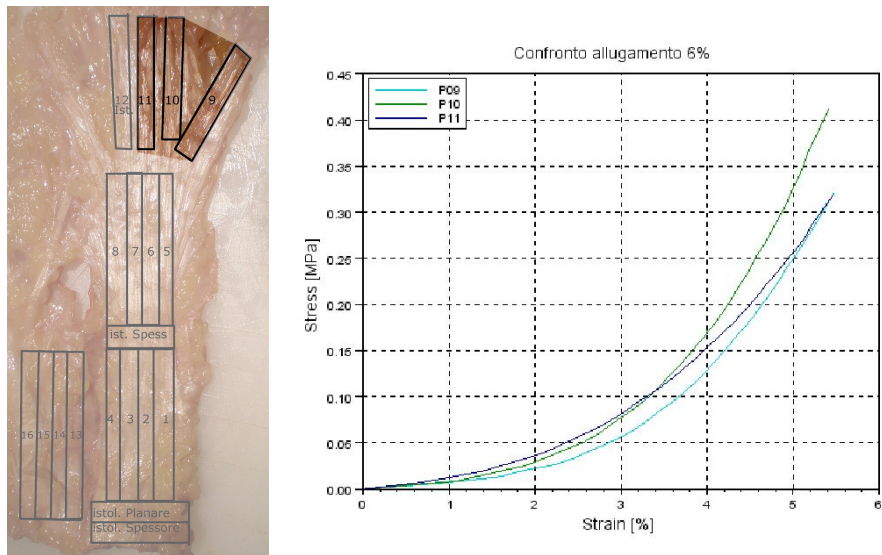


Figura 2.42: Allungamento a $\epsilon = 6\%$ - *prima del rilassamento*; campioni dalle espansioni digitali

2.2.3.8 Rilassamento con $\varepsilon = 6\%$

Grafici del rilassamento delle tensioni normalizzato per i campioni P03 e P11. Ancora si manifestano dinamiche iniziali molto veloci e le tensioni finali non completamente rilassate.

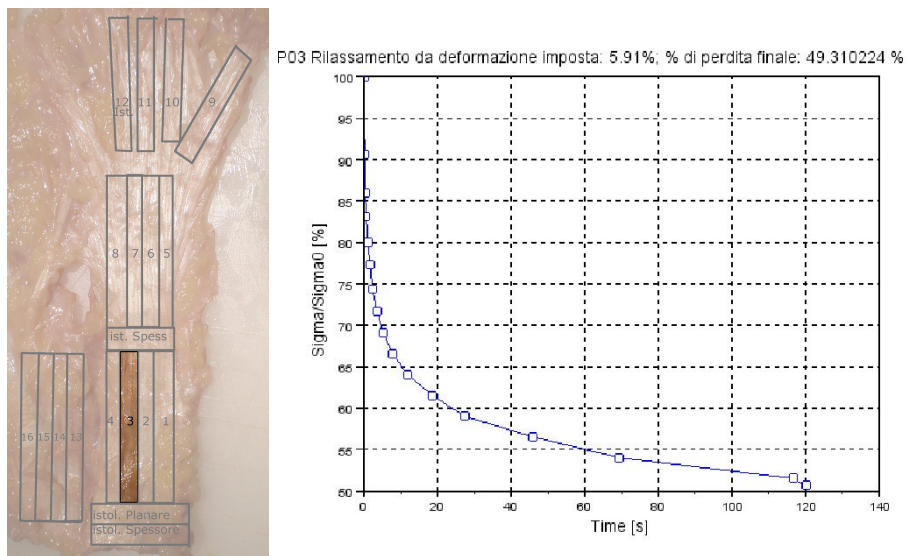


Figura 2.43: Rilassamento con $\varepsilon = 6\%$; campione P03

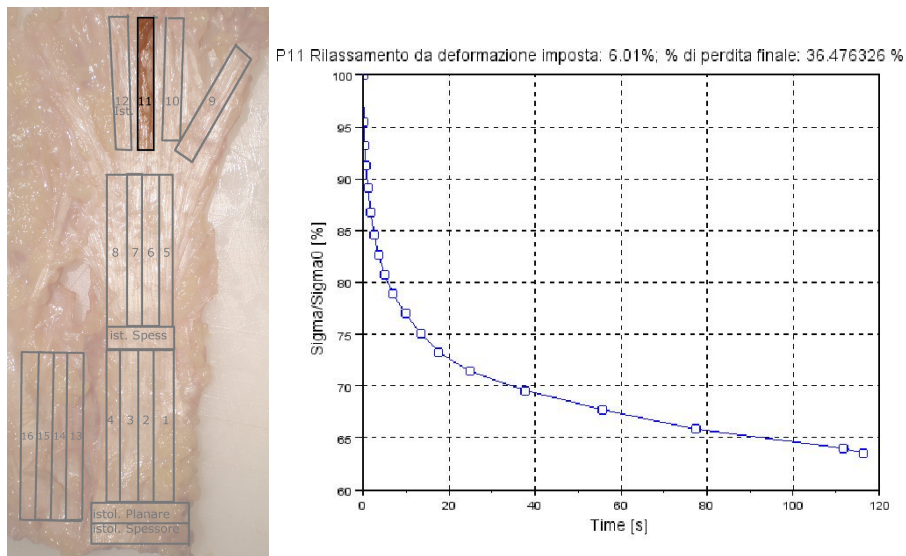


Figura 2.44: Rilassamento con $\epsilon = 6\%$; campione P11

Grafico comparativo della curva di rilassamento con deformazione imposta del 6% di tutti i campioni dell'aponeurosi plantare e delle espansioni digitali.

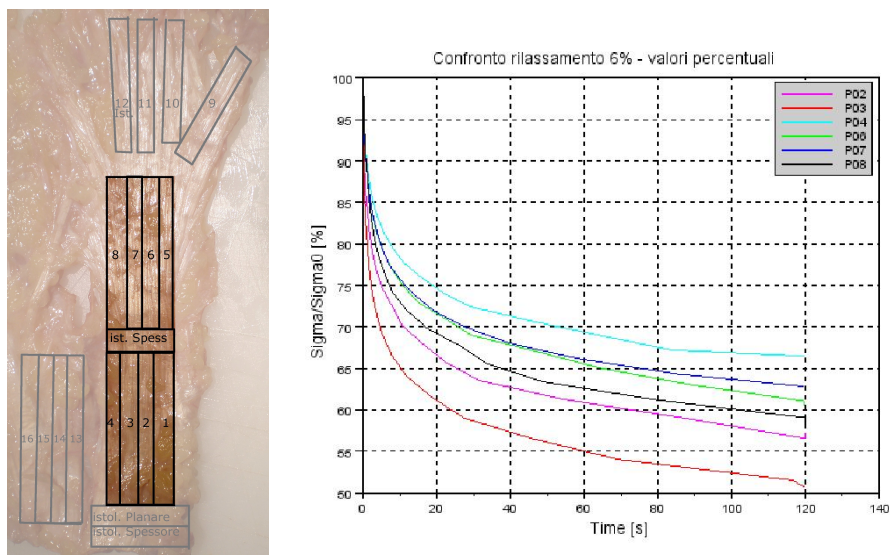


Figura 2.45: Rilassamento con $\epsilon = 6\%$; campioni dall'aponeurosi

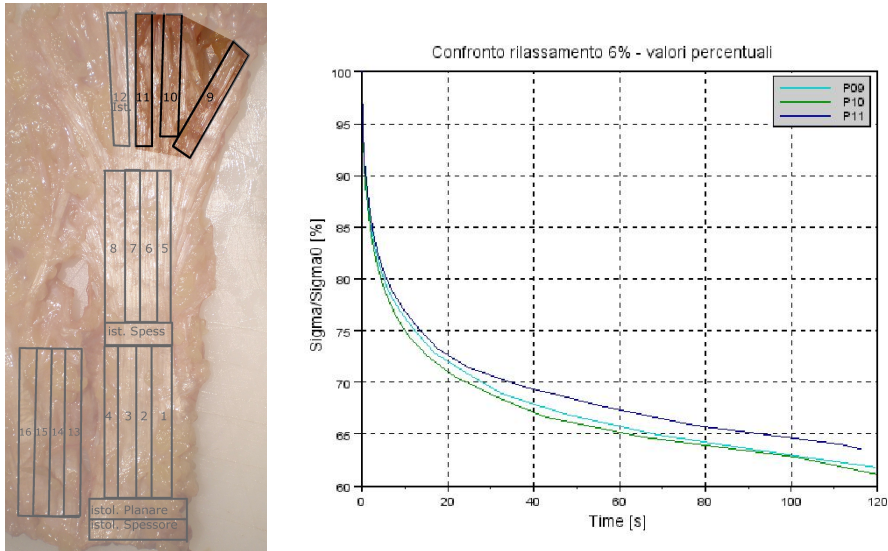


Figura 2.46: Rilassamento con $\varepsilon = 6\%$; campioni dalle espansioni digitali

Si nota, nei campioni dell'aponeurosi plantare, una variabilità nei termini della percentuale di rilassamento finale che è aumentata rispetto a quelli del rilassamento a tensione imposta del 4%.

2.2.3.9 Allungamento a $\varepsilon = 8\%$ - prima del rilassamento

Grafici delle curve di allungamento all'8% prima del rilassamento con curve di confronto tra il primo allungamento all'8% (carico-scarico).

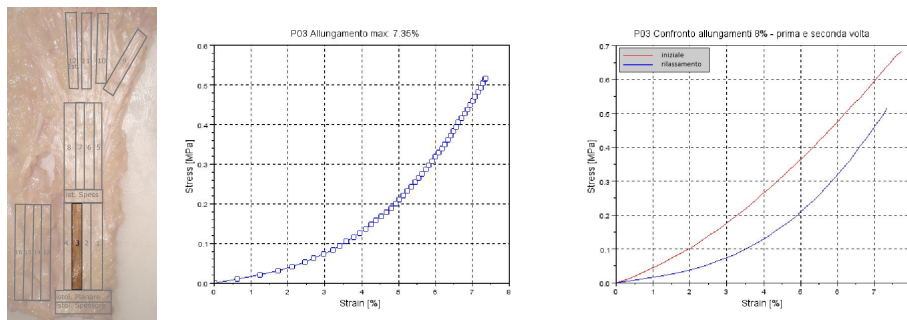


Figura 2.47: Allungamento a $\epsilon = 8\%$ - prima del rilassamento; campione P03

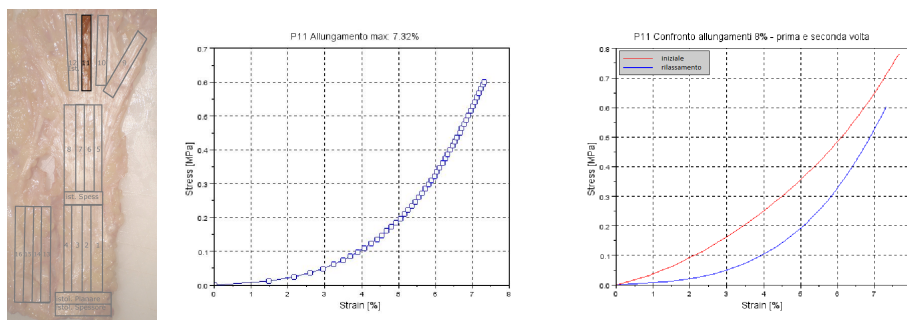


Figura 2.48: Allungamento a $\epsilon = 8\%$ - prima del rilassamento; campione P11

Si presenta anche il grafico comparativo della curva di carico di tutti i campioni dell'aponeurosi plantare e delle espansioni digitali.

