

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA



FACOLTÀ DI INGEGNERIA

**ANALISI SPERIMENTALE E MODELLAZIONE COSTITUTIVA PER  
LA CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DELLA FASCIA CRURALE**

RELATORE: PROF. PIERO PAVAN

LAUREANDA: PAOLA PACHERA

ANNO ACCADEMICO

2011-2012



|                                                                                              |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Introduzione .....                                                                           | 7  |
| Capitolo 1.....                                                                              | 9  |
| Anatomia e fisiologia del Sistema Fasciale .....                                             | 9  |
| 1.1 Generalità.....                                                                          | 9  |
| 1.2 Il Sistema Fasciale .....                                                                | 9  |
| 1.3 Il Sistema Fasciale negli arti.....                                                      | 10 |
| 1.4 La Fascia Profonda negli arti.....                                                       | 11 |
| 1.5 Analisi istologica della Fascia Profonda degli arti .....                                | 13 |
| 1.6 Sulla Fascia Crurale in particolare.....                                                 | 15 |
| 1.7 I principali componenti della Fascia Profonda .....                                      | 17 |
| 1.7.1 Il tessuto connettivo .....                                                            | 17 |
| Capitolo 2.....                                                                              | 25 |
| Funzionalità del Sistema Fasciale .....                                                      | 25 |
| 2.1 Introduzione .....                                                                       | 25 |
| 2.2 Funzionalità neurosensoriali.....                                                        | 25 |
| 2.2.1 Tipologie di recettori della Fascia Superficiale .....                                 | 26 |
| .....                                                                                        | 27 |
| 2.2.2 Tipologie di recettori della Fascia Profonda.....                                      | 27 |
| 2.2.3 Tipologie di recettori delle strutture strettamente connesse al sistema fasciale ..... | 28 |
| 2.3 Funzionalità biomeccaniche .....                                                         | 29 |
| Capitolo 3.....                                                                              | 35 |
| Meccanica dei tessuti connettivi molli e applicazione al caso di studio.....                 | 35 |
| 3.1 Finalità della biomeccanica .....                                                        | 35 |
| 3.2 Formulazione di un modello costitutivo.....                                              | 36 |

|                                                                                    |     |
|------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.3 Comportamento meccanico dei tessuti connettivi molli .....                     | 37  |
| 3.3.1 Prove di trazione .....                                                      | 38  |
| 3.3.2 Prove di rilassamento delle tensioni .....                                   | 39  |
| 3.3.3 Prove di creep .....                                                         | 40  |
| 3.3.4 Prove di carico ciclico .....                                                | 41  |
| 3.3.5 Precondizionamento: descrizione ed approfondimenti.....                      | 42  |
| 3.3.5.1 Precondizionamento adottato per il presente studio .....                   | 47  |
| 3.3.6 Misure di tensione e deformazione per i tessuti molli.....                   | 48  |
| 3.4 Scelta del protocollo di carico e delle condizioni sperimentali.....           | 49  |
| 3.5 Setup Sperimentale.....                                                        | 50  |
| 3.6 Preparazione dell'esperimento .....                                            | 51  |
| Capitolo 4.....                                                                    | 57  |
| Prove sperimentali e risultati .....                                               | 57  |
| 4.1 Disegno sperimentale per i test di rilassamento e risultati .....              | 57  |
| 4.1.1 Impostazione del protocollo sperimentale e salvataggio dei dati .....        | 59  |
| 4.1.2 Grafici dei risultati.....                                                   | 61  |
| 4.1.2.1 Fascia Crurale del compartimento anteriore .....                           | 61  |
| 4.1.2.2 Fascia Crurale del compartimento posteriore .....                          | 87  |
| 4.1.2.3 Confronto dei risultati tra compartimento anteriore e posteriore.....      | 105 |
| 4.1.2.4 Discussione dei risultati delle prove di rilassamento delle tensioni ..... | 110 |
| 4.2 Disegno sperimentale per i test di elasticità e risultati .....                | 111 |
| 4.2.1 Grafici dei risultati.....                                                   | 112 |
| 4.2.1.1 Fascia del compartimento anteriore .....                                   | 112 |
| 4.2.1.3 Confronto delle prove a rottura delle tre fasce.....                       | 133 |
| Capitolo 5.....                                                                    | 137 |

|                                                                                                  |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| I modelli costitutivi .....                                                                      | 137 |
| 5.1 Modelli costitutivi visco elastici .....                                                     | 138 |
| 5.1.1 Modello visco elastico ad un ramo viscoso .....                                            | 139 |
| 5.1.2 Modello visco elastico a due rami viscosi .....                                            | 140 |
| 5.1.3 Modello visco elastico a tre rami viscosi.....                                             | 141 |
| 5.1.4 Modello visco elastico a quattro rami viscosi .....                                        | 142 |
| 5.1.5 Considerazioni sulla scelta del modello .....                                              | 143 |
| 5.1.6 Modello a tre rami viscosi calcolato escludendo il primo test di rilassamento              | 145 |
| 5.2 Modelli costitutivi iperelastici.....                                                        | 147 |
| 5.2.1 Modello iperelastico fibrorinforzato incompressibile per le prove di<br>allungamento ..... | 147 |
| 5.3 Modello costitutivo per la Fascia Crurale .....                                              | 151 |
| Conclusioni .....                                                                                | 153 |
| Bibliografia .....                                                                               | 155 |



## **Introduzione**

Studi recenti, volti alla comprensione di sindromi dolorose a carico degli arti, reumatismi, disfunzioni della motilità e disturbi affini, hanno sottolineato il ruolo di primaria importanza rivestito dalla Fascia Profonda ed il suo coinvolgimento in tali patologie.

La Fascia Profonda è stata dunque oggetto di approfondite ricerche che hanno portato a reconsiderarne le funzioni e la complessità: la scoperta della presenza di recettori meccanici, di innervazione da parte del sistema nervoso e di fibre muscolari, le conferiscono un ruolo decisamente attivo nell'ambito della propriocezione e della coordinazione dei movimenti. Alterazioni e danneggiamenti di tale struttura comporterebbero quindi diversi tipi di patologie di diversa severità.

La Fascia Profonda è inoltre oggetto di vivo interesse nella comunità scientifica anche per il suo coinvolgimento nell'attuazione dei movimenti. La sua continuità all'interno del corpo e la sua particolare struttura permettono la distribuzione e la trasmissione di parte delle forze generate dai muscoli tra segmenti corporei adiacenti, conferendole un ruolo attivo nella catena miocinetica.

Al fine di comprendere appieno caratteristiche, funzioni, peculiarità e implicanze nelle diverse patologie del sistema fasciale, è necessario uno studio approfondito della sua struttura e la caratterizzazione del suo comportamento biomeccanico.

Lo scopo di questa ricerca è quello di fornire, in particolare, la caratterizzazione del comportamento biomeccanico della Fascia Crurale, coinvolta nei movimenti degli arti inferiori e forse origine di patologie quale, ad esempio, la sindrome compartimentale.

Lo studio si è svolto all'interno del laboratorio di test meccanici per i tessuti connettivi molli del Centro di Meccanica dei Materiali Biologici, in collaborazione con il Dipartimento di Anatomia dell'Università di Padova, che ha fornito i campioni per le prove sperimentali.



# Capitolo 1

## Anatomia e fisiologia del Sistema Fasciale

### 1.1 Generalità

Al fine di fornire una buona caratterizzazione meccanica del tessuto fasciale, e di un tessuto in generale, non si può prescindere da un approfondito studio della sua composizione e struttura in termini anatomici ed istologici. È infatti noto come, nei tessuti, cambino il comportamento e la risposta a sollecitazioni meccaniche a seconda della loro diversa composizione e della diversa distribuzione delle strutture fibrose rispetto alla direzione di applicazioni di suddetti stimoli. A tal fine vengono di seguito riportate nozioni generali sul sistema fasciale utili alla comprensione di questi aspetti. Tali considerazioni sono tutte applicabili in particolare al tessuto connettivo che compone la Fascia Crurale, oggetto del presente studio.

### 1.2 Il Sistema Fasciale

Con tale espressione si è soliti indicare la struttura stratificata di tessuto connettivo che si trova sotto la cute e avvolge il sistema muscolare, espandendosi con continuità all'interno di tutto il nostro organismo. A seconda del distretto corporeo analizzato, cambia il numero di strati di tessuto che compongono la fascia e cambia anche la morfologia della fascia stessa: essa può essere un involucro esterno, senza connessioni fibrose dirette con i muscoli sottostanti, come nel caso delle fasce degli arti inferiori, oppure, come si osserva negli arti superiori, il sistema fasciale presenta connessioni dirette ai muscoli.

Ci si rende conto di come, il termine *sistema fasciale*, sia un'espressione del tutto generale e scarsamente informativa a causa delle peculiarità proprie del particolare distretto corporeo considerato. Dal momento che una trattazione completa dell'argomento esula dagli scopi di questo lavoro, ci si soffermerà con maggiore attenzione nel considerare l'organizzazione del sistema fasciale degli arti.

### 1.3 Il Sistema Fasciale negli arti

Sotto la cute, formata da epidermide e derma, si trova l'ipoderma, formato da tre strati di tessuto: superficiale, intermedio e profondo. I primi due formano la cosiddetta Fascia Superficiale, il cui nome deriva dalla presenza, nello strato intermedio, di fasci di collagene con andamento parallelo alla cute.

La Fascia Superficiale è strettamente connessa al derma tramite una struttura detta *retinaculum cutis*, formata da fibre di collagene. Lo strato profondo è formato da uno strato di tessuto connettivo lasso che favorisce lo scorrimento sulle strutture sottostanti.

Al di sotto dell'ipoderma si trova la Fascia Profonda, composta anch'essa da tre diversi strati di tessuto: due formati da fibre di collagene ondulate, separati da uno strato di fibre di collagene aponevrotiche. Procedendo in profondità, si osserva un ulteriore strato di tessuto connettivo lasso che separa la Fascia Profonda dal sottostante tessuto epimisiale che avvolge direttamente i muscoli. L'*epimisio* è un tessuto connettivo che penetra poi nel tessuto muscolare andando suddividerlo in fasci di fibre e prendendo il nome di *perimisio*, il quale, a sua volta, si suddivide per andare ad avvolgere le singole fibre muscolari. Quest'ultima guaina è denominata *endomisio*.



Figura 1 .1 Organizzazione delle fasce negli arti [3].

#### 1.4 La Fascia Profonda negli arti

Semplificando lo schema strutturale precedentemente esposto, si può pensare alla Fascia Profonda degli arti, come ad un tessuto composto principalmente da due strati: quello superficiale e quello profondo. Lo strato superficiale è una struttura formata da tessuto fibroelastico che si espande tra il derma e la Fascia Superficiale stessa, ed è composto per lo più da tessuto adiposo, noto anche come *panniculus adiposus* che svolge un ruolo fondamentale nell'isolamento termico [2]. Lo strato profondo, invece, si estende tra la Fascia Superficiale e la Fascia Profonda ed è formato da tessuto connettivo lasso con presenza di adipociti. In esso si denota inoltre la presenza di setti obliqui che danno luogo al *retinaculum cutis profundus* [1].

La Fascia Profonda negli arti si presenta dunque con la conformazione di una guaina di tessuto connettivo che avvolge le sottostanti strutture muscolari ricoperte, a loro volta, dall'epimisio. Tra fascia ed epimisio si denota la presenza di uno strato di tessuto connettivo lasso che ne permette il reciproco scorrimento e rende le due strutture facilmente separabili. Tale tessuto è detto anche tessuto areolare ed è caratterizzato dall'aver consistenza gelatinosa e dalla presenza di numerosi fibroblasti e altre specie cellulari quali linfociti, granulociti e macrofagi [2]. Il distacco tra fascia ed epimisio è scongiurato dalla presenza, in alcune zone, di espansioni fibrose e di setti intermuscolari che non pregiudicano in alcun modo la possibilità di scorrimento dei due strati [1].

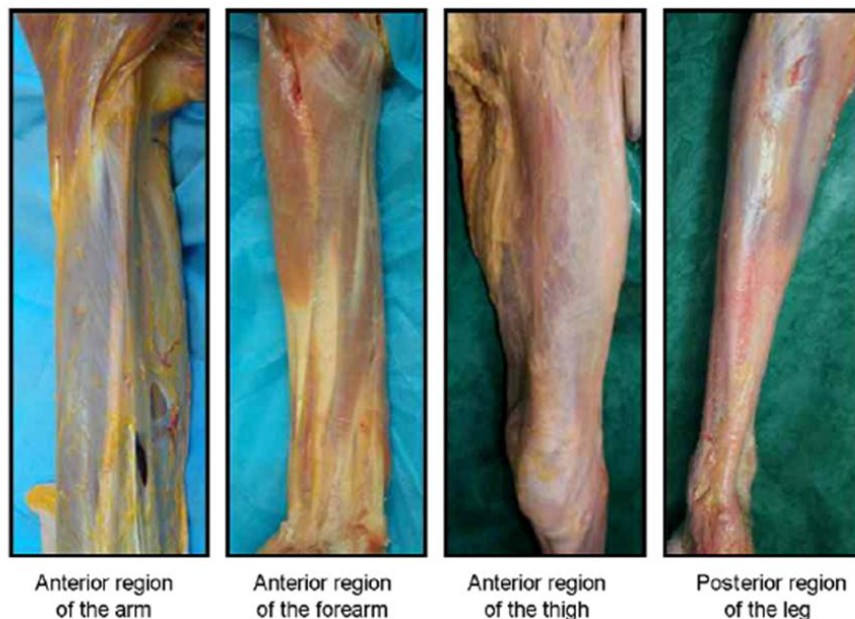


**Figura 1.2 Fascia profonda della parte anteriore del braccio, dell'avambraccio, della coscia e della parte posteriore della gamba [1].**

Negli arti, la Fascia Profonda, divide e separa gruppi di muscoli all'interno di aree ben definite dette compartimenti e svolge anche un ruolo di integrazione tra gli stessi, trasmettendo le forze generate dalla contrazione muscolare. Ogni segmento degli arti ha i suoi specifici compartimenti denominati generalmente secondo la loro posizione (anteriore, posteriore, laterale, ecc.) o secondo il tipo di movimento eseguito dai muscoli che contengono (flessore, estensore, adduttore, ecc.) [2].

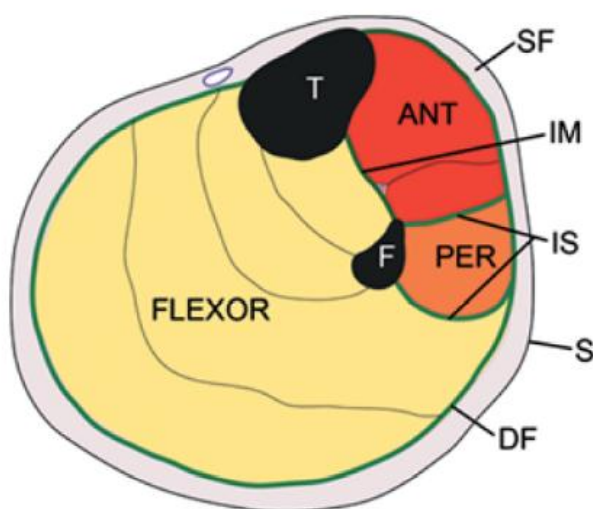


**Figura 1.3 Schematizzazione della sezione trasversale della coscia che mostra la rappresentazione della Fascia Superficiale (FS) e della Fascia Profonda (DF) in relazione alla posizione della cute e dei muscoli. Si nota come la Fascia Profonda sia in relazione con le ossa [tibia (T) e fibula (F)] e il setto intermuscolare (IS) formi una serie di compartimenti che alloggiano i muscoli estensore, flessore e peroneale (PER). ANT è il compartimento anteriore; IM è la membrana interossea [2].**

### 1.5 Analisi istologica della Fascia Profonda degli arti

A seguito di analisi morfometriche si è evidenziato che la Fascia Profonda degli arti ha uno spessore medio di circa 1 mm e, inoltre, essa ha uno spessore maggiore negli arti inferiori, in particolare nella regione posteriore della gamba. Si denota la presenza di due o tre strati di fibre di collagene ondulate, ognuno dei quali è separato dagli altri attraverso un ulteriore strato di tessuto connettivo lasso che consente e agevola lo scorrimento tra i diversi piani [1].

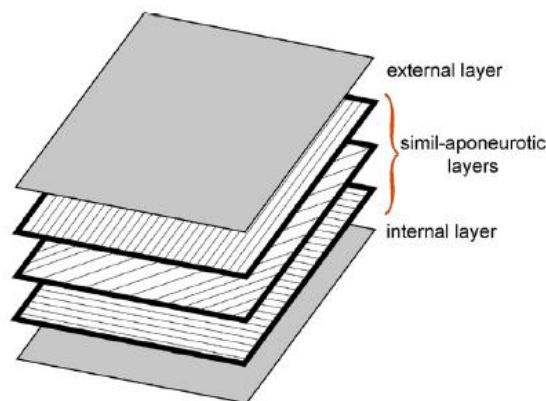


**Figura 1 .4 Schematizzazione della Fascia Profonda degli arti: lo strato interno e quello esterno mostrano caratteristiche simili al tessuto epimisiale mentre lo strato intermedio ha l'aspetto di tessuto aponeurotico [1].**

Si evidenzia inoltre che strati adiacenti presentano una diversa orientazione delle fibre di collagene; tale caratteristica conferisce alla fascia elevata resistenza in diverse direzioni, rendendola a tutti gli effetti un materiale composito. Essa è dunque in grado di adattarsi bene alle variazioni volumetriche a cui è sottoposta per effetto della contrazione e del rilascio dei muscoli sottostanti e, grazie alla sua continuità, permette la trasmissione delle forze generate, ripartendole in vario modo sui diversi segmenti corporei tra loro interconnessi, rendendola parte attiva e di fondamentale importanza nella catena miocinetica.

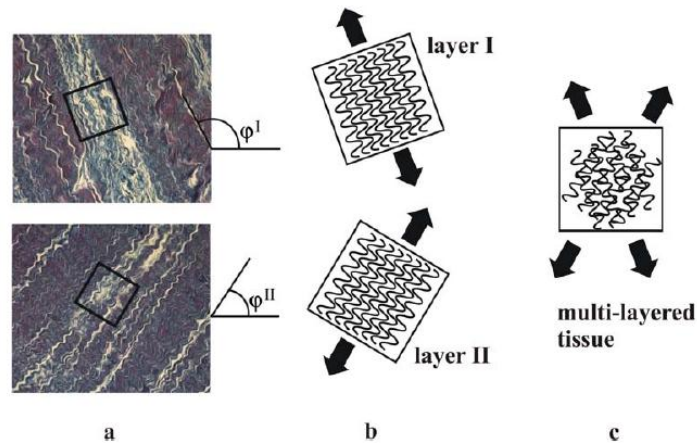


**Figura 1.5** Immagini istologiche che mostrano la diversa orientazione delle fibre di collagene in due strati adiacenti (a), segue la schematizzazione delle direzioni principali di sollecitazione dei singoli strati (b) e dell'intero tessuto (c) [4].

Emergono poi differenze nella composizione della fascia a seconda che si tratti di arti superiori o inferiori; la differenza più evidente è che nei primi sono presenti molte più fibre elastiche, disperse in maniera irregolare tra le fibre di collagene. Negli arti inferiori, invece, le fibre elastiche sono rintracciabili solo nel tessuto areolare e in minor quantità. Ciò è probabilmente dovuto ad un adattamento funzionale in dipendenza del compito svolto: gli arti superiori sono coinvolti in movimenti fini e di precisione che richiedono la possibilità di poter assumere molte e diverse posizioni rispetto agli arti inferiori che svolgono compiti meno complessi a livello di accuratezza del movimento [1].

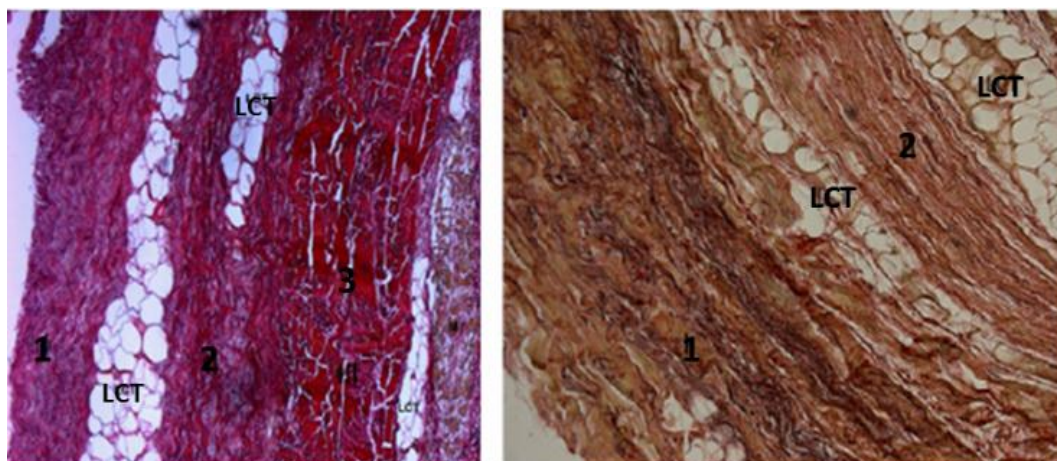


**Figura 1.6** Sulla sinistra: immagine della fascia crurale (HE stain); sulla destra: immagine della fascia brachiale (Van Gieson stain). Entrambe le fasce sono formate da due o tre strati di fibre di collagene separati da un sottile strato di tessuto connettivo lasso (LCT) che permette lo scorrimento reciproco dei diversi piani [1].

Fatto che invece accomuna tutte le fasce è la presenza di numerosi vasi sanguigni e di terminazioni nervose sia libere che incapsulate, spesso orientate perpendicolarmente alle fibre di collagene e quindi, molto probabilmente, attivate per effetto dello stiramento meccanico. Si denota inoltre la presenza di corpuscoli di Ruffini e di Pacini ed altri meccanocettori; tali strutture, di cui si parlerà più approfonditamente in seguito, sono tutte sensibili allo stato di tensione del tessuto di cui fanno parte. Queste evidenze confermano dunque il ruolo attivo, svolto dalla Fascia, nell'ambito della propriocezione.

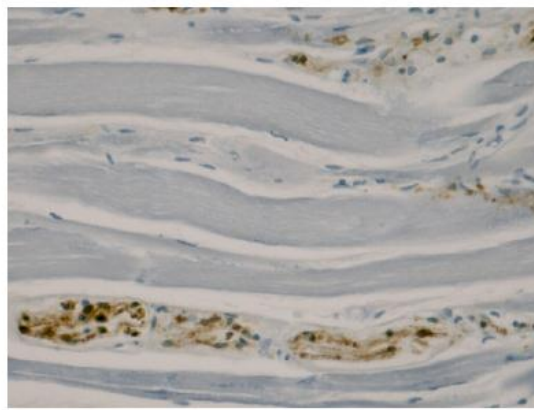


**Figura 1.7 fibre nervose disperse tra le fibre di collagene nella fascia brachiale [1].**

### **1.6 Sulla Fascia Crurale in particolare**

La Fascia Crurale è allocata nella gamba ed è la naturale estensione della Fascia Lata della coscia. La sua prosecuzione, a livello del piede, dà invece origine alla Fascia Plantare, anch'essa oggetto di recenti e approfondite ricerche.

Essa risulta fissata alle circostanti strutture ossee in più punti: anteriormente aderisce al periostio della parte anteriore della tibia, posteriormente aderisce alle facce laterale e mediale della fibula grazie alla presenza di setti connettivali.

La Fascia Crurale avvolge i muscoli del polpaccio creando tre differenti compartimenti: quello anteriore, quello posteriore e quello laterale. Si possono osservare, in tale tessuto, inserzioni di espansioni di tessuto muscolare in diverse zone: nella parte superiore si osserva l'inserzione del quadricipite femorale, nella parte mediale sono presenti le

inserzioni dei muscoli sartorio, gracile, semitendineo e semimembranoso. Nella zona distale, la fascia, dà origine al retinacolo degli estensori, struttura al di sotto della quale scorrono i tendini dei muscoli estensori e delle dita del piede.

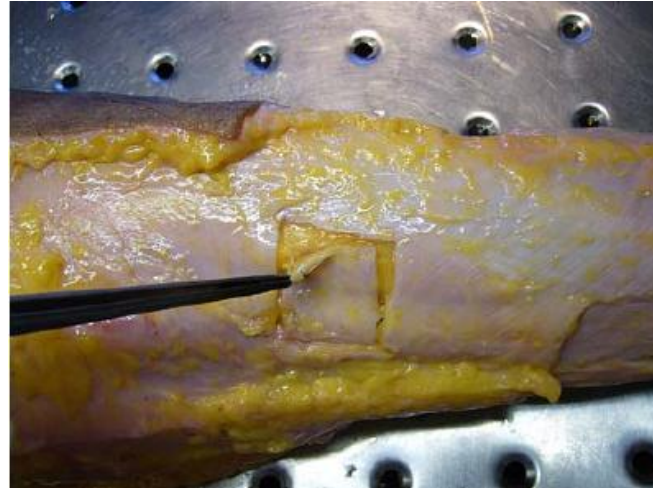


**Figura 1.8 Fascia Crurale durante una dissezione [4].**

La Fascia Crurale si mostra, durante la dissezione, come una sottile lamina di tessuto connettivo, simile ad un tessuto di tipo aponeurotico, e risulta essere facilmente separabile dai muscoli sottostanti [4]. Secondo alcune ricerche, essa presenta uno spessore medio di  $924 \pm 220 \mu\text{m}$  ed è composta da tre diversi strati ognuno avente uno spessore medio di  $277.6 \pm 86.1 \mu\text{m}$ , separati tra loro da un sottile strato di tessuto connettivo lasso dello spessore di  $43 \pm 12 \mu\text{m}$  [4].

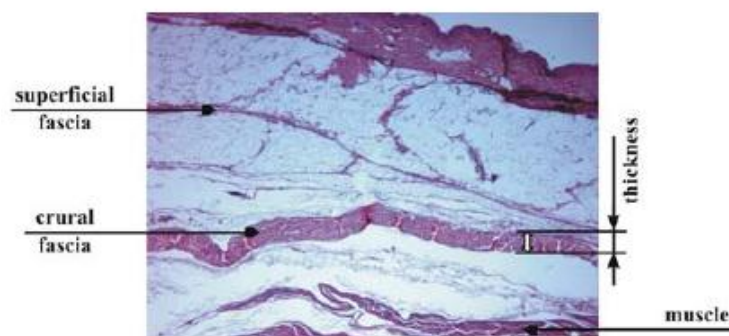


**Figura 1.9 Valutazione dello spessore della Fascia Crurale [4]**

Le fibre dei diversi piani, presentano andamento ondulato, e direzione diversa tra uno strato e quello adiacente, con angolazioni di 80-90° [4]. Solo in alcune regioni si osservano interconnessioni tra i diversi strati, dovute alla presenza di fibre di collagene, per il resto essi sono indipendenti e liberi di scorrere gli uni sugli altri.

Si evidenzia inoltre la presenza di numerosi vasi sanguigni e terminazioni nervose localizzate con maggior densità attorno ai vasi stessi.

### **1.7 I principali componenti della Fascia Profonda**

Per meglio comprendere le proprietà meccaniche caratterizzanti la Fascia Profonda, si considerano ora i componenti fondamentali di tale tessuto connettivo: fibre di collagene e fibre elastiche.

#### **1.7.1 Il tessuto connettivo**

Funzione principale dei tessuti connettivi è appunto quella di collegare tra loro le cellule che costituiscono i tessuti ed i tessuti che formano i diversi organi; a seconda della localizzazione e delle caratteristiche morfologiche vengono suddivisi in quattro classi: tessuto connettivo propriamente detto, tessuto cartilagineo, tessuto osseo, sangue e linfa [5]. Caratteristica comune di tutti i tessuti connettivi è quella di originare dalle cellule mesenchimali dell'embrione, particolare gruppo di cellule staminali in grado di differenziarsi, in seguito, dando luogo ai diversi tipi di tessuto connettivo.

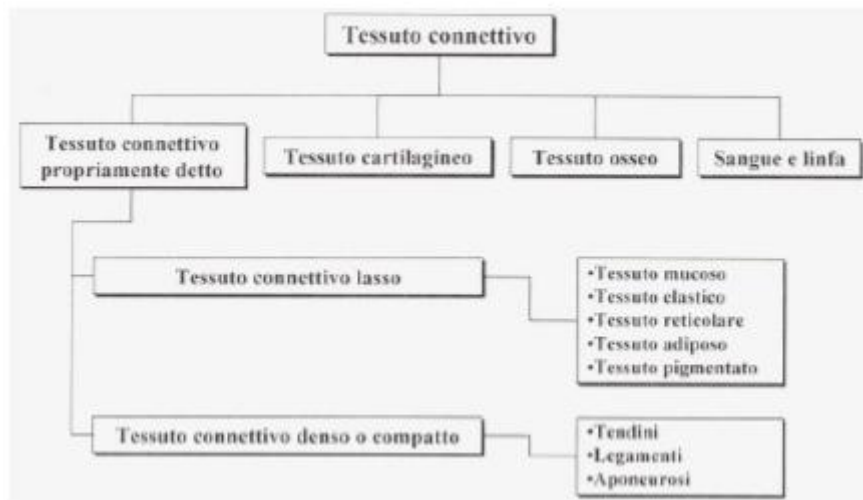


**Figura 1.10 I diversi tipi di tessuto connettivo [5]**

Di particolare interesse per lo scopo dello studio, è il tessuto connettivo propriamente detto che è quello di cui si compone la Fascia Profonda.

Esso è caratterizzato dalla scarsa presenza di cellule disperse all'interno di una matrice gelatinosa che prende il nome di matrice extracellulare, caratterizzata dalla compresenza di una fase liquida e strutture fibrose. A seconda delle percentuali relative con cui questi componenti si presentano nel tessuto, si possono distinguere i diversi tipi di tessuto connettivo lasso e compatto riportati in figura.

#### **1.7.1.1 La matrice extracellulare: composizione e caratteristiche**

Tale entità, diffusamente presente nel tessuto connettivo, è molto complessa: è formata da una matrice di eteropolisaccaridi e proteine fibrose, al cui interno vengono trattenuti consistenti quantitativi di *liquido interstiziale*, principalmente composto da acqua. Tale peculiarità conferisce alla matrice extracellulare “viscosità, consistenza, resistenza, ed interessanti proprietà come collante, lubrificante ed ammortizzatore d'urti” [5]. Ciò è favorito dall'abbondante presenza di macromolecole omopolari, ricche di cariche negative, che tendono a respingersi tra loro, favorendo il mantenimento di una conformazione estesa delle catene macromolecolari.

La matrice extracellulare, grazie alla sua relativa rigidità, forma una struttura di sostegno, supporto e protezione all'interno della quale proliferano le cellule; le *maglie* della matrice sono, inoltre, sufficientemente larghe per consentire lo scambio dei nutrienti, essenziali per permettere la sopravvivenza delle cellule, e il passaggio dei prodotti di rifiuto, derivanti dall'attività catabolica delle stesse. Oltre alle funzioni di sostegno e protezione, la matrice extracellulare è anche attivamente partecipe nella trasmissione di segnali di regolazione che scandiscono le attività cellulari quali: sviluppo, migrazione, proliferazione, adattamento in forma e funzione [5].

Tutte le molecole che formano la matrice extracellulare vengono prodotte da particolari tipi di cellule dette *fibroblasti*; tra i principali componenti della fase gelatinosa si distinguono gli *eteropolisaccaridi* dei quali si ricordano, in particolare, *glicosamminoglicani* e *proteoglicani*; per quanto riguarda invece la composizione della struttura fibrosa, due sono le principali proteine che la compongono: *collagene* ed *elastina*. Queste ultime, formando un reticolo di legami trasversali, conferiscono consistenza e resistenza alla matrice stessa [5].

#### **1.7.1.1.1 Glicosamminoglicani e Proteoglicani**

Vengono anche chiamati *mucopolisaccaridi* e sono un insieme di polimeri lineari caratterizzati dalla ripetizione di monomeri costituiti da due unità di natura glucidica; tra questi si ricordano in particolare: *acido ialuronico*, *condroitina*, *condroitina solfato* e *dermatansolfato* [5]. Spesso, nei tessuti, essi sono associati a proteine extracellulari, andando così a formare importanti aggregati di natura sia covalente che non covalente, che prendono il nome di *proteoglicani*. Essi sono alla base della composizione dei tessuti connettivi e rivestono un ruolo fondamentale come agenti lubrificanti tra le microfibrille di elastina e collagene e tra i diversi tessuti che formano le articolazioni [5].

Alcuni glicosamminoglicani presentano parte delle proprie funzioni ossidriliche esterificate con gruppi solfato; a pH fisiologico, la combinazione di gruppi solfato e di gruppi carbossilici dà luogo ad un'elevata densità di cariche negative che, per

minimizzare gli effetti repulsivi, fanno assumere alla macromolecola di cui fanno parte, una conformazione tipicamente lineare [5]. Tale conformazione conferisce elevata viscosità ai tessuti.

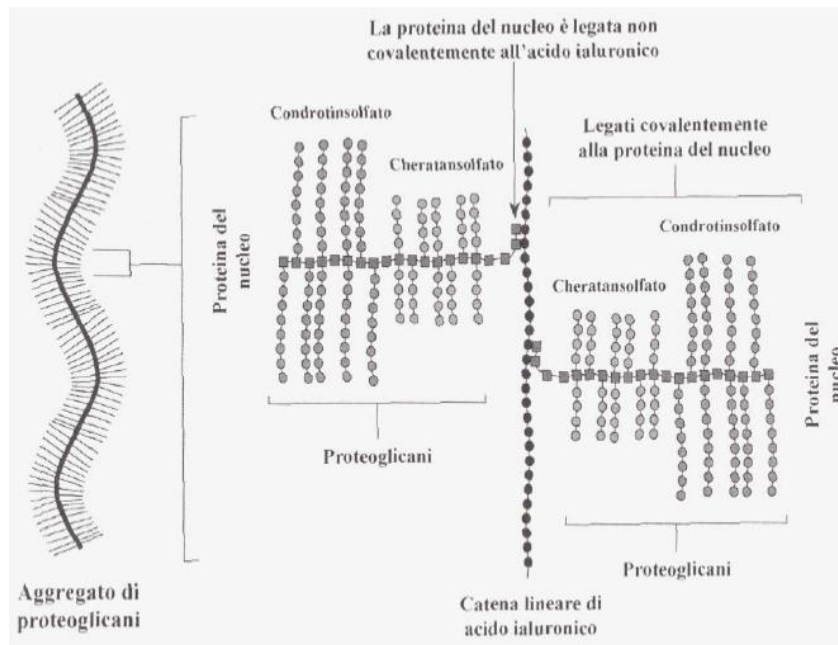


**Figura 1.11 Struttura dei proteoglicani [5]**

#### 1.7.1.1.2 Il Collagene

Fondamentale componente di tutti i tessuti connettivi, il collagene è una proteina strutturale con funzioni di supporto e collegamento. Ne esistono 25 diversi tipi ma il più diffuso è il *collagene di tipo 1*, che rappresenta circa il 90% del collagene del nostro organismo.

Il collagene presenta un'organizzazione in fibre altamente gerarchizzata: il suo precursore, noto come tropocollagene, è formato dallo stretto intreccio di tre eliche, dette  $\alpha$  eliche, la cui struttura primaria è caratterizzata dalla presenza di più di 1400 amminoacidi e dall'abbondante ripetizione della tripletta: glicina, prolina, idrossiprolina (Gly-Pro-Hyp)<sub>n</sub>. Il tropocollagene ha una struttura elicoidale lunga circa 300 nm e presenta un diametro di circa 1.5 nm. Dalla polimerizzazione di tali molecole originano lunghi filamenti che, a loro volta, si intrecciano in una superelica molto compatta che prende il nome di fibrilla. Tale associazione di filamenti è stabilizzata da diversi tipi di

legami che si formano tra le diverse catene: legami a idrogeno, legami ionici e reticolazioni intercatena dette anche cross-links. Di particolare importanza, nell'ottica della stabilizzazione, sono i legami a idrogeno che si formano tra “i gruppi N-H dei residui di glicina di una catena ed i gruppi O-H dell'idrossiprolina di un'altra catena. La direzione di questi legami a idrogeno è perpendicolare all'asse longitudinale della superelica” [5]. Le fibrille sono poi disposte in modo da formare file parallele sfalsate che danno origine alle vere e proprie fibre di collagene, conferendo loro la tipica striatura che si può osservare mediante microscopio elettronico. Tra le fibrille così disposte, si formano legami incrociati che conferiscono alla fibra notevole resistenza a trazione; più fibre di collagene danno poi origine ai fasci di fibre che presentano una struttura ordinata mantenuta compatta dalla formazione di legami chimici tra fibre adiacenti.

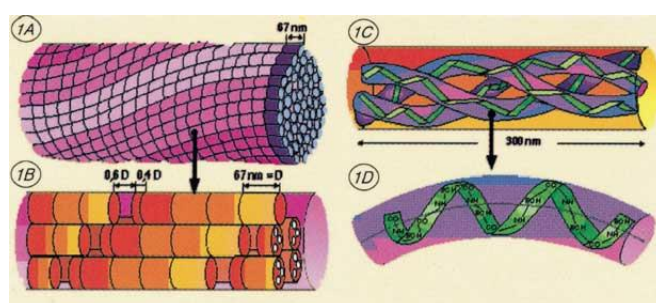


**Figura 1.12** Nell'ordine: il fascio di fibre di collagene (1A), la fibra di collagene (1B), organizzazione della fibrilla (1C), il singolo filamento (1D).

Se il fascio di fibre non è sottoposto ad alcuna sollecitazione esterna, le fibre di collagene mantengono una configurazione ondulata, detta *crimped configuration*, nella quale le fibre non sono tensionate, come pure i legami tra esse. Con l'applicazione di una sollecitazione esterna lungo la direzione principale delle fibre, queste iniziano a distendersi e si assiste ad un progressivo tensionamento dei legami inter e intra-fibrillari fino al raggiungimento della configurazione non-increspata (*uncrimped configuration*), in cui le strutture in gioco sono completamente tensionate. A questo punto, se la sollecitazione cessa, le fibre ritornano alla configurazione increspata, altrimenti, se si incrementa ulteriormente l'intensità della sollecitazione, si assiste ad una progressiva

rottura dei legami inter e intra-fibrillari che provocano danneggiamenti irreversibili delle proprietà meccaniche del collagene.