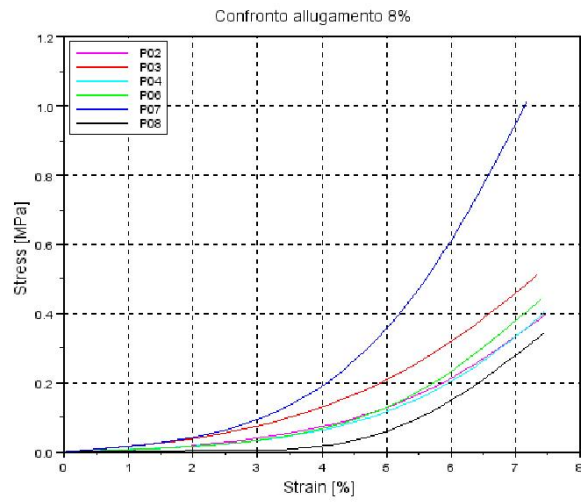
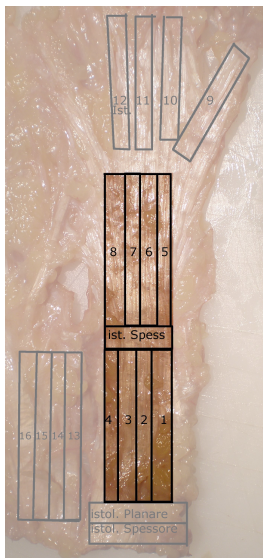


Figura 2.49: Allungamento a $\epsilon = 8\%$ - *prima del rilassamento*; campioni dall'aponeurosi digitale

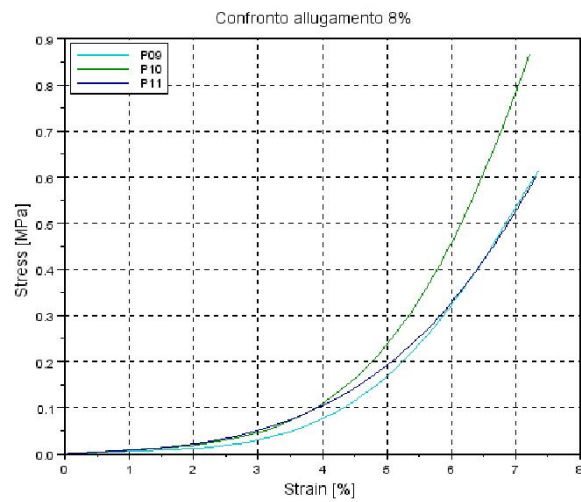
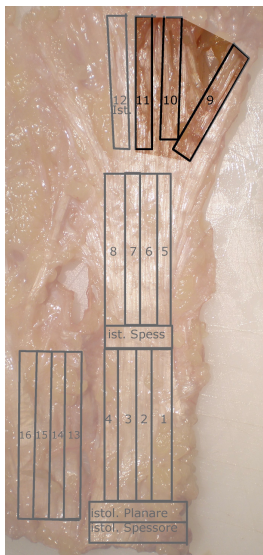


Figura 2.50: Allungamento a $\epsilon = 8\%$ - *prima del rilassamento*; campioni dalle espansioni digitali

2.2.3.10 Rilassamento con $\varepsilon = 8\%$

Grafici del rilassamento delle tensioni normalizzato per i campioni P03 e P11. Ancora si manifestano dinamiche iniziali molto veloci mentre le tensioni finali sembrano avvicinarsi alla condizione di equilibrio.

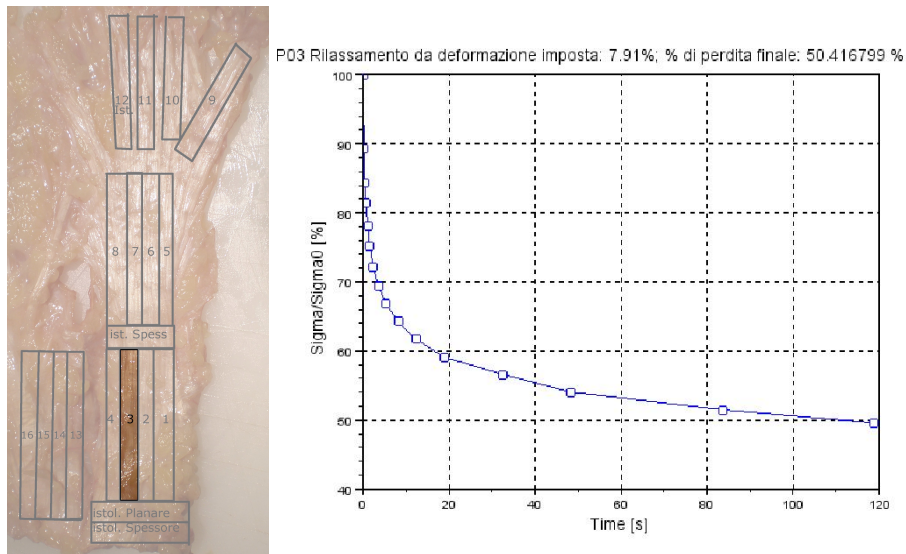


Figura 2.51: Rilassamento con $\varepsilon = 8\%$, campione P03

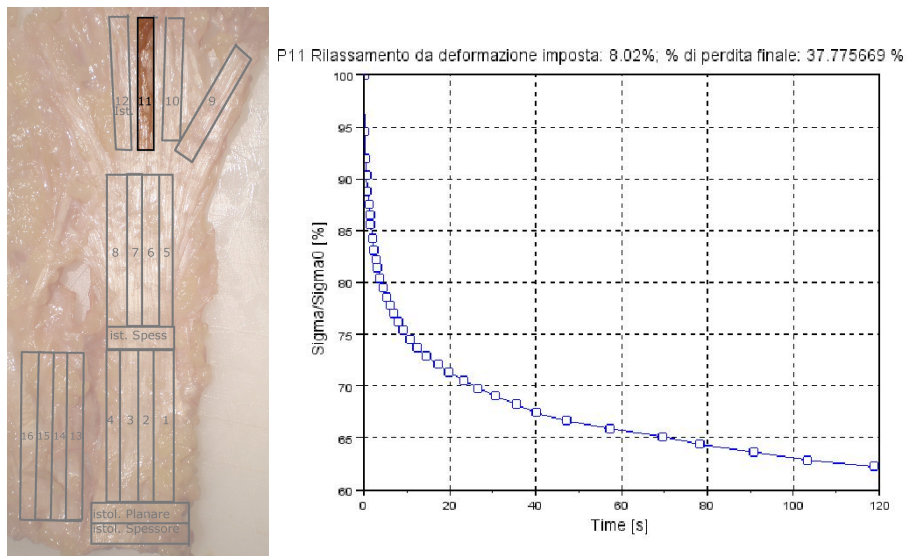


Figura 2.52: Rilassamento con $\epsilon = 8\%$, campione P11

Grafico comparativo della curva di rilassamento con deformazione imposta del 8% di tutti i campioni dell'aponeurosi plantare e delle espansioni digitali.

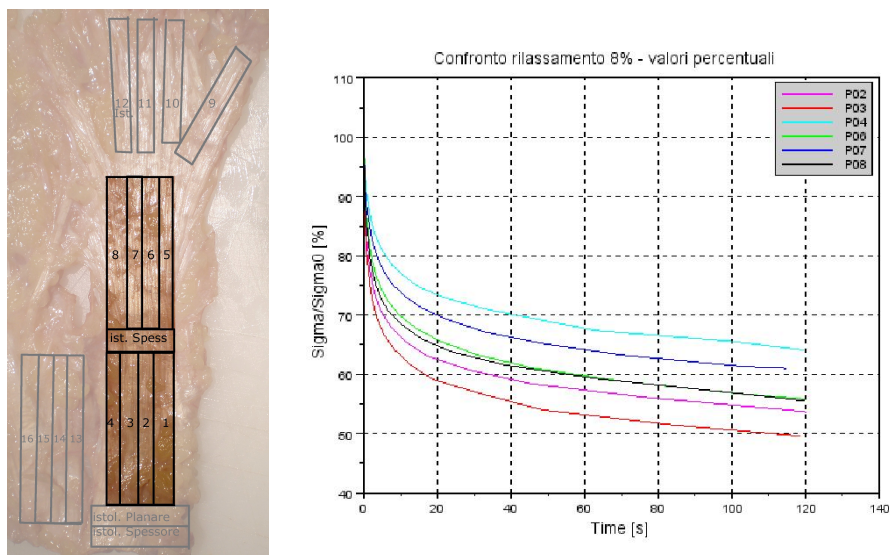


Figura 2.53: Rilassamento con $\epsilon = 8\%$, campioni dall'aponeurosi

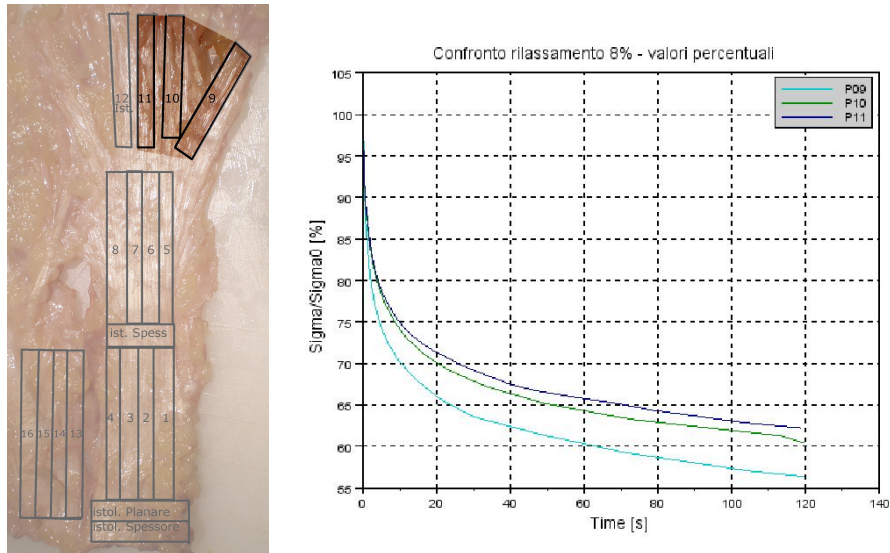


Figura 2.54: Rilassamento con $\varepsilon = 8\%$, campioni dalle espansioni digitali

2.2.3.11 Allungamento a rottura

Infine si riportano tutti i grafici dell'ultimo allungamento imposto per giungere alla rottura del campione. Tutti i campioni sono scivolati e non sono quindi giunti a rottura, ma i grafici sono utili per osservare il comportamento per deformazioni al di fuori del range fisiologico. Si noti come in quasi tutti i campioni la rigidezza iniziale per deformazioni fino al 10% è molto bassa, segno probabile che il tessuto, a causa dei test condotti precedentemente, abbia ormai cambiato del tutto le proprietà meccaniche.