In termini di tensioni e deformazioni, sottoponendo le fibre ad una prova di trazione monoassiale, si ottiene la risposta non lineare tipica dei tessuti molli. Essi presentano inizialmente una modesta rigidità che incrementa con l'aumentare del tensionamento delle fibre, fino al raggiungimento del valore massimo, che si ha in corrispondenza della configurazione non increspata, superata la quale si entra nella regione di danno.

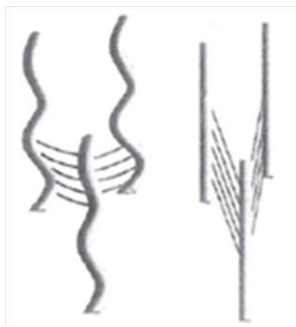


**Figura 1.13** Rispettivamente: configurazione increspata e non-increspata.

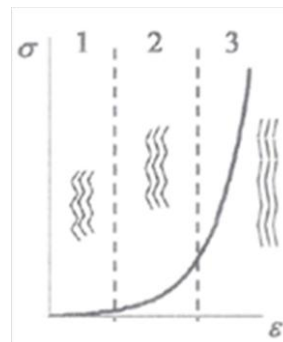


**Figura 1.14** Curva di tensione-deformazione di una tipica prova di trazione monoassiale

#### 1.7.1.1.3 Elastina

È una proteina fibrosa che conferisce elasticità ai tessuti che la contengono. Le particolari proprietà meccaniche dell'elastina derivano principalmente dalla natura dei suoi componenti: pur essendoci grandi quantitativi di prolina e glicina, come nel collagene, si differenzia da questo per l'abbondanza di amminoacidi idrofobici, tra i quali di ricordano: alanina, glicina, leucina, valina.

Nella costituzione della tipica struttura reticolata di questa proteina, prendono parte amminoacidi quali: desmosina, iso-desmosina e lisino-norleucina. Tale struttura conferisce all'elastina il tipico comportamento elastico: se l'elastina non è sottoposta ad alcuna sollecitazione, mantiene la sua iniziale conformazione a gomitolo statistico (random coil), a cui corrisponde massima entropia e minima energia; se, invece, viene applicata una sollecitazione lungo una particolare direzione, l'elastina tende a distendersi

lungo tale direzione. La sollecitazione causa il tensionamento delle singole molecole e dei legami crociati che le uniscono.

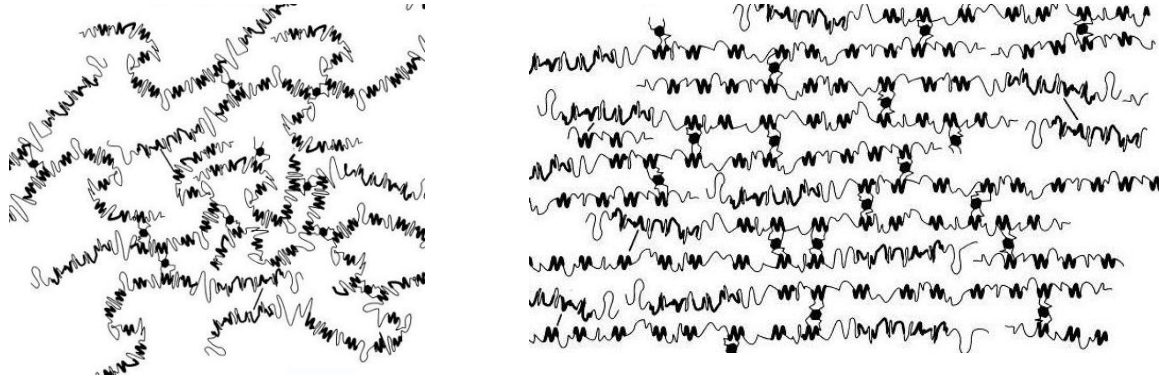


**Figura 1.15 Sulla sinistra: configurazione a gomitolo statistico, sulla destra: allineamento delle fibre di elastina sottoposte ad una tensione applicata.**

Rispetto alle fibre di collagene, quelle di elastina sono molto più sottili e, la diversa modalità di associazione di tali fibre è responsabile del loro differente comportamento meccanico: l'associazione gerarchica in fasci impartisce resistenza ai tessuti, mentre l'organizzazione a random coil favorisce lo sviluppo di proprietà elastiche.

La diversa percentuale di queste due proteine strutturali dà luogo ai differenti tipi di tessuti con caratteristiche meccaniche ad essa strettamente legate.



## **Capitolo 2**

### **Funzionalità del Sistema Fasciale**

#### **2.1 Introduzione**

A seguito dei recenti studi e delle recenti scoperte circa la composizione ed il ruolo del tessuto fasciale, è sempre maggiore l'interesse della comunità scientifica per gli ambiti funzionali in cui questo è coinvolto. Tali ambiti si possono suddividere principalmente in due categorie: l'ambito delle funzionalità neurosensoriali e l'ambito delle funzionalità biomeccaniche, tra loro strettamente interconnessi.

#### **2.2 Funzionalità neurosensoriali**

A seguito delle numerose dissezioni operate sul tessuto fasciale, si è scoperto che esso è riccamente innervato e presenta inoltre vari tipi di recettori meccanici e nocicettori che gli assegnano un ruolo fondamentale nella propriocezione. Tale funzione è intesa come la capacità di percepire i movimenti e gli schemi motori nell'ambito della tridimensionalità dello spazio.

La presenza di terminazioni nervose sia incapsulate che libere fornisce importanti informazioni per l'attuazione dei movimenti ed il mantenimento della postura [12]. Inoltre, tale rete di innervazione dà anche informazioni sulla localizzazione dei recettori attivati: essendo la fascia mantenuta ad un predeterminato livello di tensione, indicato come tensione basale, lo stiramento della stessa, conseguente alla contrazione muscolare, provoca l'attivazione di uno specifico pattern di recettori che varia in dipendenza del movimento considerato.

A seconda della profondità a cui si indaga il tessuto fasciale e a seconda delle aree considerate, varia la tipologia dei recettori incontrati; tale fatto fa supporre che la loro distribuzione segua uno schema funzionale ben preciso: la Fascia Superficiale sembra

infatti essere principalmente coinvolta nell'esterocezione, ovvero nella percezione di stimoli esterni, mentre la propiocezione è appannaggio dei recettori presenti nella Fascia Profonda. Esistono poi recettori specializzati nella percezione dello stato meccanico, situati principalmente vicino alle giunzioni, con funzione protettiva da sovratensioni nei confronti del tessuto muscolare; a questa tipologia appartengono i cosiddetti fusi neuromuscolari.



**Figura 2.1 Schematizzazione di terminazioni nervose libere [7].**

### **2.2.1 Tipologie di recettori della Fascia Superficiale**

In questo strato di tessuto si constata la presenza di termocettori, in grado di rilevare variazioni di temperatura, e di barocettori, sensibili invece a variazioni di pressione, tra questi ultimi si citano i corpuscoli di Pacini e di Ruffini.

I corpuscoli di Pacini sono recettori incapsulati in un guscio di tessuto connettivo di forma sferica, all'interno del quale è possibile osservare una struttura lamellare concentrica che ben si adatta alla percezione delle variazioni di pressione.

Analoga funzione è svolta anche dai corpuscoli di Ruffini, quel che differenzia questi due tipi di recettori è la velocità di adattamento allo stimolo pressorio: mentre i corpuscoli di Pacini sono ad adattamento rapido, quelli di Ruffini sono ad adattamento lento [7].



**Figura 2.2 Schematizzazione del corpuscolo di Pacini.**

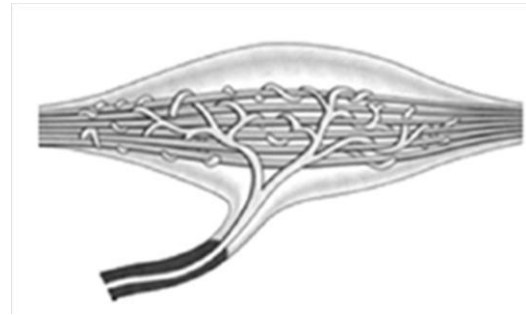


**Figura 2.3 Corpuscolo di Ruffini.**

### **2.2.2 Tipologie di recettori della Fascia Profonda**

Per quanto riguarda la Fascia Profonda e le strutture ad essa connesse, la tipologia dei recettori varia a seconda della zona considerata. La maggior parte di essi è tuttavia costituita da terminazioni nervose libere che vengono attivate per stiramento meccanico. Esse si inseriscono tra le fibre di collagene ed, essendo ricoperte da uno strato di tessuto connettivo lasso che funge da ammortizzatore, vengono stimulate solo se la sollecitazione supera una certa soglia. Va sottolineato il fatto che un'eccessiva stimolazione di tali recettori li trasforma in nocicettori, che veicolano la sensazione di dolore e sono stati a lungo indagati nello studio dei dolori reumatici [9]. A seguito di queste considerazioni appare chiaro come sia di fondamentale importanza il fatto che il tessuto fasciale mantenga la sua fisiologica rigidità per non provocare lo stiramento di tali recettori, con le conseguenze di cui sopra. L'irrigidimento di tale tessuto è fonte di numerose sindromi dolorose.



**Figura 2.4 Schematizzazione dei nocicettori, che possono derivare dalle terminazioni nervose libere a seguito di stiramenti la cui intensità supera il range fisiologico [7].**

### 2.2.3 Tipologie di recettori delle strutture strettamente connesse al sistema fasciale

Esistono poi numerosi meccanismi di controllo e protezione dell'integrità dei tessuti; i recettori preposti a tale scopo sono posti in regioni specifiche e particolarmente critiche dal punto di vista dello sviluppo di grandi tensioni, quali ad esempio le giunzioni miotendinee oppure sono presenti nel tessuto epimisiale ed endomisiale, che avvolge le fibre muscolari a diversi livelli.

Il meccanismo di protezione del tessuto muscolare viene messo in atto attraverso particolari recettori detti *fusi neuromuscolari*, le cui fibre, ricoperte da uno strato di tessuto connettivo lasso, si inseriscono tra le fibre muscolari in modo da risultare in parallelo a queste ultime [13]. Essi sono attivati da stiramenti meccanici che superano il normale range fisiologico e che potrebbero quindi danneggiare le fibre muscolari in modo irreversibile; una volta attivati, tali recettori, inviano un segnale che provoca l'istantaneo rilassamento del tessuto muscolare. Essi sono di fondamentale importanza nel mantenimento del fisiologico tono muscolare.

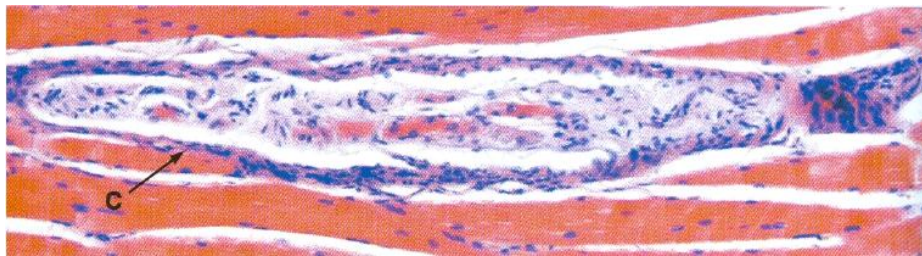


**Figura 2.5** Sezione di un fuso neuromuscolare nella quale si evidenzia il tessuto connettivo di copertura [13].

Analogo comportamento è messo in atto nella zona delle *giunzioni miotendinee* da un altro tipo di recettore che prende il nome di *organo muscolotendineo del Golgi*; anch'esso ha funzione protettiva ed è attivato dagli stimoli meccanici che superano la soglia fisiologica. Le sue fibre nervose si inseriscono in parallelo alle fibre di collagene e provocano uno stimolo di rilascio quando attivate.

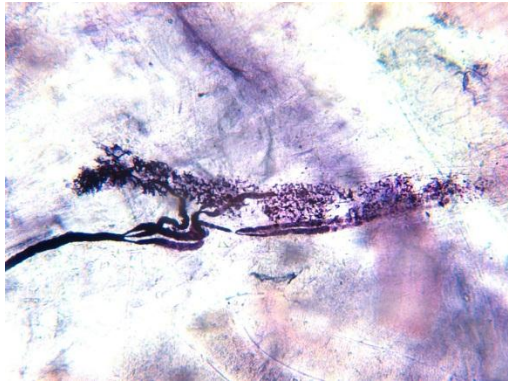


**Figura 2.6 Rappresentazione dell'organo muscolotendineo del Golgi.**

### **2.3 Funzionalità biomeccaniche**

Una delle principali evidenze emerse dagli studi condotti, è la continuità, all'interno del nostro organismo, del tessuto fasciale e la sua stretta connessione alle sottostanti strutture muscolari. Tali caratteristiche conferiscono alla fascia un ruolo di primo piano nell'analisi della trasmissione delle forze tra i diversi segmenti corporei e nell'analisi dei differenti processi biomeccanici.

A seconda delle zone considerate si osservano vari gradi di connessione alle strutture muscolari: ad esempio, la Fascia Lata, si presenta come un'entità relativamente autonoma e separata dal sottostante quadricipite femorale [7]. Essa percepisce lo stato di contrazione del muscolo della gamba solo grazie a delle espansioni di tipo aponeurotico che si estendono da questo alla fascia stessa [7].

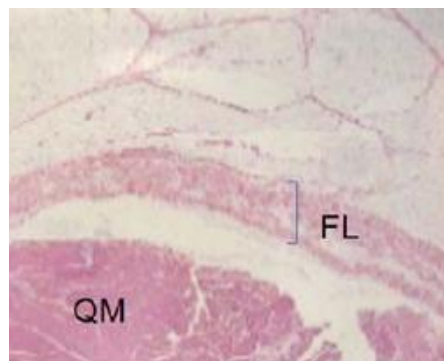


**Figura 2.7 Immagine della Fascia Lata (FL) separata dal sottostante quadricipite femorale (QM) da un sottile strato di tessuto connettivo lasso [7].**

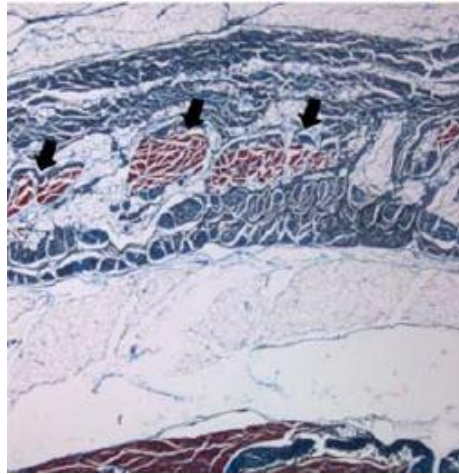


**Figura 2.8 Connessioni tra le fibre muscolari e la Fascia Lata [7].**

Considerando invece gli arti superiori, si sono scoperte esistere connessioni tra fascia e muscoli ben più pronunciate, che mantengono le due strutture strettamente associate , a mezzo di *espansioni miofasciali* come, ad esempio, nel caso delle espansioni del muscolo pettorale verso la Fascia Brachiale.



**Figura 2.9 Espansioni del muscolo pettorale nella Fascia Brachiale [9].**

Si riscontrano poi, connessioni tra fascia e tendini che avvengono a mezzo di *espansioni tendinee*, come nel caso del *lacertus fibrosus* che connette il muscolo bicipite alla Fascia Antibrachiale.



**Figura 2.10** Immagine del *lacertus fibrosus* che si inserisce nella Fascia Brachiale [9].

Tutte queste connessioni hanno lo scopo di mantenere la fascia ad uno stato di tensione basale fisiologico e giocano inoltre un ruolo fondamentale nella distribuzione delle forze. Tali espansioni creano infatti una continuità anatomica tra i diversi muscoli coinvolti nell'attuazione di un movimento. Esse forniscono inoltre un feedback reciproco tra fascia e tessuto muscolare. La fascia percepisce, attraverso i suoi recettori, lo stato di tensione prodotto da un particolare muscolo, e può trasmettere tale informazione ai muscoli distali. La trasmissione avviene sempre attraverso le espansioni miofasciali che presentano una capacità resistente proporzionale alla forza generata dai muscoli a cui sono associate [9]. Tale scambio di informazioni sensoriali è molto importante nella coordinazione dei movimenti: ad esempio, nel sollevamento di un peso, i due muscoli pettorali devono modulare la loro contrazione al fine di generare forze bilanciate tra gli stessi; lo specifico

arrangiamento della Fascia Pettorale, che connette il muscolo pettorale destro a quello sinistro, consente questo tipo di sincronizzazione [10].

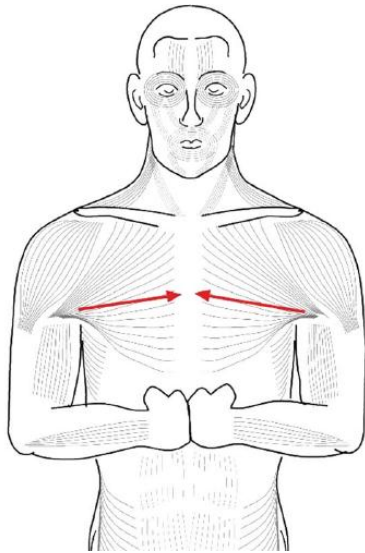


**Figura 2.11** Durante il sollevamento di un peso o premendo insieme le mani di fronte al torace, i due muscoli pettorali devono modulare il livello della loro contrazione al fine di produrre forze bilanciate. La Fascia Pettorale permette questo tipo di sincronizzazione, connettendo il muscolo pettorale destro a quello sinistro e garantendo quindi una continuità strutturale. Questo tipo di meccanismo è alla base della coordinazione motoria periferica [10].

Si è inoltre valutato che, in alcuni casi, la trasmissione di quasi il 25% della forza muscolare viene veicolata attraverso i tessuti della Fascia; risulta dunque difficile la valutazione dell'azione contrattile di un muscolo singolarmente considerato, poiché essa è influenzata dalla contrazione delle strutture muscolari circostanti nell'ambito dell'attuazione di un movimento.

Appare chiara quindi la stretta interazione di funzionalità biomeccanica e neurosensoriale della Fascia: essa viene stirata dall'azione contrattile dei muscoli che attiva, a seconda della zona sollecitata, un ben preciso pattern recettoriale che fornisce informazioni di tipo propriocettivo sullo stato di tensione della stessa [7]. A seconda del distretto corporeo considerato, tale stiramento della fascia avverrà con differente precisione in dipendenza dal livello di interazione tra fascia e muscoli e a seconda della densità recettoriale presente nella regione considerata. Queste evidenze possono essere sintetizzate nel concetto di *unità miofasciali* (MFU), termine che indica la fascia e le strutture muscolari appartenenti ad una ben specifica regione, comprendendo non solo il concetto morfologico ma anche il concetto di organizzazione funzionale [7].

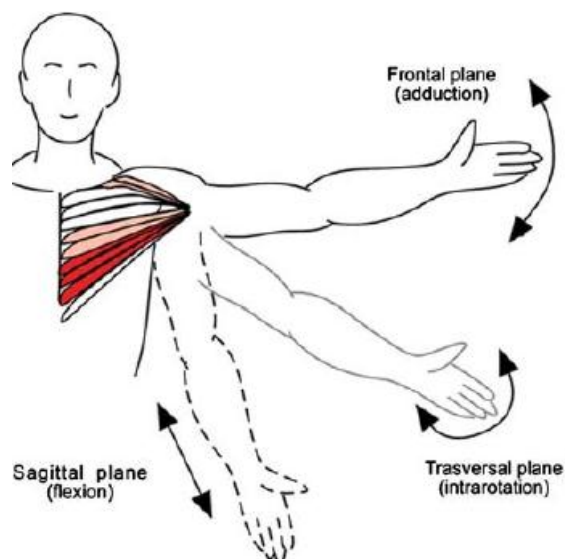


**Figura 2.12** La contrazione del muscolo pettorale provoca uno stiramento diretto della fascia, grazie all'inserimento delle fibre muscolari sulla fascia o tramite setti. In questo modo i differenti movimenti provocano lo stiramento di differenti regioni della fascia, andando attivare diversi possibili pattern di recettori [7].

In definitiva, la complessità strutturale e le numerose funzioni di varia natura in cui il tessuto fasciale è implicato, fanno di questo l'oggetto di correnti studi che hanno lo scopo di meglio collocarlo all'interno del complesso quadro rappresentato dallo studio del movimento e dalla prevenzione e cura di patologie dolorose.



## **Capitolo 3**

### **Meccanica dei tessuti connettivi molli e applicazione al caso di studio**

Le conoscenze teoriche acquisite nell'ambito della meccanica dei tessuti connettivi molli sono di fondamentale importanza per l'integrazione di informazioni provenienti dai settori della medicina, dello sport, della ricerca farmaceutica.

Lo studio del comportamento e delle caratteristiche meccaniche di tessuti e materiali è imprescindibile nell'ambito della produzione di presidi medici quali protesi e ortesi, dispositivi impiantabili, dispositivi per la riabilitazione, attrezzature sportive, ecc. La conoscenza delle funzionalità biomeccaniche delle strutture in esame permette un'ottimizzazione, una costruzione mirata, la scelta corretta del materiale che più si presta a comporre, caso per caso, la varietà dei dispositivi a cui sopra accennato.

È quindi evidente come, con il progredire delle tecnologie e della sintesi di nuovi materiali sempre più specifici, tali studi acquisiscano un ruolo di primissimo piano.

#### **3.1 Finalità della biomeccanica**

La biomeccanica viene definita come: “lo sviluppo, l'estensione e l'applicazione della meccanica con lo scopo di meglio comprendere la fisiologia e la fisiopatologia, come pure le diagnosi e l'eziopatologia di alcune malattie. Il suo principale fine è, e rimane, il generale miglioramento della qualità di vita dell'uomo” [14].

La biomeccanica si occupa quindi di indagare la risposta meccanica a carichi applicati ai tessuti molli ed ai materiali per la costruzione di impianti; tale risposta dipende dalla struttura interna dei materiali indagati, ovvero dalle distribuzioni, orientazioni e interconnessioni delle componenti microstrutturali [14]. I carichi applicati ai tessuti molli possono appartenere sia al range fisiologico, con la finalità di indagarne la normale

risposta meccanica, sia a range più elevati, con il fine di indagare la risposta dei tessuti in condizioni critiche, simulando quindi sollecitazioni traumatiche [14].

La pratica sperimentale è un passo imprescindibile e presenta non poche difficoltà di esecuzione. I materiali biologici a partire dai quali si ottengono i campioni non sono facilmente reperibili; una volta che questi siano disponibili è fondamentale una loro corretta conservazione. La preparazione dei campioni deve essere tale da non danneggiare le strutture fibrose contenute nei tessuti da testare; è inoltre critico il posizionamento dei campioni stessi sul dispositivo di test [15]. Oltre alle difficoltà di ordine pratico ed organizzativo va tenuta in debita considerazione l'enorme variabilità inter- ed intra-individuale dei materiali biologici e, conseguentemente, delle loro caratteristiche meccaniche. A causa di tutta questa serie di difficoltà e grazie all'avvento di elaboratori sempre più potenti, la tendenza del mondo scientifico è quella di limitare la pratica sperimentale e favorire la simulazione numerica attraverso la messa a punto di modelli costitutivi capaci di interpretare il comportamento meccanico dei tessuti in esame.

L'approccio numerico, oltre a bypassare le difficoltà proprie della pratica sperimentale, consente uno studio capillare, più preciso, accurato, ripetibile e veloce rispetto a questa. A patto che la parte sperimentale sia fondamento ben posto, risulta quindi realizzabile la simulazione dei diversi scenari sperimentali possibili, variando le condizioni al contorno del problema in esame e i parametri costitutivi del modello; queste peculiarità conferiscono all'approccio numerico straordinarie potenzialità predittive e di contenimento di tempi e costi.

### **3.2 Formulazione di un modello costitutivo**

Come precedentemente accennato, il modello numerico serve per valutare il comportamento di un sistema a cui sia applicata una sollecitazione meccanica. La risoluzione del problema meccanico coincide con l'individuazione del campo degli spostamenti che si verifica in conseguenza a tale sollecitazione. Una volta individuato tale campo di spostamenti risulta possibile determinare da esso il campo delle deformazioni e, conseguentemente, il campo delle tensioni. La formulazione di modelli costitutivi che forniscono la relazione tra stato tensionale e storia deformativa del materiale biologico in

esame, è un processo complesso reso tale dalle caratteristiche intrinseche dei tessuti. Essi presentano caratteristiche di anisotropia, non linearità per materiale e grande deformabilità che vanno a complicare la definizione del modello stesso, che segue un iter articolato in più passaggi.

La formulazione del modello costitutivo inizia dunque con la valutazione della configurazione strutturale del materiale, in relazione alla risposta meccanica che questo esibisce durante le prove sperimentali. Una volta capite le relazioni che governano il comportamento meccanico dello stesso, queste vengono espresse attraverso relazioni matematiche rappresentative del fenomeno in esame e contenenti i parametri costitutivi.

La determinazione del valore numerico dei parametri costitutivi è uno dei nodi centrali da cui dipende la bontà del modello stesso; questi vengono solitamente valutati attraverso la definizione e la minimizzazione di un'opportuna funzione costo attraverso una procedura di ottimizzazione. Generalmente il funzionale di costo esprime la differenza tra dati predetti dal modello costitutivo e valori sperimentali, i parametri costitutivi vengono quindi determinati minimizzando tale differenza.

Il modello costitutivo così trovato può essere validato, nel caso in cui i risultati forniti siano soddisfacenti, altrimenti subisce revisioni e correzioni dei passi precedenti e delle ipotesi di lavoro.

### **3.3 Comportamento meccanico dei tessuti connettivi molli**

Le evidenze sperimentali dimostrano che sottoponendo un tessuto molle a prove meccaniche di trazione, questo presenta un comportamento non lineare. La non linearità può essere classificata come non linearità per geometria o non linearità per materiale; la prima comporta la considerazione di grandi spostamenti e di deformazioni finite e viene considerata tale quando le deformazioni superano il 3 – 4%. La seconda comporta la non linearità delle relazioni tra il campo delle tensioni e il campo delle deformazioni.

I tessuti molli, generalmente, esibiscono entrambi i tipi di non linearità, nonché comportamenti dipendenti dal tempo quali viscosità e fenomeni di adattamento. Questi comportamenti tempo-dipendenti sono dovuti al fatto che i tessuti, se sollecitati meccanicamente, tendono a riorganizzare la propria struttura interna, attraverso la migrazione delle fasi liquide, scorrimenti, tensionamenti delle strutture fibrose, al fine di meglio adattarsi a suddetta sollecitazione; questi fenomeni sono generalmente raggruppati sotto il nome di comportamenti viscoelastici dei tessuti [16].

A seconda del comportamento che si vuole studiare, vengono istituite differenti prove sperimentali che mettano in luce tale particolare caratteristica e ne permettano lo studio.

### 3.3.1 Prove di trazione

Vengono considerate, per semplicità e similarità con le prove svolte, prove di trazione di tipo monoassiale, queste consentono di evidenziare la risposta non lineare del tessuto biologico in esame. A titolo di esempio si riporta il grafico di una prova di trazione sul legamento paradontale bovino.

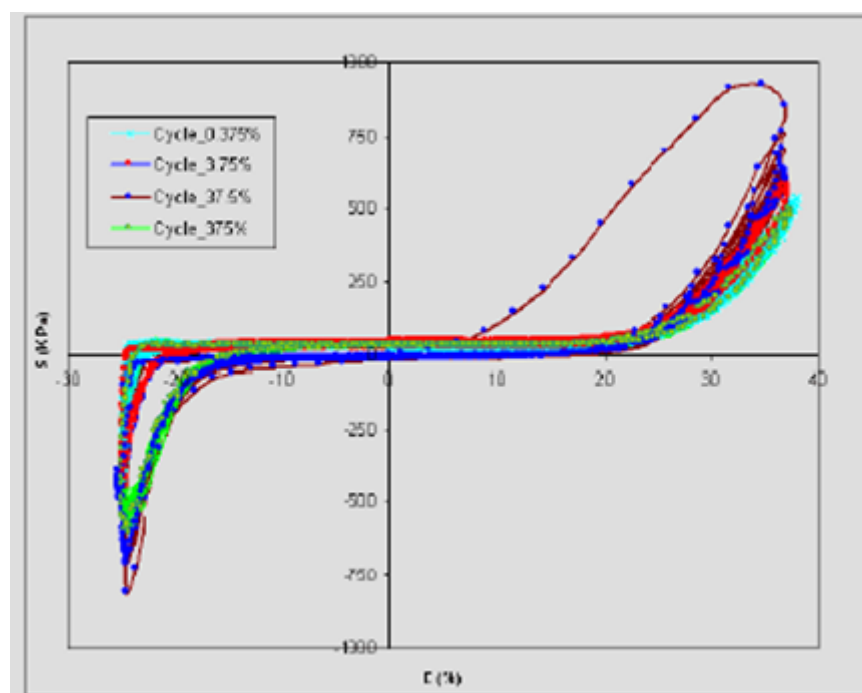


**Figura 3.1** Prova ciclica di trazione monoassiale su legamento paradontale bovino. Dal grafico si può vedere anche il fenomeno dell'isteresi che comporta un progressivo abbassamento dei livelli di tensione raggiunti ciclo dopo ciclo. (M Pini 1999)

Il tessuto mostra in compressione un'elevata rigidità, dettata dalla presenza di abbondanti componenti liquide che rendono il tessuto pressoché incompressibile. Tensionando il tessuto lungo la direzione principale delle fibre, si assiste alla tipica risposta non lineare di un tessuto connettivo molle: inizialmente si osserva una bassa rigidità dovuta al fatto che le strutture fibrose si trovano ancora nella configurazione increspata, nella quale i legami inter- e intra-fibrillari non sono ancora completamente tensionati e le fibre presentano ancora la tipica struttura ondulata. All'aumentare della tensione applicata al tessuto si assiste ad un incremento della rigidità del materiale e ad un comportamento pressoché lineare dello stesso; tale fatto è associato, a livello microstrutturale, alla completa distensione dei legami inter- e intra-fibrillari e al dispiegamento delle fibre di collagene che si portano nella cosiddetta 'configurazione crimped'. Il modulo elastico longitudinale del materiale può essere valutato come la pendenza di tale zona lineare ed è, in questa fase, massimo. Proseguendo con l'aumento della tensione, si entra in quella che viene definita come zona di danno delle strutture componenti il tessuto. In questa regione inizia la rottura dei legami inter- e intra-fibrillari con conseguente deterioramento delle proprietà meccaniche del materiale. Il modulo di rigidità diminuisce drasticamente e si assiste a fenomeni di plasticità e danno, che non possono essere recuperati all'atto di scarico del provino.

Le prove di trazione servono dunque in genere nella valutazione della rigidità di un materiale; per studi più complessi, come ad esempio studi condotti sulla pelle, possono essere istituite prove di trazione biassiali o comunque pluriassiali per una più completa caratterizzazione del tessuto.

### **3.3.2 Prove di rilassamento delle tensioni**

Consentono lo studio dei fenomeni viscosi e consistono nell'applicazione di una ben determinata deformazione che viene poi mantenuta per un certo periodo di tempo. Il tessuto evidenzia un andamento della sua tensione interna che ha la tipica forma ad esponenziale decrescente e si stabilizza ad un valore asintotico pressoché costante, definito in genere come tensione all'equilibrio termodinamico  $\sigma_{\infty}$ ; tale condizione indica il completo sviluppo dei fenomeni viscosi. L'applicazione della deformazione avviene nel

minor tempo possibile, in modo tale da poter essere considerata istantanea; con essa si ha il picco iniziale di tensione ( $\sigma_0$ ), con il permanere della deformazione si verifica che la tensione necessaria per mantenere il materiale deformato diminuisce progressivamente nel tempo, ciò è dovuto a processi di riorganizzazione strutturale a livello microscopico.

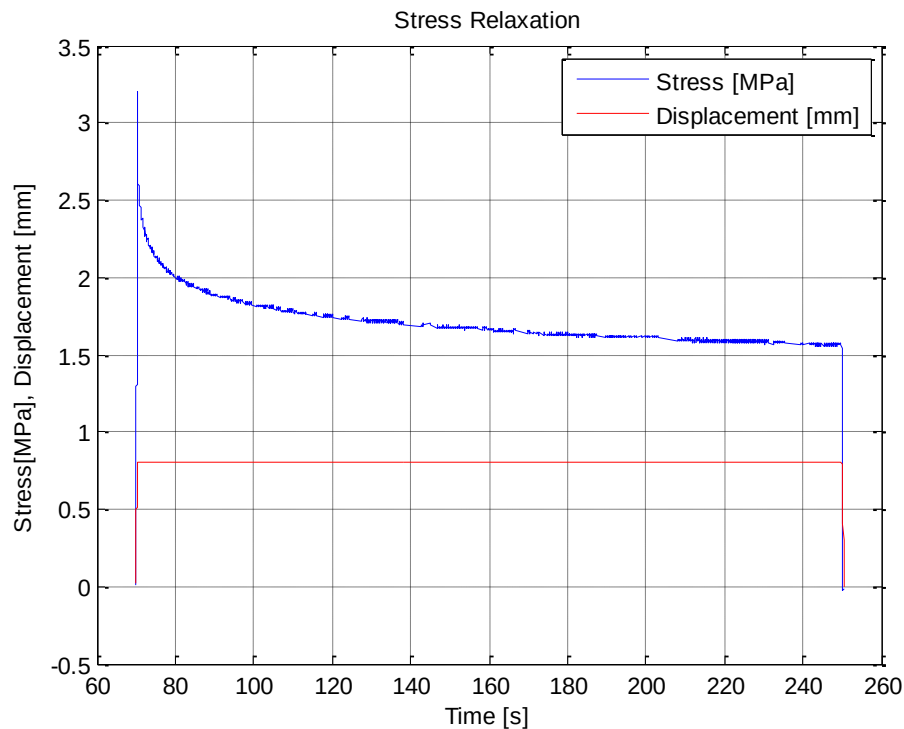


**Figura 3.2** Tipico grafico di rilassamento delle tensioni ottenuto da un campione di fascia plantare. La deformazione imposta è di 0.8 mm ( $\epsilon=8\%$ ) e viene mantenuta per 180 s.

### 3.3.3 Prove di creep

Anche questo tipo di prove consentono di mettere in evidenza i comportamenti viscosi dei tessuti biologici e consistono nell'applicazione istantanea di un prefissato livello di tensione che viene mantenuto per un determinato periodo di tempo. Sperimentalmente si osserva, con il passare del tempo, un aumento della deformazione indotta sino al raggiungimento di un valore asintotico  $\epsilon_\infty$  che viene raggiunto all'equilibrio termodinamico. Anche in questo caso, tale comportamento, è legato al riarrangiamento microstrutturale del materiale a seguito della sollecitazione meccanica applicata.

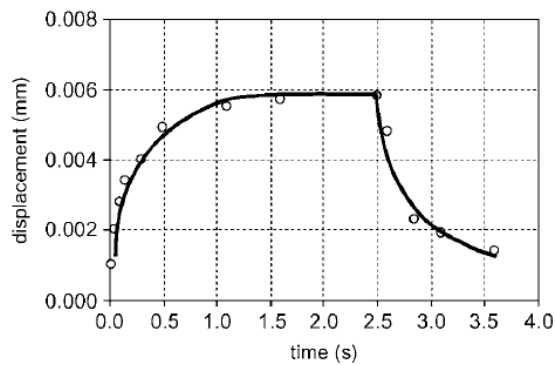


**Figura 3.3 Prova di creep condotta su legamento paradontale (Ross, 1976)**

### 3.3.4 Prove di carico ciclico

La tipica risposta di un tessuto connettivo molle evidenzia un progressivo abbassamento delle tensioni in gioco attraverso i diversi cicli di carico e scarico previsti dal test sperimentale. Questo particolare fenomeno prende il nome di *isteresi* e rappresenta la dissipazione di energia dovuta alla presenza di un comportamento viscoso del materiale. Va inoltre ricordato che, con l'applicazione di carichi ciclici, si assiste anche a fenomeni di adattamento alla sollecitazione dovuto principalmente al riarrangiamento delle strutture interne e alla migrazione delle fasi liquide, e a fenomeni di fatica che possono danneggiare la microstruttura interna del materiale deteriorandone progressivamente le caratteristiche meccaniche e portandolo a cedimento.

Tale comportamento è visibile anche in Figura 3.311.

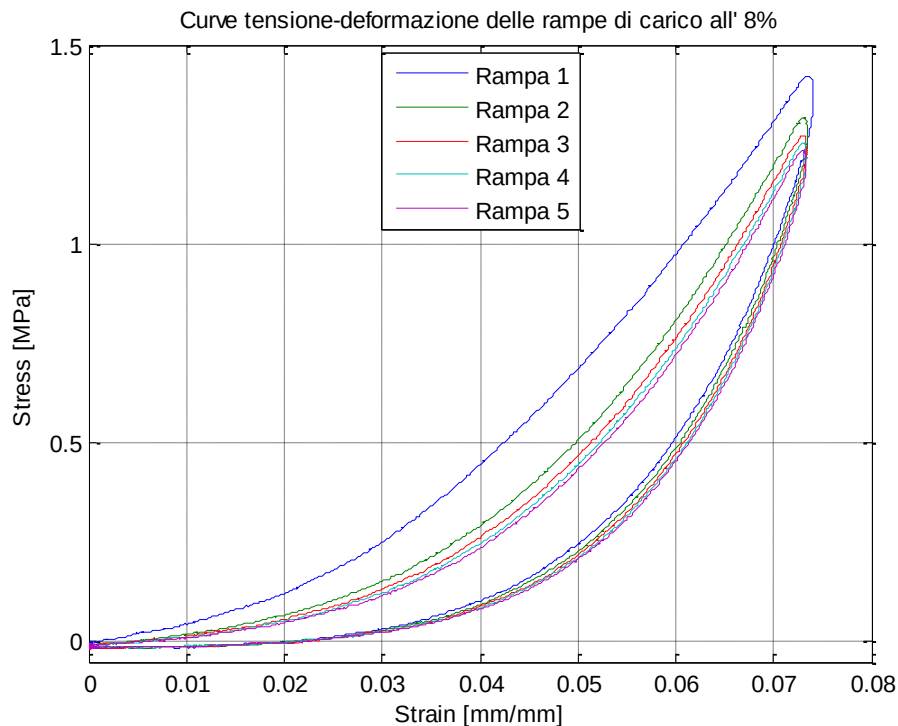


**Figura 3.4** Abbassamento delle tensioni dovuto all'applicazione ciclica di rampe di trazione all'8% su un campione di Fascia Crurale.