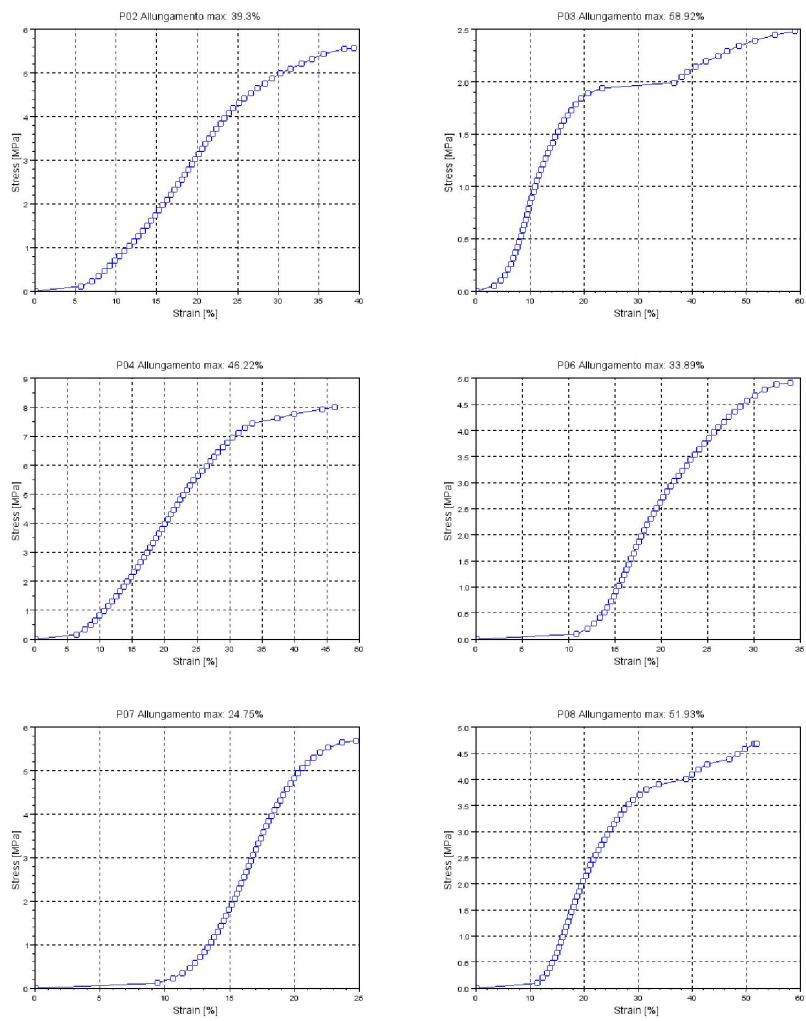


Figura 2.55: Allungamento a rottura; campioni dall'aponeurosi

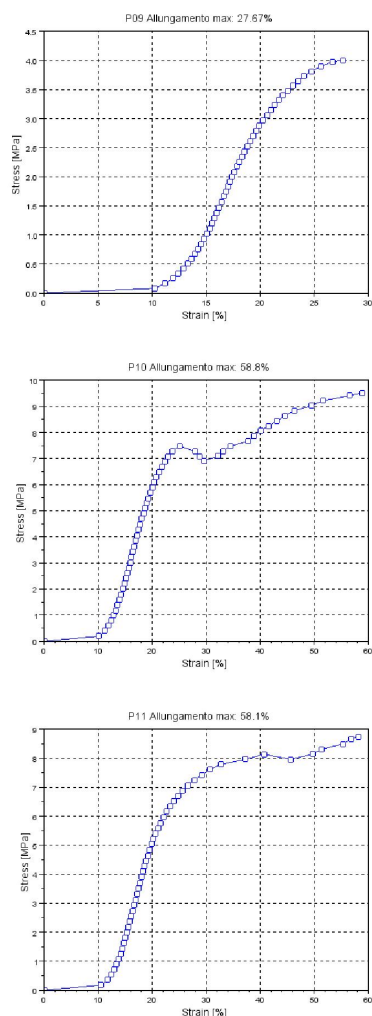


Figura 2.56: Allungamento a rottura; campioni dalle espansioni digitali

2.2.3.12 Confronto allungamento a $\varepsilon = 4\%$, $\varepsilon = 6\%$ ed $\varepsilon = 8\%$ - prima del rilassamento

Si riportano ora dei grafici per confrontare le tre curve di carico realizzate prima dei rilasciamenti. Si noti come l'abbassamento delle curve verso destra manifesti un cambiamento nella risposta meccanica del tessuto.

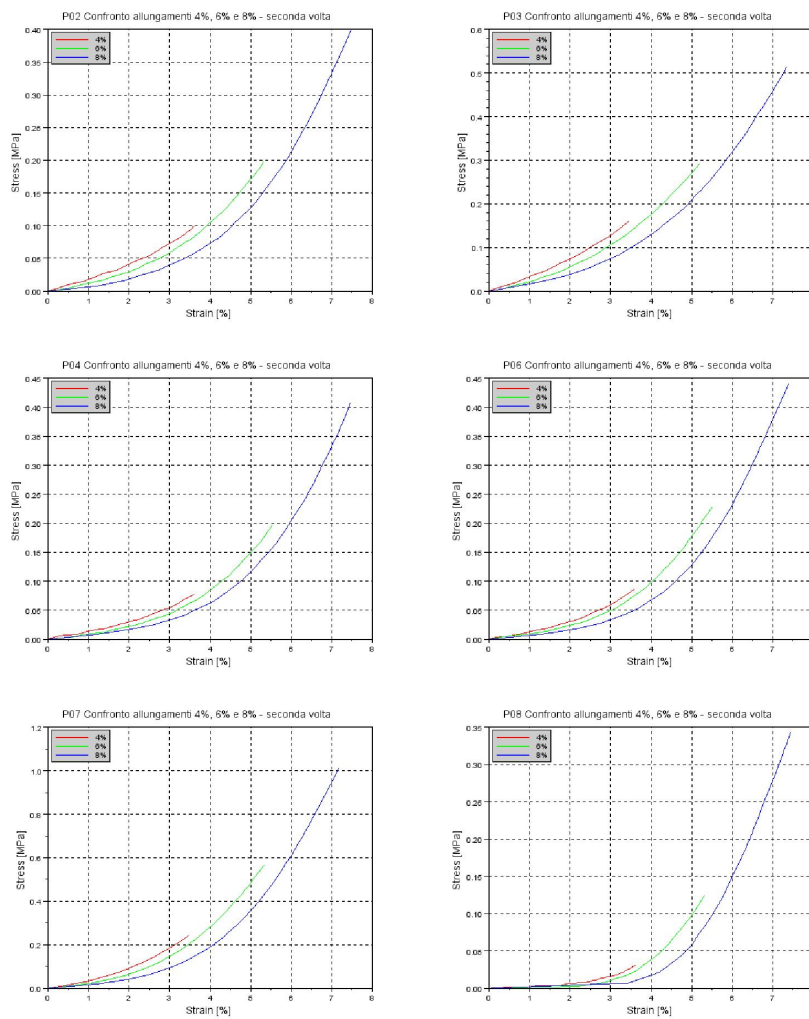


Figura 2.57: Confronto allungamento a $\varepsilon = 4\%$, $\varepsilon = 6\%$ ed $\varepsilon = 8\%$ - prima del rilassamento; campioni dall'aponeurosi

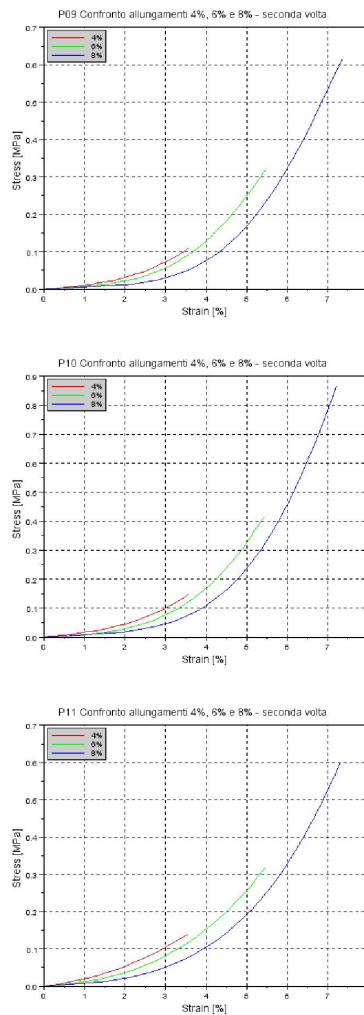


Figura 2.58: Confronto allungamento a $\varepsilon = 4\%$, $\varepsilon = 6\%$ ed $\varepsilon = 8\%$ - prima del rilassamento; campioni dalle espansioni digitali

2.2.3.13 Confronto rilassamento con $\varepsilon = 4\%$, $\varepsilon = 6\%$ ed $\varepsilon = 8\%$

Infine si mettono a confronto, per ogni campione, le tre curve di rilassamento, in valori percentuali. Si noti come, nella quasi totalità dei casi, le curve sono ben sovrapponibili, suggerendo per questo tessuto una visco-

sità lineare.

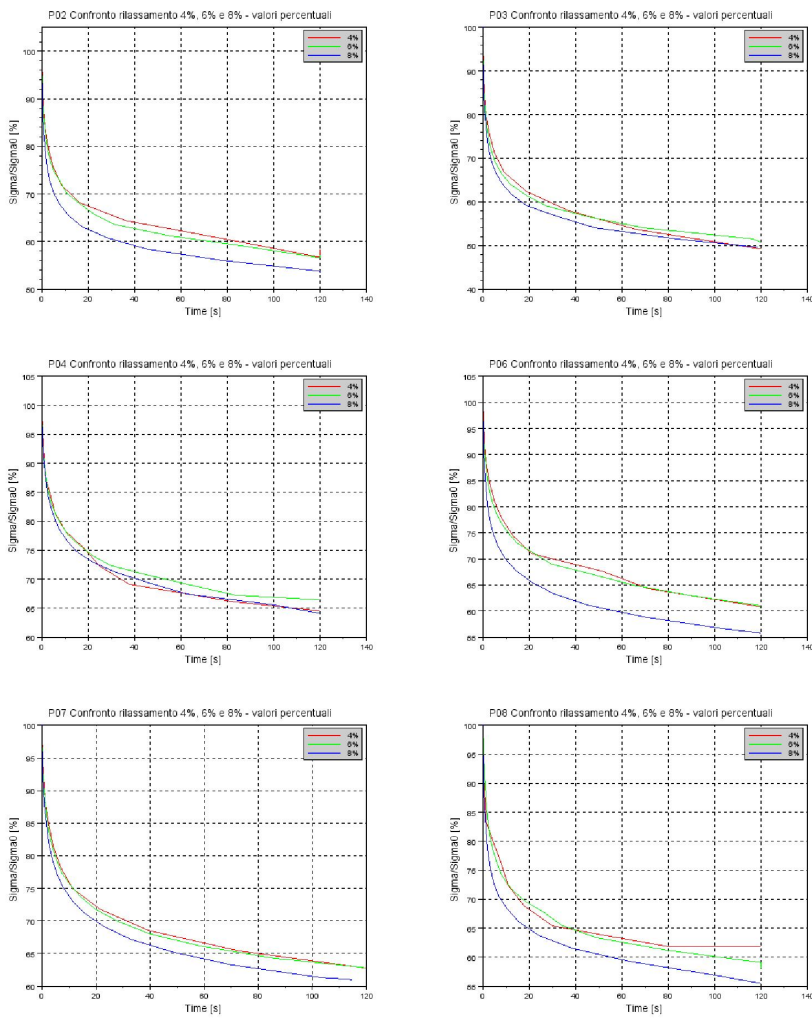


Figura 2.59: Confronto rilassamento con $\varepsilon = 4\%$, $\varepsilon = 6\%$ ed $\varepsilon = 8\%$; campioni dall'aponeurosi

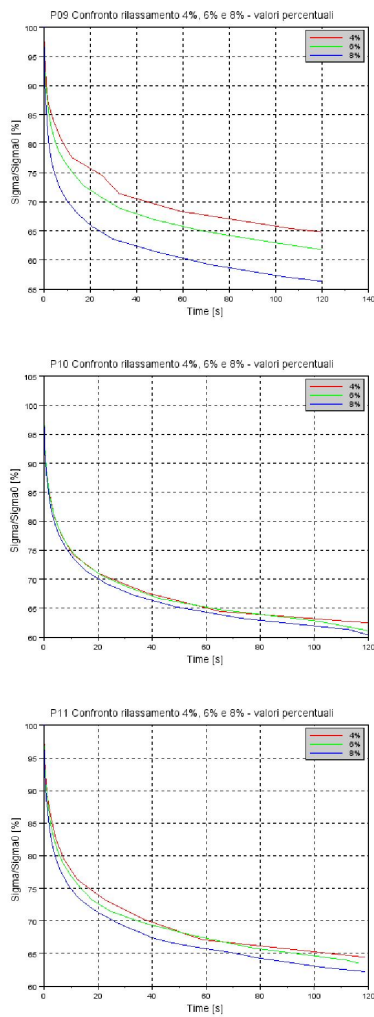


Figura 2.60: Confronto rilassamento con $\varepsilon = 4\%$, $\varepsilon = 6\%$ ed $\varepsilon = 8\%$; campioni dalle espansioni digitali

Nel seguente grafico le curve medie di ogni rilassamento a confronto.

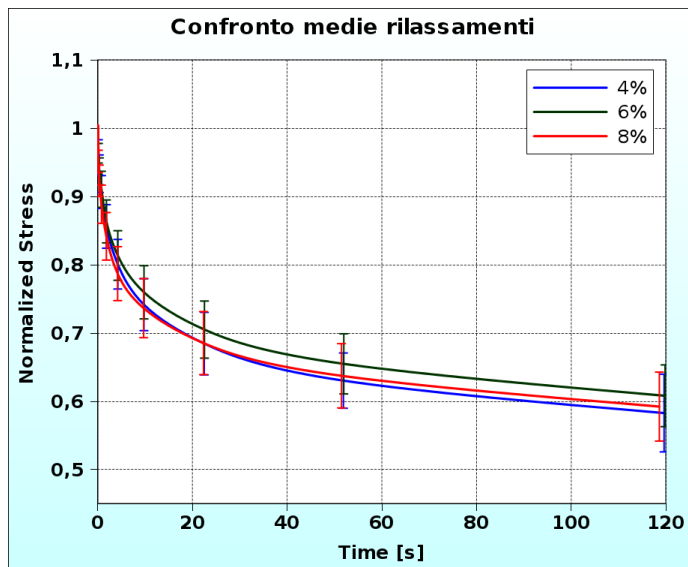


Figura 2.61: Confronto curve di rilassamento medie

2.2.4 Discussione dei risultati dei test sulla fascia plantare

Con questo disegno sperimentale molti dati possono essere raccolti, i quali permettono di osservare alcune caratteristiche del tessuto e portare alcuni commenti.

Tuttavia le prossime considerazioni non possono prescindere da una prima discussione circa il fatto che la serie di test svolte sullo stesso campione influisca in qualche maniera sui risultati, dipendendo da eventuali effetti dovuti a fenomeni di danneggiamento, condizionamento o adattamento del tessuto.

2.2.4.1 Sul preconditionamento

Osservazioni sui risultati

Osserviamo i grafici che riportano la risposta meccanica dei campioni per una deformazione imposta di $\varepsilon = 4\%$ ed $\varepsilon = 8\%$ che avvengono due volte durante il test: la prima volta seguita immediatamente dallo scarico, la seconda seguita dal rilassamento delle tensioni. Si nota che le curve non si sovrappongono e quindi sicuramente il fatto di eseguire più

test in successione cambia quella che è la risposta meccanica del tessuto. Resta quindi da stabilire se queste variazioni siano dovute a fenomeni di danneggiamento (il che renderebbe inaffidabili i risultati dei test che seguono la prima parte, poiché sarebbero test condotti al di fuori delle condizioni fisiologiche del campione), oppure ad altri fenomeni presenti fisiologicamente, come il rilassamento dei termini viscosi o i fenomeni di adattamento del tessuto.

Per quanto riguarda questi ultimi, essi dovrebbero venir sviluppati nella fase del preconditionamento, in modo da testare tutti i campioni nelle stesse condizioni. In effetti se osserviamo i grafici del preconditionamento si nota che la tensione massima e la minima si abbassano con il susseguirsi dei cicli, fino a raggiungere dei valori stabili verso la fine.

Tuttavia i valori di tensione che si presentano nei preconditionamenti non sono sempre confrontabili tra i vari campioni. Si osserva subito che il campione Po7 presenta tensioni che sono il doppio di quelle degli altri campioni. Anche in tutti gli altri grafici l'andamento del campione Po7 si distinguerà dagli altri per i valori molto grandi. Il campione Po8 ha invece valori molto bassi: infatti questo campione presentava delle difficoltà di montaggio sulle grip quindi è probabile che in questa fase sia stato sottoposto a delle sollecitazioni che abbiano compromesso la risposta meccanica nei test.

Gli altri campioni presentano valori confrontabili, con la tensione massima del primo picco che varia tra 0.015 MPa e 0.06 MPa.

Un'altra causa che potrebbe spiegare le differenze trovate nelle risposte alle stesse sollecitazioni meccaniche ma realizzate in momenti diversi del test potrebbe essere attribuibile alla viscosità del materiale e ai fenomeni di rilassamento che si manifestano. A riguardo si possono quindi discutere i grafici degli allungamenti a $\varepsilon = 4\%$, $\varepsilon = 6\%$ ed $\varepsilon = 8\%$ sovrapposti. Tali allungamenti vengono effettuati per giungere ad una deformazione che viene poi mantenuta per evidenziare il rilassamento delle tensioni. Sono allungamenti che vengono quindi realizzati in successione, separati solamente dal rilassamento. Anche qui in ogni grafico notiamo che le curve non si sovrappongono, anzi, gli allungamenti maggiori, rea-

lizzati in seguito e dopo lo sviluppo del rilassamento delle tensioni, producono curve di risposta più basse. Al contrario invece, le curve ottenute dallo stesso tipo di sollecitazioni (allungamento a $\varepsilon = 4\%$ ed $\varepsilon = 8\%$), ma effettuate all'inizio del test e non separate dal rilassamento nella quasi totalità dei grafici si sovrappongono quasi perfettamente.

Per quanto riguarda l'eventuale compresenza di fenomeni di danneggiamento del tessuto (rottura legami inter e intra fibrillari), si può escludere che essi siano presenti, poiché il range di sollecitazioni in cui testiamo il campione (ad esclusione ovviamente del tentativo di rottura) rimane nei limiti fisiologici [7].

Si può concludere questa prima parte di osservazioni riguardanti la validazione dei risultati del test sperimentale proposto stabilendo che, necessariamente, il tessuto, nel susseguirsi dei test, cambia la propria risposta, in ragione a cause che sono soprattutto da attribuirsi ai fenomeni viscosi e all'adattamento del tessuto stesso alle sollecitazioni.

Per analizzare se e in quanta parte questi due fenomeni siano presenti si potranno effettuare dei test in cui le varie parti verranno testate singolarmente su ogni campione, oppure invertendo l'ordine dei test e osservando le variazioni nei risultati. Altresì è possibile variare i parametri del condizionamento, per esempio aumentando la deformazione per giungere alle stesse condizioni di adattamento del tessuto.

Altri studi sul condizionamento

La questione principale è che spesso condizionamento e fenomeni legati al comportamento viscoso del tessuto hanno le stesse modalità di manifestarsi e non è sempre facile distinguere tra le due cause.

A riguardo si riportano le osservazioni di Sverdlik [28] il quale ha studiato la risposta meccanica dei tendini digitali della pecora con un disegno sperimentale molto simile a quello appena presentato. Sverdlik parte dal presupposto che la risposta tempo-dipendente delle fibre di collagene sia dovuta agli effetti visco elastici, che considera reversibili, e all'effetto, dovuto al condizionamento, dell'allungamento irreversibile delle fibre. Per studiare queste ipotesi ha realizzato cinque set di rilassamento delle tensioni in due tempi in successione, per deformazioni imposte del 4%,

del 6%, dell'8%, del 7% e del 6%, lasciando un tempo sufficiente tra i set per permettere il recupero dei fenomeni viscosi.

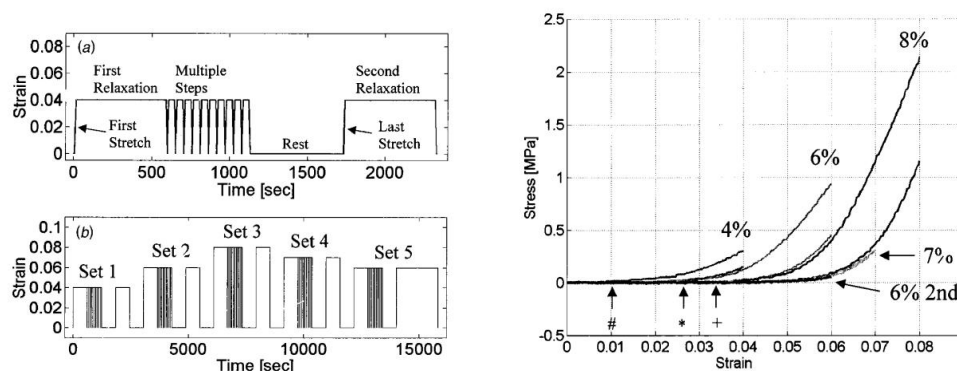


Figura 2.62: Grafici del test di Sverdlik. Da [28]

Innanzitutto si nota come il secondo allungamento al 6% presenti tensioni molto più basse rispetto al primo, con un incremento dell'allungamento *libero*, ovvero l'allungamento che non dà luogo ad un incremento della tensione che viene attribuito agli effetti di preconditionamento di un set sul successivo.

Tale fenomeno si osserva anche nel nostro caso. Si confronti ad esempio il grafico di Sverdlik con quello del confronto degli allungamenti prima del rilassamento e i grafici degli allungamenti a rottura.

Per quanto riguarda il rilassamento, Sverdlik osserva che i fenomeni viscosi si dovrebbero esaurire dopo un intervallo di tempo dell'ordine dei 100 secondi, mentre il tempo lasciato al rilassamento nel suo disegno di test è di 600 secondi.

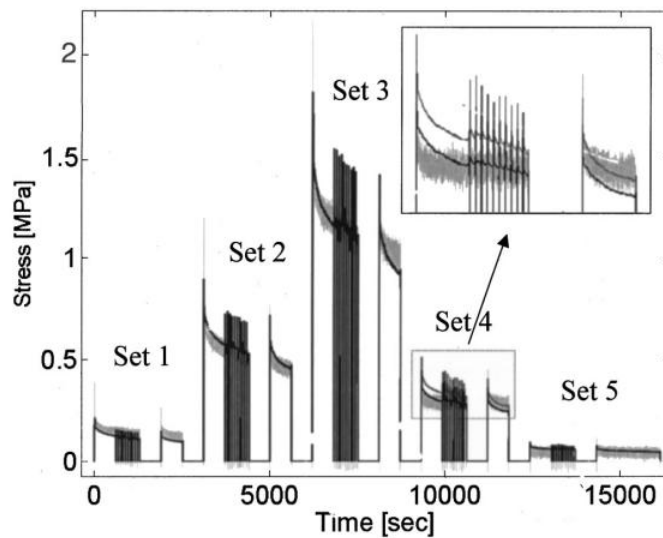


Figura 2.63: Risultati del rilassamento del test di Sverdlik. Da [28]

Egli osserva che nei primi tre set il rilassamento continua oltre i 600 s proseguendo nel secondo rilassamento di ogni set, attribuendo quindi l'effetto al preconditionamento del tessuto, mentre negli ultimi due set osserva che il rilassamento si esaurisce nel primo rilassamento. Sverdlik considera quindi i dati ricavati dagli ultimi due set come ottenuti da fenomeni viscoelastici puri e non influenzati dal preconditionamento.