### 3.3.5 Precondizionamento: descrizione ed approfondimenti

Il precondizionamento consiste, generalmente, nell'applicazione di sollecitazioni cicliche, in numero ed ampiezza variabile a seconda del materiale in esame, volte ad orientare la struttura dei tessuti dei campioni, riportandola al suo naturale allineamento, presente in vivo, e permettendo ai tessuti di adattarsi al carico [18]. Il precondizionamento viene considerato un passo fondamentale nello studio della risposta meccanica dei tessuti molli in quanto fornisce una storia di carico nota e conduce all'ottenimento di risultati riproducibili e confrontabili [17]. Per questi motivi, ogni protocollo di test, viene solitamente fatto precedere da una serie di cicli di precondizionamento. Non esistono in letteratura linee guida specifiche e dettagliate per quanto riguarda questo tipo di preparazione dei campioni, la scelta del tipo ed il numero di sollecitazioni necessarie all'ottenimento di un tessuto completamente precondizionato, varia in dipendenza dal tipo

di materiale considerato e spesso, gli sperimentatori, trovano empiricamente il numero ottimo di sollecitazioni da applicare.

In letteratura si trovano riferimenti a cicli di preconditionamento che variano da un minimo di 3 a un massimo di circa 30 cicli di carico e scarico per ottenere una risposta consistente del materiale [17]. Risulta evidente che, essendo questa una fase preparatoria all'applicazione del protocollo di carico, il numero di sollecitazioni vada limitato ed ottimizzato al fine di ottenere un completo preconditionamento del campione evitando il danneggiamento o l'alterazione delle sue microstrutture al fine di ottenere risultati consistenti. Generalmente si è osservato che una decina di cicli di carico e scarico sono sufficienti all'ottenimento di tale scopo.

Da studi precedenti emergono le seguenti evidenze che vanno debitamente tenute in considerazione:

- Precondizionare campioni a diversi livelli di deformazione produce diverse risposte in termini di tensione-deformazione, qualora questi vengano testati imponendo la stessa deformazione alla medesima velocità.
- Precondizionare campioni imponendo lo stesso livello di deformazione produce un percorso di carico consistente anche quando i campioni vengano poi testati imponendo deformazioni differenti.
- Il diverso preconditionamento influenza la risposta meccanica alle successive prove di rilassamento delle tensioni [17].

A seguito di tale pratica emerge poi la problematica riguardante i tempi di riposo che vanno lasciati al campione biologico prima dell'applicazione del vero e proprio protocollo di carico. Essendo infatti, i tessuti biologici, materiali con marcate caratteristiche viscosi, essi sono materiali con memoria della storia di carico precedentemente subita e diversi studi hanno dimostrato che il preconditionamento non seguito da un adeguato periodo di riposo va a complicare quella che è la storia di carico del materiale, impedendo di pervenire a risultati che siano confrontabili [19].

Risulta quindi evidente la necessità di selezionare un adeguato protocollo di preconditionamento, che sia utilizzato in tutti gli studi i cui risultati vogliano essere poi

tra loro confrontati. Non si è ancora giunti a tale livello di uniformità poiché gli studi inerenti a tale pratica sono tuttora in corso e, spesso, gli autori giungono a conclusioni differenti probabilmente anche a causa della scarsa chiarezza che c'è sull'argomento. Questo è dovuto in parte al fatto che i fenomeni di preconditionamento vengono spesso confusi e sovrapposti alla presenza di caratteristiche viscosi in questi materiali a causa del fatto che questi due eventi presentano caratteristiche molto simili nel manifestarsi. Esistono, a questo proposito, studi specifici condotti da diversi gruppi di ricerca per isolare e scindere tra loro i comportamenti dovuti al preconditionamento e quelli dovuti ai fenomeni viscosi che puntano a fare maggior luce sull'argomento.

Uno studio di un gruppo di ricercatori, condotti da Swerdlik, ha analizzato il fenomeno studiando i tendini digitali di pecora; questo lavoro si fonda sull'ipotesi che la risposta meccanica tempo-dipendente di tali tessuti sia dovuta alla sovrapposizione di fenomeni visco-elastici, considerati totalmente reversibili grazie ad un adeguato periodo di riposo, e del preconditionamento, che conduce ad un allungamento irreversibile delle fibre di collagene. Tale deformazione plastica viene anche denominata *allungamento libero* delle fibre di collagene [21].

Partendo da queste considerazioni, è stato appositamente formulato un protocollo di carico consistente in cinque set di prove di rilassamento, applicate in successione, intervallate da un tempo di riposo tra un set e l'altro sufficiente al recupero delle tensioni legate ai fenomeni viscosi. Le prove di rilassamento sono state condotte a diversi livelli deformativi per ogni set, nell'ordine:  $\varepsilon = 4\%, 6\%, 8\%, 7\%, 6\%$ .

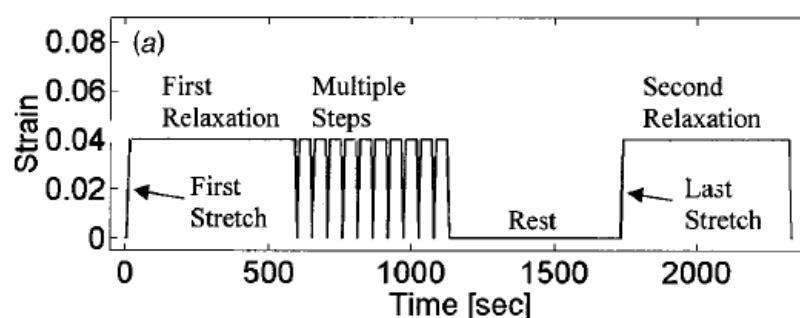


Figura 3.5 protocollo di carico del singolo set [21].

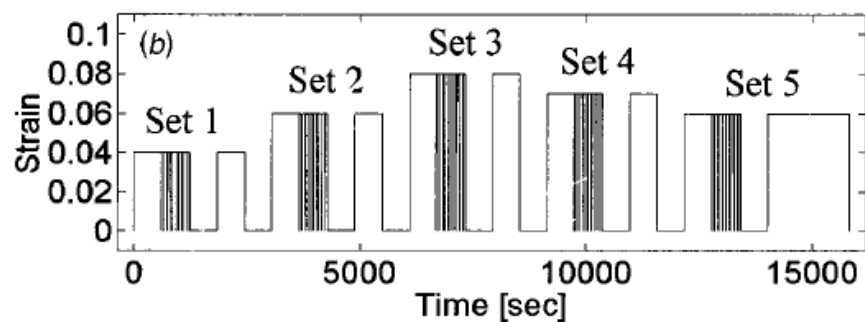


Figura 3.6 Disegno dell'intera prova sperimentale: cinque set di prove di rilassamento condotte rispettivamente ai livelli deformativi del 4%, 6%, 8%, 7%, 6% [21].

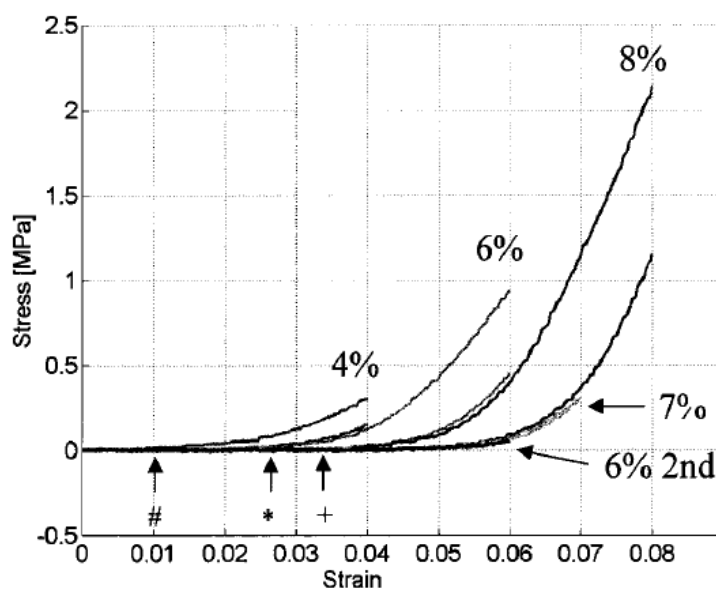


Figura 3.7 Risultati sperimentali [21].

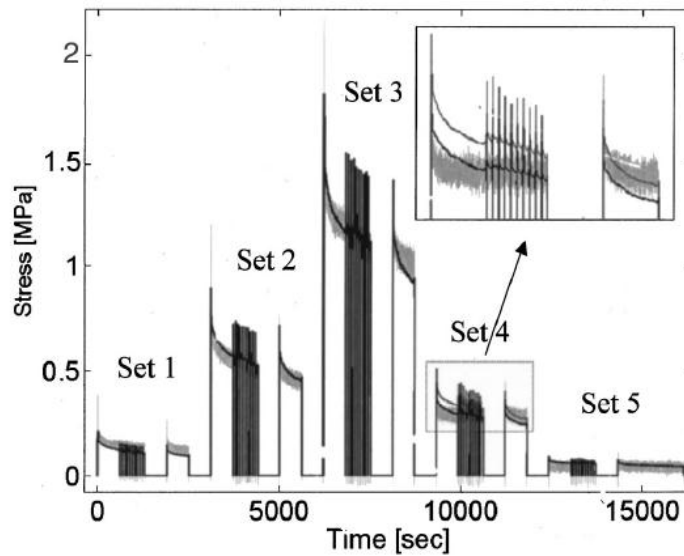


**Figura 3.8 Risultati sperimentali [21].**

Sono stati stimati tempi dell'ordine dei 100 s per il completo sviluppo dei fenomeni di tipo viscoso; nel presente protocollo vengono imposti tempi di rilassamento ed intertempi tra un set di stimolazione e l'altro dell'ordine dei 600 s, in modo tale da essere ragionevolmente certi del completo recupero dei fenomeni viscosi tra un set ed il successivo, essendo tali fenomeni di tipo reversibile.

Si nota come i fenomeni di rilassamento nei primi tre set si estendano al set successivo mentre questo fatto non avviene negli ultimi due: tale evidenza permette di supporre che, nell'arco dei primi tre set, si assista ad un rilassamento dovuto sia al comportamento viscoso che al preconditionamento mentre negli ultimi due il comportamento sia dovuto esclusivamente a fenomeni di tipo viscoso. Tale perdita di tensione irreversibile è osservabile anche dai livelli registrati nell'arco della prova: il secondo set di rilassamento al 6% evidenzia livelli di tensione marcatamente più contenuti rispetto al primo set al 6%; a tale fenomeno si accompagna l'incremento dell'allungamento libero delle fibre di collagene, esso è l'allungamento senza incremento della tensione e viene imputato ai fenomeni di preconditionamento.

Altri gruppi di ricerca hanno continuato gli studi di tale fenomeno sulla base degli studi di Swerdlik, cercando di ottenere risultati simili ma diminuendo il numero di set di

rilassamento del protocollo sperimentale originale. Einat, ad esempio, propone un disegno sperimentale composto da tre set di rilassamento, identici a quelli proposti da Swerdlik, condotti a livelli deformativi rispettivamente del 6%, 5%, 4%.

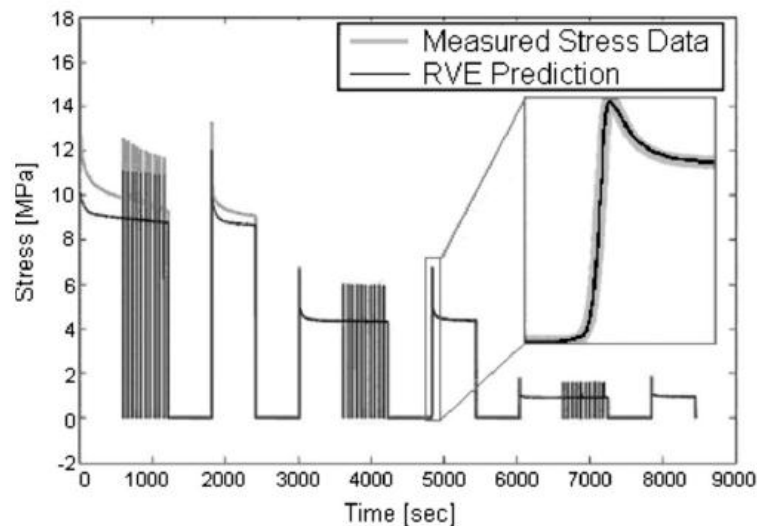


**Figura 3.9 Risultati delle prove di rilassamento condotte da Einat [20].**

Anche in questo caso si osserva che il rilassamento delle tensioni del primo set si estende al successivo, indice che il rilassamento sia dovuto sia allo sviluppo dei fenomeni legati al preconditionamento che al comportamento viscoso. Ciò non avviene nei successivi due set, evidenza che sottolinea la completa esaurizione dei fenomeni irreversibili legati al preconditionamento e fa quindi supporre che i dati ricavati siano dovuti unicamente a fenomeni di tipo viscoso [20].

### **3.3.5.1 Precondizionamento adottato per il presente studio**

Sulla base delle considerazioni fatte, si è scelto di adottare, per il presente studio, un protocollo di preconditionamento che fosse minimo al fine di non alterare le proprietà meccaniche dei campioni indagati, ma comunque sufficiente a preconditionare completamente il materiale di studio. All'inizio di ogni test si eseguono 10 cicli sinusoidali, alla frequenza di 1 Hz e alla deformazione imposta del 5%. Si riporta il grafico di una tipica sequenza di preconditionamento dal quale si può osservare, ciclo

dopo ciclo, la diminuzione delle forze registrate dall'apparato sperimentale e, di conseguenza, delle tensioni in gioco, fino allo stabilizzarsi attorno ad un valore asintotico, segno del completo preconditionamento del campione in esame.

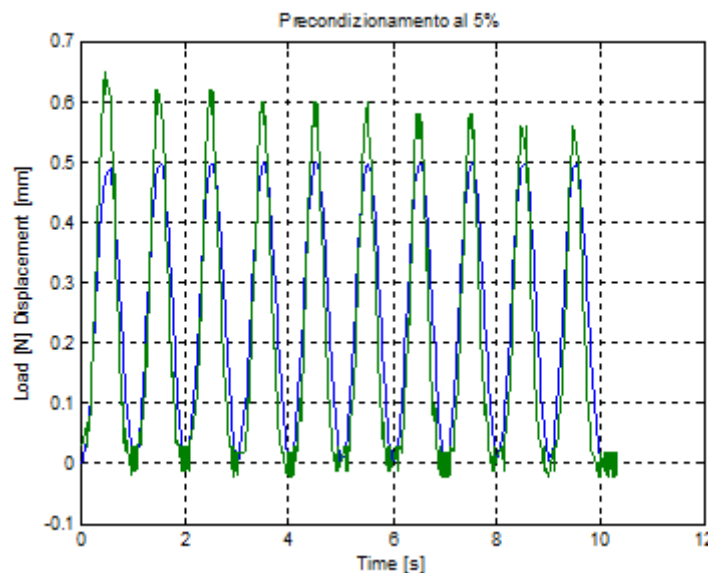


**Figura 3.10** Precondizionamento svolto su un campione di Fascia Crurale. In blu si osserva la deformazione imposta del 5%, in verde, l'andamento delle forze registrate.

### 3.3.6 Misure di tensione e deformazione per i tessuti molli

Nello studio del comportamento meccanico dei tessuti connettivi molli, va tenuto debitamente in considerazione il fatto che essi prevedono, nella loro risposta alle sollecitazioni, grandi spostamenti e deformazioni finite. Per una corretta formulazione dei risultati vanno quindi scelte misure di tensione e deformazione che siano energicamente coniugate tra loro.

Nel presente studio si lavora a spostamenti imposti, espressi in millimetri, e l'apparecchiatura per i test sperimentali fornisce la misura, in Newton, delle forze registrate in seguito all'applicazione del protocollo di carico scelto. A partire da queste grandezze si ricavano le misure di deformazione e, conseguentemente, di tensione.

La deformazione a cui ci si riferisce è la deformazione nominale espressa come:

$\varepsilon = (L - L_0) / L_0$  dove  $L_0$  indica la lunghezza iniziale del campione. Per mantenere tale grandezza costante attraverso le varie prove sperimentali, la si fissa al valore prescelto di 10 mm, distanza iniziale delle grip a cui è fissato il campione di tessuto.  $L$  rappresenta invece la lunghezza corrente del campione, misurata durante la prova come  $L = L_0 + d$ , dove  $d$  indica lo spostamento imposto nel corso del test sperimentale.

Dal calcolo della deformazione si passa al calcolo della tensione di Cauchy. Questo viene fatto assumendo che il materiale in esame sia incomprimibile, ipotesi ragionevole dal momento che i tessuti connettivi presentano al loro interno un'alta percentuale liquida che conferisce loro suddetta caratteristica.

Sotto le premesse sopra esposte è possibile considerare la tensione nella sola direzione della prova, ritenendo nulle le tensioni agenti lungo le altre direzioni. Si definisce la tensione di Cauchy come:

$\sigma = F / A$  dove  $F$  è la forza misurata e  $A$  rappresenta l'area deformata della sezione del campione. Per il calcolo dell'area deformata si richiama la relazione:

$A = A_0 / \lambda$ .  $\lambda$  esprime la dilatazione lungo la direzione di svolgimento della prova ed è pari a:  $\lambda = L / L_0 = \varepsilon + 1$ .

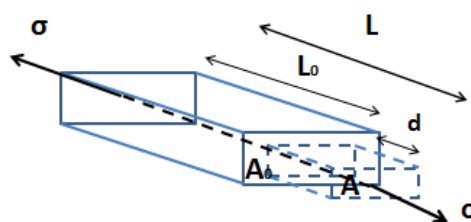


Figura 3.11 Rappresentazione schematica delle grandezze a cui ci si riferisce

### 3.4 Scelta del protocollo di carico e delle condizioni sperimentali

Sulla base di quanto sopra riportato, la scelta della tipologia del protocollo di carico viene effettuata in base alle caratteristiche del materiale che si vogliono indagare nell'arco della

sperimentazione. Risulta possibile combinare le diverse prove meccaniche descritte per arrivare alla comprensione e alla caratterizzazione completa di un particolare tipo di tessuto. Si effettueranno dunque prove di rilassamento delle tensioni per indagare i fenomeni viscosi del materiale, prove di trazione con carichi nell'ambito del range fisiologico per valutarne la rigidità di esercizio oppure a rottura per valutarne la rigidità ultima. Prove di carico ciclico verranno applicate nella valutazione dei fenomeni di adattamento e di fatica mentre il preconditionamento sarà applicato all'inizio di ogni prova meccanica come fase preparatoria del campione.

Risulterebbe inoltre possibile variare le condizioni al contorno della pratica sperimentale, ci si riferisce in questo caso a variazioni di temperatura, idratazione e concentrazione della soluzione salina utilizzata per l'idratazione stessa, al fine di vagliare diversi possibili scenari sperimentali. In via preliminare, in questa sperimentazione, si è deciso di lavorare a temperatura ambiente ( 20 ° C) idratando periodicamente il campione con la soluzione tampone PBS (phosphate buffered saline).

### **3.5 Setup Sperimentale**

Nella realizzazione delle prove meccaniche sulle quali si basa il presente studio, si è utilizzata un'apparecchiatura composta da due grips con vite di serraggio, poste alla distanza fissa di 10 mm, alle quali vengono fissati i campioni biologici. Una delle due grip è montata su una piastra di contrasto e risulta quindi ferma e solidale con il piano di appoggio; l'altra grip è collegata ad un motore lineare ad induzione elettromagnetica capace di sviluppare fino a 400 N di forza, questa è quindi l'estremità mobile che viene spostata nell'arco della prova sperimentale. Grazie all'ausilio di un software dedicato è possibile programmare il desiderato protocollo sperimentale: le deformazioni vengono imposte dal motore all'estremità mobile con la velocità e con l'ampiezza impostate dallo sperimentatore. Sull'estremità fissata alla piastra di contrasto è invece presente una cella di carico che registra le forze sviluppate nell'arco della prova.



**Figura 3.12 Immagine dell'apparato sperimentale utilizzato.**

### **3.6 Preparazione dell'esperimento**

I tessuti utilizzati nella fase sperimentale provengono da dissezioni operate su cadaveri presso il Dipartimento di Anatomia dell'Università di Padova; tale pratica viene portata a termine in laboratorio a temperatura ambiente (20° C). Il tessuto fasciale subisce, in questa sede, una prima pulizia da quelli che sono gli strati di grasso e le connessioni con i tessuti muscolari.



**Figura 3.13** Foto scattata durante la dissezione. Risulta possibile vedere il sito anatomico da cui è stato prelevato il campione di fascia crurale del compartimento posteriore

In questo modo si ottiene un campione, il più omogeneo possibile, di fascia; questo viene posto in un apposito contenitore, contrassegnato con il codice del donatore, che viene conservato in un congelatore alla temperatura di  $-20^{\circ}\text{C}$  fino al momento dell'esperimento.

20 minuti prima dell'esperimento, il campione viene estratto dal congelatore e viene immerso in una soluzione tampone (PBS, phosphate buffered saline) a temperatura ambiente ( $20^{\circ}\text{C}$ ) che ha la duplice funzione di favorire il processo di scongelamento e di mantenere il campione idratato. Una volta scongelato, esso subisce una pulizia più minuziosa e viene successivamente mappato e tagliato in campioni più piccoli, il più omogenei possibile per dimensioni, ai quali viene fatto corrispondere un codice alfanumerico.



**Figura 3.14** Campione di Fascia Crurale anteriore (CR96LA) ripulito dagli strati di tessuto adiposo e dalle connessioni con il tessuto muscolare. Esso si presenta come una lamina di tessuto connettivo sottile ed omogenea. Dal vivo risulta possibile individuare ad occhio nudo la disposizione delle fibre di collagene.

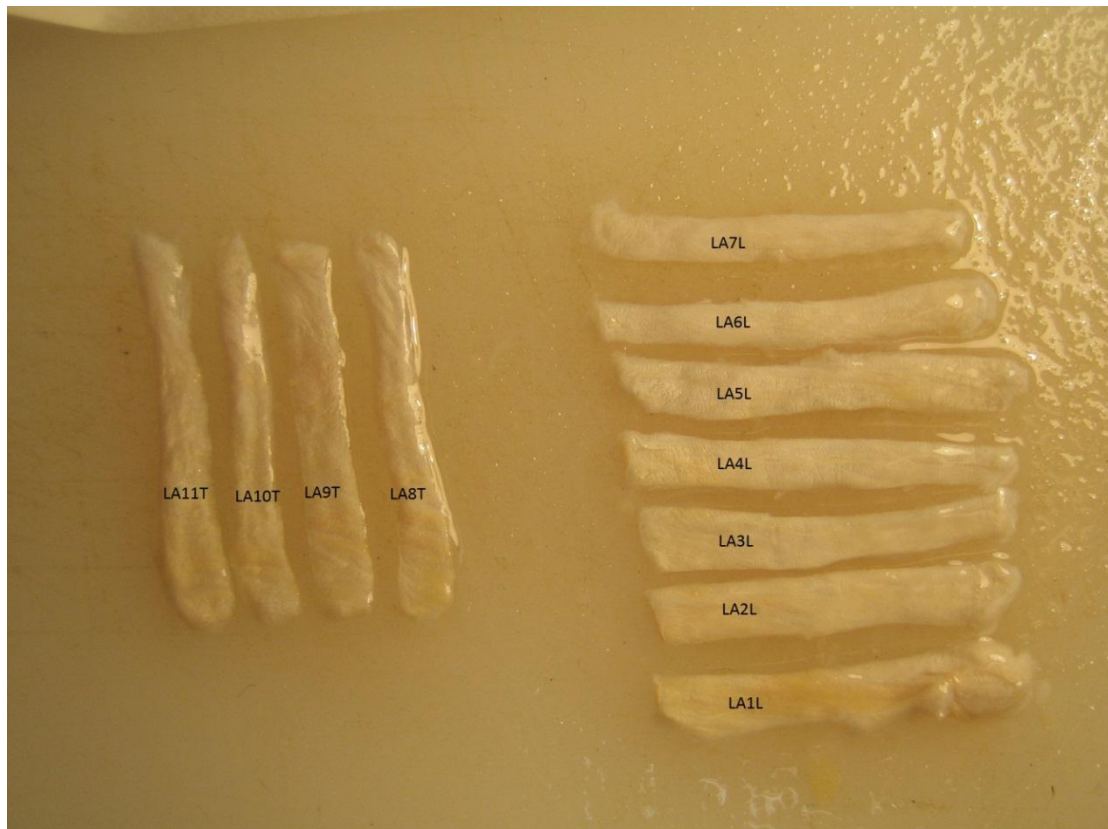


**Figura 3.15** Suddivisione in campioni e mappatura della Fascia Crurale anteriore (CR96LA) di Figura 3.13

I campioni vengono fotografati singolarmente, prima della prova sperimentale, in modo da poter ottenere, dalle immagini stesse, le misure di larghezza e spessore attraverso le quali viene poi desunta l'area indeformata del campione, necessaria per calcolare l'area deformata dello stesso e poter ricavare i valori di tensione sviluppati nell'arco della prova

sperimentale. I campioni biologici vengono fotografati insieme a un ritaglio di carta millimetrata, indispensabile per la successiva elaborazione dell'immagine.

Le misure del campione vengono ottenute con l'ausilio di un software di elaborazione di immagini, ImageJ, che opera una calibrazione dell'immagine a partire da valori noti, misurati sulla carta millimetrata adiacente al campione stesso e permette, in questo modo, una misura precisa di spessore e larghezza.

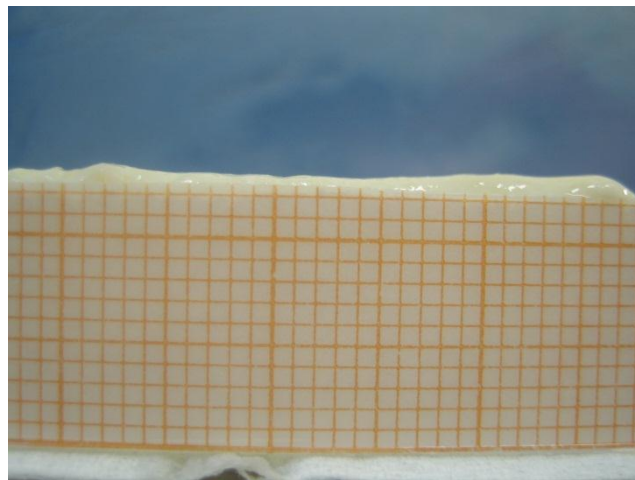


**Figura 3.16** Immagine di un campione appoggiato su un supporto di plexiglass il cui spessore è stato coperto con carta millimetrata plastificata, indispensabile per il calcolo dello spessore del campione biologico.

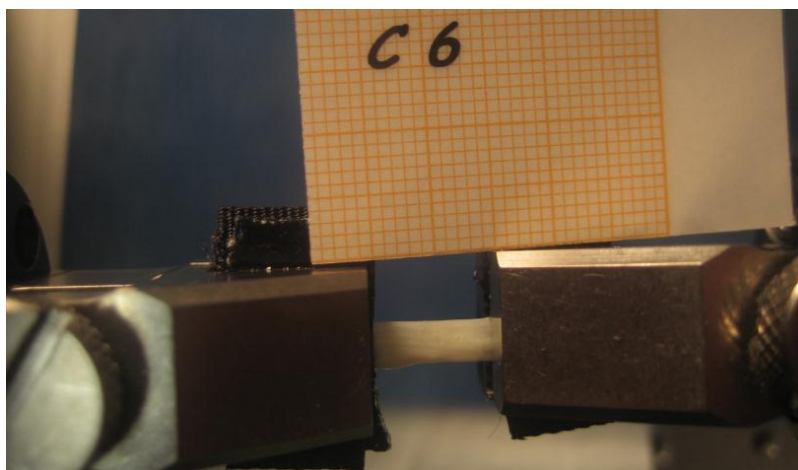


**Figura 3.17** Campione montato sull'apparato sperimentale. Immagine per la valutazione della larghezza del campione stesso.

Dopo questa necessaria fase di preparazione, ha luogo la prova sperimentale vera e propria con l'applicazione delle sollecitazioni meccaniche decise nel protocollo di carico. Dal momento che ogni prova può durare fino ad una ventina di minuti, l'idratazione del campione viene mantenuta manualmente bagnandolo periodicamente (una goccia al minuto) con la stessa soluzione tampone utilizzata nella fase iniziale di scongelamento (PBS).

Una volta terminati i test, i campioni utilizzati vengono nuovamente congelati per essere successivamente smaltiti.



## **Capitolo 4**

### **Prove sperimentali e risultati**

Il presente studio si basa sull'analisi di tre campioni di fascia crurale provenienti tutti dal medesimo donatore identificato dal codice c110096. Il soggetto è un uomo adulto di 67 anni alto 165.10 cm e del peso di 74.8 kg.

Dalla gamba destra si sono ricavati due campioni provenienti rispettivamente dal compartimento anteriore e dal compartimento posteriore; il terzo campione origina dal compartimento anteriore della gamba destra nella medesima posizione di quello prelevato dal controlaterale per permettere la confrontabilità dei risultati sperimentali. Di particolare interesse è lo studio delle caratteristiche meccaniche del compartimento anteriore, poiché è questa la regione da cui originano molte sindromi dolorose come, ad esempio, la sindrome compartimentale.

Si è scelto di utilizzare i tessuti della gamba destra per condurre studi sul rilassamento delle tensioni ed indagare quindi lo sviluppo dei fenomeni viscosi; il controlaterale è stato invece testato, con un diverso protocollo di carico, per valutare, con prove di trazione, la rigidità di tali tessuti.

#### **4.1 Disegno sperimentale per i test di rilassamento e risultati**

Si riporta, di seguito, il protocollo di carico adottato per le prove di rilassamento condotte sui tessuti fasciali della gamba destra. Il medesimo protocollo è stato adottato per i campioni del compartimento anteriore e di quello posteriore.

Essendo questi studi i primi sulla caratterizzazione meccanica della fascia crurale, la letteratura in merito è estremamente scarsa ed attesta valori fisiologici di deformazione che dovrebbero aggirarsi al di sotto di  $\varepsilon = 15\%$ . Tenuto conto di questo dato, si è dunque deciso di condurre tre test di rilassamento a diverse percentuali di deformazione, seguiti da una prova di rottura per valutare la rigidità ultima dei campioni stessi.

Il protocollo di carico risulta così articolato:

- 10 cicli di preconditionamento sinusoidale alla frequenza di 1 Hz alla deformazione imposta di  $\varepsilon = 5\%$
- Pausa di 60 s
- Allungamento fino a  $\varepsilon = 7\%$  imposto alla velocità del 120%/s (12 mm/s) e mantenuto per 240 s; ritorno a  $\varepsilon = 0$  con velocità di 0.024 mm/s in modo che il tempo di scarico sia di 30 s
- Pausa di 60 s
- Allungamento fino a  $\varepsilon = 9\%$  imposto alla velocità del 120%/s (12 mm/s) e mantenuto per 240 s; ritorno a  $\varepsilon = 0$  con velocità di 0.03 mm/s in modo che il tempo di scarico sia di 30 s
- Pausa di 60 s
- Allungamento fino a  $\varepsilon = 11\%$  imposto alla velocità del 120%/s (12 mm/s) e mantenuto per 240 s; ritorno a  $\varepsilon = 0$  con velocità di 0.037 mm/s in modo che il tempo di scarico sia di 30 s
- Pausa di 60 s
- Allungamento a rottura fino a  $\varepsilon = 120\%$  imposto alla velocità del 120%/s (12 mm/s) e mantenuto per 30 s. Il ritorno a  $\varepsilon = 0$  viene effettuato con la medesima velocità di carico

Le elevate velocità imposte per raggiungere il valore di deformazione desiderato, sono state scelte in modo tale che fossero compatibili con la dinamica dello strumento, senza dare distorsioni o disturbi sul segnale misurato, e in modo che l'applicazione della deformazione fosse il più possibile assimilabile al modello teorico ideale di applicazione istantanea della sollecitazione. La rapidità di carico è infatti fondamentale per evitare l'esplicarsi dei fenomeni di tipo viscoso.

Per la fase di scarico, ed il conseguente ritorno ad  $\varepsilon = 0$ , si è preferita una rimozione lenta della sollecitazione che avviene nel lasso temporale di 30 s; questo permette un effettivo ritorno a 0 della deformazione evitando che il campione vada in compressione a causa degli effetti inerziali delle masse delle parti mobili dello strumento in movimento veloce.

#### 4.1.1 Impostazione del protocollo sperimentale e salvataggio dei dati

La strumentazione per l'acquisizione dei dati mette a disposizione dello sperimentatore un software dedicato, WinTest, attraverso il quale è possibile impostare i diversi passaggi previsti dal protocollo scelto. Si riporta, a titolo di esempio, l'impostazione del protocollo di rilassamento appena descritto.

**Axial 1 Disp 1 6.5 mm**

Sine Triangle Square Ramp Block

Block Type: Dwell

Start Index: 1

Buttons: Insert, Edit, Delete, Acquisition, Block Data

| Block | Signal | Feedback | WaveForm                          | T/D        | P/V        | L/C        |
|-------|--------|----------|-----------------------------------|------------|------------|------------|
| 1     | Sine   | Disp 1   | -6, -5.5 mm at 1 Hz for 10 Cycles | Not Active | Not Active | Not Active |
| 2     | Dwell  | Disp 1   | 60 Sec                            | 60:60:1    | Not Active | Not Active |
| 3     | Ramp   | Disp 1   | 12 mm/Second to -5.3 mm           | Not Active | Not Active | Not Active |
| 4     | Dwell  | Disp 1   | 240 Sec                           | Not Active | Not Active | Not Active |
| 5     | Ramp   | Disp 1   | 0.023 mm/Second to -6 mm          | Not Active | Not Active | Not Active |
| 6     | Dwell  | Disp 1   | 60 Sec                            | 60:60:1    | Not Active | Not Active |
| 7     | Ramp   | Disp 1   | 12 mm/Second to -5.1 mm           | Not Active | Not Active | Not Active |
| 8     | Dwell  | Disp 1   | 240 Sec                           | Not Active | Not Active | Not Active |
| 9     | Ramp   | Disp 1   | 0.03 mm/Second to -6 mm           | Not Active | Not Active | Not Active |
| 10    | Dwell  | Disp 1   | 60 Sec                            | 60:60:1    | Not Active | Not Active |
| 11    | Ramp   | Disp 1   | 12 mm/Second to -4.9 mm           | Not Active | Not Active | Not Active |

TuneQ Settings

| Last Tuned            | Feedback | Waveform | End Levels                    |
|-----------------------|----------|----------|-------------------------------|
| 1/10/2012 10:23:31 AM | Disp 1   | Square   | Level 1 0 mm, Level 2 2 mm    |
| 10/21/2010 2:41:52 PM | Load 1   | Sine     | Level 1 225 N, Level 2 -225 N |
| 10/21/2010 2:41:29 PM | Load 3   | Sine     | Level 1 -1 N, Level 2 -5 N    |

0%

Waveform Properties OK Cancel

**Axial 1 Disp 1 6.5 mm**

Sine Triangle Square Ramp Block

Block Type: Dwell

Start Index: 1

Buttons: Insert, Edit, Delete, Acquisition, Block Data

| Block | Signal | Feedback | WaveForm                 | T/D        | P/V        | L/C        |
|-------|--------|----------|--------------------------|------------|------------|------------|
| 12    | Dwell  | Disp 1   | 240 Sec                  | Not Active | Not Active | Not Active |
| 13    | Ramp   | Disp 1   | 0.037 mm/Second to -6 mm | Not Active | Not Active | Not Active |
| 14    | Dwell  | Disp 1   | 60 Sec                   | 60:60:1    | Not Active | Not Active |
| 15    | Ramp   | Disp 1   | 12 mm/Second to 6 mm     | Not Active | Not Active | Not Active |
| 16    | Dwell  | Disp 1   | 30 Sec                   | 30:30:1    | Not Active | Not Active |
| 17    | Ramp   | Disp 1   | 12 mm/Second to -6 mm    | Not Active | Not Active | Not Active |
| 18    | None   |          |                          | Not Active | Not Active | Not Active |
| 19    | None   |          |                          | Not Active | Not Active | Not Active |
| 20    | None   |          |                          | Not Active | Not Active | Not Active |
| 21    | None   |          |                          | Not Active | Not Active | Not Active |
| 22    | None   |          |                          | Not Active | Not Active | Not Active |

TuneQ Settings

| Last Tuned            | Feedback | Waveform | End Levels                    |
|-----------------------|----------|----------|-------------------------------|
| 1/10/2012 10:23:31 AM | Disp 1   | Square   | Level 1 0 mm, Level 2 2 mm    |
| 10/21/2010 2:41:52 PM | Load 1   | Sine     | Level 1 225 N, Level 2 -225 N |
| 10/21/2010 2:41:29 PM | Load 3   | Sine     | Level 1 -1 N, Level 2 -5 N    |

0%

Waveform Properties OK Cancel

**Figura 4.1** Impostazione dell'esperimento attraverso il software WinTest. Ogni riga contiene le specifiche di ogni azione impostata: ampiezza della deformazione, velocità con la quale si desidera venga applicata la sollecitazione, impostazione dei tempi di riposo e durata della sollecitazione applicata. Il software mostra anche il tipo di salvataggio dati in uso tra le tre possibili modalità: 'timed data', 'level crossing', 'peak and valley'.

È inoltre possibile definire la modalità del salvataggio dati più conveniente a seconda delle caratteristiche della prova in esame. Per il tipo di esperimento condotto, si è scelto di salvare i dati in modalità ‘Level Crossing’; questa consente di definire un incremento, detto ‘delta change’, superato il quale avviene il salvataggio del dato. Tale delta viene impostato dallo sperimentatore a seconda delle esigenze di salvataggio: utilizzando intervalli piccoli si ha un campionamento molto fitto, viceversa per intervalli più ampi. Si possono definire gli intervalli, superati i quali avviene il salvataggio del dato, sia sul canale che misura la forza, sia su quello che misura lo spostamento.

Tale modalità di salvataggio è particolarmente utile per seguire le evoluzioni veloci del segnale durante le quali si assiste a rapide variazioni di forza e spostamento, come ad esempio avviene nell’applicazione di un carico impulsivo, mentre consente un campionamento più rado del segnale quando questo risulta pressoché stazionario nei termini delle suddette grandezze. Risulta inoltre utile la possibilità di ridefinire i ‘delta change’ anche in base alla rigidità del materiale testato per rendere la frequenza di campionamento più o meno fitta a seconda delle esigenze.

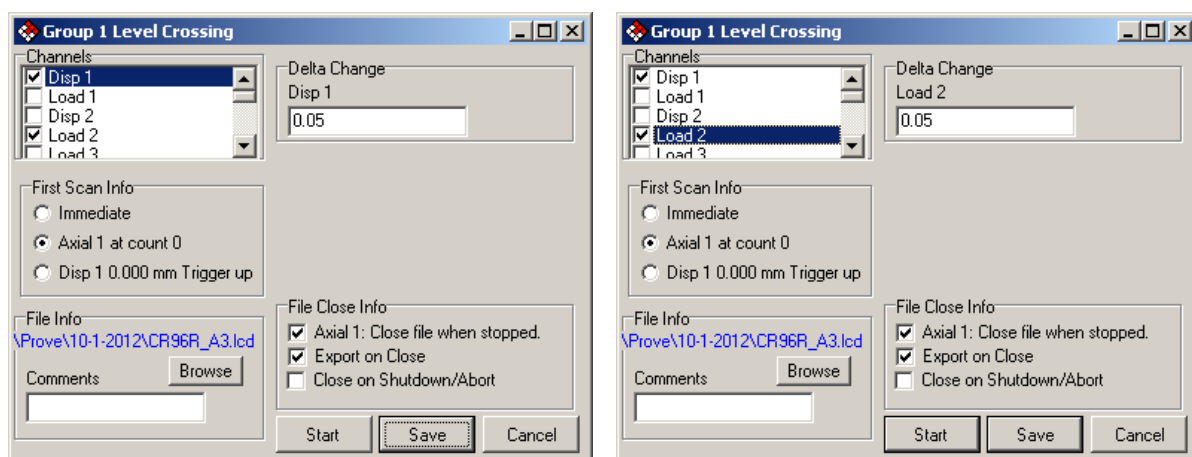


**Figura 4.2** A sinistra è mostrata l'impostazione del 'delta change' sul canale dello spostamento e, nell'immagine a destra, sul canale del carico.

La scelta dell'ampiezza dell'intervallo alla quale avviene il salvataggio è stata determinata empiricamente sulla base di prove preliminari, dovendo mediare tra

l'esigenza di avere dati fittamente campionati e di ottenere files di dimensioni trattabili, in tempi ragionevoli, per la successiva elaborazione e per l'archiviazione.

#### **4.1.2 Grafici dei risultati**

Vengono di seguito riportati i grafici dei risultati, separati per quanto riguarda il campione di fascia crurale proveniente dal compartimento anteriore e quello proveniente dal compartimento posteriore.

##### **4.1.2.1 Fascia Crurale del compartimento anteriore**

Prima di tagliare il tessuto nei campioni che andranno testati, vengono eseguite delle operazioni preliminari quali la valutazione della disposizione delle fibre di collagene nei diversi strati di tessuto connettivo e la mappatura.

L'angolo formato dalle fibre viene calcolato con il software di elaborazione di immagini ImageJ, utilizzato anche per ricavare le misure dei singoli campioni. Conoscere la disposizione delle fibre nei campioni che verranno testati è, come si è precedentemente detto, di fondamentale importanza nella valutazione della risposta meccanica degli stessi.

Nel caso in esame è stato misurato un angolo  $\alpha = 74^\circ 67'$ ; in Figura 4.3 viene evidenziato l'andamento delle fibre nei due strati.

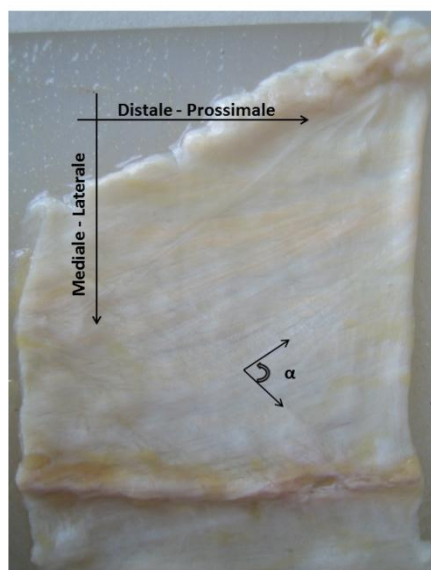


**Figura 4.3 Disposizione delle fibre di collagene nel tessuto**

Da questo tessuto si sono ricavati tredici campioni in totale: nove di questi sono orientati secondo la direzione distale-prossimale mentre i restanti quattro sono orientati secondo la direzione mediale-laterale della fascia. Si riportano, per esteso, i grafici ricavati dai test di due campioni: uno longitudinale (RA8L) e uno trasversale (RA10T); in seguito vengono riportati i grafici riassuntivi delle prove di tutti i campioni.

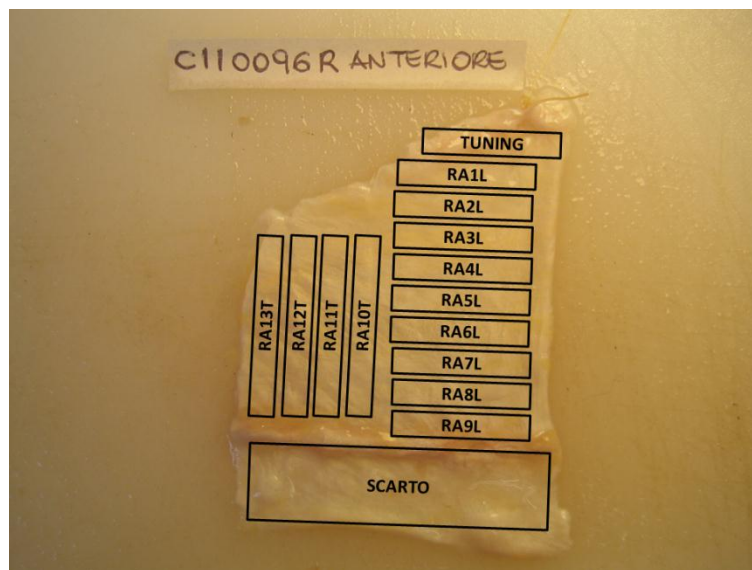


**Figura 4.4 Mappatura del campione di Fascia Crurale anteriore. .**

Il pezzo di scarto e quello da cui sono stati tagliati i campioni sono separati da un grosso setto intramuscolare di tessuto connettivo che decorre in direzione prossimale-distale e divide in modo naturale il campione nelle due porzioni che si sono ricavate. Nel pezzo di scarto non è chiara né ben visibile la direzione delle fibre. È stato inoltre ricavato un campione dal margine superiore che è stato utilizzato per tarare l'apparato sperimentale (pratiche di 'tuning').

È stata adottata la seguente nomenclatura per l'identificazione dei campioni:

- **R** = right (destra)
- **A** = anterior (anteriore)
- **Numero del campione**
- **L/T** = longitudinal/transversal (longitudinale/trasversale)

Si riportano di seguito le dimensioni dei campioni analizzati.

|              | <b>L</b><br><b>[mm]</b> | <b>S</b><br><b>[mm]</b> |
|--------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>RA1L</b>  | 2.85                    | 0.21                    |
| <b>RA2L</b>  | 3.06                    | 0.33                    |
| <b>RA3L</b>  | 3.99                    | 0.33                    |
| <b>RA4L</b>  | 2.9                     | 0.46                    |
| <b>RA5L</b>  | 3.39                    | 0.56                    |
| <b>RA6L</b>  | 3.46                    | 0.42                    |
| <b>RA7L</b>  | 3.32                    | 0.82                    |
| <b>RA8L</b>  | 2.83                    | 0.82                    |
| <b>RA9L</b>  | 3.23                    | 0.69                    |
| <b>RA10T</b> | 2.76                    | 0.37                    |
| <b>RA11T</b> | 3.7                     | 0.64                    |
| <b>RA12T</b> | 2.7                     | 0.55                    |
| <b>RA13T</b> | 2.66                    | 0.8                     |

**Tabella 4.1 Dimensioni dei campioni analizzati. L = larghezza, S = spessore**

La larghezza media dei campioni è di 3.14 mm con una deviazione standard di  $\pm 0.414$  mm, lo spessore medio assume il valore di 0.54 mm con una deviazione standard di  $\pm 0.205$  mm. La lunghezza dei campioni è la medesima e misura 10 mm, essa corrisponde alla distanza tra le grips e viene mantenuta fissa, prende il nome di ‘lunghezza libera’ rispetto alla quale vengono calcolate le successive misure percentuali.

#### **4.1.2.1.1 Campione RA8L**

Di seguito vengono riportati i grafici di:

- Precondizionamento in termini di forza e spostamento
- Rilassamento delle tensioni alla deformazione imposta del 7%, 9%, 11%
- Prova a rottura

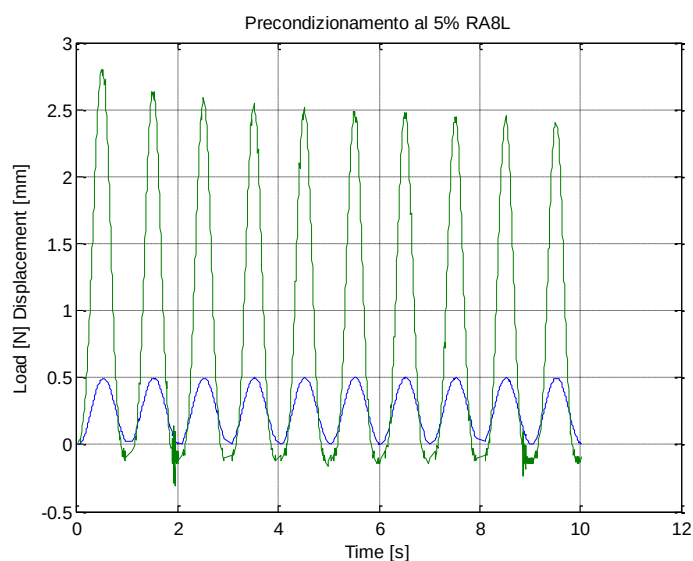
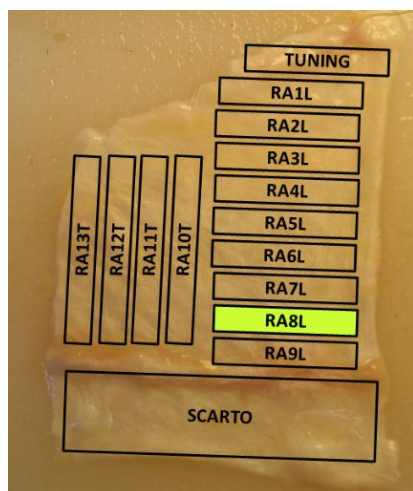


Figure 4.5 A sinistra in evidenza il campione RA8L; a destra il grafico del precondizionamento

Nella seguente tabella vengono riportati i valori di forza registrati negli ultimi quattro cicli di precondizionamento; tali valori confermano lo stabilizzarsi dei valori della forza e, conseguentemente, della tensione, indice che il campione risulta essere completamente precondizionato.

| Ciclo | $F_{\max}$<br>[N] | $\sigma_{\max}$<br>[MPa] |
|-------|-------------------|--------------------------|
| 7     | 2.48              | 1.12                     |
| 8     | 2.44              | 1.1                      |
| 9     | 2.45              | 1.11                     |
| 10    | 2.4               | 1.09                     |

Tabella 4.2 Valori di forza registrati negli ultimi quattro cicli di precondizionamento (  $F_{\max}$  ) corrispondenti valori di tensione (  $\sigma_{\max}$  )

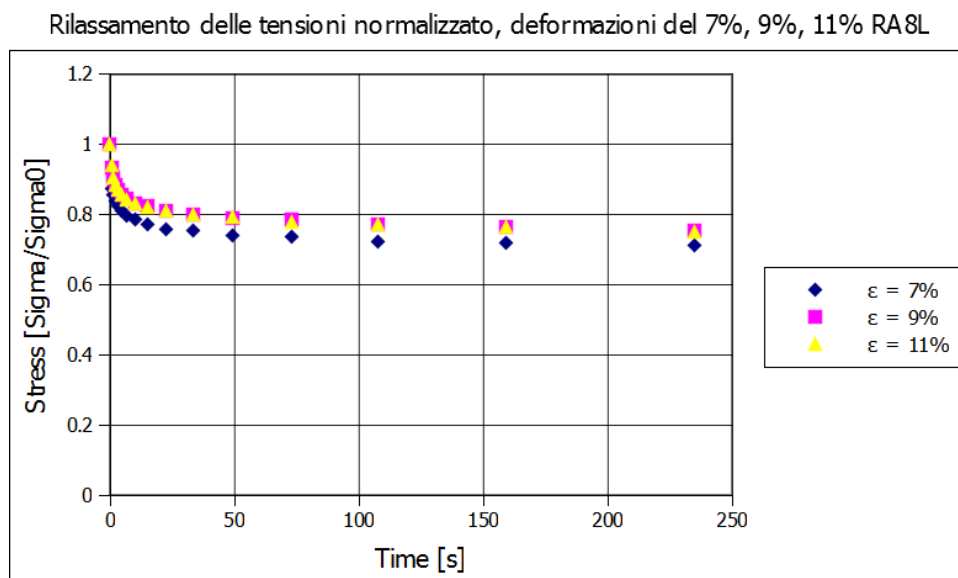


**Figura 4.6 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\epsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$**

Nella seguente tabella si riportano i valori minimi di tensione normalizzata registrati durante la prova e la perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno di rilassamento.

|                                | $\epsilon = 7\%$ | $\epsilon = 9\%$ | $\epsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|------------------|------------------|-------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.709            | 0.754            | 0.749             |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 29.12            | 24.6             | 25.11             |

**Tabella 4.3 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento**

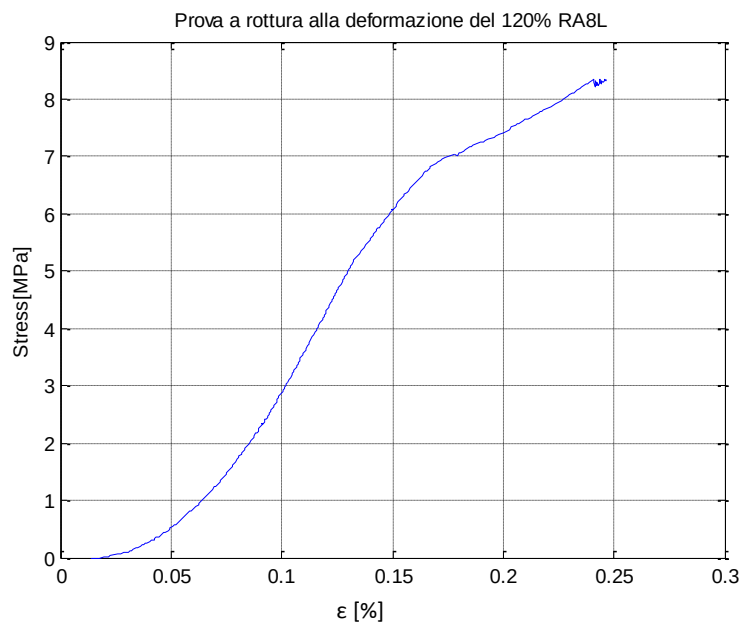


**Figura 4.7 Prova a rottura del campione RA8L**

#### 4.1.2.1.2 Campione RA10T

Si riportano di seguito i medesimi grafici mostrati per il campione precedente

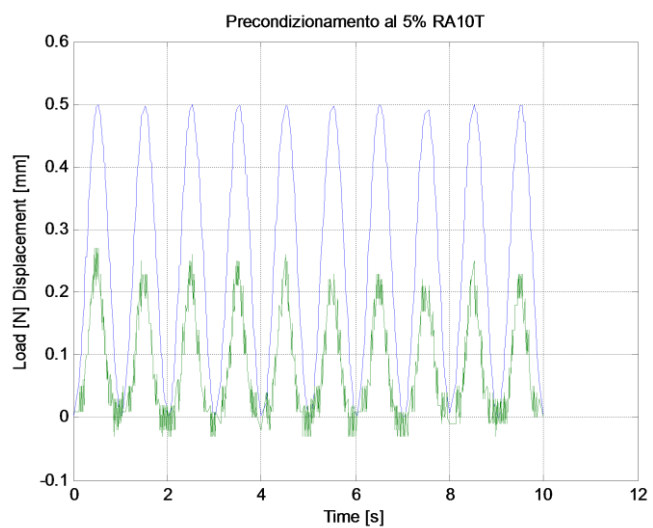
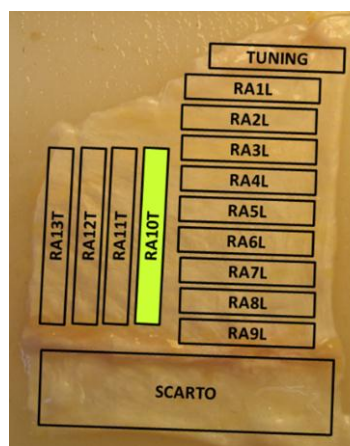


**Figure 4.8 A sinistra, in evidenza, il campione RA10T; a destra il grafico del preconditionamento**

| Ciclo | $F_{\max}$<br>[N] | $\sigma_{\max}$<br>[MPa] |
|-------|-------------------|--------------------------|
| 7     | 0.23              | 0.24                     |
| 8     | 0.22              | 0.23                     |
| 9     | 0.25              | 0.26                     |
| 10    | 0.23              | 0.24                     |

**Tabella 4.4** Valori di forza registrati negli ultimi quattro cicli di preconditionamento ( $F_{\max}$ ) corrispondenti valori di tensione ( $\sigma_{\max}$ )

Già dal solo preconditionamento si vede come le forze e le tensioni in gioco siano molto minori rispetto a quelle registrate per il campione longitudinale (valori di tensione 4 - 5 volte inferiori). Quest'evidenza, peraltro attesa, rende conferma del ruolo fondamentale della disposizione delle fibre rispetto alla direzione della sollecitazione nella risposta meccanica del materiale.

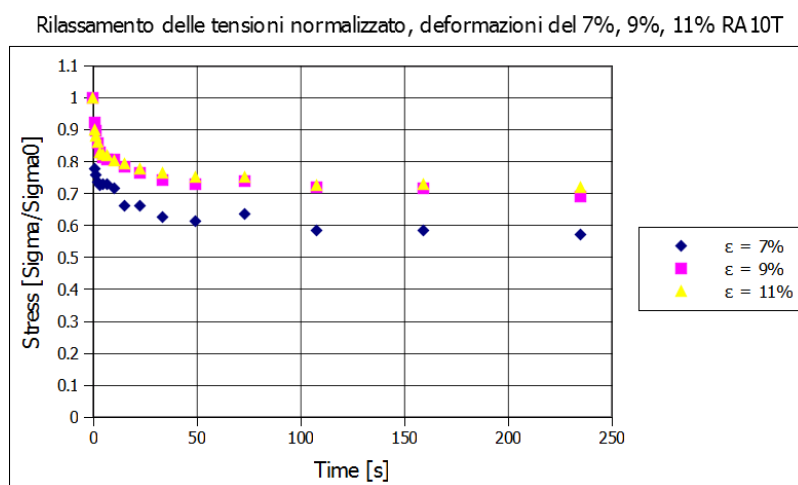


**Figura 4.9** Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\epsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\epsilon = 7\%$ | $\epsilon = 9\%$ | $\epsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|------------------|------------------|-------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.572            | 0.69             | 0.718             |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 42.82            | 31               | 28.24             |

**Tabella 4.5** Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

Anche le prove di rilassamento confermano quanto esposto per il preconditionamento, fornendo valori di tensione massima registrata decisamente inferiori a quelli evidenziati per il campione longitudinale.

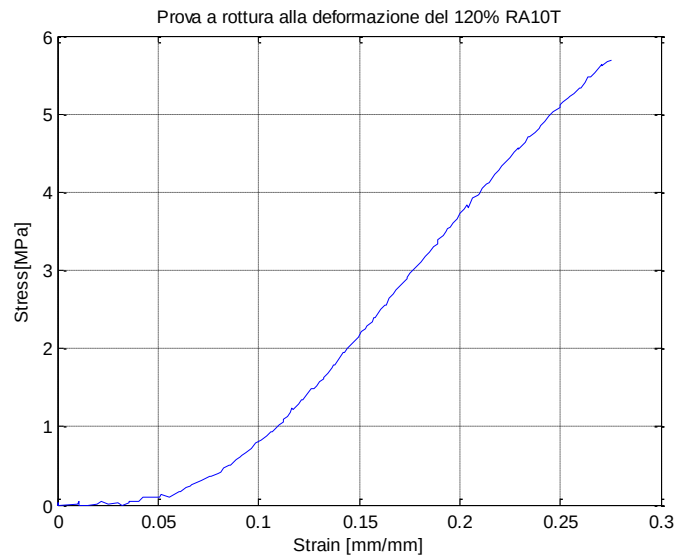


**Figura 4.10 Prova a rottura del campione RA10T**

#### **4.1.2.1.3 Tutti i campioni longitudinali**

Si riportano, per ogni campione, i risultati delle tre prove di rilassamento (  $\varepsilon = 7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$  ) sovrapposti in un unico grafico. Ogni grafico è corredato da una tabella che riporta i valori di tensione minima normalizzata evidenziata da ogni campione durante il test e la relativa perdita di tensione percentuale.

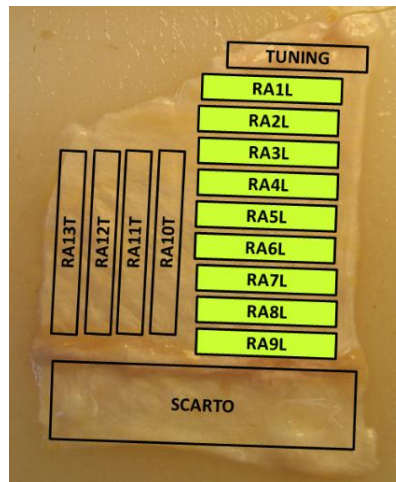


Figura 4.11 Tutti i campioni longitudinali

#### 4.1.2.1.3.1 Campione RA1L

Rilassamento delle tensioni normalizzato, deformazioni del 7%, 9%, 11% RA1L

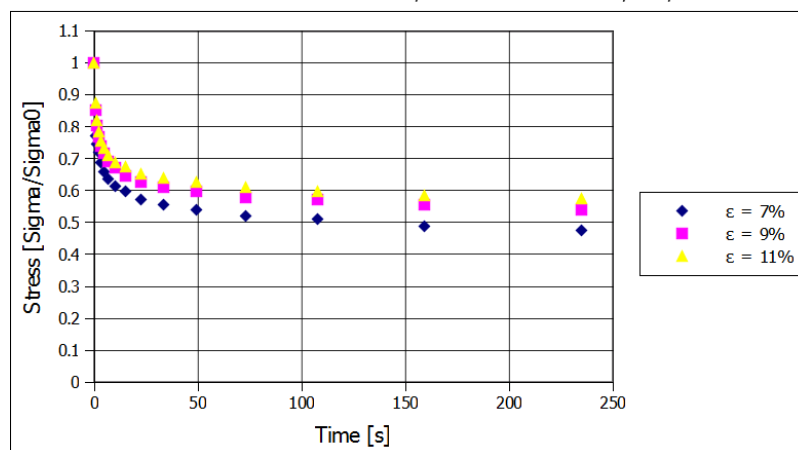


Figura 4.12 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.473               | 0.538               | 0.573                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 52.74               | 46.16               | 42.73                |

Tabella 4.6 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.1.3.2 Campione RA2L

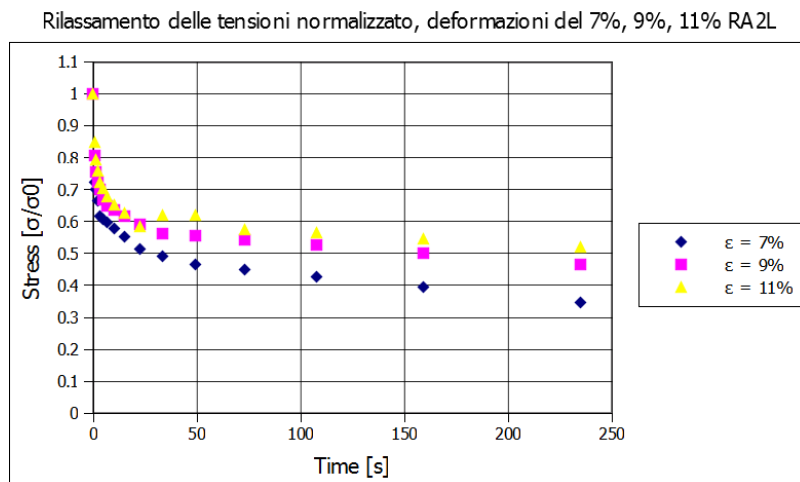


Figura 4.13 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.347               | 0.464               | 0.519                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 65.35               | 53.58               | 48.03                |

Tabella 4.7 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.1.3.3 Campione RA3L

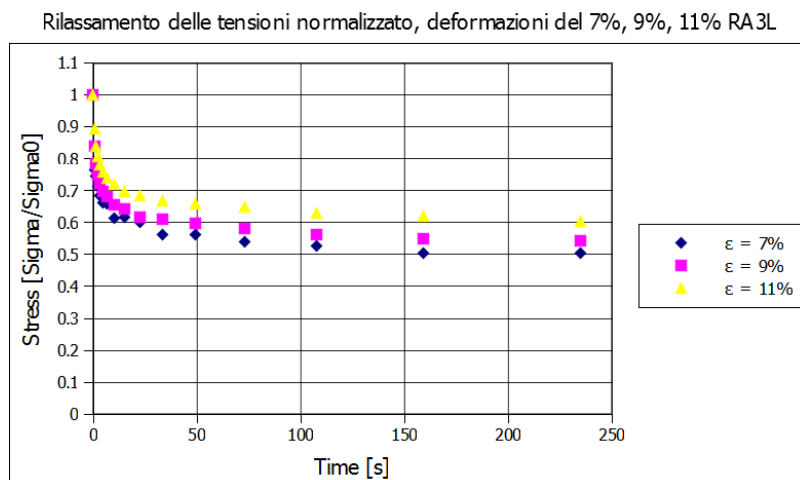


Figura 4.14 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.504               | 0.542               | 0.603                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 49.58               | 45.85               | 39.71                |

Tabella 4.8 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.1.3.4 Campione RA4L

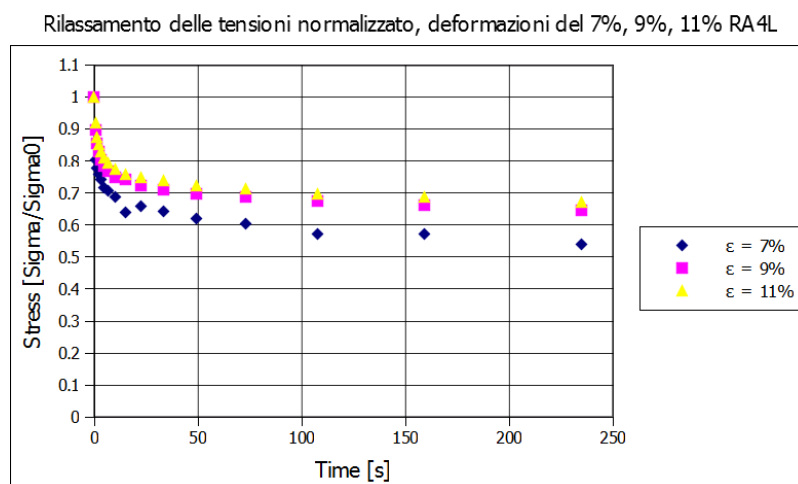


Figura 4.15 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.537               | 0.654               | 0.67                 |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 46.3                | 35.49               | 33                   |

Tabella 4.9 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.1.3.5 Campione RA5L

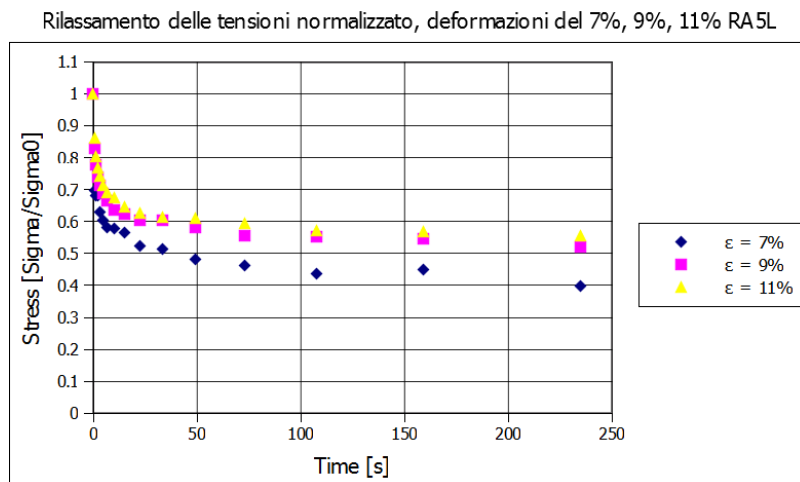


Figura 4.16 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\epsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\epsilon = 7\%$ | $\epsilon = 9\%$ | $\epsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|------------------|------------------|-------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.398            | 0.52             | 0.555             |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 60.24            | 47.96            | 44.88             |

Tabella 4.10 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.1.3.6 Campione RA6L

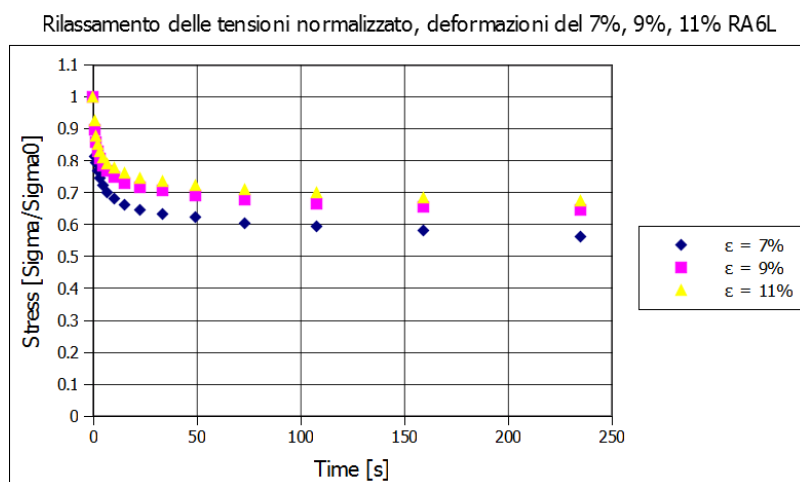


Figura 4.17 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\epsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.562               | 0.646               | 0.673                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 43.85               | 35.39               | 32.71                |

**Tabella 4.11** Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.1.3.7 Campione RA7L

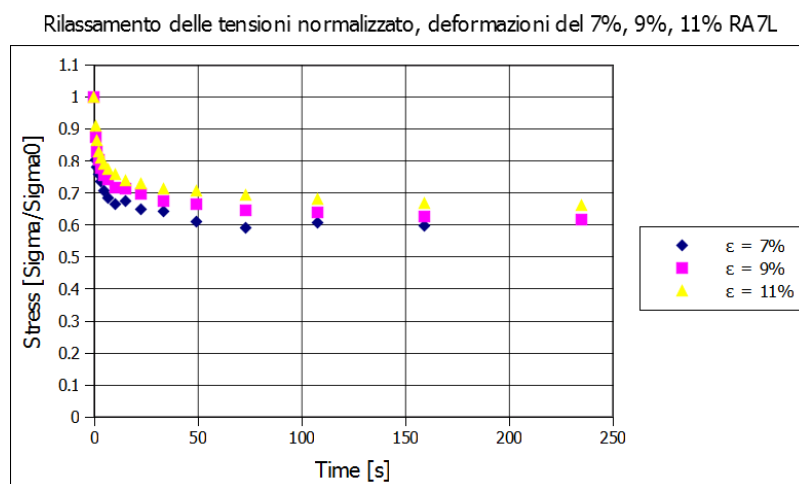


**Figura 4.18** Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.563               | 0.615               | 0.659                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 43.71               | 38.5                | 34.06                |

**Tabella 4.12** Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.1.3.8 Campione RA9L

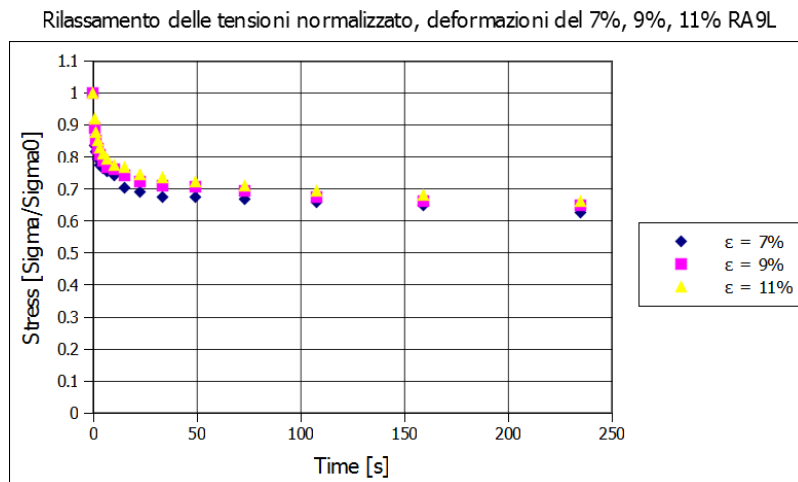


Figura 4.19 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\epsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\epsilon = 7\%$ | $\epsilon = 9\%$ | $\epsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|------------------|------------------|-------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.626            | 0.647            | 0.661             |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 37.42            | 35.29            | 33.88             |

Tabella 4.13 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.1.3.9 Prove a rottura dei campioni longitudinali

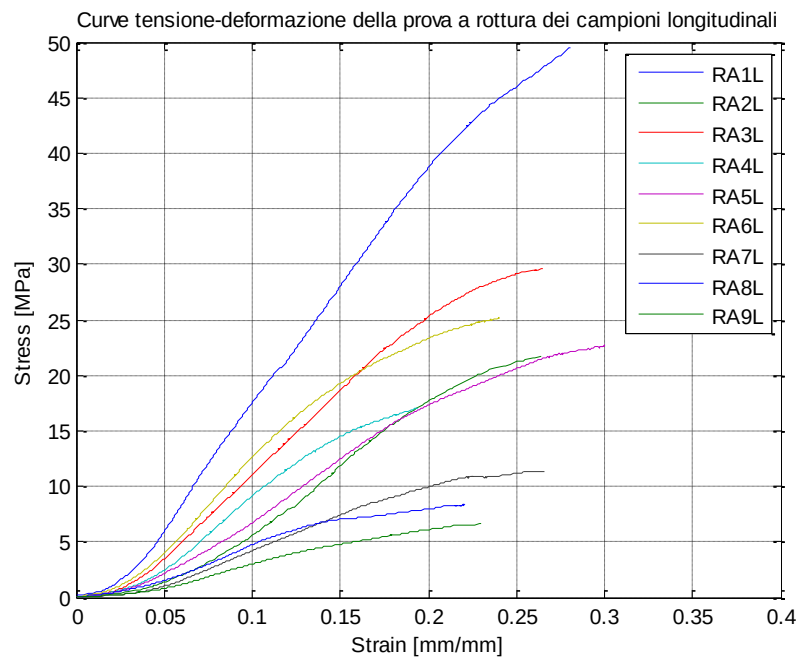


Figura 4.20 Sintesi delle prove a rottura dei campioni longitudinali. Le curve sono state riportate a uno 'zero convenzionale' scelto del valore di 0.1 MPa.

|             | $\sigma_{\max}$ [MPa] | $F_{\max}$ [N] |
|-------------|-----------------------|----------------|
| <b>RA1L</b> | 49.53                 | 22.13          |
| <b>RA2L</b> | 21.71                 | 16.56          |
| <b>RA3L</b> | 29.75                 | 29.4           |
| <b>RA4L</b> | 17.11                 | 18.37          |
| <b>RA5L</b> | 22.68                 | 31.41          |
| <b>RA6L</b> | 25.17                 | 28.38          |
| <b>RA7L</b> | 11.38                 | 23.61          |
| <b>RA8L</b> | 8.37                  | 15.59          |
| <b>RA9L</b> | 6.62                  | 11.52          |

Tabella 4.14 Valori di tensione massima e forza massima evidenziati dalla prova a rottura

#### 4.1.2.1.4 Tutti i campioni trasversali

Seguono mappatura e grafici riassuntivi delle prove svolte sui campioni trasversali.

Il campione RA11T è stato danneggiato durante le prove e non ha quindi prodotto risultati utili allo studio.