Ancora, sulle basi gettate da Sverdlik, si sviluppa il lavoro di Einat [6]. Anch'egli, partendo dagli stessi presupposti di Sverdlik ha testato i tendini digitali di pecora con due set di rilassamento al 6%, al 5% e al 4%.

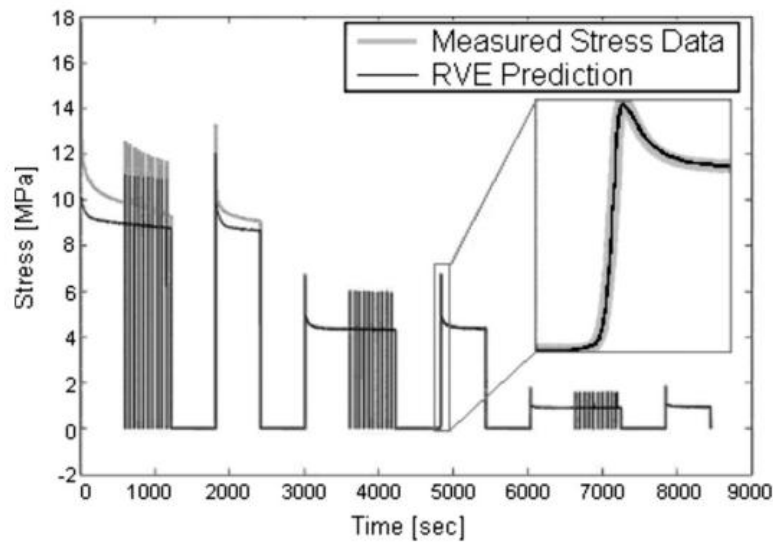


Figura 2.64: Risultati del rilassamento del test di Einat. Da [6]

In questo grafico è ancora più evidente come, lasciando un tempo sufficiente tra un rilassamento e l'altro le risposte siano confrontabili (set 2 e set 3), mentre per il primo set il rilassamento non si esaurisce nella prima parte e continua invece nella seconda.

Conclusione sul preconditionamento

Si conclude questa discussione sul preconditionamento riportando il grafico del campione P18 il quale non è stato testato assieme agli altri ma è stato utilizzato per calibrare l'apparato sperimentale. Si sono eseguiti dei cicli di carico-scarico a deformazioni sempre maggiori alla stessa velocità. Si noti le curve di isteresi che si abbassano e le tensioni che assumono valori via via sempre più negativi, indice del recupero dello stato di pretensionamento presente nel campione, fino a raggiungere un valore stabile dopo il ciclo di carico-scarico al 10%.

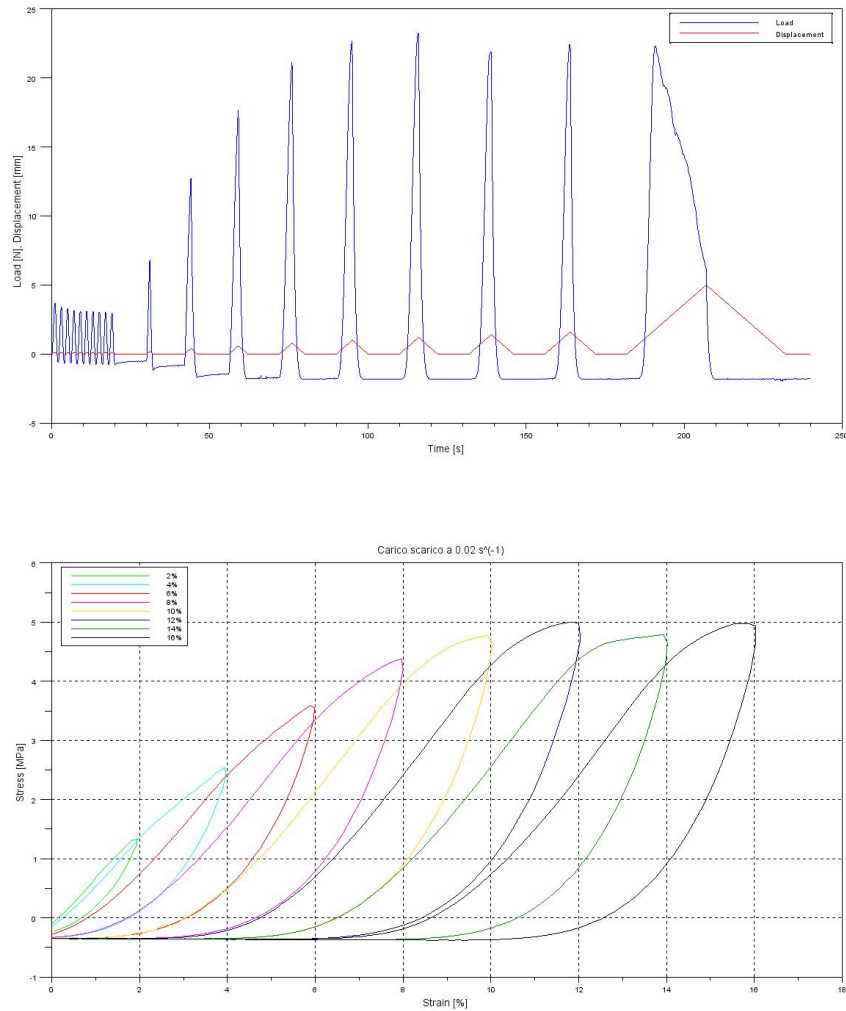


Figura 2.65: Test di isteresi sul campione P18

2.2.4.2 Sulla validità del disegno sperimentale

Si osserva che, nonostante il tessuto cambi la sua risposta durante il test, il disegno sperimentale proposto permette di ottenere risultati validi per quel che riguarda la valutazione delle caratteristiche del tessuto che si volevano studiare. La risposta ad una sollecitazione in cui non fossero presenti fenomeni di rilassamento è stata ben evidenziata dai primi

due allungamenti a $\varepsilon = 4\%$ ed $\varepsilon = 8\%$: l'assenza degli effetti dovuti al rilassamento è evidente dalla sovrapposizione delle due curve.

L'analisi del termine viscoso e della sua eventuale indipendenza dalla deformazione, oggetto della seconda parte del test, viene portata avanti correttamente dai test di rilassamento, come si vedrà in seguito.

2.2.4.3 Sulla variabilità dei valori

Si discute ora della variabilità dei valori riscontrata in questi test, commentando i grafici delle curve di ogni campione sovrapposte. Si nota che la variabilità è presente ovunque, tuttavia si osserva anche che, salvo qualche eccezione, le posizioni reciproche tra le curve di ogni campione si conservano. Tale variabilità potrebbe quindi essere spiegata prendendo in considerazione le caratteristiche intrinseche di ogni campione come quantità di collagene, distribuzione, densità ed orientamento delle fibre, composizione del tessuto. Solo un'analisi istologica approfondita potrà mettere in luce la correlazione tra variabilità nei risultati e variabilità delle caratteristiche del tessuto nei vari campioni.

Un'altra possibile giustificazione della variabilità nei valori assoluti rilevati durante i test potrebbe essere la considerazione degli effetti del contenuto d'acqua del tessuto [8] [19]. Poiché negli esperimenti condotti l'idratazione del tessuto veniva fatta manualmente, è difficile ora quantificare la quantità di acqua nel tessuto per studiare i risultati.

Nelle successive sperimentazioni, per evitare tale possibile causa di errore, si effettueranno test con campioni in immersione in bagno salino.

2.2.4.4 Sulla linearità della viscosità

Per quanto riguarda il rilassamento delle tensioni, i risultati ottenuti con il protocollo sperimentale proposto evidenziano che in questo tessuto il termine relativo alla viscosità sembra essere indipendente dalla deformazione imposta. Infatti osservando i grafici del rilassamento percentuale delle varie parti con deformazione di $\varepsilon = 4\%$, $\varepsilon = 6\%$ ed $\varepsilon = 8\%$, si vede come le tre curve di ogni campione si sovrappongono quasi perfet-

tamente. Tali risultati suggeriscono di adottare, per la formulazione del modello costitutivo della fascia plantare, un modello con viscosità lineare [13, 14].

2.2.4.5 Confronto con studi precedenti

Si confrontano i risultati ottenuti con un precedente lavoro di Wright [30]. Il grafico che segue è quello riassuntivo riportato in questo studio, che riporta la misura della tensione di Piola $\sigma = F/A_0$.

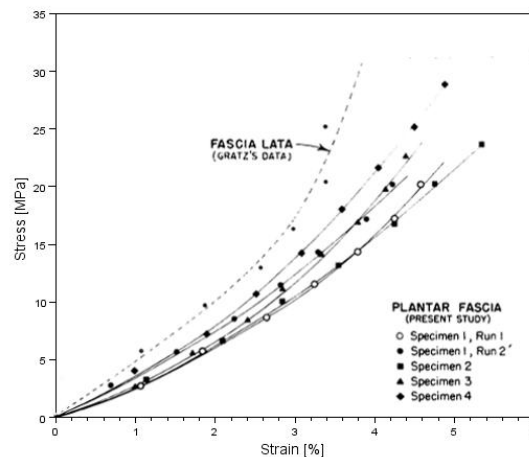


Figura 2.66: Risultati del test di Wright. Da [30]

È subito evidente come, per le stesse sollecitazioni, i valori di tensione trovati da Wright sono molto più grandi. Le modalità di test sono però leggermente differenti: il campione di Wright era l'intera fascia plantare e la velocità di deformazione era molto più bassa, non specificata ma dell'ordine dello 0.3%/s.

Di certo, come già osservato da Legerlotz [16], differenze nelle dimensioni dei campioni conducono a differenze nei risultati che non sono sempre risolte tenendo in considerazione le proporzioni tra le stesse.

In questo caso la causa della divergenza dei risultati potrebbe essere attribuibile al fatto che l'entità della tensione sviluppata nella risposta

meccanica del tessuto non sia in relazione lineare con l'area del tessuto stesso. Con campioni più piccoli si misurano tensioni minori, ma la somma di queste tensioni non sarebbe la tensione misurata con la fascia intera.

Altrimenti, i valori molto più bassi potrebbero essere spiegabili ancora con gli effetti dovuti al preconditionamento dei tessuti nello svolgersi del test. Si riportano a riguardo i grafici dei campioni P05, P01 e P18, i quali non sono stati testati assieme agli altri campioni ma sono stati utilizzati per la taratura dell'apparato di test.

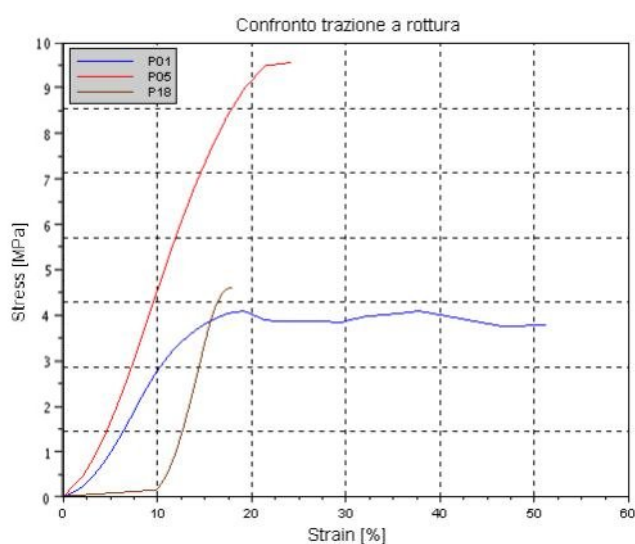


Figura 2.67: Grafici della trazione a rottura dei campioni P01, P05 e P18

I grafici riportano la tensione di Piola normalizzata all'area totale della fascia plantare, calcolata essere di 34.87 mm^2 mediante procedure di elaborazione grafica.