Figura 4.21 Tutti i campioni trasversali

##### 4.1.2.1.4.1 Campione RA10T

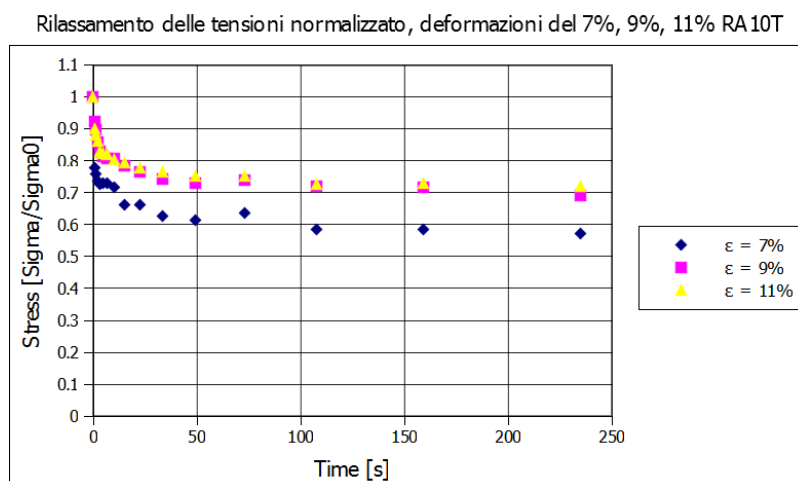


Figura 4.22 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\epsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.572               | 0.69                | 0.718                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 42.82               | 31                  | 28.24                |

Tabella 4.15 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.1.4.2 Campione RA12T

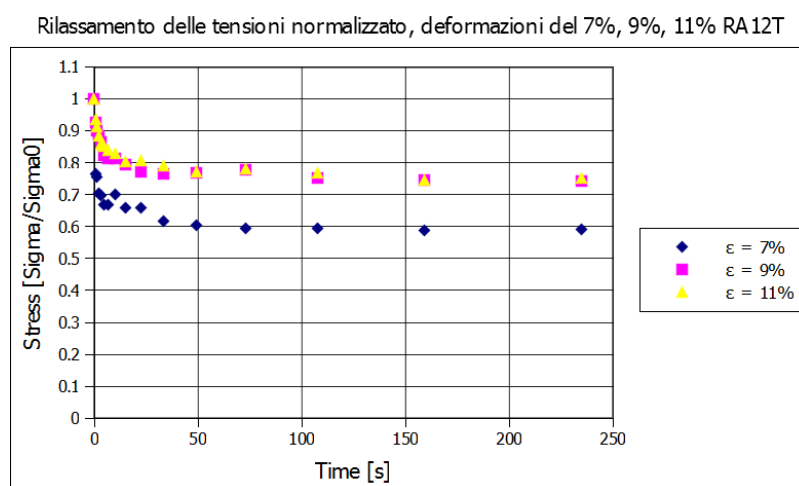


Figura 4.23 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.585               | 0.741               | 0.743                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 41.49               | 25.92               | 25.69                |

Tabella 4.16 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.1.4.3 Campione RA13T

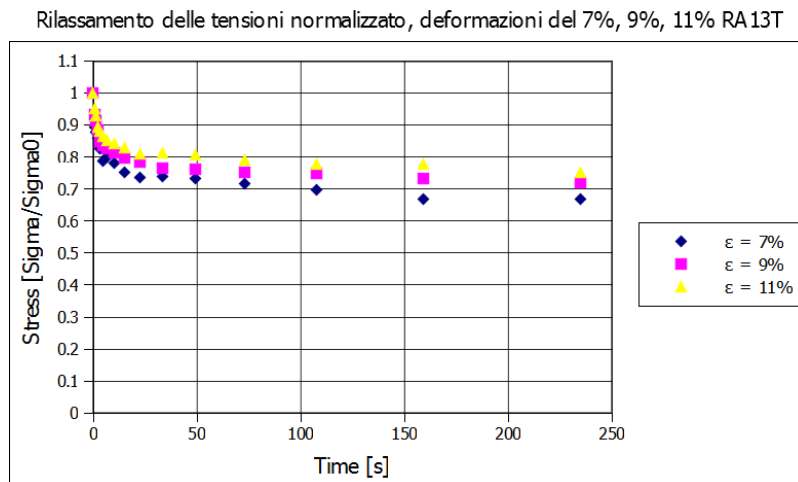


Figura 4.24 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\epsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\epsilon = 7\%$ | $\epsilon = 9\%$ | $\epsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|------------------|------------------|-------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.667            | 0.718            | 0.751             |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 33.7             | 28.23            | 24.89             |

Tabella 4.17 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.1.4.4 Prove a rottura dei campioni trasversali

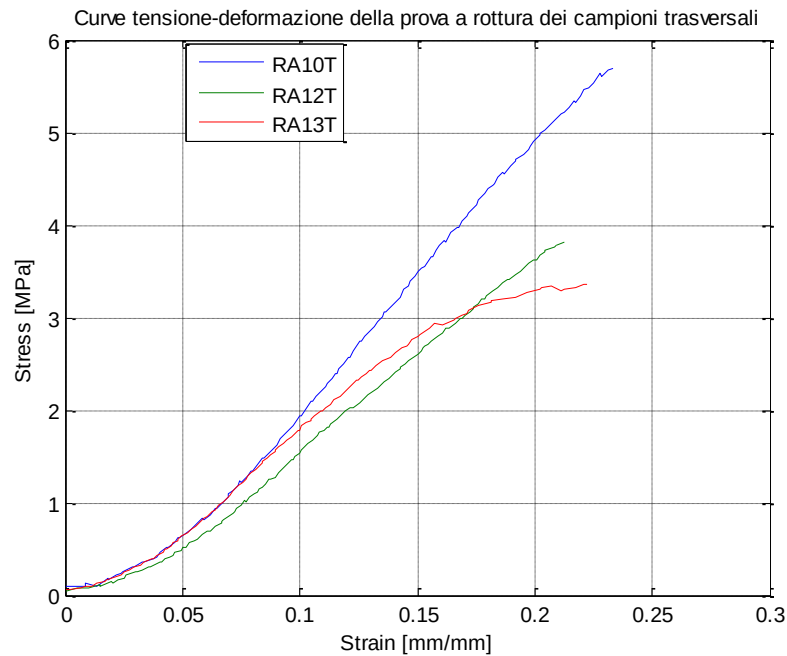


Figura 4.25 Sintesi delle prove a rottura dei campioni trasversali. Le curve sono state riportate a uno 'zero convenzionale' scelto del valore di 0.1 MPa.

|              | $\sigma_{\max}$ [MPa] | $F_{\max}$ [N] |
|--------------|-----------------------|----------------|
| <b>RA10T</b> | 5.71                  | 4.56           |
| <b>RA12T</b> | 3.74                  | 4.49           |
| <b>RA13T</b> | 3.54                  | 5.66           |

Tabella 4.18 Valori di tensione massima e forza massima evidenziati dalla prova a rottura

#### 4.1.2.1.4.5 Confronto delle prove di rilassamento dei campioni longitudinali e trasversali

Si riportano i grafici di confronto tra campioni longitudinali e trasversali del rilassamento medio alle diverse percentuali di deformazione ( $\varepsilon = 7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$ ) .

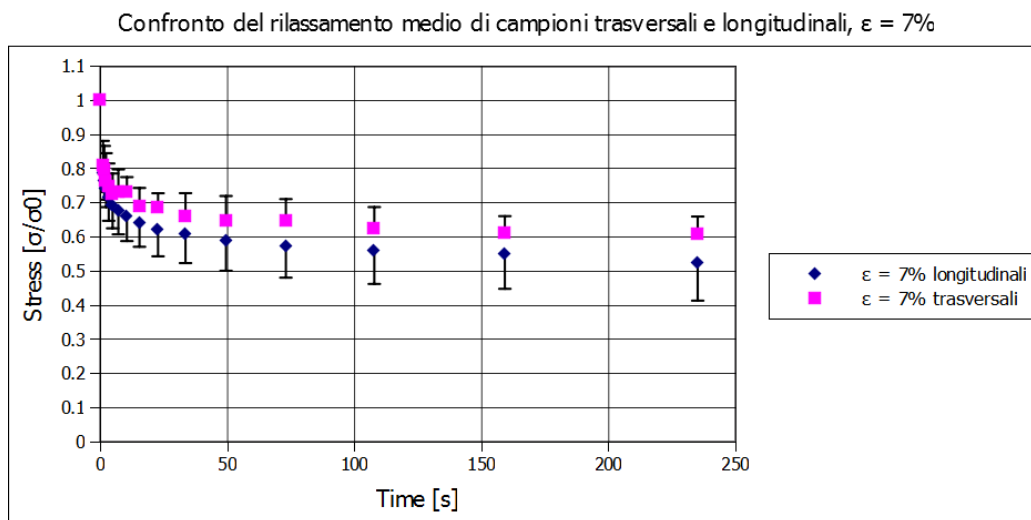


**Figura 4.26** Confronto tra campioni longitudinali e trasversali del rilassamento medio alla deformazione imposta del 7%

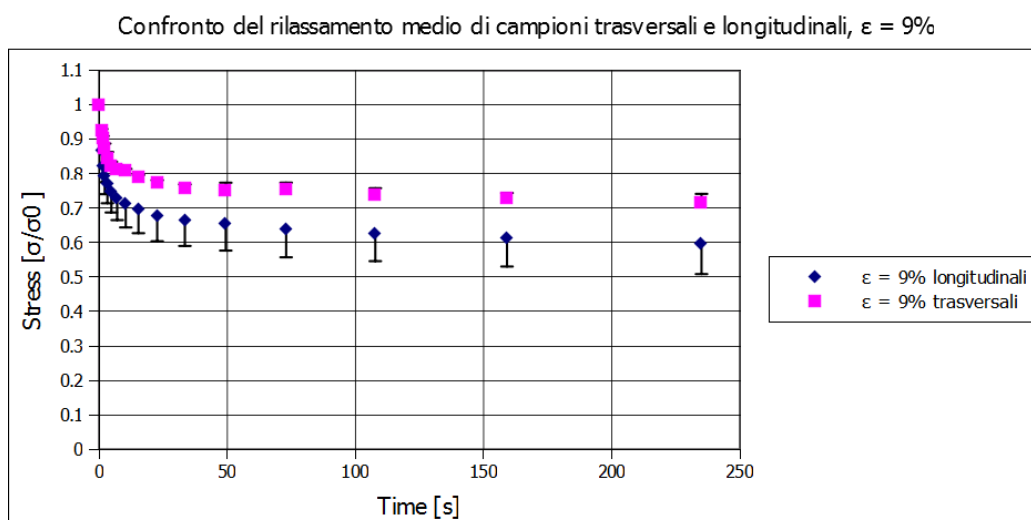


**Figura 4.27** Confronto tra campioni longitudinali e trasversali del rilassamento medio alla deformazione imposta del 9%

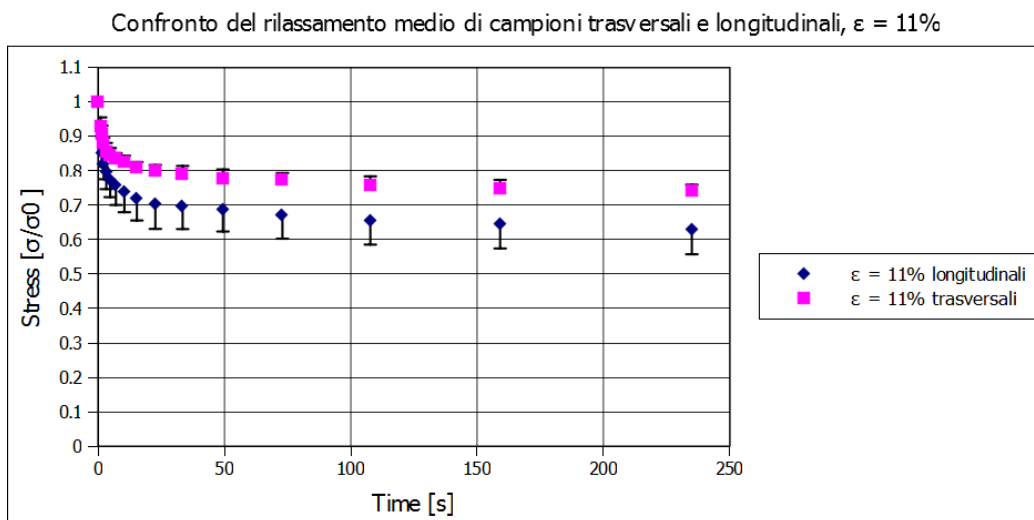


Figura 4.28 Confronto tra campioni longitudinali e trasversali del rilassamento medio alla deformazione imposta dell'11%

| $\epsilon$               | 7%     |        | 9%     |        | 11%    |        |
|--------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                          | L      | T      | L      | T      | L      | T      |
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$ | 0.5241 | 0.6093 | 0.5968 | 0.7161 | 0.6292 | 0.7401 |
| Perdita di tensione [%]  | 47.59  | 39.07  | 40.32  | 28.39  | 37.08  | 25.99  |

Tabella 4.19 Valori medi minimi della tensione normalizzata e perdita percentuale di tensione nelle tre prove di rilassamento per i campioni longitudinali (L) e trasversali (T)

Il seguente grafico si riporta il valore medio del rilassamento dei campioni longitudinali a confronto con quello dei campioni trasversali della fascia.

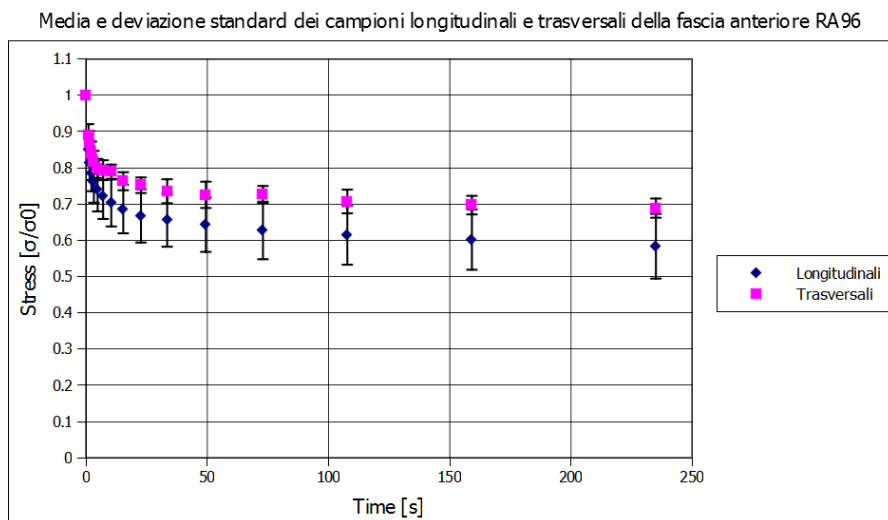


Figura 4.29 Confronto tra campioni longitudinali e trasversali del rilassamento medio delle tre prove

|                          | Longitudinali | Trasversali |
|--------------------------|---------------|-------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$ | 0.5834        | 0.6886      |
| Perdita di tensione [%]  | 41.66         | 31.14       |

Tabella 4.20 Valori medi minimi della tensione normalizzata e perdita percentuale di tensione,

Si riporta inoltre il rilassamento medio della fascia calcolato utilizzando la media di tutti i campioni longitudinali e trasversali.

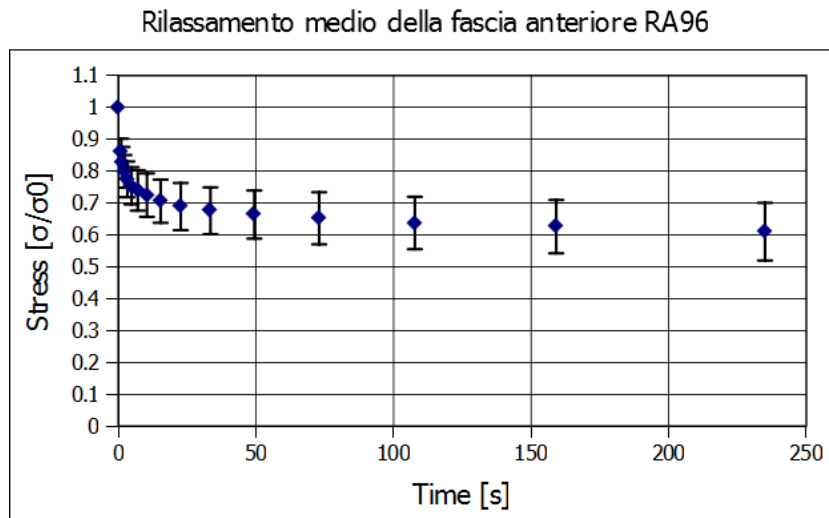


Figura 4.30 Rilassamento medio calcolato su tutti i campioni della fascia

$$\sigma_{\min}/\sigma_0 = 0.6097$$

$$\text{Perdita di tensione [\%]} = 39.03 \%$$

Le evidenze sperimentali mostrano che i campioni longitudinali esibiscono un rilassamento delle tensioni più marcato rispetto ai campioni trasversali in tutte e tre le prove ( $\varepsilon = 7\%, 9\%, 11\%$ ).

Condizione comune sia ai campioni longitudinali che ai trasversali è il fatto di esibire un maggior rilassamento delle tensioni alla deformazione imposta del 7%, mentre le prove al 9% e all' 11% risultano maggiormente sovrapponibili.

Confrontando la differenza percentuale di tensione rilassata tra il primo ed il terzo test dei campioni longitudinali e trasversali si osserva come questa sia molto simile: 10 punti percentuali di differenza per i primi e 13 per i secondi.

Il fatto che, per tutti i campioni, il rilassamento al 7% si discosti significativamente dai risultati delle successive due prove, potrebbe far supporre che questo sia dovuto ad un incompleto preconditionamento del campione e che quindi tali dati siano comprensivi di una perdita di tensione legata sia ai fenomeni viscosi che al preconditionamento stesso; si è dunque deciso di valutare i dati di rilassamento provando ad escludere quelli derivanti dalla prima prova con i seguenti risultati:

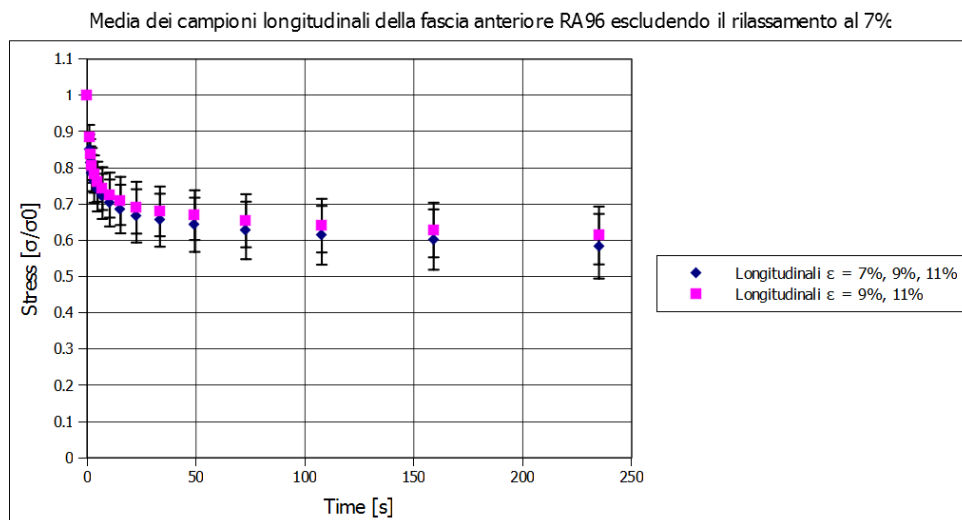


**Figura 4.31** Confronto del rilassamento medio dei campioni longitudinali: media sulle tre prove e media con l'esclusione del rilassamento al 7% di deformazione

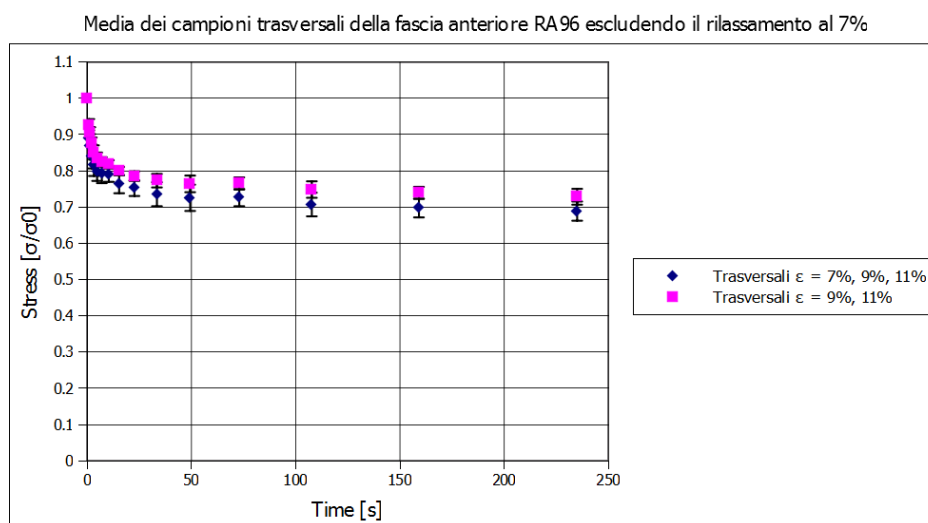


**Figura 4.32** Confronto del rilassamento medio dei campioni trasversali: media sulle tre prove e media con l'esclusione del rilassamento al 7% di deformazione

|                                        | <b>L</b><br><b>nelle 3 prove</b> | <b>L</b><br><b><math>\varepsilon = 9\%, 11\%</math></b> | <b>T</b><br><b>nelle 3 prove</b> | <b>T</b><br><b><math>\varepsilon = 9\%, 11\%</math></b> |
|----------------------------------------|----------------------------------|---------------------------------------------------------|----------------------------------|---------------------------------------------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$               | 0.5834                           | 0.6130                                                  | 0.6886                           | 0.7281                                                  |
| <b>Perdita di<br/>tensione<br/>[%]</b> | 41.66                            | 38.7                                                    | 31.14                            | 27.19                                                   |

**Tabella 4.21** Valori medi minimi della tensione normalizzata e perdita percentuale di tensione per i campioni longitudinali (L) e trasversali (T): media delle tre prove e media con l'esclusione del rilassamento al 7% di deformazione.

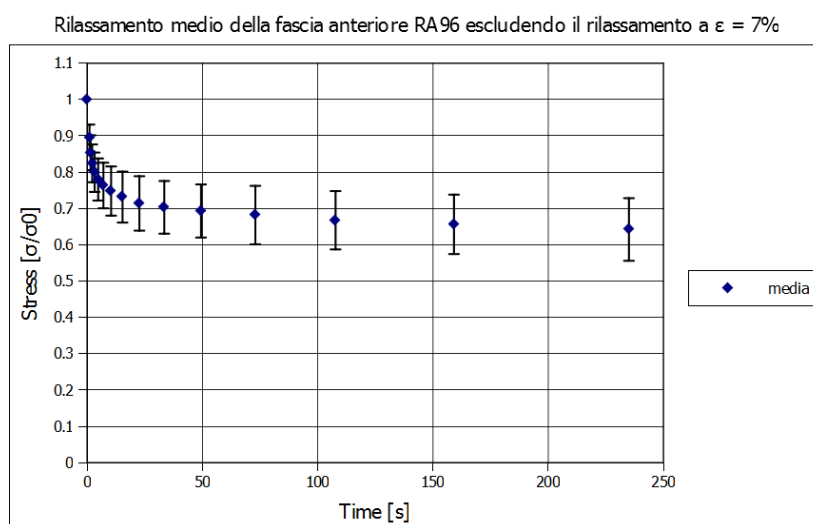


**Figura 4.33** Rilassamento medio calcolato su tutti i campioni della fascia escludendo i dati delle prove di rilassamento al 7% di deformazione imposta

$$\sigma_{\min}/\sigma_0 = 0.6418$$

$$\text{Perdita di tensione [\%]} = 35.82 \%$$

#### 4.1.2.1.4.5 Confronto delle prove a rottura dei campioni longitudinali e trasversali

Si riporta il confronto tra le medie dei campioni longitudinali e trasversali della fascia:

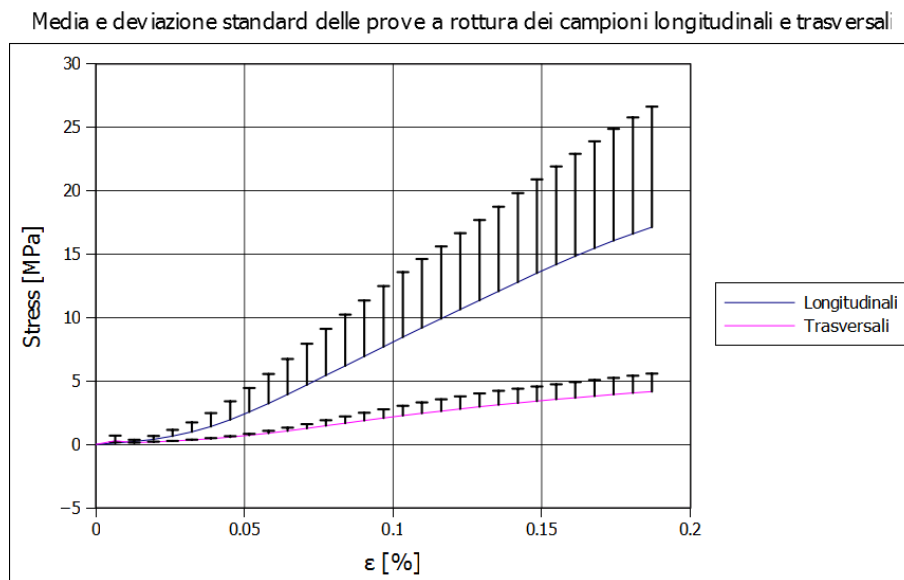


**Figura 4.34** Media delle prove a rottura dei campioni longitudinali e trasversali

Le prove sperimentali evidenziano, come atteso, una minor rigidezza dei campioni trasversali rispetto a quelli longitudinali, in dipendenza della disposizione delle fibre di collagene rispetto alla direzione della sollecitazione.

#### 4.1.2.2 Fascia Crurale del compartimento posteriore

Si riportano i risultati ottenuti, utilizzando il medesimo protocollo di carico, per i campioni del tessuto proveniente dal compartimento posteriore della gamba destra. Di seguito si riportano l'analisi della direzione delle fibre di collagene, la mappatura ed i dati sperimentali, in sintesi, per campioni longitudinali e trasversali.

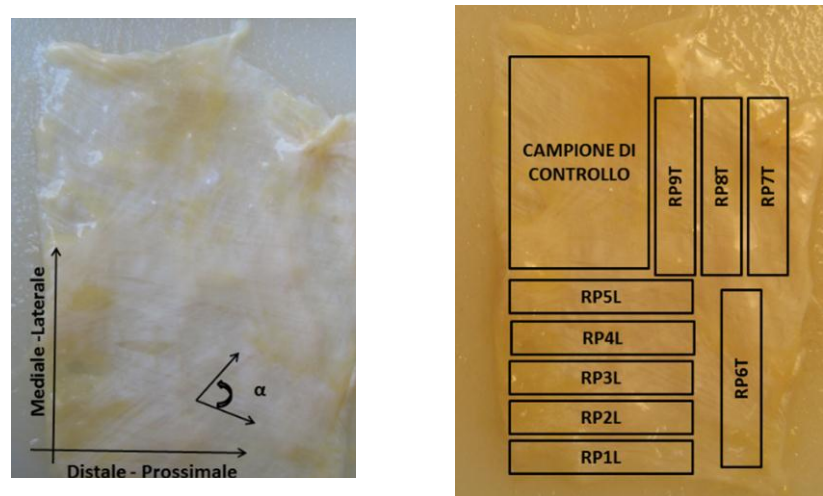


**Figura 4.35** Sulla sinistra viene valutato l'angolo tra le fibre di collagene dei due strati; esso assume il valore medio di  $73^{\circ} 1'$ . Sulla destra si osserva la mappatura.

Dal tessuto si sono ricavati nove campioni di cui cinque con direzione distale-proximale e quattro con direzione mediale-laterale. È stato inoltre conservato un campione di controllo per eventuali future verifiche. Si riportano di seguito le misure dei campioni analizzati.

|             | <b>L</b><br><b>[mm]</b> | <b>S</b><br><b>[mm]</b> |
|-------------|-------------------------|-------------------------|
| <b>RP1L</b> | 3.25                    | 0.83                    |
| <b>RP2L</b> | 2.25                    | 0.66                    |
| <b>RP3L</b> | 3.5                     | 0.98                    |
| <b>RP4L</b> | 2.16                    | 0.66                    |
| <b>RP5L</b> | 2.66                    | 0.72                    |
| <b>RP6T</b> | 4.54                    | 1.38                    |
| <b>RP7L</b> | 3.86                    | 1.26                    |
| <b>RP8T</b> | 3.45                    | 0.99                    |
| <b>RP9T</b> | 3.15                    | 0.73                    |

**Tabella 4.22 Dimensioni dei campioni analizzati. Lunghezza = 10 mm per tutti i campioni**

La larghezza media risulta essere di 3.2 mm con una deviazione standard di  $\pm 0.764$  mm mentre lo spessore assume mediamente il valore di 0.912 mm con una deviazione standard di  $\pm 0.263$  mm.

Si riportano di seguito i medesimi grafici mostrati per i campioni della fascia anteriore.

#### 4.1.2.2.1 Tutti i campioni longitudinali

##### 4.1.2.2.1.1 Campione RP1L

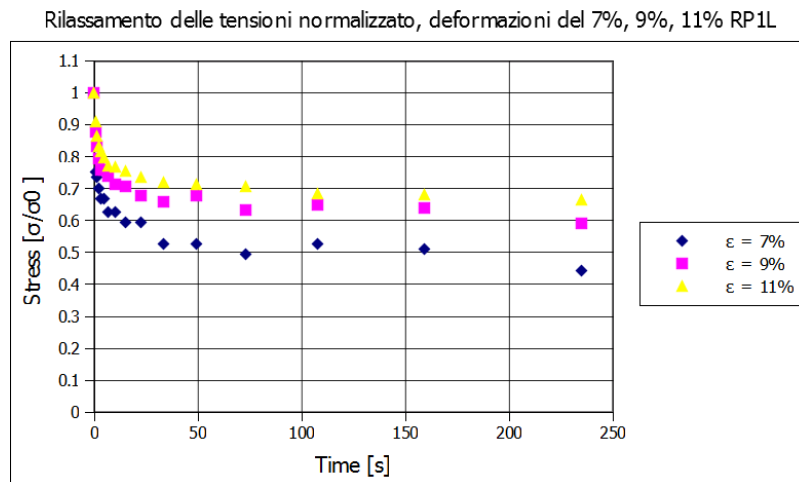


Figura 4.36 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.441               | 0.59                | 0.663                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 55.91               | 40.92               | 33.73                |

Tabella 4.23 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.2.1.2 Campione RP2L

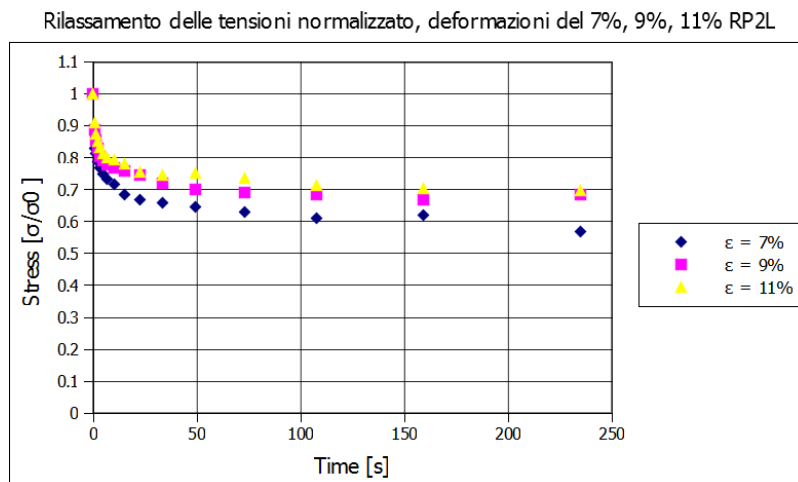


Figura 4.37 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.568               | 0.667               | 0.696                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 43.25               | 33.31               | 30.44                |

Tabella 4.24 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.2.1.3 Campione RP3L

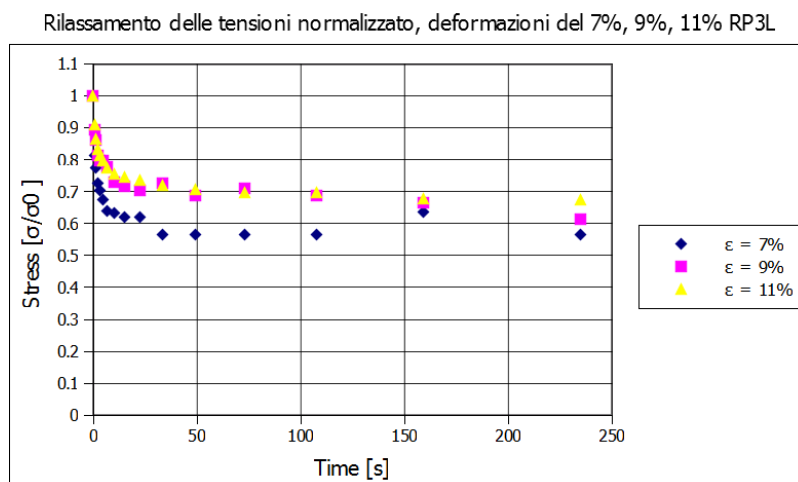


Figura 4.38 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.563               | 0.611               | 0.674                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 43.71               | 38.9                | 32.63                |

Tabella 4.25 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.2.1.4 Campione RP4L

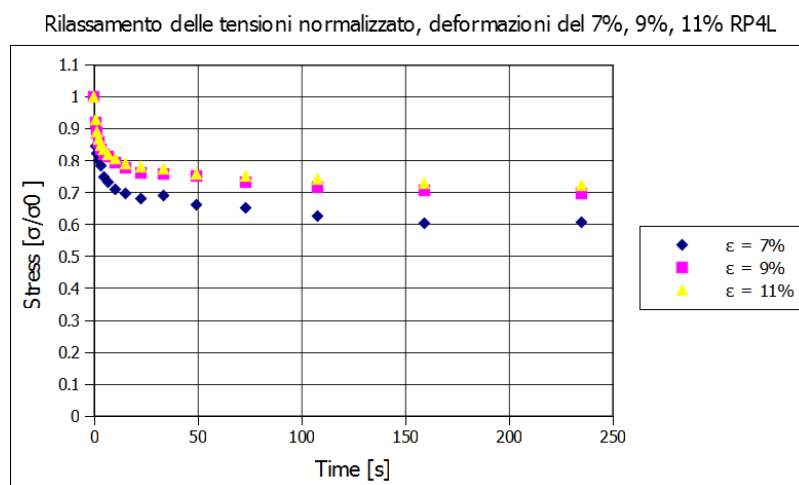


Figura 4.39 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.603               | 0.695               | 0.721                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 39.67               | 30.5                | 27.88                |

Tabella 4.26 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.2.1.5 Campione RP5L

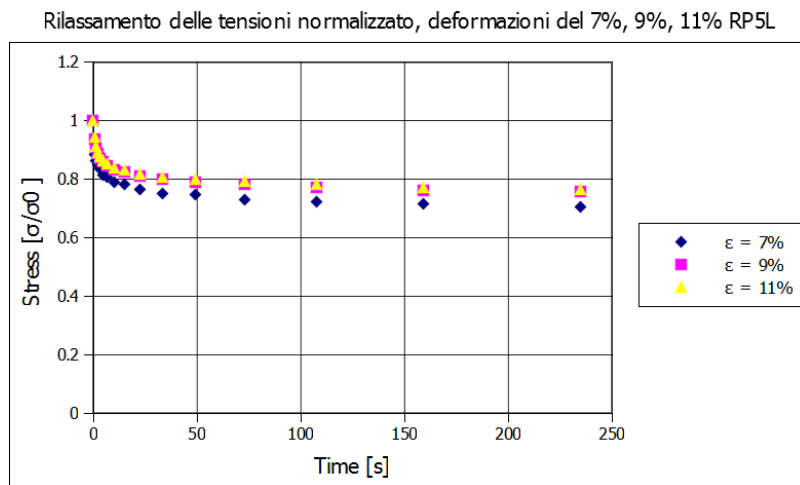


Figura 4.40 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.702               | 0.755               | 0.763                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 29.76               | 24.55               | 23.72                |

Tabella 4.27 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.2.1.6 Prove a rottura dei campioni longitudinali

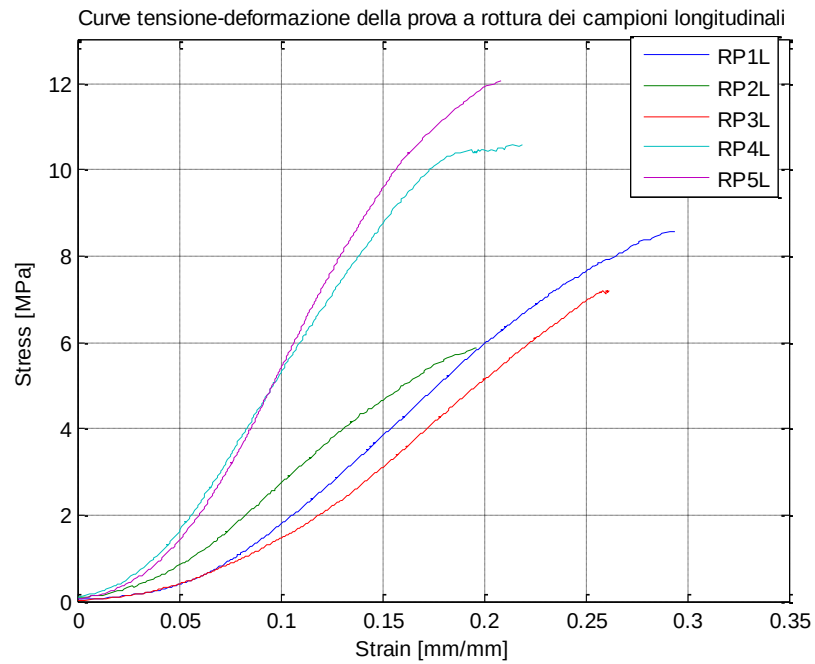


Figura 4.41 Sintesi delle prove a rottura dei campioni longitudinali. Le curve sono state riportate a uno 'zero convenzionale' scelto del valore di 0.1 MPa.

|             | $\sigma_{\max}$ [MPa] | $F_{\max}$ [N] |
|-------------|-----------------------|----------------|
| <b>RP1L</b> | 8.62                  | 17.32          |
| <b>RP2L</b> | 5.93                  | 7.09           |
| <b>RP3L</b> | 7.22                  | 18.8           |
| <b>RP4L</b> | 10.62                 | 12.01          |
| <b>RP5L</b> | 12.11                 | 18.8           |

Tabella 4.28 Valori di tensione massima e forza massima evidenziati dalla prova a rottura

#### 4.1.2.2.2 Tutti i campioni trasversali

Il campione RP8T non ha fornito risultati utili per la prova di rilassamento al 7% di deformazione in quanto troppo rumorosi. Di questo si riportano i valori assunti nelle prove di rilassamento al 9% e all'11%.

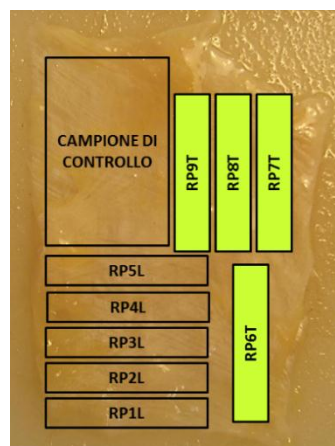


Figure 4.42 Mappatura dei campioni trasversali

##### 4.1.2.2.2.1 Campione RP6T

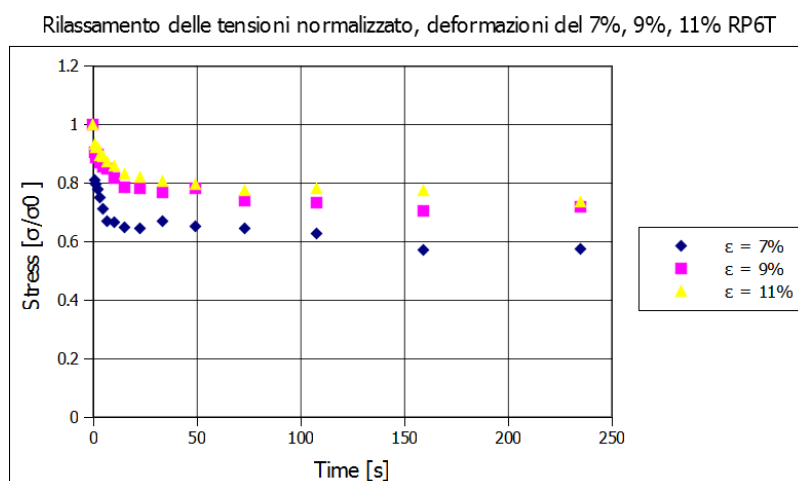


Figura 4.43 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\epsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.569               | 0.703               | 0.736                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 43.12               | 29.74               | 26.44                |

**Tabella 4.29** Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.2.2 Campione RP7T

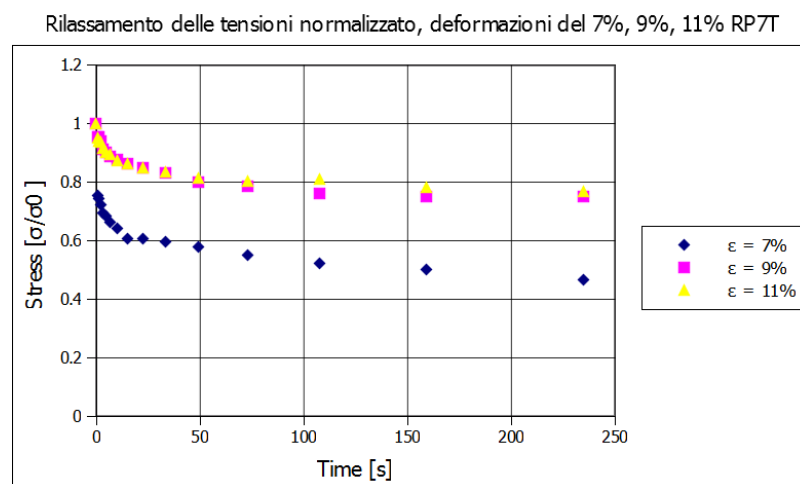


**Figura 4.44** Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.463               | 0.747               | 0.765                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 53.68               | 25.27               | 23.52                |

**Tabella 4.30** Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.2.3 Campione RP8T

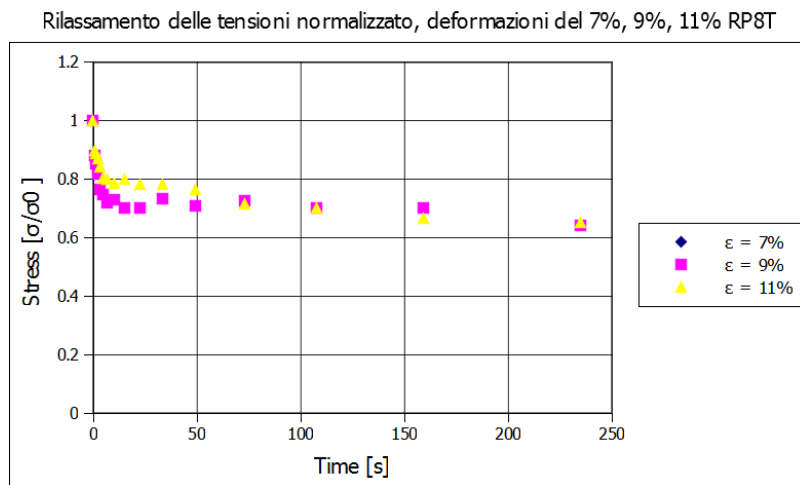


Figura 4.45 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                          | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$ | 0.641               | 0.651                |
| Perdita di tensione [%]  | 35.91               | 34.94                |

Tabella 4.31 Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle due prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento.

#### 4.1.2.2.4 Campione RP9T

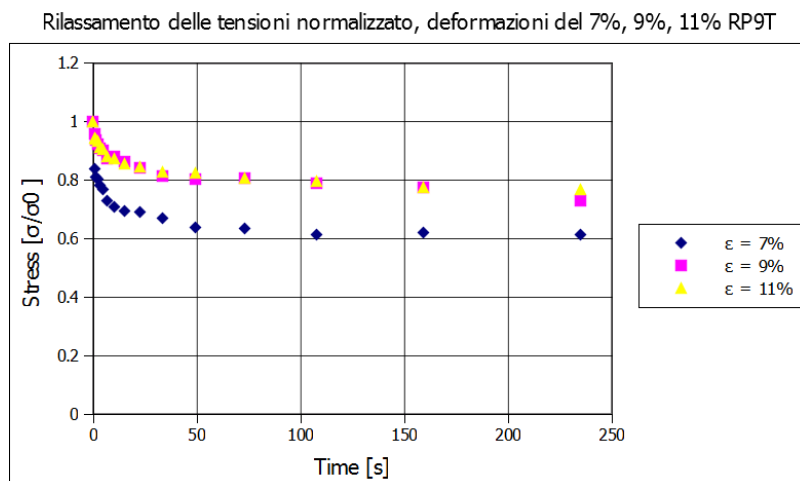


Figura 4.46 Rilassamento delle tensioni normalizzato al valore massimo  $\sigma_0$ ;  $\varepsilon=7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$

|                                | $\varepsilon = 7\%$ | $\varepsilon = 9\%$ | $\varepsilon = 11\%$ |
|--------------------------------|---------------------|---------------------|----------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.610               | 0.729               | 0.766                |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 38.96               | 27.14               | 23.43                |

**Tabella 4.32** Valori minimi di tensione derivanti dai dati sperimentali nelle tre prove e perdita percentuale di tensione dovuta al fenomeno del rilassamento

#### 4.1.2.2.5 Prove a rottura dei campioni trasversali

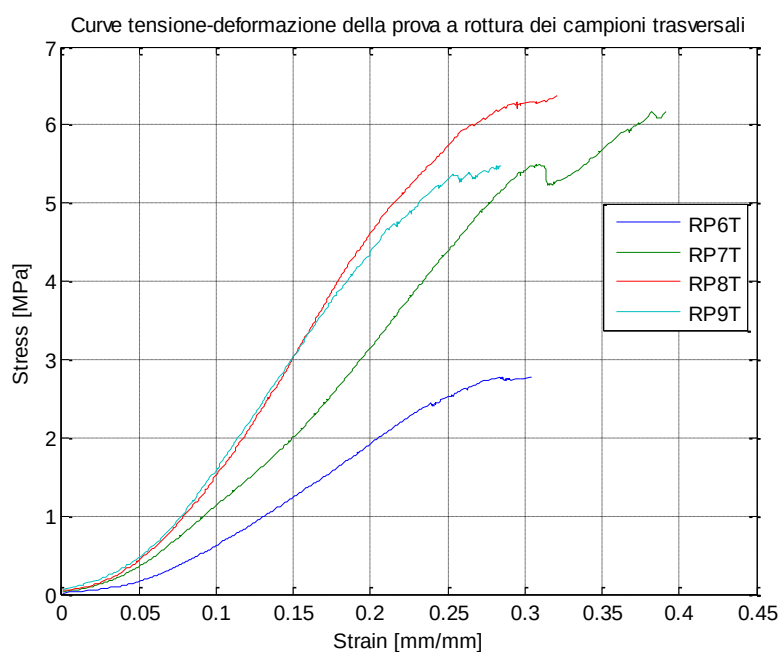


**Figura 4.47** Sintesi delle prove a rottura dei campioni trasversali. Le curve sono state riportate a uno 'zero convenzionale' scelto del valore di 0.1 MPa.

|             | $\sigma_{\max}$ [MPa] | $F_{\max}$ [N] |
|-------------|-----------------------|----------------|
| <b>RP6T</b> | 2.79                  | 13.02          |
| <b>RP7T</b> | 6.18                  | 20.96          |
| <b>RP8T</b> | 6.4                   | 15.66          |
| <b>RP9T</b> | 5.48                  | 9.55           |

**Tabella 4.33** Valori di tensione massima e forza massima evidenziati dalla prova a rottura

#### 4.1.2.2.3 Confronto delle prove di rilassamento dei campioni longitudinali e trasversali

Si riportano i grafici di confronto tra campioni longitudinali e trasversali del rilassamento medio alle diverse percentuali di deformazione ( $\varepsilon = 7\%$ ,  $9\%$ ,  $11\%$ ) .

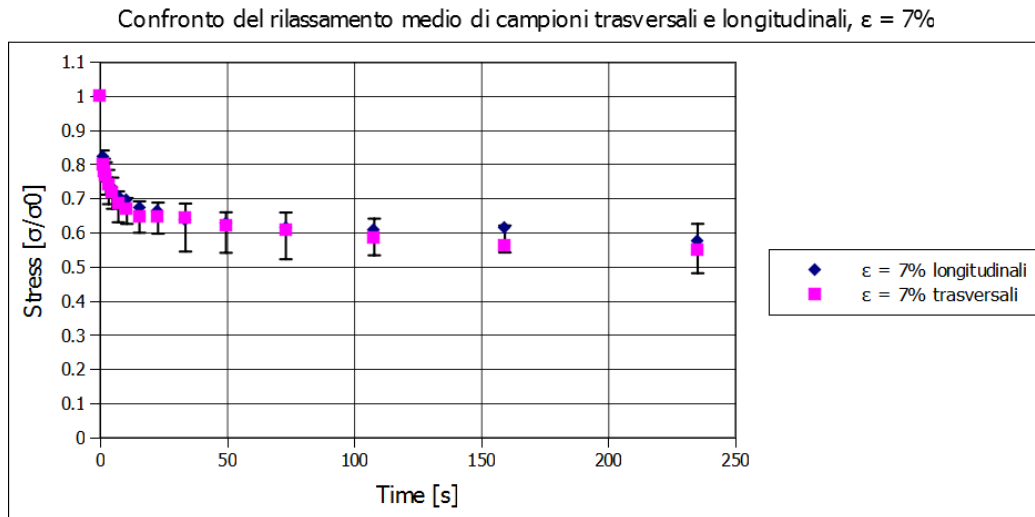


Figura 4.48 Confronto tra campioni longitudinali e trasversali del rilassamento medio alla deformazione imposta del 7%

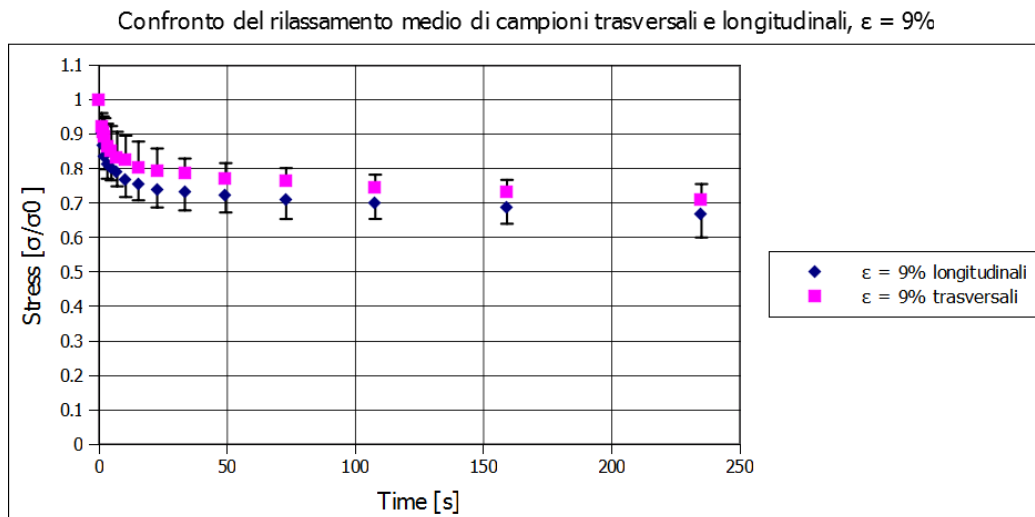


Figura 4.49 Confronto tra campioni longitudinali e trasversali del rilassamento medio alla deformazione imposta del 9%

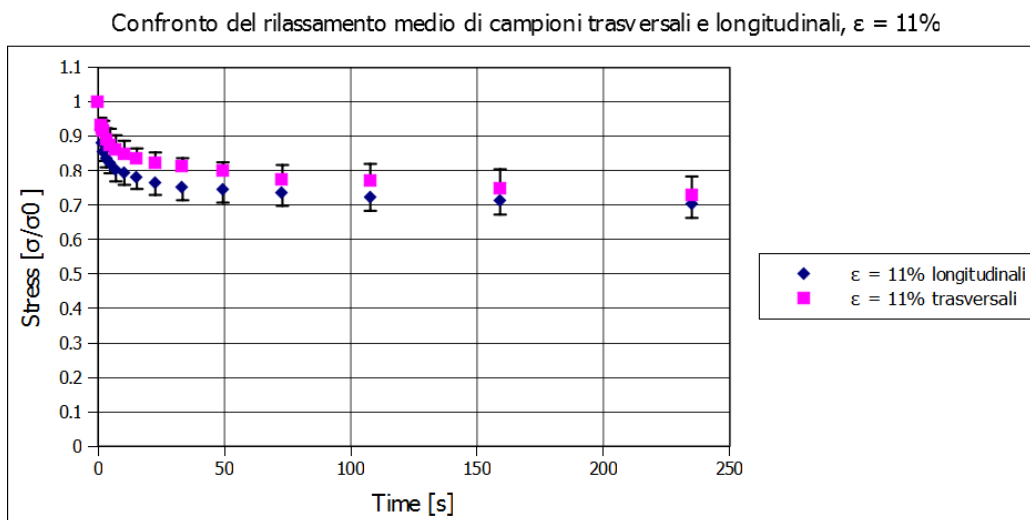


Figura 4.50 Confronto tra campioni longitudinali e trasversali del rilassamento medio alla deformazione imposta dell'11%

| $\varepsilon$            | 7%     |        | 9%     |        | 11%    |        |
|--------------------------|--------|--------|--------|--------|--------|--------|
|                          | L      | T      | L      | T      | L      | T      |
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$ | 0.5759 | 0.5493 | 0.6667 | 0.7087 | 0.7032 | 0.7291 |
| Perdita di tensione [%]  | 42.41  | 45.07  | 33.33  | 29.13  | 29.68  | 27.09  |

Tabella 4.34 Valori medi minimi della tensione normalizzata e perdita percentuale di tensione nelle tre prove di rilassamento per i campioni longitudinali (L) e trasversali (T)

Il seguente grafico si riporta il valore medio del rilassamento dei campioni longitudinali a confronto con quello dei campioni trasversali della fascia.

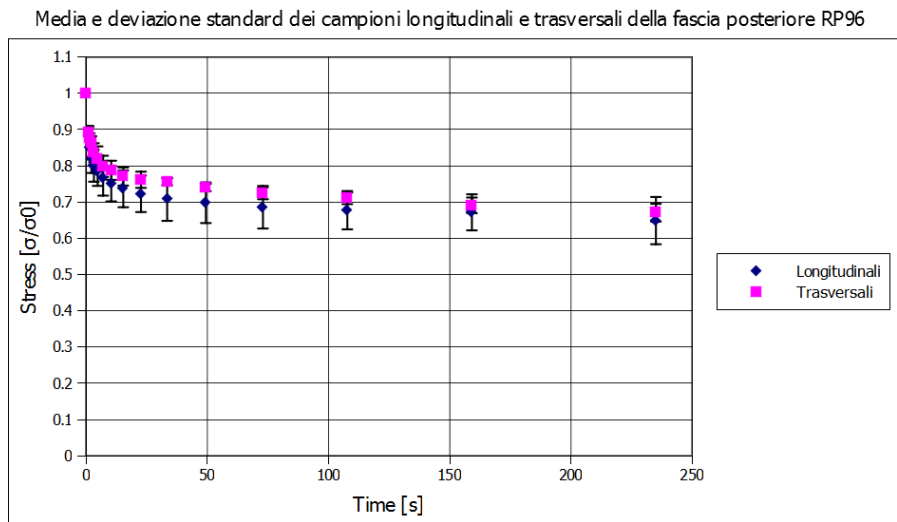


Figura 4.51 Confronto tra campioni longitudinali e trasversali del rilassamento medio delle tre prove

|                                | Longitudinali | Trasversali |
|--------------------------------|---------------|-------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.6486        | 0.6704      |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 35.14         | 32.96       |

Tabella 4.35 Valori medi minimi della tensione normalizzata e perdita percentuale di tensione, media delle tre prove

Si riporta inoltre il rilassamento medio della fascia calcolato utilizzando la media di tutti i campioni longitudinali e trasversali.

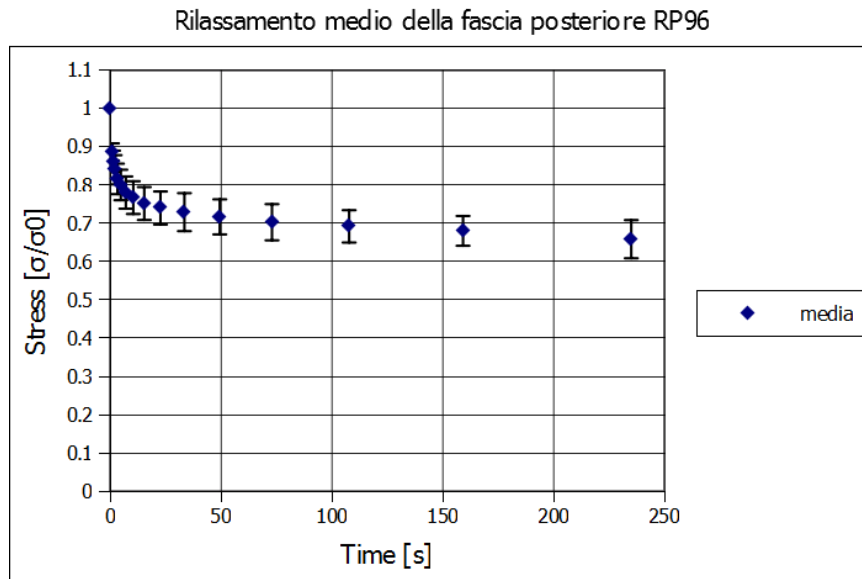


**Figura 4.52 Rilassamento medio calcolato su tutti i campioni della fascia**

$$\sigma_{\min}/\sigma_0 = 0.6583$$

$$\text{Perdita di tensione [\%]} = 34.17 \%$$

Le evidenze sperimentali confermano, seppur in maniera meno marcata, i risultati e le considerazioni fatte per i tessuti della fascia anteriore. In generale si osserva un maggiore rilassamento dei campioni longitudinali rispetto ai trasversali ed entrambi esibiscono una maggior perdita di tensione nell'ambito della prova alla deformazione imposta del 7%.

Anche in questo caso si riportano, di seguito, i grafici dei dati sperimentali con l'esclusione della prova di rilassamento al 7%.

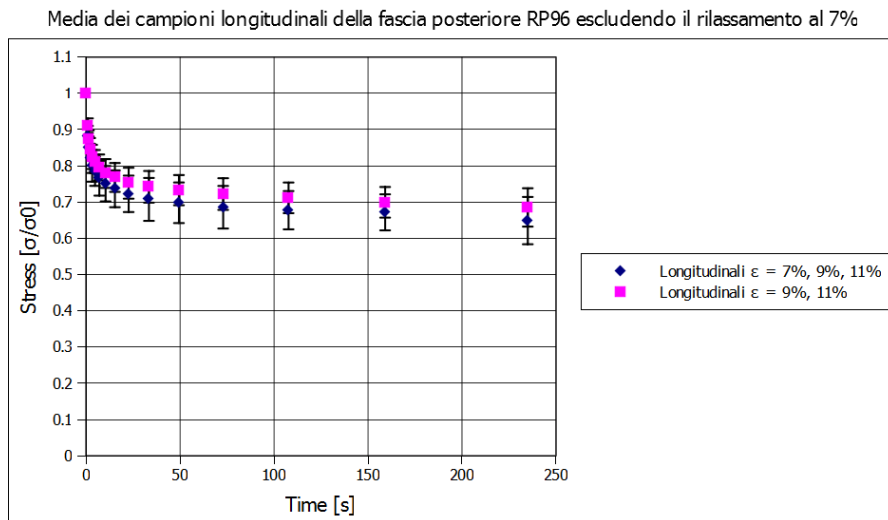


**Figura 4.53** Confronto del rilassamento medio dei campioni longitudinali: media sulle tre prove e media con l'esclusione del rilassamento al 7% di deformazione

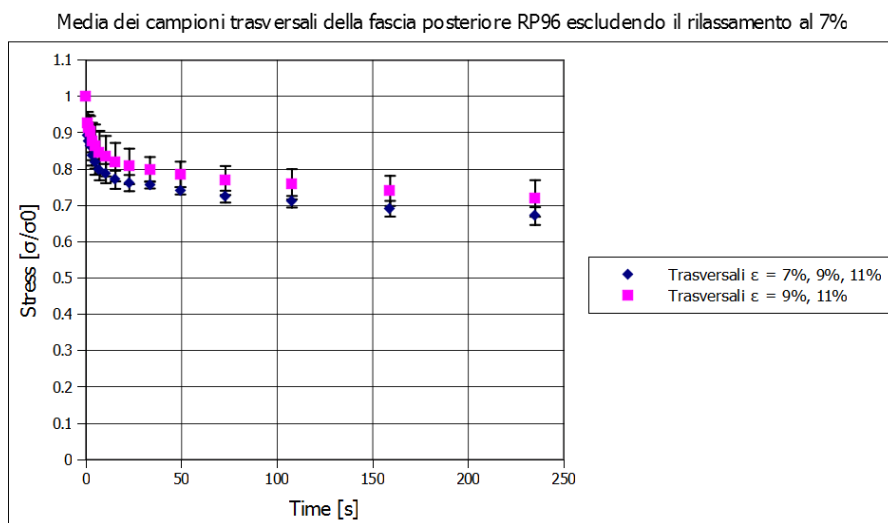


**Figura 4.54** Confronto del rilassamento medio dei campioni trasversali: media sulle tre prove e media con l'esclusione del rilassamento al 7% di deformazione

|                                        | <b>L</b><br><b>nelle 3 prove</b> | <b>L</b><br><b><math>\varepsilon = 9\%, 11\%</math></b> | <b>T</b><br><b>nelle 3 prove</b> | <b>T</b><br><b><math>\varepsilon = 9\%, 11\%</math></b> |
|----------------------------------------|----------------------------------|---------------------------------------------------------|----------------------------------|---------------------------------------------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$               | 0.6486                           | 0.685                                                   | 0.6704                           | 0.7189                                                  |
| <b>Perdita di<br/>tensione<br/>[%]</b> | 35.14                            | 31.5                                                    | 32.96                            | 28.11                                                   |

**Tabella 4.36** Valori medi minimi della tensione normalizzata e perdita percentuale di tensione per i campioni longitudinali (L) e trasversali (T): media delle tre prove e media con l'esclusione del rilassamento al 7% di deformazione.

Rilassamento medio della fascia posteriore RP96 escludendo la prova di rilassamento al 7%

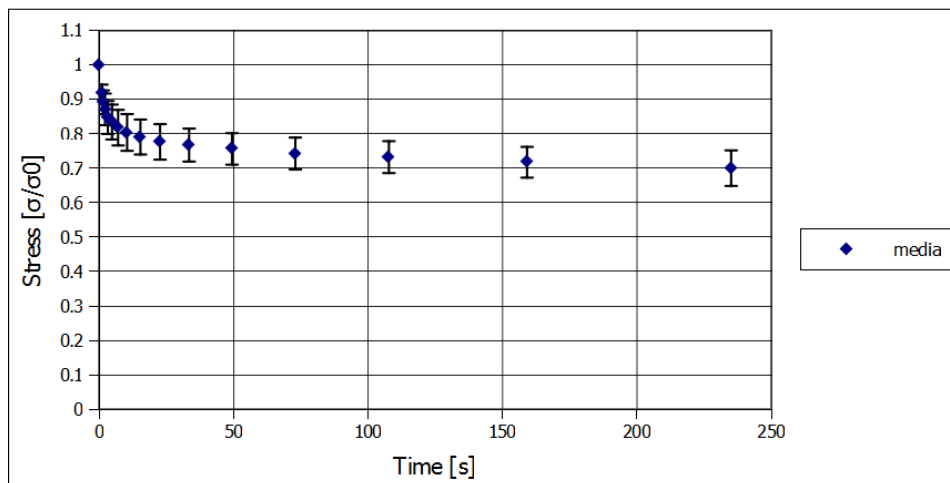


**Figura 4.55** Rilassamento medio calcolato su tutti i campioni della fascia escludendo i dati delle prove di rilassamento al 7% di deformazione imposta

$$\sigma_{\min}/\sigma_0 = 0.7$$

$$\text{Perdita di tensione [\%]} = 30\%$$

#### 4.1.2.2.4 Confronto delle prove a rottura dei campioni longitudinali e trasversali

Si riporta il confronto tra le medie dei campioni longitudinali e trasversali della fascia:

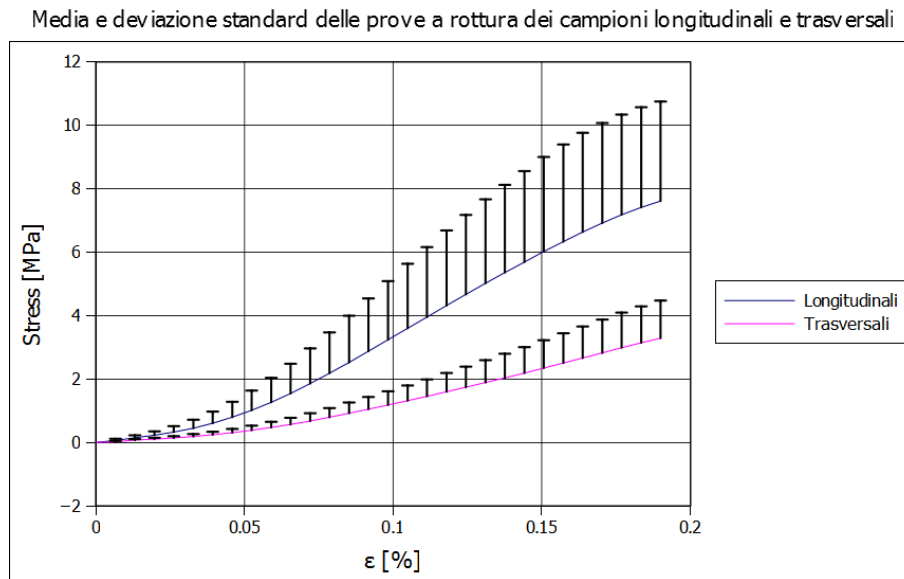


**Figura 4.56** Media delle prove a rottura dei campioni longitudinali e trasversali

Anche in questo caso i dati confermano quanto osservato e supposto per i campioni della fascia anteriore: i campioni longitudinali mostrano una maggiore rigidezza rispetto ai campioni trasversali seppur con un divario minore rispetto a quanto osservato nel caso precedente.

#### 4.1.2.3 Confronto dei risultati tra compartimento anteriore e posteriore

Si mettono ora a confronto i campioni longitudinali e trasversali della fascia anteriore e posteriore

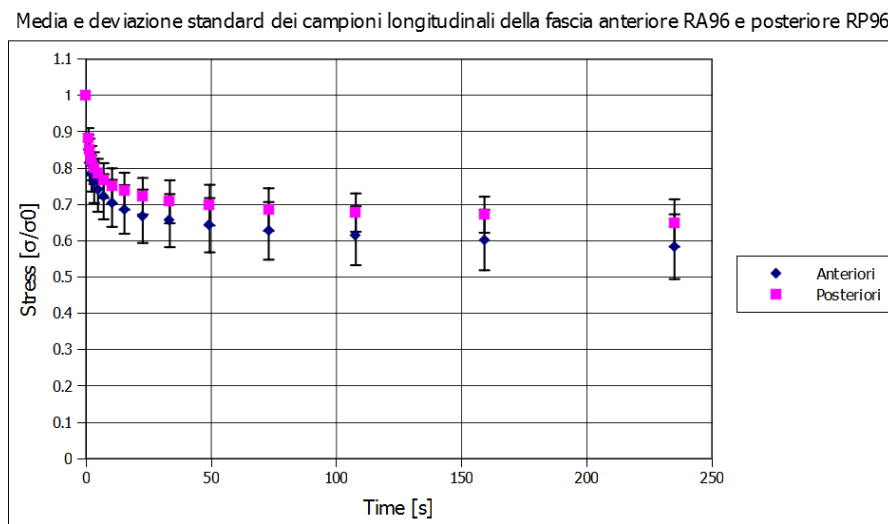


**Figura 4.57** Confronto del rilassamento medio dei campioni longitudinali della fascia anteriore e posteriore

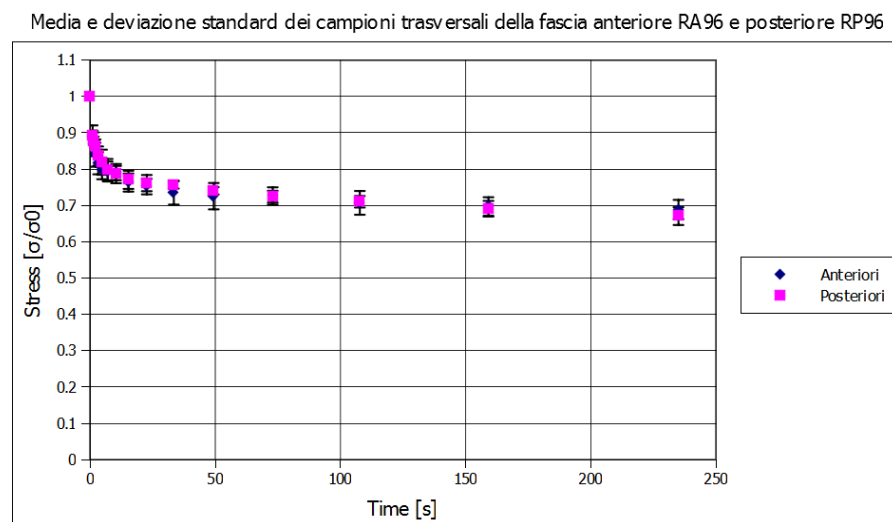


**Figura 4.58** Confronto del rilassamento medio dei campioni trasversali della fascia anteriore e posteriore

|                                            | <b>L<sub>ant</sub></b> | <b>L<sub>post</sub></b> | <b>T<sub>ant</sub></b> | <b>T<sub>post</sub></b> |
|--------------------------------------------|------------------------|-------------------------|------------------------|-------------------------|
| <b><math>\sigma_{\min}/\sigma_0</math></b> | 0.5834                 | 0.6486                  | 0.6886                 | 0.6704                  |
| <b>Perdita di tensione [%]</b>             | 41.66                  | 35.14                   | 31.14                  | 32.96                   |

**Tabella 4.37** Minimo valore di tensione normalizzata (media) e perdita percentuale di tensione dei campioni longitudinali (L) e trasversali (T) della fascia anteriore e posteriore

Si riporta di seguito il confronto del rilassamento medio della fascia anteriore e posteriore.

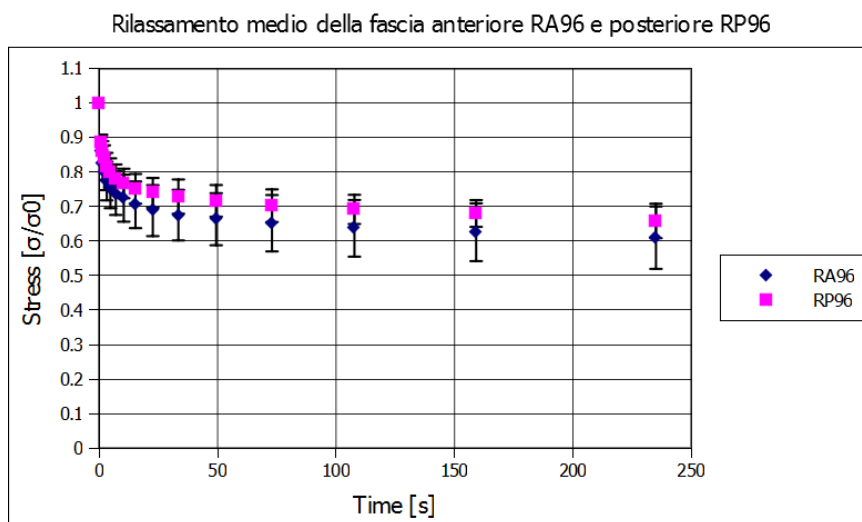


**Figura 4.59** Confronto del rilassamento medio della fascia anteriore e posteriore

|                                            | <b>Fascia anteriore</b> | <b>Fascia posteriore</b> |
|--------------------------------------------|-------------------------|--------------------------|
| <b><math>\sigma_{\min}/\sigma_0</math></b> | 0.6096                  | 0.6583                   |
| <b>Perdita di tensione [%]</b>             | 39.04                   | 34.17                    |

**Tabella 4.38** Minimo valore di tensione normalizzata (media) e perdita percentuale di tensione della fascia anteriore e posteriore

Confrontando i dati medi provenienti dalle due fasce si denota un maggior rilassamento delle tensioni per i campioni longitudinali della fascia anteriore rispetto ai corrispondenti della fascia posteriore. Si rileva invece una maggiore omogeneità dei risultati per quanto attiene ai campioni trasversali dei due tessuti.

Valutando globalmente il rilassamento medio delle due fasce esso risulta più marcato per il tessuto del compartimento anteriore, ma comunque ragionevolmente confrontabile nei due casi.

Provando ad escludere la prova di rilassamento al 7% di deformazione imposta, per i motivi citati in precedenza, si perviene ai seguenti risultati:

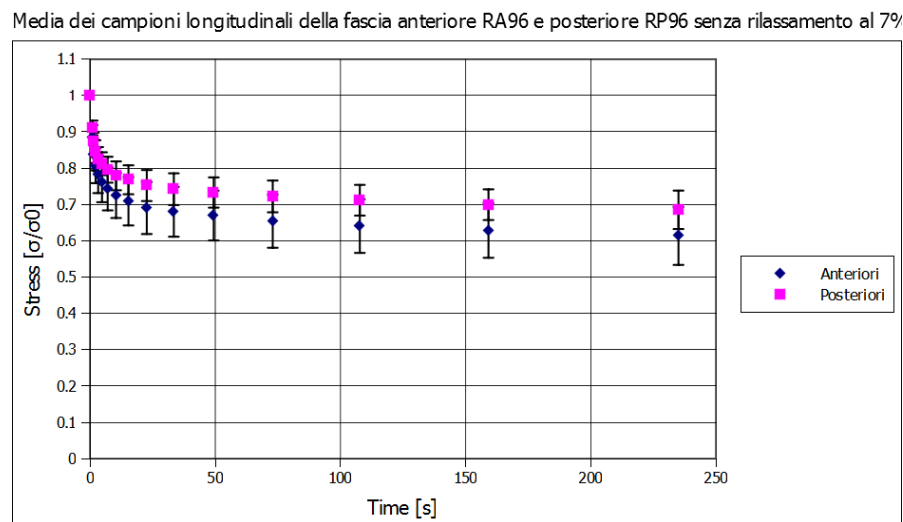


**Figura 4.60 Confronto del rilassamento medio dei campioni longitudinali della fascia anteriore e posteriore escludendo i dati della prova al 7% di deformazione imposta**

Media dei campioni trasversali della fascia anteriore RA96 e posteriore RP96 senza rilassamento al 7%

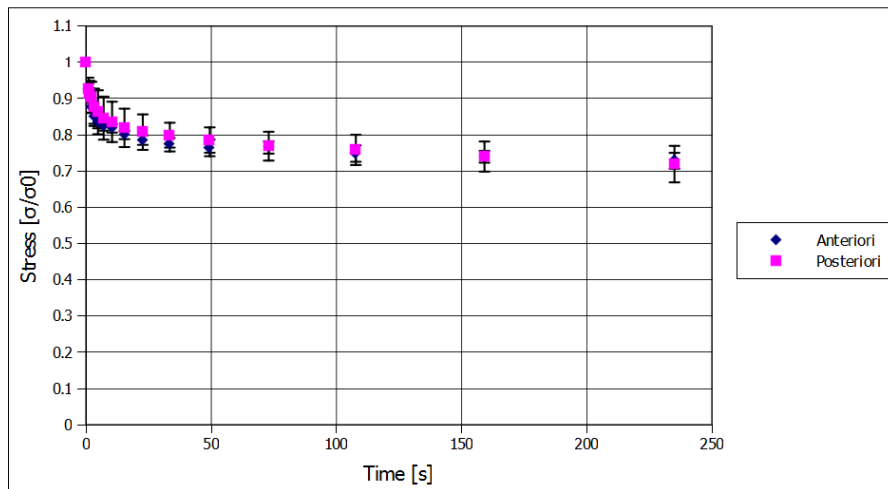


Figura 4.61 Confronto del rilassamento medio dei campioni trasversali della fascia anteriore e posteriore escludendo i dati della prova al 7% di deformazione imposta

|                                | $L_{ant}$ | $L_{post}$ | $T_{ant}$ | $T_{post}$ |
|--------------------------------|-----------|------------|-----------|------------|
| $\sigma_{min}/\sigma_0$        | 0.613     | 0.685      | 0.7281    | 0.7189     |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 38.7      | 31.5       | 27.19     | 28.11      |

Tabella 4.39 Minimo valore di tensione normalizzata (media) e perdita percentuale di tensione dei campioni longitudinali (L) e trasversali (T) della fascia anteriore e posteriore escludendo i dati della prova al 7% di deformazione imposta

Rilassamento medio della fascia anteriore RA96 e posteriore RP96 escludendo il rilassamento a  $\varepsilon = 7\%$

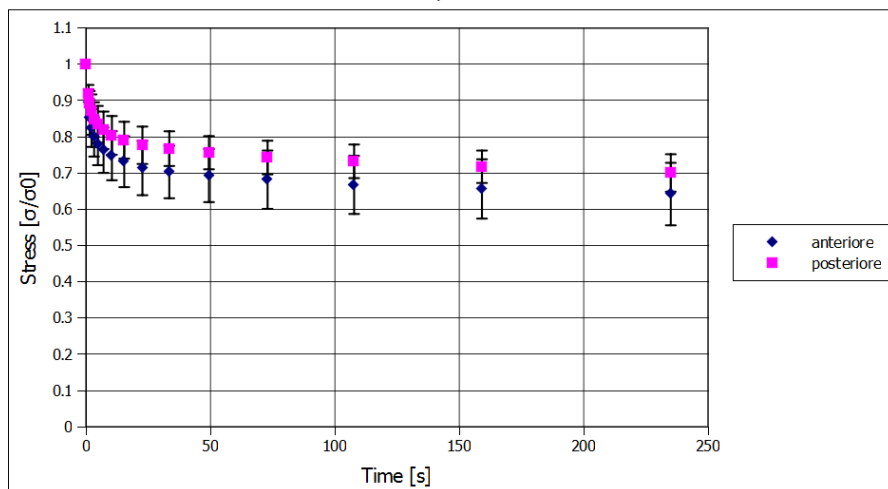


**Figura 4.62** Confronto del rilassamento medio della fascia anteriore e posteriore escludendo i dati della prova al 7% di deformazione imposta

|                                | Fascia anteriore | Fascia posteriore |
|--------------------------------|------------------|-------------------|
| $\sigma_{\min}/\sigma_0$       | 0.6418           | 0.7               |
| <b>Perdita di tensione [%]</b> | 35.82            | 30                |

**Tabella 4.40** Minimo valore di tensione normalizzata (media) e perdita percentuale di tensione della fascia anteriore e posteriore escludendo i dati della prova al 7% di deformazione imposta

Considerando solo le prove di rilassamento al 9% e 11% di deformazione imposta si osserva, ovviamente, che la percentuale di tensione rilassata diminuisce, ma il divario tra rilassamento della fascia anteriore e posteriore resta comunque intorno ai 5 punti percentuali.