Tale misura è la più appropriata per confrontare i dati con quelli riportati da Wright, poiché tiene conto della proporzione tra le dimensioni del campione e quelle della fascia intera. In particolare i campioni P01 e P05 hanno subito un allungamento a rottura immediatamente dopo il preconditionamento con 10 cicli sinusoidali a 1 Hz e deformazione imposta dell'1%; mentre il campione P18, come riportato nei grafici precedenti,

prima dell'allungamento a rottura ha subito dei cicli di carico-scarico che, presumibilmente, hanno condizionato completamente il tessuto.

Si noti innanzitutto la differenza nella rigidità iniziale tra i campioni Po1, Po5 (che hanno subito unicamente l'allungamento a rottura) e il campione P18 (che ha subito anche cicli di carico-scarico).

Inoltre per il campione Po1 la curva di carico con la forza normalizzata è confrontabile con le curve di Wright (il campione Po5 invece è scivolato).

2.3 I modelli costitutivi

2.3.1 Teoria dei modelli costitutivi

Gli studi sulla meccanica dei materiali si fondano sull'osservazione e sulla misura di due grandezze fondamentali e correlate: la tensione e la deformazione. Le relazioni che le legano possono essere individuate a partire da equazioni di bilancio e di continuità, che hanno origine nel primo principio della termodinamica; tuttavia da sole non bastano a definire completamente il problema: essendo basate solamente su principi generali di natura fisica, validi per tutti i materiali, lasciano un eccesso di gradi di libertà.

Un modello costitutivo è quindi quello strumento matematico che fornisce le relazioni aggiuntive necessarie a definire completamente il problema. Esso è caratteristico di ogni materiale ed implementa quello che è il secondo principio della termodinamica, il quale, tradotto nei termini relativi ai problemi di ambito meccanico, afferma che l'energia libera accumulata, ovvero la porzione di lavoro esterno restituibile in forma reversibile, non può superare il lavoro svolto dalle tensioni interne. Tale principio assume la formulazione detta *disuguaglianza dissipativa di Clausius-Duhem*.

La formulazione di un modello costitutivo per un dato materiale inizia quindi nella specificazione di quella che è la *densità di energia libera di Helmholtz* che, in generale, dipende dallo stato deformativo e dall'evoluzione microstrutturale subita durante la storia di carico del punto materiale.

I modelli costitutivi sono poi utilizzati nella meccanica computazionale dove, come visto, si utilizzano modelli numerici per studiare ed analizzare il comportamento dei materiali in modo più approfondito di quanto permettano i tradizionali metodi sperimentali. È necessario quindi che i modelli costitutivi siano quanto più semplici possibili, per alleggerire l'onere di calcolo, ma allo stesso tempo descrivano correttamente il problema in esame che, altrimenti, non sarebbe indagabile correttamente con metodi numerici.

Modelli costitutivi iperelastici Per i modelli costitutivi iperelastici la densità di energia libera di Helmholtz dipende dal solo stato deformativo e nella disuguaglianza dissipativa di Clausius-Duhem vale l'uguaglianza stretta, ovvero: tutto il lavoro svolto dalle tensioni interne durante la fase di carico viene restituito durante la fase di scarico.

Un modello costitutivo iperelastico quindi è completamente definito quando sia stabilita una relazione tra l'energia libera di Helmholtz e lo stato deformativo del punto materiale. La tipologia di relazione viene stabilita a partire dalle prove sperimentali e osservando la presenza di eventuali simmetrie materiali.

Modelli costitutivi viscoelastici I materiali per i quali la disuguaglianza dissipativa di Clausius-Duhem indica che l'energia dissipata è maggiore di zero sono spesso interpretati con i modelli viscoelastici. In questi modelli si prevede la dipendenza della tensione non solo dallo stato deformativo, ma anche dalla velocità di deformazione. Tramite questi modelli è possibile interpretare fenomeni quali il rilassamento delle tensioni e il creep.

2.3.2 Modelli costitutivi per la fascia plantare

I test eseguiti sulla fascia plantare permettono l'identificazione di un modello costitutivo.

Ciò si realizza nello stimare i parametri del modello e verificare la correttezza della previsione nello spiegare l'andamento dei dati sperimentali.

La procedura di stima dei parametri del modello è eseguita mediante minimizzazione dell'errore tra dati sperimentali e uscita prevista dal modello:

$$J = \sum_{i=1}^{N_{dati}} \left[1 - \frac{\sigma_{exp}(t_i)}{\sigma_{prev}(t_i)} \right]^2;$$

dove N_{dati} è il numero di campioni, $\sigma_{exp}(t_i)$ sono i valori dei dati sperimentali, $\sigma_{prev}(t_i)$ i valori previsti in uscita del modello.

Per la minimizzazione dell'errore e la stima dei parametri sono stati utilizzati due approcci: nel primo si esegue un'ottimizzazione stocastica, con l'algoritmo della *Simulated Annealing*, il secondo è quello dell'ottimizzazione ai minimi quadrati non lineari.

La messa a punto del modello costitutivo avviene in due momenti: si sceglie di modellare separatamente la parte di allungamento e quella del rilassamento, con l'obiettivo di formulare il modello finale come contributo di entrambi.

Si osserva innanzitutto che nel test di allungamento, grazie alla scelta di utilizzare velocità molto alte, si possono considerare trascurabili gli effetti dovuti ai processi viscosi e considerare la fascia plantare come un materiale iperelastico.

Il test di rilassamento invece mette in luce proprio gli effetti dovuti alla viscosità del materiale, quindi si sceglie di utilizzare un modello viscoelastico.

2.3.2.1 Modello costitutivo della fascia plantare per test di allungamento

Per il test di allungamento si sceglie di utilizzare un modello iperelastico trasversalmente isotropo, in questo caso di tipo neo hookeano.

Fissato un sistema di riferimento ortogonale con il primo asse parallelo alla direzione di carico, l'ipotesi di incomprimibilità e il comportamento simmetrico nelle direzioni trasversali alla direzione di carico ci

permette di scrivere il modello come funzione della sola componente di dilatazione lungo la direzione di carico, in seguito indicata con λ .

La formulazione inoltre assume che la sollecitazione applicata provochi uno stato di tensione di tipo monoassiale. Si intende quindi che l'unica componente di tensione non nulla sia quella parallela alla direzione del carico, in seguito indicata con σ .

Con queste assunzioni il modello assume la seguente formulazione:

$$\sigma(\lambda) = \sigma_m + \sigma_f;$$

$$\sigma_m(\lambda) = \mu(\lambda^2 - 1/\lambda);$$

$$\sigma_f(\lambda) = \frac{1}{2} \frac{k}{\alpha} \{ \exp[\alpha(\lambda^2 - 1)] - 1 \} \lambda^2;$$

I parametri sono tre: p_1 è relativo al contributo della matrice, p_2 e p_3 invece sono relativi al contributo delle fibre.

I parametri dei modelli sono ottenuti mediante una procedura di ottimizzazione per modelli lineari, tramite minimizzazione di una funzione obiettivo che in questo caso è la norma tra i dati sperimentali e l'uscita prevista dal modello.

L'ottimizzazione secondo l'algoritmo della minimizzazione ai minimi quadrati va a buon fine, utilizzando come valori di partenza dei parametri i valori risultanti dall'ottimizzazione stocastica, secondo l'algoritmo della simulated annealing.

μ [MPa]	k [MPa]	p_3
0.19	0.46	30.19

Table 2.1: Valori dei parametri del modello neo-hookeano

Il risultato dell'ottimizzazione per la rampa di allungamento al 4% prima del rilassamento è mostrato in figura.

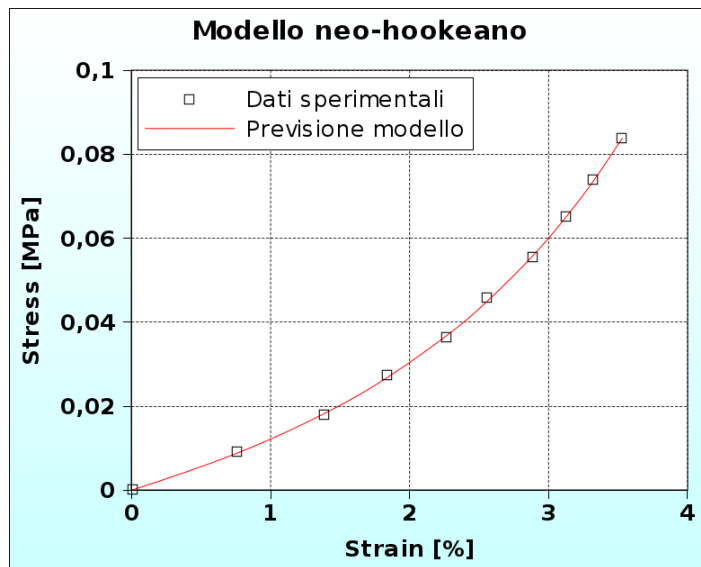


Figura 2.68: Modello neo-hookeano: modello *vs* dati

2.3.2.2 Modello costitutivo della fascia plantare per test di rilassamento

I campioni scelti sono quelli in cui meglio si è manifestata la linearità della viscosità. Si utilizzano i dati del rilassamento da deformazione imposta $\varepsilon = 4\%$, che avviene immediatamente dopo la rampa di allungamento i cui dati sono stati utilizzati per l'ottimizzazione del modello iperelastico.

Innanzitutto, per la definizione di un modello costitutivo viscoelastico è necessario innanzitutto stabilire con quanti rami viscosi è opportuno descrivere i dati sperimentali. Tale numero influisce sulla capacità della curva del modello di spiegare i dati e minimizzare l'errore. La scelta viene operata confrontando i risultati di tre modelli: ad un ramo viscoso, a due e a tre. Il confronto viene operato sui risultati provenienti dalla parametrizzazione su un unico campione (in questo caso il campione Po6), in modo tale da evitare errori dovuti alla variabilità dei valori. Una volta individuato il modello migliore si utilizzeranno anche i dati sperimentali provenienti dagli altri campioni per trovare il valore medio dei parametri.

Per quanto riguarda il rilassamento si prendono in considerazione le tensioni normalizzate al valore iniziale: $\sigma_{Norm} = \frac{\sigma(t)}{\sigma(0)}$.