#### **4.1.2.4 Discussione dei risultati delle prove di rilassamento delle tensioni**

Le evidenze sperimentali confermano, in modo più o meno marcato a seconda che si tratti della fascia anteriore o posteriore, il medesimo comportamento.

In entrambi i tessuti si osserva una percentuale di tensione rilassata maggiore per i campioni longitudinali rispetto a quella dei campioni trasversali; tale variabilità è in accordo con la differente disposizione delle fibre di collagene nei due casi e questo fatto rende ragione del diverso comportamento.

Si osserva, per entrambi i tessuti, un maggior rilassamento delle tensioni durante la prova alla deformazione imposta del 7% rispetto alle prove al 9% e all'11%. Quest'evidenza porta a considerazioni di vario genere dipendenti dalle peculiarità del comportamento meccanico dei tessuti connettivi molli che comprende fenomeni difficilmente quantificabili e scindibili tra loro quali: preconditionamento, adattamento al carico, fenomeni di tipo viscoso e fenomeni di danno.

Si può ipotizzare che la risposta fornita al primo test di rilassamento sia influenzata anche da un rilassamento di tensione residua legata ai fenomeni di preconditionamento; in tal caso bisognerebbe provare a variare la fase iniziale dell'esperimento introducendo, in aggiunta alla sollecitazione sinusoidale, altre sollecitazioni meccaniche con deformazioni imposte che siano dell'ordine di grandezza di quelle delle successive prove di rilassamento.

Va inoltre tenuta in debita considerazione anche la sequenzialità delle tre prove che potrebbe introdurre fenomeni di danno andando ad inficiare, questa volta, i dati degli ultimi test di rilassamento ( $\epsilon = 9\%, 11\%$ ) pur avendo operato nel range fisiologico di deformazione. In questo caso si potrebbe pensare di separare le prove di rilassamento ed eseguirne una per ogni campione.

In generale emerge poi, dal confronto tra fascia anteriore e posteriore, una più marcata tendenza al rilassamento delle tensioni da parte della fascia anteriore per la quale si è calcolata una perdita percentuale media di tensione del 39% contro il 34.17% della posteriore.

Essendo questi i primi studi sul tessuto connettivo che compone la Fascia Crurale, rimangono aperte molte e diverse strade per futuri test che possano variare e migliorare il protocollo di carico applicato.

## **4.2 Disegno sperimentale per i test di elasticità e risultati**

Di seguito è riportato il protocollo sperimentale adottato per l'analisi dell'elasticità dei tessuti della gamba sinistra. Tale protocollo è articolato in 3 set di 5 rampe di trazione l'uno caratterizzati dal raggiungimento di livelli deformativi progressivamente crescenti: nel primo set si imposta una deformazione  $\varepsilon = 7\%$ , nel secondo  $\varepsilon = 9\%$  e nel terzo  $\varepsilon = 11\%$ .

Il numero di rampe è di 5 per ogni set poiché i tessuti biologici presentano fenomeni di adattamento al carico e le curve delle prove di trazione, in termini di tensione e deformazione, dimostrano di stabilizzarsi dopo 4 - 5 cicli di sollecitazione.

La prova si conclude portando il campione a rottura per valutarne la rigidità ultima.

Il protocollo di carico risulta così articolato:

- 10 cicli di preconditionamento sinusoidale alla frequenza di 1 Hz alla deformazione imposta di  $\varepsilon = 5\%$
- Pausa di 60 s
- Sequenza di 5 rampe di trazione alla deformazione imposta di  $\varepsilon = 7\%$  applicate e rimosse alla medesima velocità: 120%/s (12 mm/s). Tra una rampa e l'altra è presente un intervallo di riposo della durata di 60s
- Pausa di 60 s
- Sequenza di 5 rampe di trazione alla deformazione imposta di  $\varepsilon = 9\%$  applicate e rimosse alla medesima velocità: 120%/s (12 mm/s). Tra una rampa e l'altra è presente un intervallo di riposo della durata di 60s
- Pausa di 60 s
- Sequenza di 5 rampe di trazione alla deformazione imposta di  $\varepsilon = 11\%$  applicate e rimosse alla medesima velocità: 120%/s (12 mm/s). Tra una rampa e l'altra è presente un intervallo di riposo della durata di 60s

- Pausa di 60 s
- Allungamento a rottura fino a  $\varepsilon = 120\%$  imposto alla velocità del 120%/s (12 mm/s) e mantenuto per 30 s. Il ritorno a  $\varepsilon = 0$  viene effettuato con la medesima velocità di carico

Anche in questo caso si è scelto di utilizzare una velocità molto elevata per l'applicazione delle sollecitazioni in modo tale da limitare lo sviluppo di fenomeni di tipo viscoso.

#### **4.2.1 Grafici dei risultati**

Vengono di seguito riportati i grafici dei risultati sperimentali per la fascia del compartimento anteriore.

##### **4.2.1.1 Fascia del compartimento anteriore**

L'analisi della direzione delle fibre di collagene nei due strati di tessuto connettivo adiacenti permette di evidenziare un angolo di  $\alpha = 72^\circ 22'$  tra queste.

Dal tessuto è stato possibile ricavare undici campioni di cui sette con direzione distale-prossimale e quattro con direzione mediale-laterale; anche in questo caso si riportano, per esteso, i grafici ricavati dai test di due campioni: uno longitudinale (LA5L) e uno trasversale (LA11T); in seguito vengono riportati i grafici riassuntivi delle prove di tutti i campioni.



**Figura 4.63** Sulla sinistra è evidenziato l'angolo  $\alpha$  tra le fibre di collagene. Sulla destra si può osservare la mappatura dei campioni

Nella seguente tabella si riportano le misure dei campioni analizzati

|              | <b>L</b><br>[mm] | <b>S</b><br>[mm] |
|--------------|------------------|------------------|
| <b>LA1L</b>  | 3.978            | 1.389            |
| <b>LA3L</b>  | 2.749            | 0.692            |
| <b>LA4L</b>  | 3.212            | 0.546            |
| <b>LA5L</b>  | 3.44             | 0.77             |
| <b>LA6L</b>  | 2.528            | 0.515            |
| <b>LA7L</b>  | 3.106            | 0.488            |
| <b>LA8T</b>  | 2.93             | 0.509            |
| <b>LA9T</b>  | 3.108            | 0.448            |
| <b>LA10T</b> | 3.532            | 0.458            |
| <b>LA11T</b> | 3.494            | 0.727            |

**Tabella 4.41** Dimensioni dei campioni analizzati. L = larghezza, S = spessore

La larghezza media è di 3.21 mm con deviazione standard pari a  $\pm 0.42$  mm; lo spessore medio è di 0.65 mm con deviazione standard pari a  $\pm 0.28$  mm. La lunghezza libera è la medesima per tutti i campioni e pari a 10 mm.

I campioni LA2L e LA6L sono stati rovinati durante le prove e non hanno quindi fornito risultati utili.

#### 4.2.1.1.1 Campione LA5L

Di seguito vengono riportati i grafici di:

- Precondizionamento in termini di forza e spostamento
- Primo set di rampe di trazione alla deformazione imposta del 7%
- Secondo set di rampe di trazione alla deformazione imposta del 9%
- Terzo set di rampe di trazione alla deformazione imposta dell'11%
- Confronto tra la 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione imposta  $\varepsilon = 7\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\varepsilon = 9\%$ , 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione imposta  $\varepsilon = 9\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\varepsilon = 11\%$
- Confronto delle curve stabilizzate (5<sup>a</sup> rampa di ogni set)
- Prova a rottura

Il confronto tra la 5<sup>a</sup> rampa di un set e la 1<sup>a</sup> rampa del set successivo viene fatto per evidenziare il completo sviluppo dei fenomeni di adattamento al carico; ci si aspetta dunque che le due curve in questione risultino sovrapponibili.

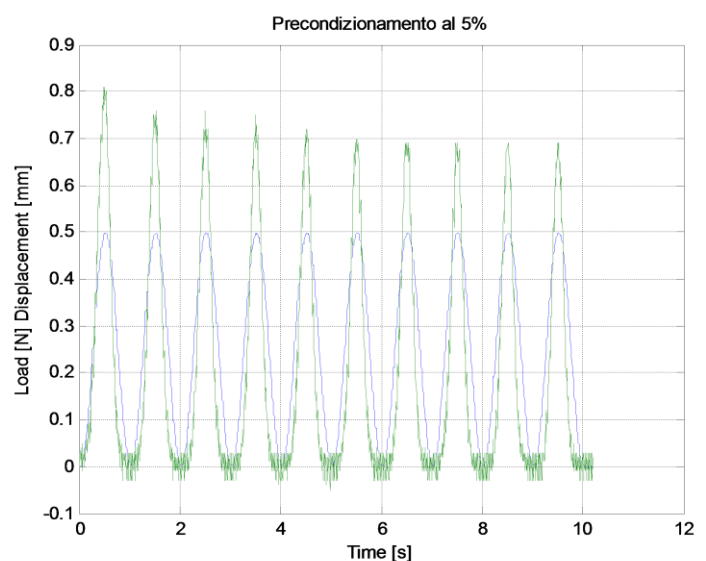
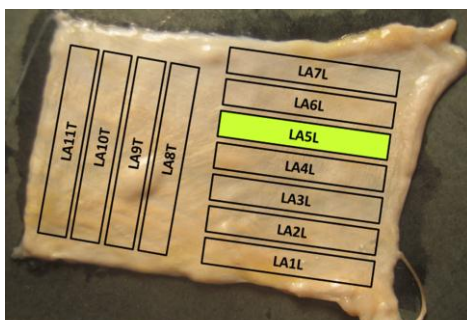


Figura 4.64 Sulla sinistra, in evidenza, il campione LA5L. Sulla destra il grafico del precondizionamento

Nella seguente tabella vengono riportati i valori di forza registrati negli ultimi quattro cicli di condizionamento.

| Ciclo | $F_{\max}$<br>[N] | $\sigma_{\max}$<br>[MPa] |
|-------|-------------------|--------------------------|
| 7     | 0.69              | 0.27                     |
| 8     | 0.69              | 0.27                     |
| 9     | 0.69              | 0.27                     |
| 10    | 0.69              | 0.27                     |

**Tabella 4.42** Valori di forza registrati negli ultimi quattro cicli di condizionamento e corrispondenti valori di tensione

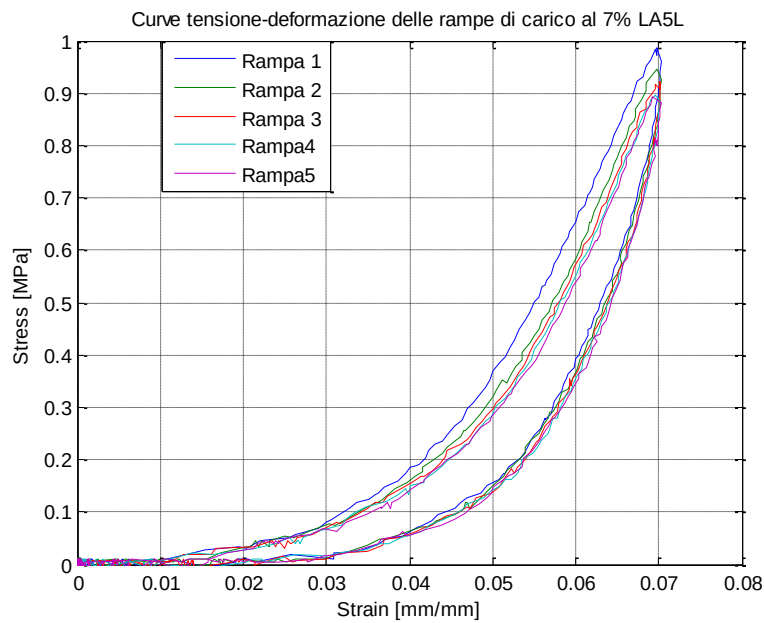


**Figura 4.65** Primo set di rampe di trazione alla deformazione  $\varepsilon = 7\%$

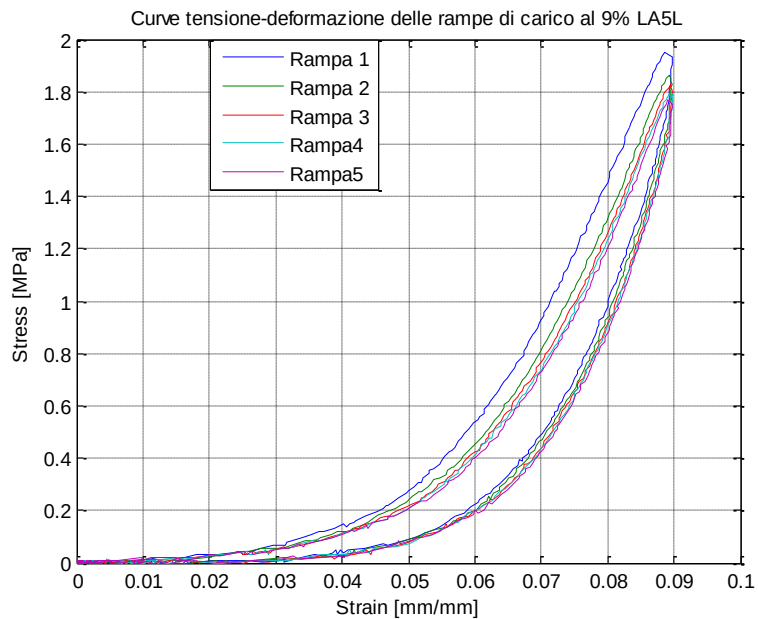


**Figura 4.66 Secondo set di rampe di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$**

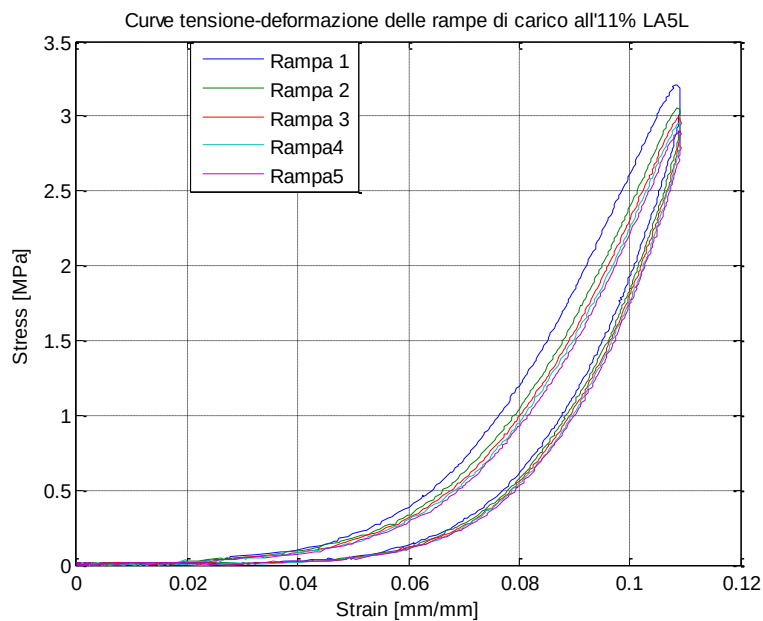


**Figura 4.67 Terzo set di rampe di trazione alla deformazione  $\epsilon = 11\%$**

È osservabile il progressivo abbassamento delle curve, imputabile a fenomeni di isteresi e di adattamento al carico; le curve si stabilizzano attorno al quarto – quinto ciclo.

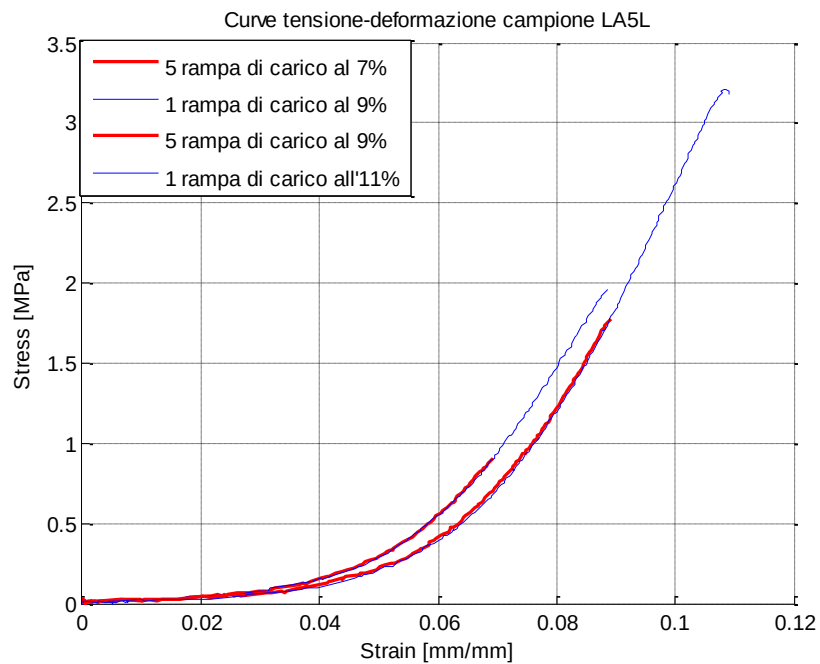


**Figura 4.68 Confronto tra la 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 7\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$ ; 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 11\%$**

Le curve a confronto risultano completamente sovrapponibili.

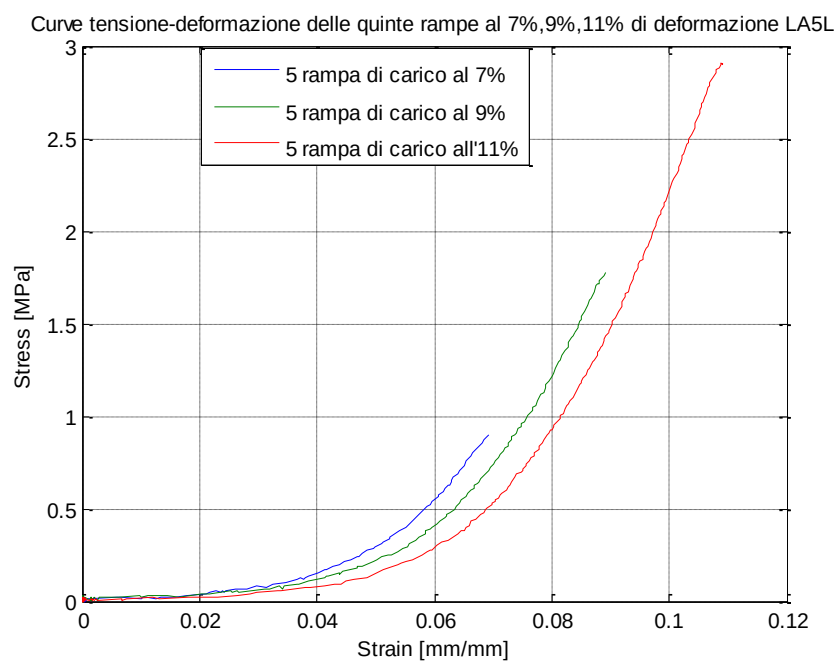


**Figura 4.69 5<sup>a</sup> rampa di ogni set rappresentante la curva stabilizzata**

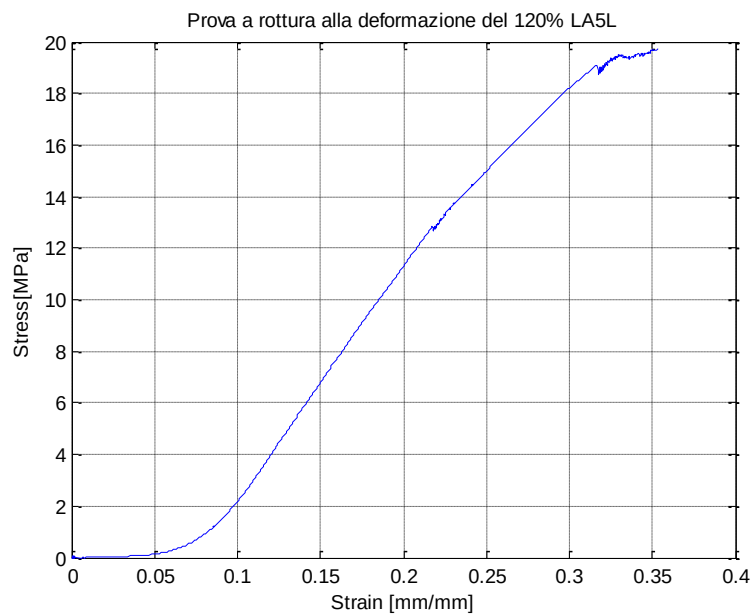


**Figura 4.70 Prova a rottura del campione LA5L**

#### 4.2.1.1.2 Campione LA11T

Si riportano di seguito i medesimi grafici mostrati per il campione precedente

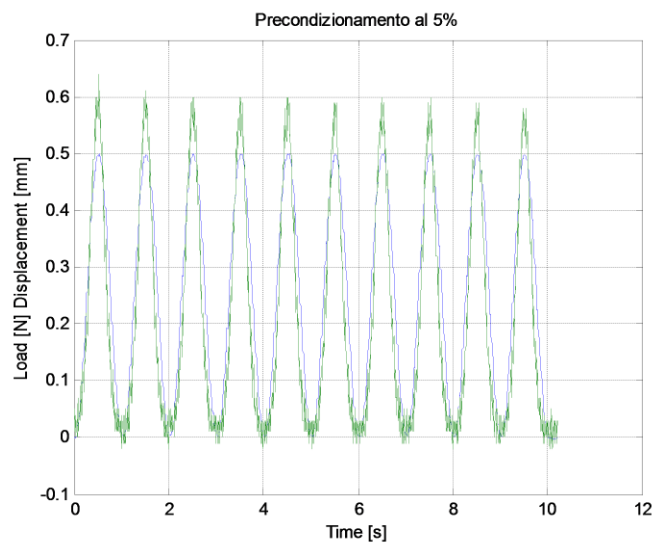


**Figura 4.71 Sulla sinistra, in evidenza, il campione LA11T. Sulla destra il grafico del preconditionamento**

| Ciclo | $F_{\max}$<br>[N] | $\sigma_{\max}$<br>[MPa] |
|-------|-------------------|--------------------------|
| 7     | 0.6               | 0.248                    |
| 8     | 0.6               | 0.248                    |
| 9     | 0.59              | 0.2439                   |
| 10    | 0.58              | 0.2397                   |

**Tabella 4.43** Valori di forza registrati negli ultimi quattro cicli di preconditionamento ( $F_{\max}$ ) e corrispondenti valori di tensione ( $\sigma_{\max}$ )

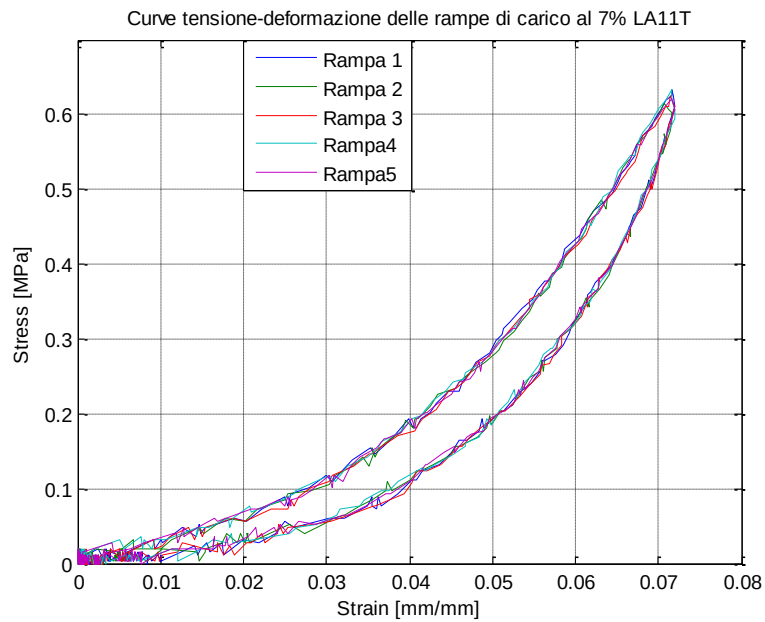


**Figura 4.72** Primo set di rampe di trazione alla deformazione  $\epsilon = 7\%$

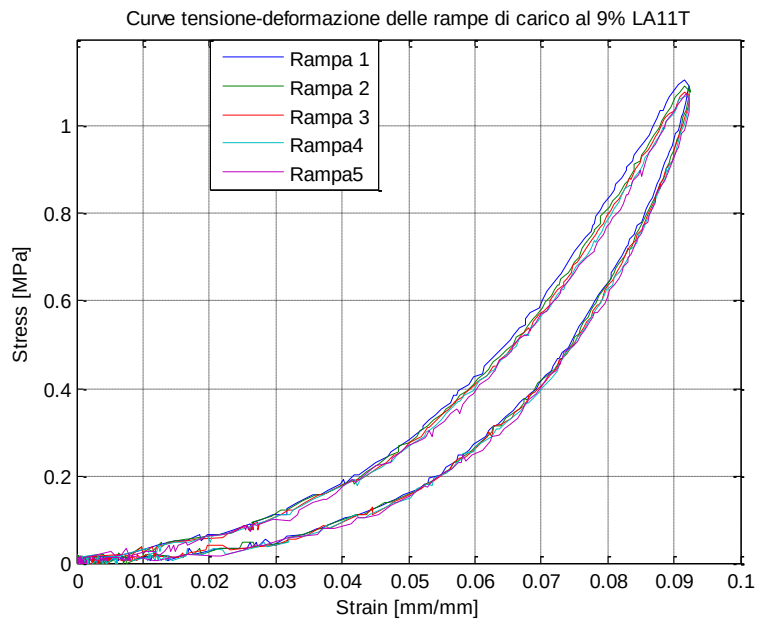


**Figura 4.73 Secondo set di rampe di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$**

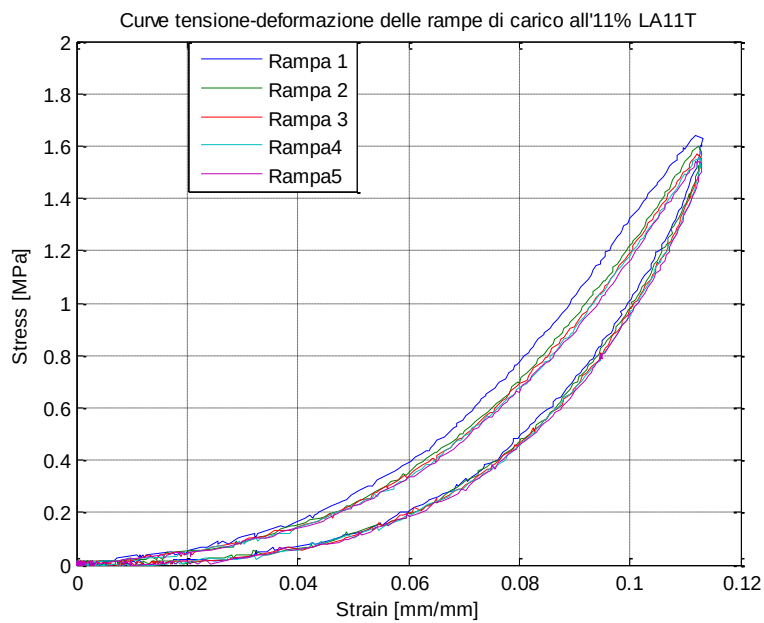


**Figura 4.74 Terzo set di rampe di trazione alla deformazione  $\epsilon = 11\%$**

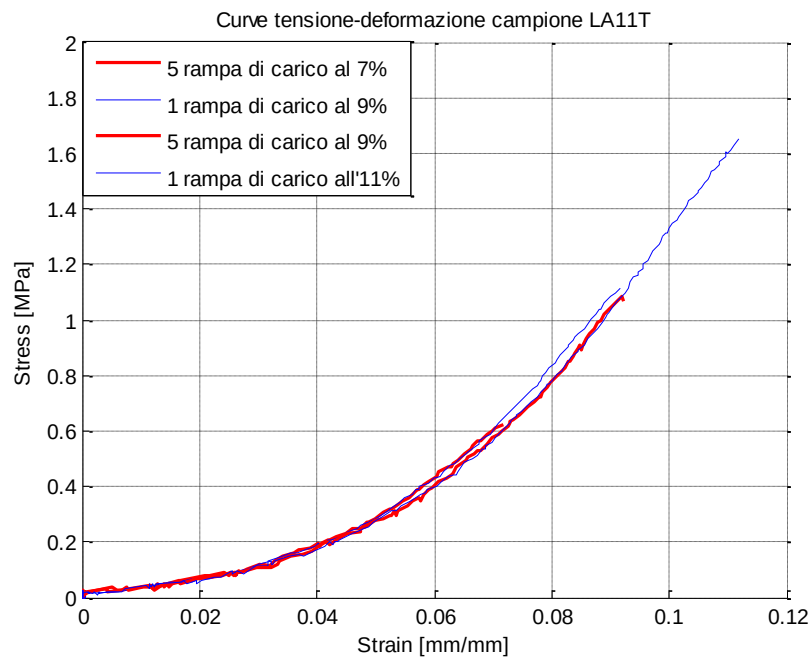


**Figura 4.75** Confronto tra la 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 7\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$ ; 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 11\%$

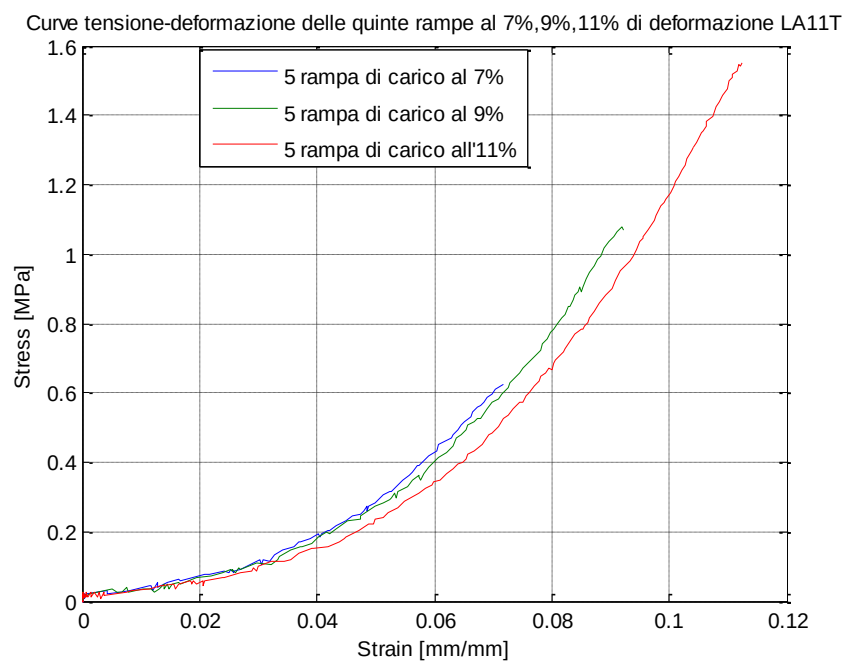


**Figura 4.76** 5<sup>a</sup> rampa di ogni set rappresentante la curva stabilizzata

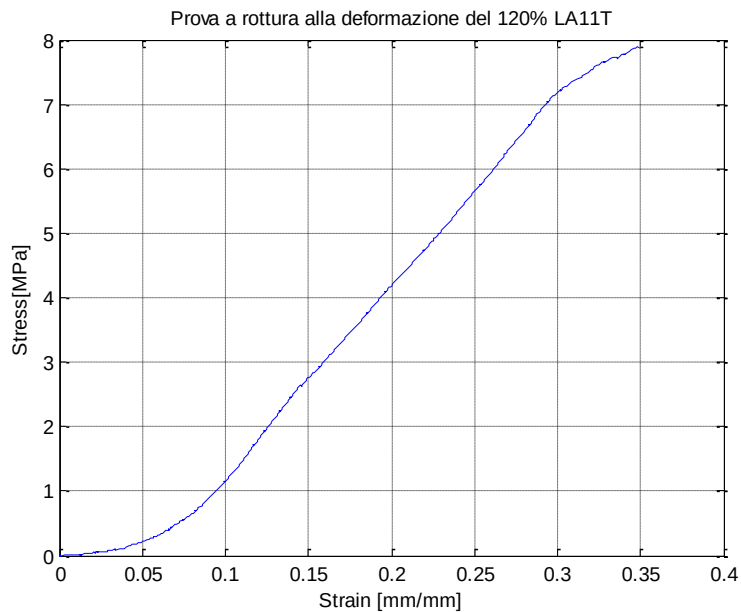


**Figura 4.77 Prova a rottura del campione LA11T**

Anche in questo caso si denotano valori di rigidezza più bassi per i campioni trasversali rispetto a quelli osservati per i campioni longitudinali, sempre in dipendenza della disposizione delle fibre rispetto alla direzione lungo la quale avviene la sollecitazione.

#### 4.2.1.1.3 Tutti i campioni longitudinali

Di seguito si riportano, per ogni campione, il grafico di confronto tra ultima rampa di trazione di un set e prima rampa di trazione del set successivo ed il grafico delle curve stabilizzate.