Modello viscoelastico lineare ad un ramo viscoso

$$\sigma_{Norm}(t) = 1 - \{\gamma_1 [1 - \exp(-t/\tau_1)]\}$$

γ_1	$\tau_1 [s]$
0.38	3.76

Tabella 2.2: Valori dei parametri, modello ad un ramo viscoso

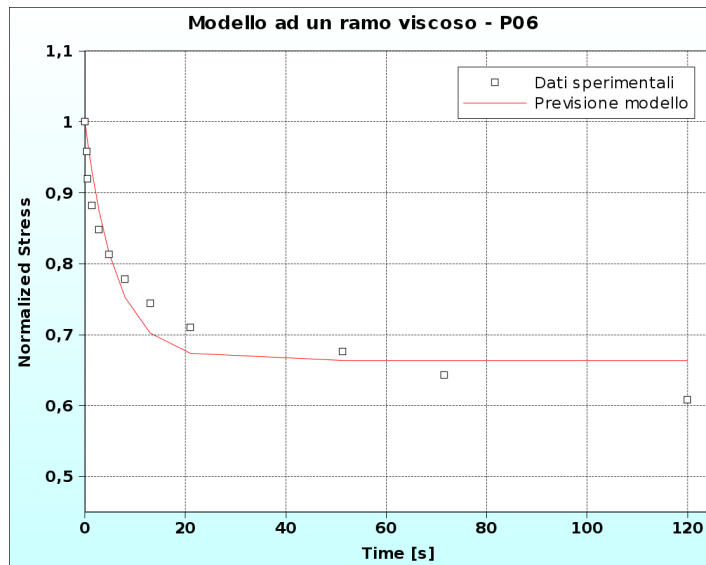


Figura 2.69: Modello viscoelastico lineare ad un ramo viscoso: modello vs dati campione Po6

Modello viscoelastico lineare a due rami viscosi

$$\sigma_{Norm}(t) = 1 - \{\gamma_1 [1 - \exp(-t/\tau_1)]\} - \{\gamma_2 [1 - \exp(-t/\tau_2)]\}$$

γ_1	$\tau_1 [s]$	γ_2	$\tau_2 [s]$
0.23	1.04	0.21	27.29

Tabella 2.3: Valori dei parametri, modello a due rami viscosi

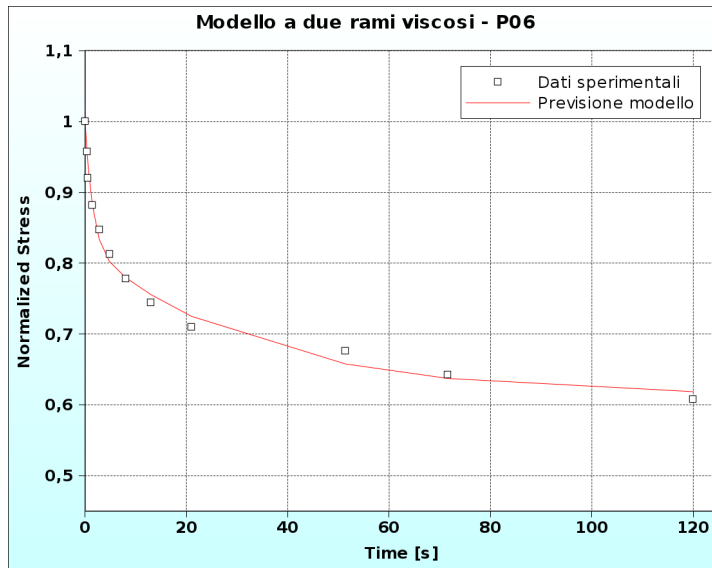


Figura 2.70: Modello viscoelastico lineare a due rami viscosi: modello vs dati campione P06

Modello viscoelastico lineare a tre rami viscosi

$$\sigma_{Norm}(t) = 1 - \left\{ \gamma_1 [1 - \exp(-t/\tau_1)] \right\} - \left\{ \gamma_2 [1 - \exp(-t/\tau_2)] \right\} - \left\{ \gamma_3 [1 - \exp(-t/\tau_3)] \right\};$$

γ_1	$\tau_1[s]$	γ_2	$\tau_2[s]$	γ_3	$\tau_3[s]$
0.13	0.46	0.15	3.79	0.17	47.66

Tabella 2.4: Valori dei parametri, modello a tre rami viscosi

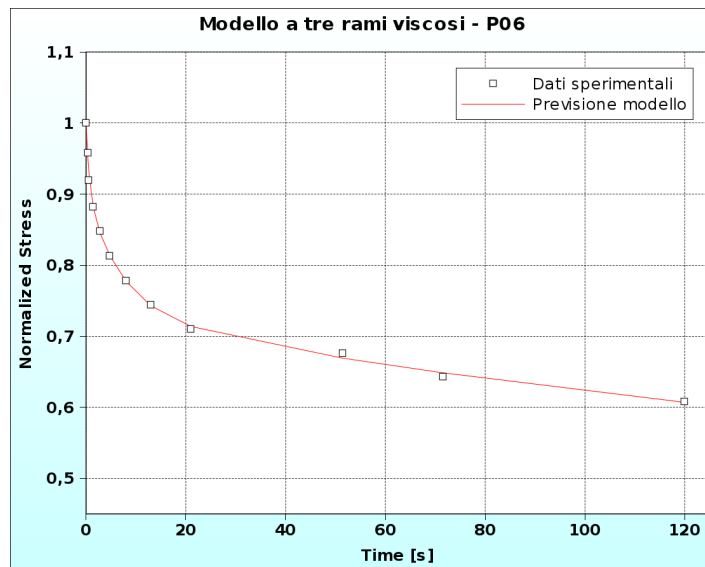


Figura 2.71: Modello viscoelastico lineare a tre rami viscosi: modello vs dati campione P06

Come si nota, il modello ad un ramo viscoso è inadatto a descrivere i dati sperimentali, mentre i due modelli a due e a tre rami viscosi si assomigliano. Si è deciso di utilizzare il modello a tre rami viscosi poichè l'errore commesso nella minimizzazione è minore.

Si utilizza ora il modello a tre rami viscosi con un altro set di dati (i dati di rilassamento del campione P07), per osservare eventuali variazioni sul valore dei parametri.

γ_1	$\tau_1[s]$	γ_2	$\tau_2[s]$	γ_3	$\tau_3[s]$
0.09	0.27	0.15	3.43	0.16	41.76

Tabella 2.5: Valori dei parametri, modello a tre rami viscosi - P07

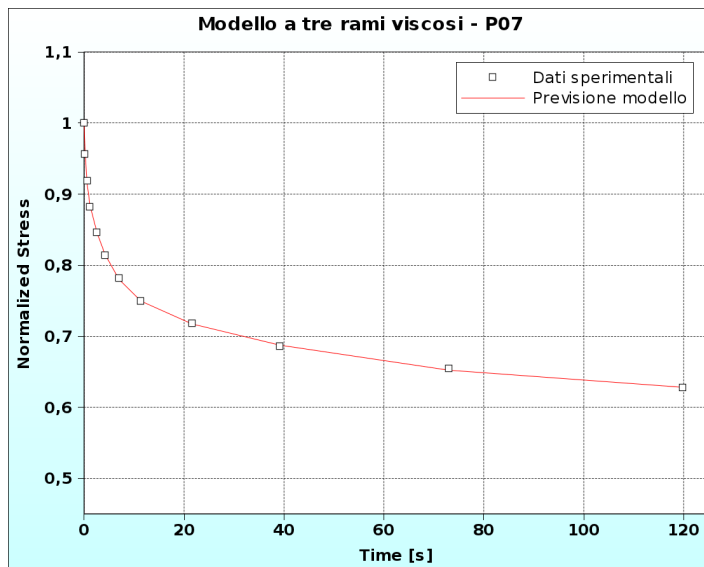


Figura 2.72: Modello viscoelastico lineare a tre rami viscosi: modello *vs* dati campione P07

Si nota come i valori dei parametri siano confrontabili e si decide di accettare il modello viscoelastico lineare a tre rami viscosi come valido per descrivere i dati sperimentali.

Si passa ora all'identificazione dei parametri fornendo la curva media dei dati sperimentali di tutti i campioni del rilassamento per $\varepsilon = 4\%$, in modo tale da ottenere valori dei parametri medi.

γ_1	$\tau_1[s]$	γ_2	$\tau_2[s]$	γ_3	$\tau_3[s]$
0.1	0.59	0.18	8.2	0.19	100.05

Tabella 2.6: Valori dei parametri, modello a tre rami viscosi - curva media

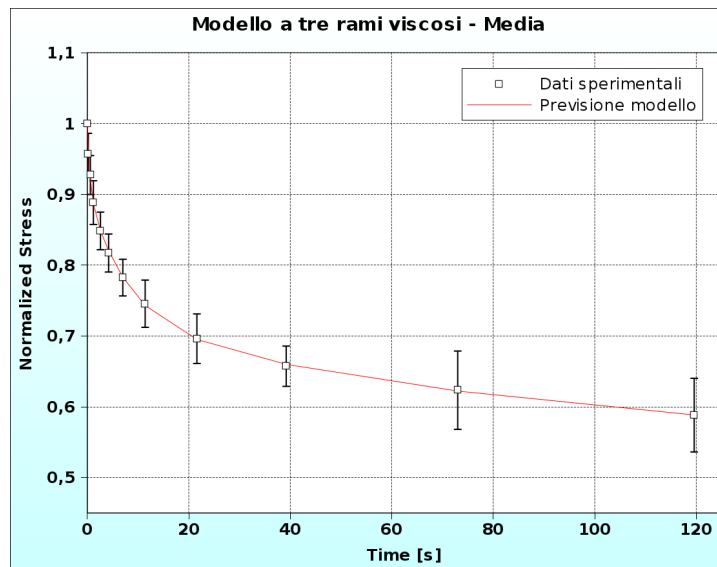


Figura 2.73: Modello viscoelastico lineare a tre rami viscosi: modello *vs* media dei dati

Tali parametri indicano che la percentuale di tensione rilassata è circa il 40% della tensione iniziale.

Nel prossimo grafico in scala logaritmica si evidenzia ciò che succede nei primi istanti. Si nota come anche qui il modello sia soddisfacente.

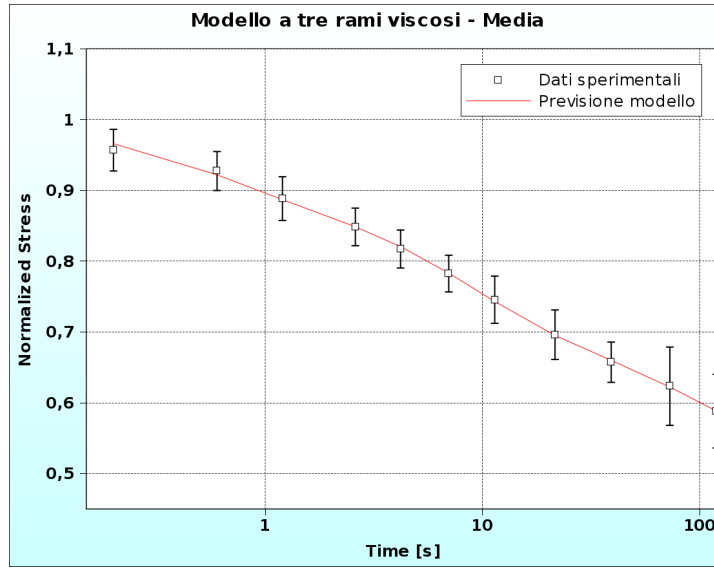


Figura 2.74: Modello viscoelastico lineare a tre rami viscosi: modello *vs* media dei dati (istanti iniziali)

2.3.2.3 Modello completo visco-iper-elastico

A partire dai risultati delle parametrizzazioni per i due modelli è possibile ora scrivere un modello unico per la fascia plantare. Il modello è visco-iper-elastico lineare, nel senso che i termini viscosi son indipendenti dalla deformazione e i termini elastici vengono modellizzati secondo il modello iperelastico precedentemente esposto.

$$\sigma(\lambda, t) = \sigma_0(\lambda) - \sum_{i=1}^3 q_i(\lambda, t);$$

$$\sigma_0(\lambda) = \mu(\lambda^2 - 1/\lambda) + \frac{1}{2} \frac{k}{\alpha} \{ \exp[\alpha(\lambda^2 - 1)] - 1 \} \lambda^2;$$

$$q_i(\lambda, t) = \frac{\gamma_i}{\tau_i} \int_0^t \exp\left(-\frac{t-s}{\tau_i}\right) \sigma_0(\lambda) ds;$$

Utilizzando come valori iniziali dei parametri gli stessi risultati dall'ottimizzazione per i primi due modelli iperelastico e viscoelastico e procedendo ad una nuova ottimizzazione sui dati del test completo di rilassamento, comprensivo della rampa di allungamento, si giunge a convergenza con i nuovi valori dei parametri per il modello visco-iperelastico.

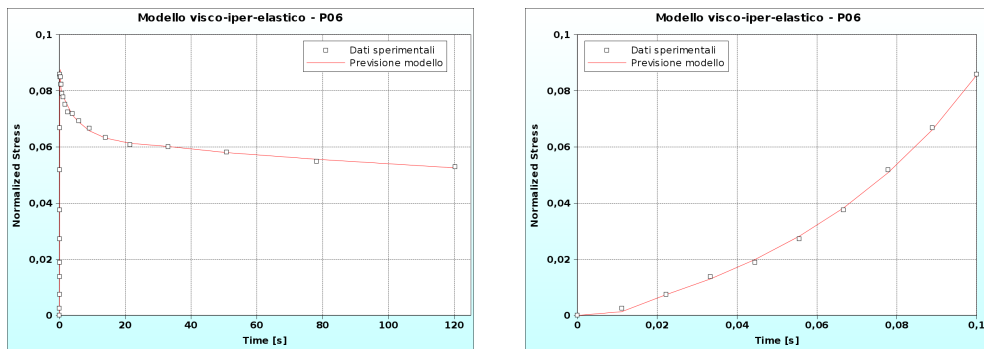


Figura 2.75: Modello visco-iperelastico: modello *vs* dati Po6; vista completa e dettaglio della rampa di allungamento

2.4 Conclusioni sugli studi effettuati

Gli studi effettuati hanno permesso di estendere le conoscenze sul comportamento meccanico dei tessuti fasciali.

I dati sperimentali vengono a supplire l'attuale scarsità o anche, per alcuni distretti anatomici, la completa assenza di studi meccanici approfonditi che accompagnino quelli clinici. Per la fascia crurale è difficile trovare in letteratura uno studio analogo, mentre il precedente studio sulla fascia plantare è quello di Wright del 1964 [30].

Infatti è solo recentemente che si è venuta a manifestare l'esigenza, accanto alle conoscenze cliniche e mediche, di un approfondimento delle conoscenze meccaniche, soprattutto per quel che riguarda i tessuti connettivi. Spesso si dimostra che, per alcuni tessuti, è proprio una variazione delle caratteristiche meccaniche, a causa di variazioni nella loro composizione o struttura, ad instaurare uno stato patologico.

Anche la pratica chirurgica, per quanto riguarda ad esempio i processi di guarigione e recupero funzionale, oppure la biocompatibilità di protesi ed inserti chirurgici, si imbatte quotidianamente in questioni che rendono evidente la necessità di sviluppare maggiormente questi studi meccanici.

Dal punto di vista meccanico, i dati raccolti evidenziano, ancora una volta, quanto questi studi possano essere complessi ed impegnativi: fascia crurale e fascia plantare, pur avendo le stesse componenti fibrose

e presentandosi nella stessa forma, hanno un comportamento meccanico completamente differente: tali variazioni originano in un diverso arrangiamento delle fibre e in una diversa conformazione strutturale e permettono a questi tessuti di espletare funzionalità diverse.

Lo studio condotto manifesta quindi come sia fondamentale che le ricerche sui tessuti si basino su conoscenze istologiche e meccaniche e che l'integrazione tra le due sia un passaggio imprescindibile per giungere ad una comprensione adeguata e sufficiente.

Per quanto riguarda i tessuti in esame, i test sperimentali hanno permesso di affermare come il tessuto fasciale abbia un comportamento di tipo viscoelastico, con una viscosità di tipo lineare. Inoltre il tessuto, nei test di allungamento esibisce il tipico andamento non lineare, di cui è responsabile la particolare conformazione ondulata delle fibre di collagene.

Tale comportamento è stato modellizzato con un modello neo-hookeano incomprimibile per quel che riguarda l'allungamento e un modello viscoelastico per il rilassamento. I risultati della procedura di ottimizzazione hanno permesso di individuare dei valori medi per i parametri dei modelli, in modo tale che il comportamento del tessuto possa venire simulato numericamente al calcolatore.

Particolare attenzione è stata posta nell'osservare come il tessuto, durante l'esecuzione dei test, vari il proprio comportamento meccanico. Ciò incide sulla progettazione e la validazione del disegno sperimentale ed evidenzia la necessità di studi accurati per quel che riguarda il condizionamento, mancando nel mondo scientifico delle indicazioni motivate su quale deve essere la sua corretta esecuzione.

Infine lo studio eseguito ha permesso di approfondire la pratica sperimentale, stabilendo quelle che sono le procedure e le metodiche più efficienti, comprendendo il funzionamento della strumentazione e le criticità del processo sperimentale. Su queste conoscenze acquisite si potranno condurre in maniera più proficua i prossimi test sperimentali i quali avranno come obiettivo un ulteriore sviluppo delle indagini sul compor-

tamento meccanico del tessuto. Inoltre si potranno variare alcune condizioni sperimentali, come ad esempio l'immersione completa dei campioni nel bagno salino, che recentemente è stato reso disponibile. Si cercherà anche di comprendere e analizzare gli effetti del condizionamento sui risultati del test, in modo tale da pervenire ad un protocollo efficace da utilizzare per i tessuti fasciali.

Bibliografia

- [1] Drew Bednar, F William Orr, and G Simon. Observations on the Pathomorphology of the Thoracolumbar Fascia in Chronic Mechanical Back Pain: A Microscopic Study. *Spine*, 20(4):1161–4, may 1995.
- [2] Di Bello. *Biomateriali. Introduzione allo studio dei materiali per uso biomedico*. Patron, 2004.
- [3] L Benetazzo, a Bizzego, R De Caro, G Frigo, D Guidolin, and C Stecco. 3D reconstruction of the crural and thoracolumbar fasciae. *Surgical and radiologic anatomy : SRA*, January 2011.
- [4] Mike Benjamin. The fascia of the limbs and back—a review. *Journal of anatomy*, 214(1):1–18, January 2009.
- [5] Bloom and Fawcett. *Trattato di istologia*. Mc Graw Hill, 1996.
- [6] Raz Einat and Lanir Yoram. Recruitment viscoelasticity of the tendon. *Journal of biomechanical engineering*, 131(11):111008, November 2009.
- [7] Amit Gefen. The in vivo elastic properties of the plantar fascia during the contact phase of walking. *Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society*, 24(3):238–44, March 2003.
- [8] T L Haut and R C Haut. The state of tissue hydration determines the strain-rate-sensitive stiffness of human patellar tendon. *Journal of biomechanics*, 30(1):79–81, January 1997.

- [9] G A Holzapfel. Biomechanics of soft tissue. *Orthopedics*, 26(4):1057–1071, 2001.
- [10] Peter a Huijing, Huub Maas, and Guus C Baan. Compartmental fasciotomy and isolating a muscle from neighboring muscles interfere with myofascial force transmission within the rat anterior crural compartment. *Journal of morphology*, 256(3):306–21, June 2003.
- [11] J D Humphrey. Biological Soft Tissues.
- [12] J. D. Humphrey. Review Paper: Continuum biomechanics of soft biological tissues. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 459(2029):3–46, January 2003.
- [13] R Ker. Mechanics of tendon, from an engineering perspective. *International Journal of Fatigue*, 29(6):1001–1009, June 2007.
- [14] R F Ker. Dynamic tensile properties of the plantaris tendon of sheep (*Ovis aries*). *The Journal of experimental biology*, 93:283–302, August 1981.
- [15] Paul J Kim, Johanna-Marie Richey, Lance R Wissman, and John S Steinberg. The variability of the Achilles tendon insertion: a cadaveric examination. *The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons*, 49(5):417–20, 2010.
- [16] Kirsten Legerlotz, Graham P Riley, and Hazel R C Screen. Specimen dimensions influence the measurement of material properties in tendon fascicles. *Journal of biomechanics*, 43(12):2274–80, August 2010.
- [17] Hanneke J M Meijer, Josina M Rijkelijhuizen, and Peter a Huijing. Myofascial force transmission between antagonistic rat lower limb muscles: effects of single muscle or muscle group lengthening. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 17(6):698–707, December 2007.

- [18] S Milz, a Rufai, a Buettner, R Putz, J R Ralphs, and M Benjamin. Three-dimensional reconstructions of the Achilles tendon insertion in man. *Journal of anatomy*, 200(Pt 2):145–52, February 2002.
- [19] S Nicolle and J-F Paliarne. Dehydration effect on the mechanical behaviour of biological soft tissues: observations on kidney tissues. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 3(8):630–5, November 2010.
- [20] M O'Brien. Structure and metabolism of tendons. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 7(2):55–61, April 1997.
- [21] Paolo P Provenzano and Ray Vanderby. Collagen fibril morphology and organization: implications for force transmission in ligament and tendon. *Matrix biology : journal of the International Society for Matrix Biology*, 25(2):71–84, March 2006.
- [22] W N Sharpe. *Handbook of Experimental Solid Mechanics*. Springer, 2008.
- [23] H M Shaw, Osorio T Vázquez, D McGonagle, G Bydder, R M Santer, and M Benjamin. Development of the human Achilles tendon enthesis organ. *Journal of anatomy*, 213(6):718–24, December 2008.
- [24] C Stecco, O Gagey, A Belloni, A Pozzuoli, A Porzionato, V Macchi, R Aldegheri, R De Caro, and V Delmas. Anatomy of the deep fascia of the upper limb. Second part: study of innervation. *Morphologie : bulletin de l'Association des anatomistes*, 91(292):38–43, March 2007.
- [25] C Stecco, O Gagey, V Macchi, a Porzionato, R De Caro, R Aldegheri, and V Delmas. Tendinous muscular insertions onto the deep fascia of the upper limb. First part: anatomical study. *Morphologie : bulletin de l'Association des anatomistes*, 91(292):29–37, March 2007.
- [26] Carla Stecco, Andrea Porzionato, Luca Lancerotto, Antonio Stecco, Veronica Macchi, Julie Ann Day, and Raffaele De Caro. Histologi-

cal study of the deep fasciae of the limbs. *Journal of bodywork and movement therapies*, 12(3):225–30, July 2008.

- [27] Stecco C. Stecco L. *Manipolazione fasciale. Parte pratica*. Piccin, 2007.
- [28] a. Sverdlík and Y. Lanir. Time-Dependent Mechanical Behavior of Sheep Digital Tendons, Including the Effects of Preconditioning, 2002.
- [29] Taras P Usyk and Andrew D Mcculloch. *Computational Methods for Soft Tissue Biomechanics*. 2002.
- [30] D G Wright and D C Rennels. a Study of the Elastic Properties of Plantar Fascia. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 46:482–92, April 1964.
- [31] C Yucesoy. Effects of inter- and extramuscular myofascial force transmission on adjacent synergistic muscles: assessment by experiments and finite-element modeling. *Journal of Biomechanics*, 36(12):1797–1811, December 2003.

*«Considerate la vostra semenza:
fatti non foste a viver come bruti,
ma per seguir virtute e canoscenza.»
(Inf. XXVI, 118-120)*