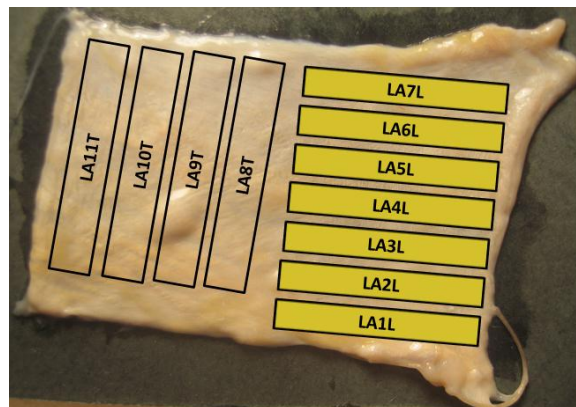


**Figura 4.78 Mappatura dei campioni longitudinali**

#### 4.2.1.1.3.1 Campione LA1L

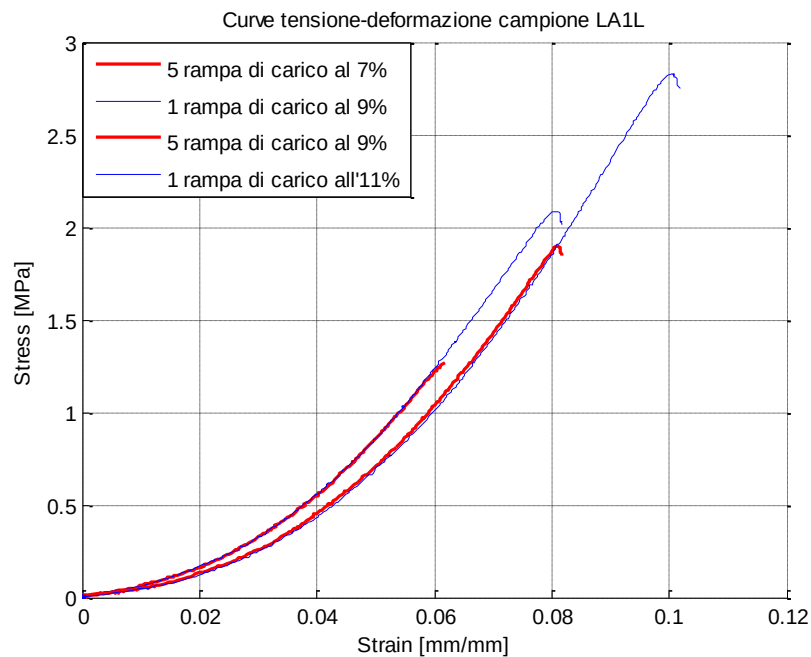


Figura 4.79 Confronto tra la 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 7\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$ ; 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 11\%$

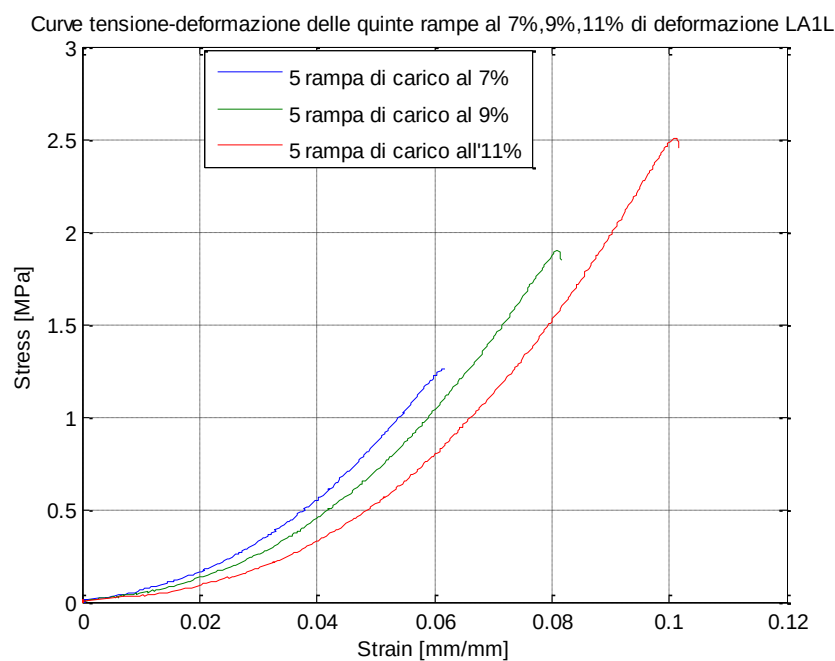


Figura 4.80 5<sup>a</sup> rampa di ogni set rappresentante la curva stabilizzata

#### 4.2.1.1.3.2 Campione LA3L

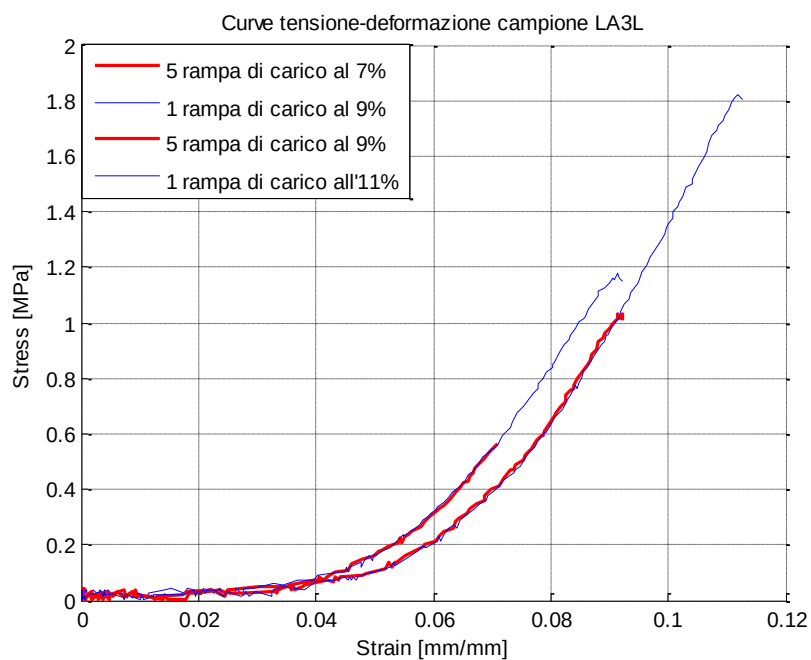


Figura 4.81 Confronto tra la 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 7\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$ ; 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 11\%$

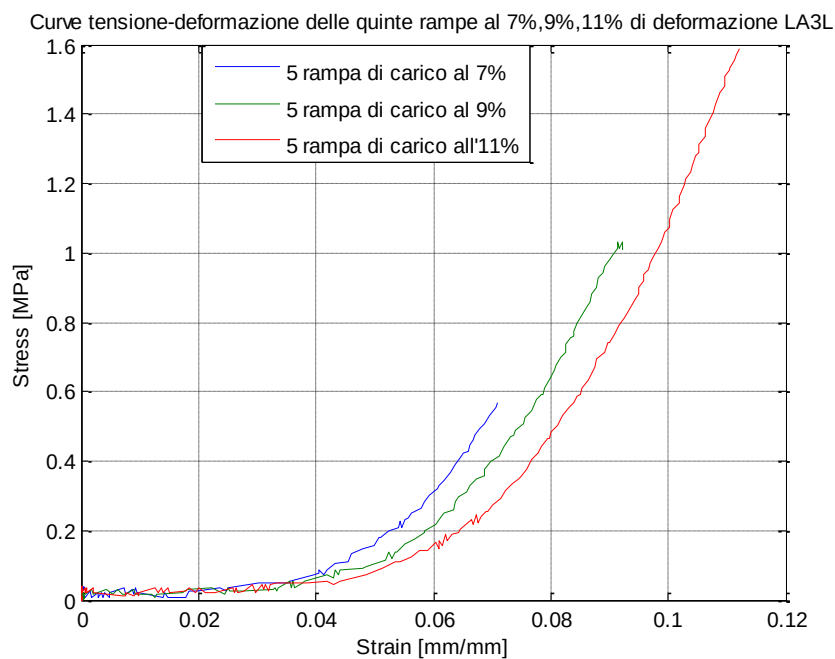


Figura 4.82 5<sup>a</sup> rampa di ogni set rappresentante la curva stabilizzata

#### 4.2.1.1.3.3 Campione LA4L

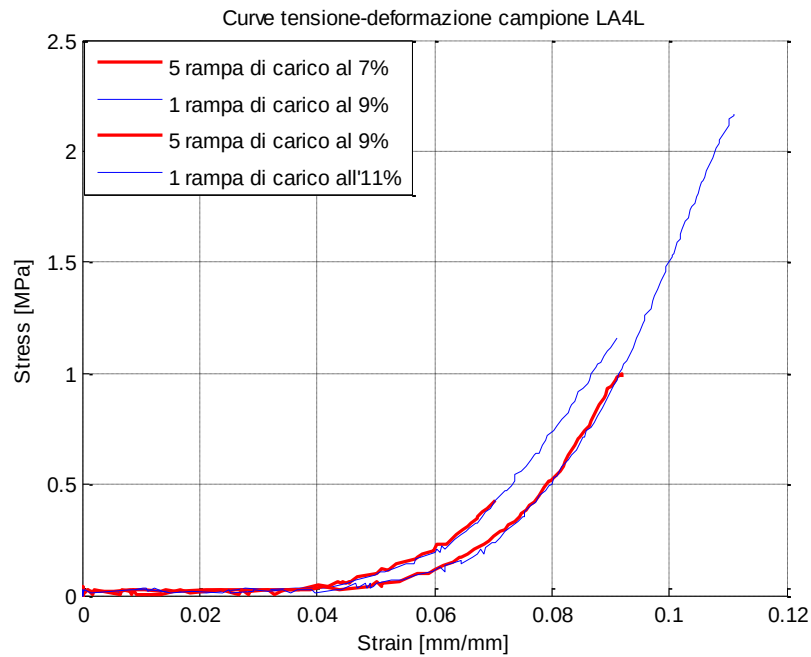


**Figura 4.83** Confronto tra la 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 7\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$ ; 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 11\%$

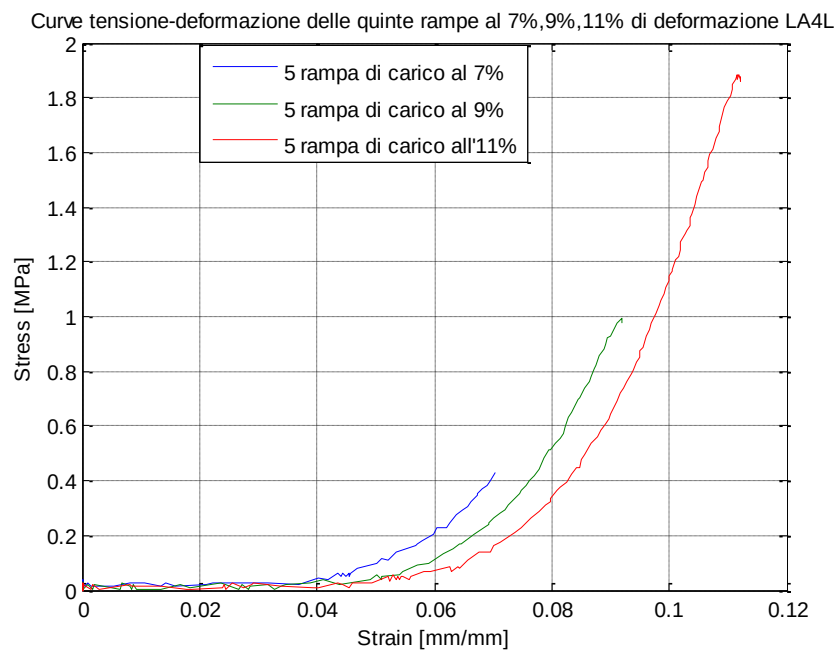


**Figura 4.84** 5<sup>a</sup> rampa di ogni set rappresentante la curva stabilizzata

#### 4.2.1.1.3.4 Campione LA7L

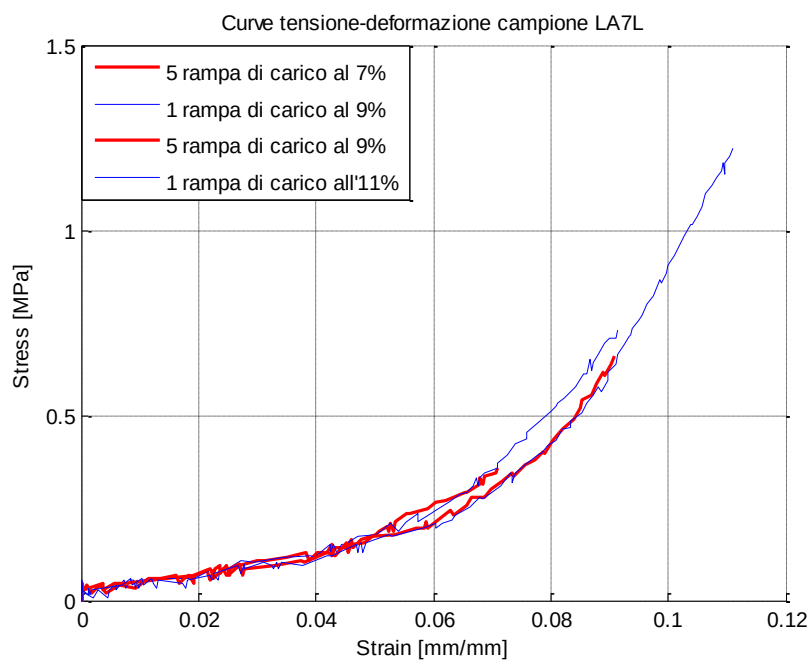


Figura 4.85 Confronto tra la 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 7\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$ ; 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 11\%$

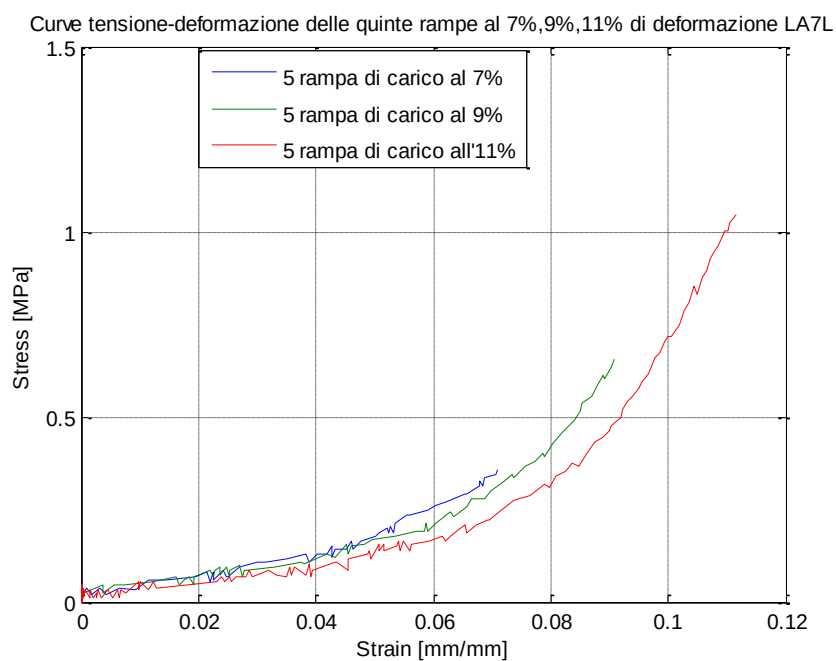


Figura 4.86 5<sup>a</sup> rampa di ogni set rappresentante la curva stabilizzata

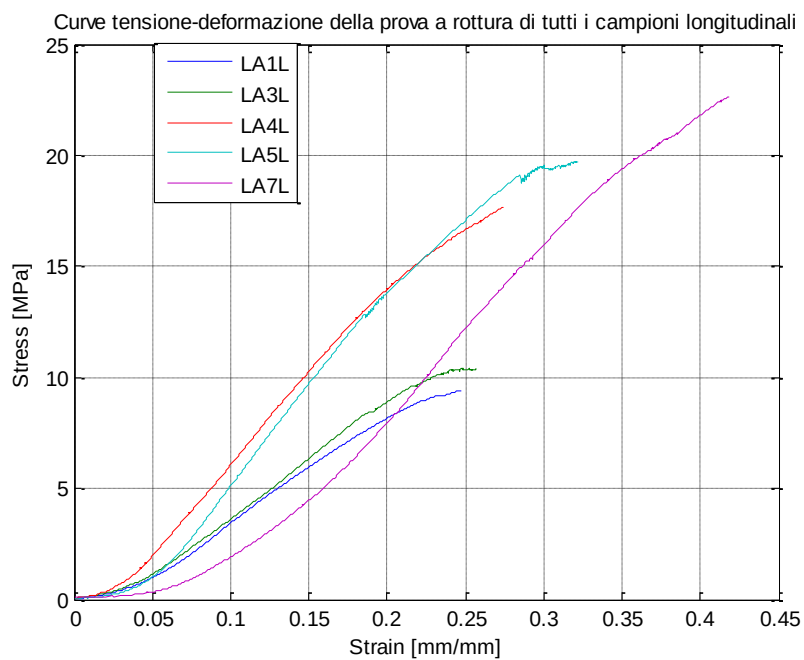


**Figura 4.87 Sintesi delle prove a rottura dei campioni longitudinali. Le curve sono state riportate a uno 'zero convenzionale' scelto del valore di 0.1 MPa.**

|             | $\sigma_{\max}$ [MPa] | $F_{\max}$ [N] |
|-------------|-----------------------|----------------|
| <b>LA1L</b> | 9.41                  | 41.1           |
| <b>LA3L</b> | 10.4                  | 15.18          |
| <b>LA4L</b> | 17.77                 | 23.31          |
| <b>LA5L</b> | 19.74                 | 38.86          |
| <b>LA7L</b> | 22.81                 | 23.81          |

**Tabella 4.44 Valori di tensione massima e forza massima evidenziati dalla prova a rottura**

#### 4.2.1.1.4 Tutti i campioni trasversali

I medesimi grafici di confronto vengono riportati per i campioni trasversali di cui segue la mappatura.

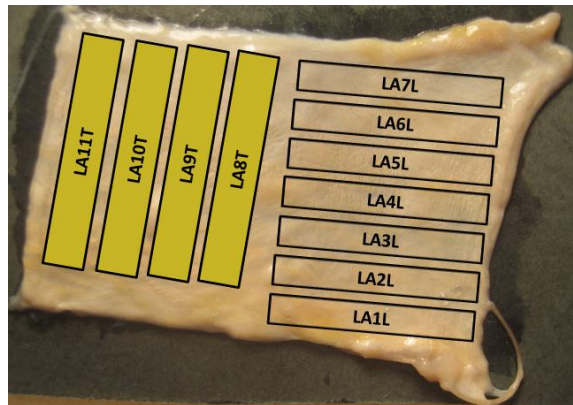


Figura 4.88 Mappatura dei campioni trasversali

##### 4.2.1.1.4.1 Campione LA8T

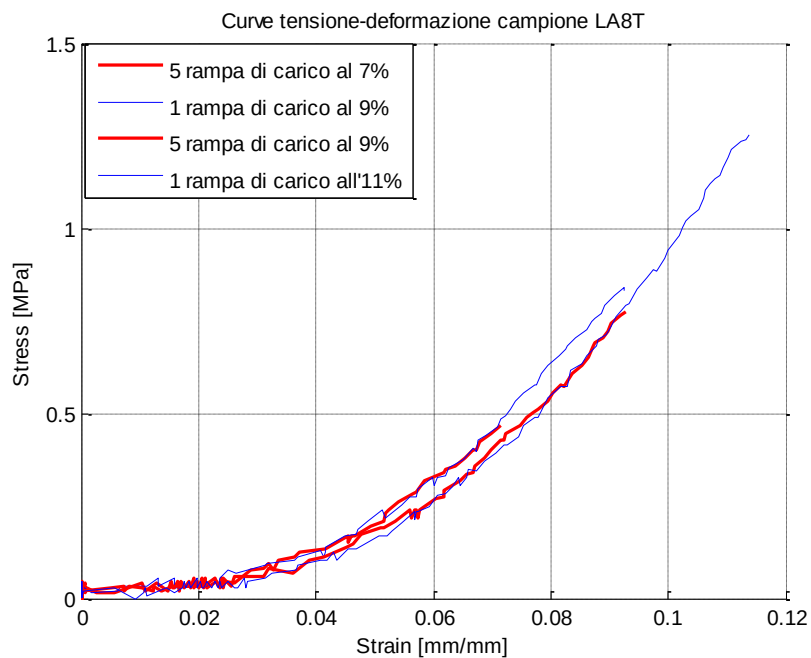


Figura 4.89 Confronto tra la 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 7\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$ ; 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 11\%$

Curve tensione-deformazione delle quinte rampe al 7%,9%,11% di deformazione LA8T

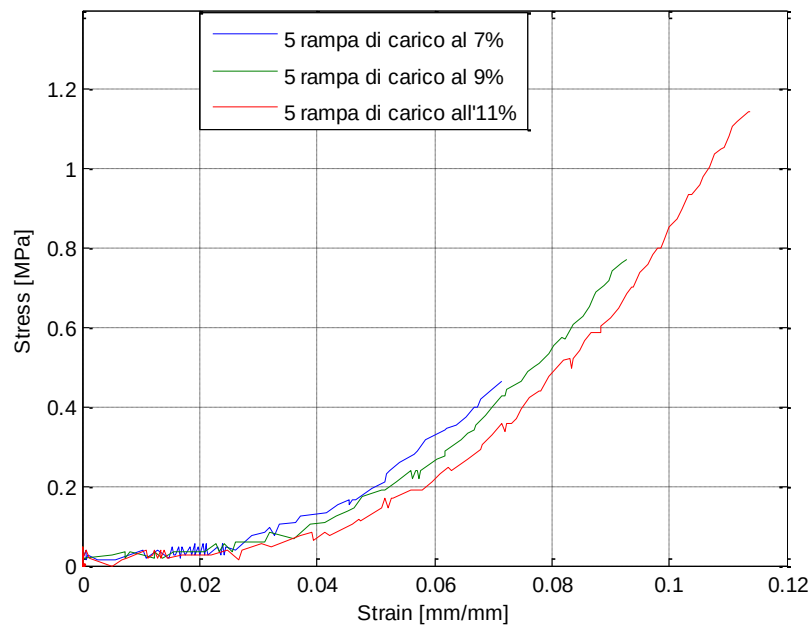


Figura 4.90 5<sup>a</sup> rampa di ogni set rappresentante la curva stabilizzata

#### 4.2.1.1.4.2 Campione LA9T

Curve tensione-deformazione campione LA9T

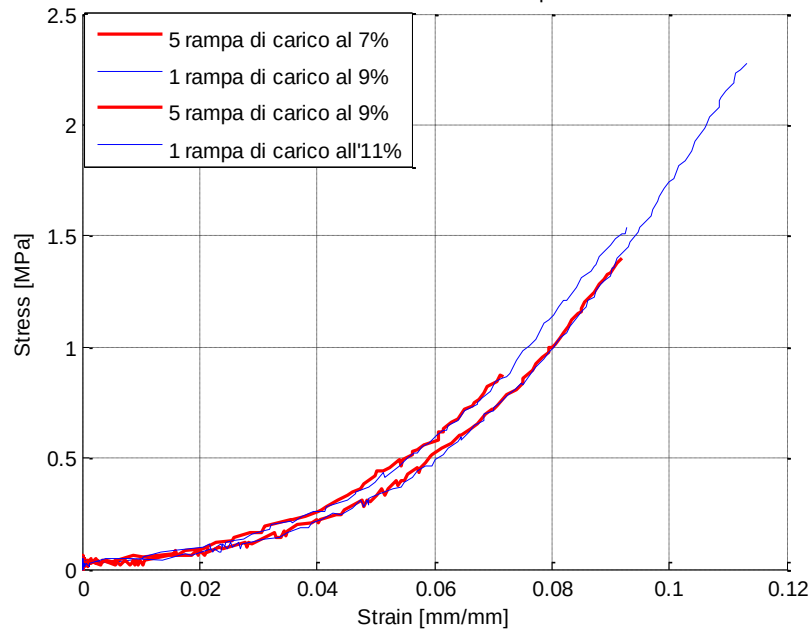


Figura 4.91 Confronto tra la 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 7\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$ ; 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 11\%$

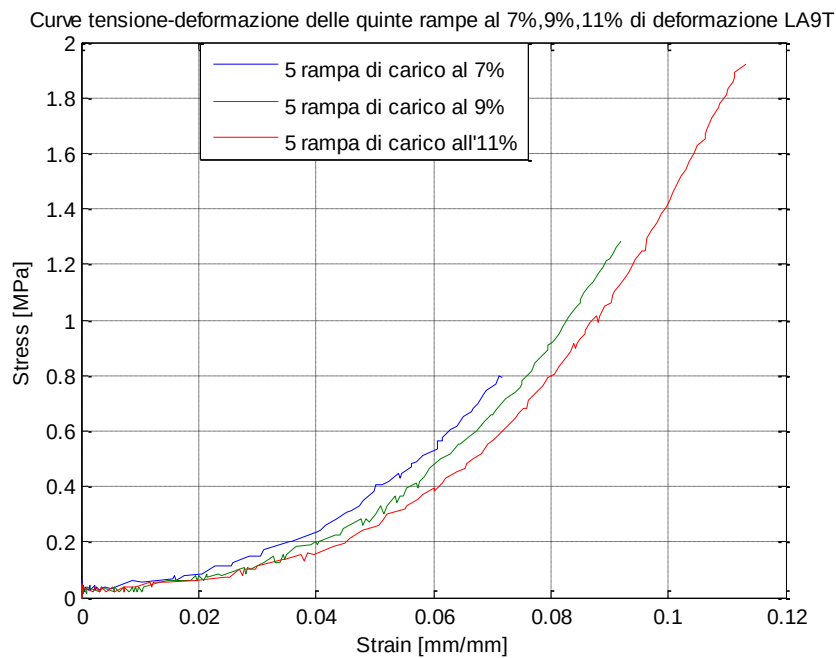


**Figura 4.92 5<sup>a</sup> rampa di ogni set rappresentante la curva stabilizzata**

#### 4.2.1.1.4.3 Campione LA10T

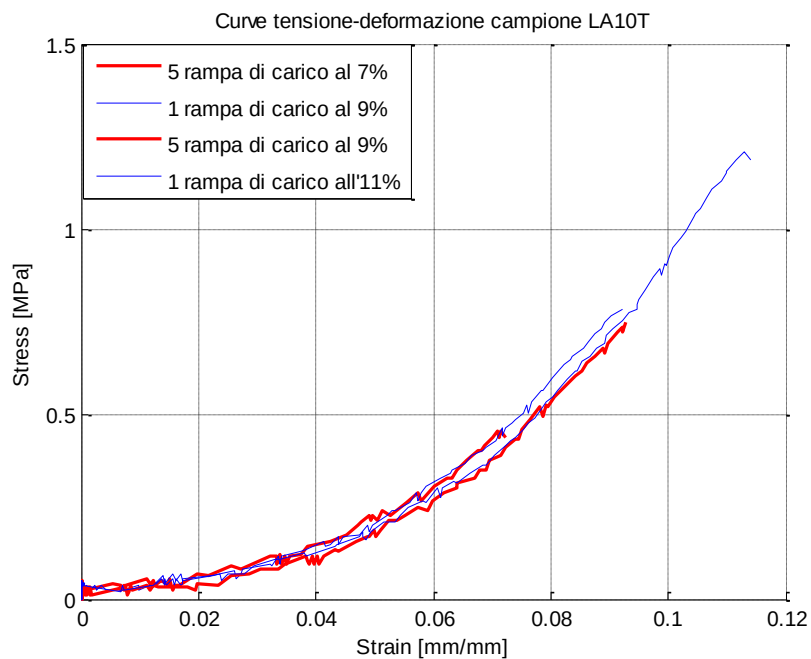


**Figura 4.93 Confronto tra la 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 7\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$ ; 5<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 9\%$  e la 1<sup>a</sup> rampa di trazione alla deformazione  $\epsilon = 11\%$**

Curve tensione-deformazione delle quinte rampe al 7%,9%,11% di deformazione LA10T

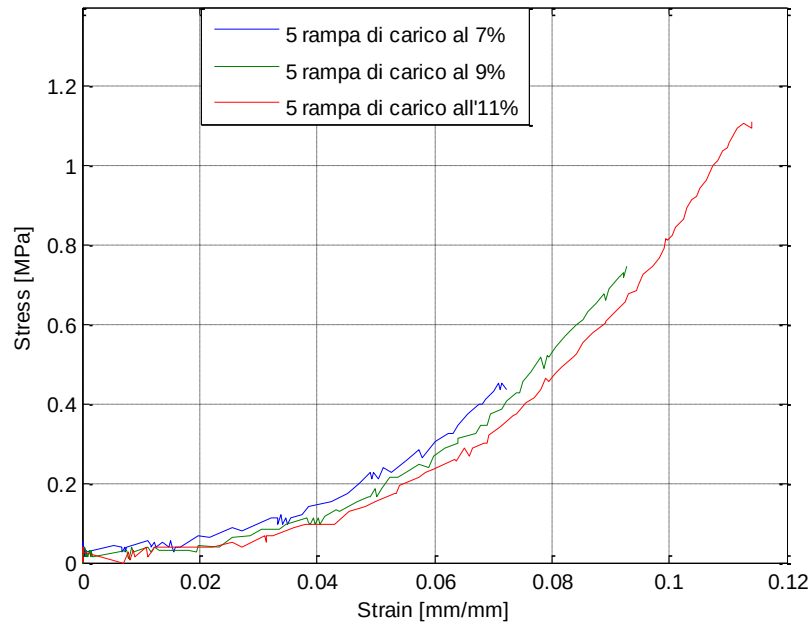


Figura 4.94 5<sup>a</sup> rampa di ogni set rappresentante la curva stabilizzata

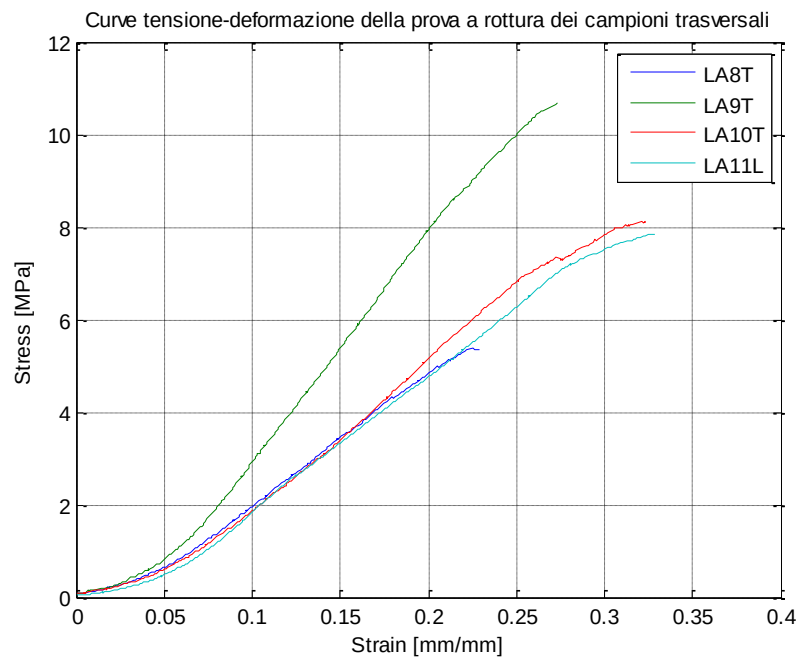


Figura 4.95 Sintesi delle prove a rottura dei campioni trasversali. Le curve sono state riportate a uno 'zero convenzionale' scelto del valore di 0.1 MPa.

|              | $\sigma_{\max}$ [MPa] | $F_{\max}$ [N] |
|--------------|-----------------------|----------------|
| <b>LA8T</b>  | 5.41                  | 6.34           |
| <b>LA9T</b>  | 10.75                 | 11.47          |
| <b>LA10T</b> | 8.15                  | 9.68           |
| <b>LA11T</b> | 7.9                   | 14.87          |

**Tabella 4.45** Valori di tensione massima e forza massima evidenziati dalla prova a rottura

#### **4.2.1.1.5 Discussione dei risultati delle prove di elasticità**

Le prove sperimentali evidenziano, come supposto, un progressivo adattamento dei tessuti alla sollecitazione applicata con conseguente abbassamento dei valori di tensione in gioco.

Si può osservare una risposta stabile del materiale a partire dal quarto – quinto ciclo di sollecitazione meccanica; questo fatto è evidenziato dalla sovrapponibilità della curva di carico finale di un set di rampe di trazione e quella iniziale del set successivo.

Tali evidenze concordano con quanto riportato attualmente in letteratura.

#### 4.2.1.1.6 Confronto delle prove a rottura di tutti i campioni longitudinali e trasversali

Si riporta il grafico delle medie delle prove a rottura dei campioni longitudinali e trasversali della fascia

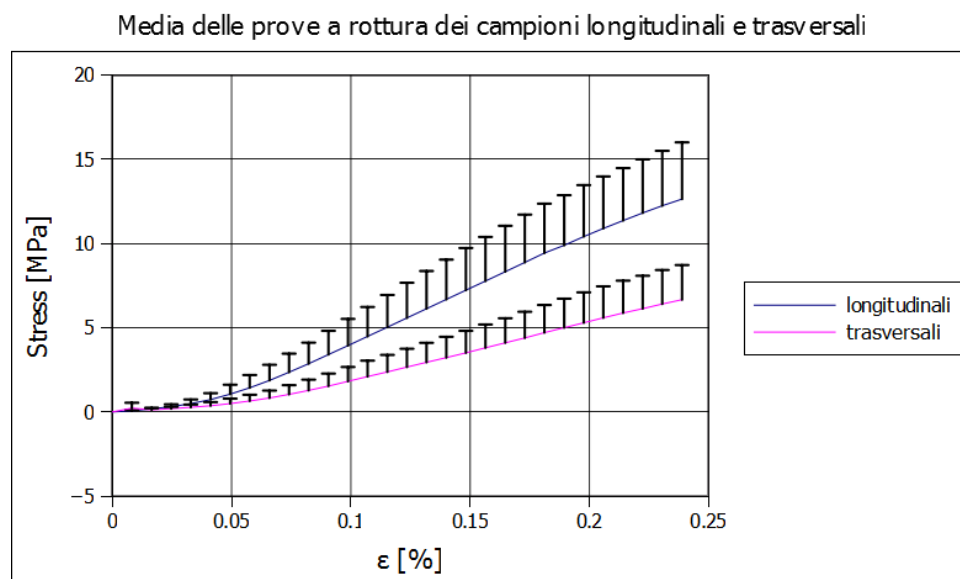


Figura 4.96 Media delle prove a rottura dei campioni longitudinali e trasversali

Come per i due tessuti precedenti si verifica una minore resistenza dei campioni trasversali rispetto ai campioni longitudinali in accordo a quanto atteso e motivato.

#### 4.2.1.3 Confronto delle prove a rottura delle tre fasce

Di seguito si riporta la comparazione delle curve di rottura medie per i campioni longitudinali e trasversali dei tre diversi tessuti.

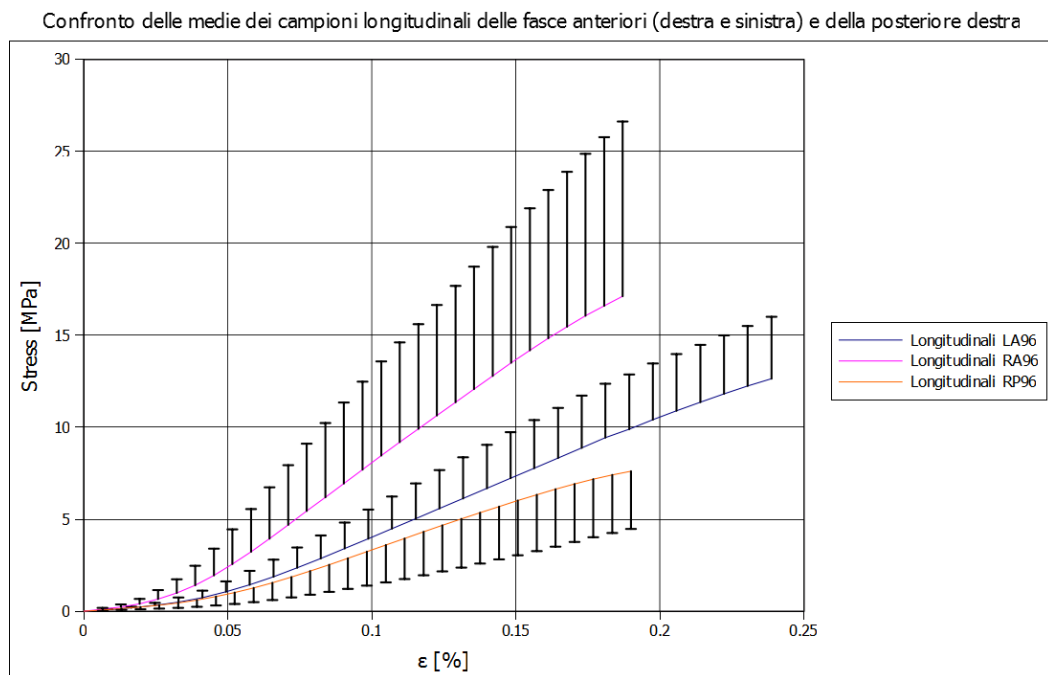


**Figura 4.97** Media delle prove a rottura dei campioni longitudinali dei tre campioni di tessuto analizzati

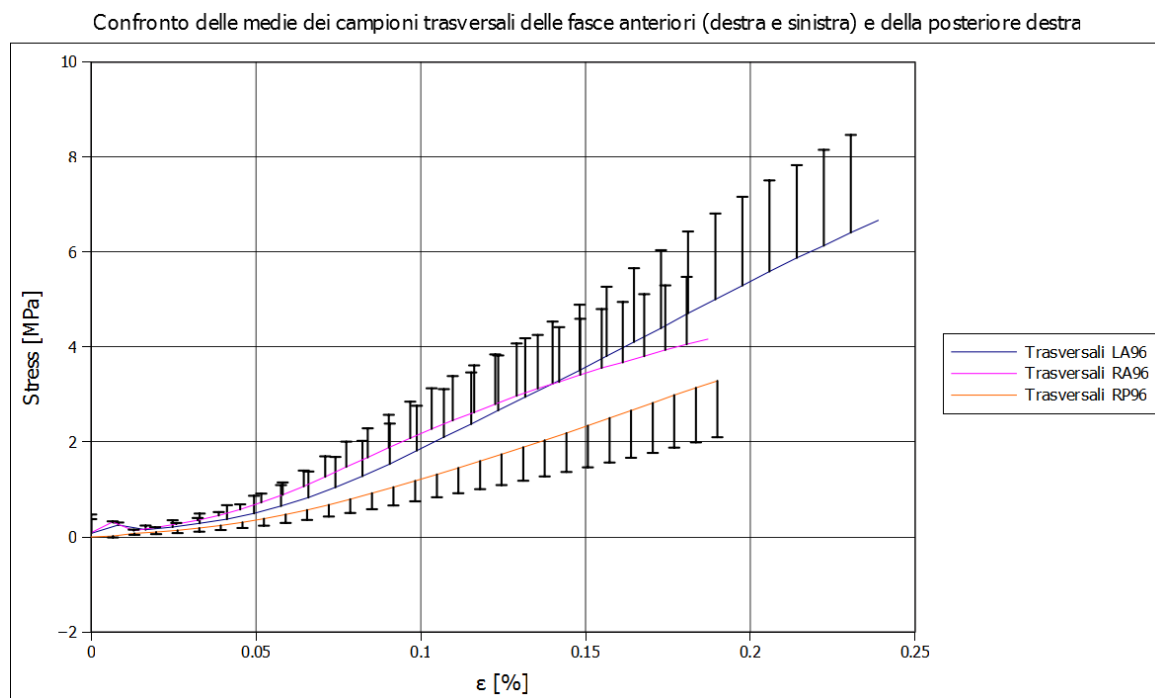


**Figura 4.98** Media delle prove a rottura dei campioni trasversali dei tre campioni di tessuto analizzati

Come già osservato per tutti e tre i campioni di tessuto analizzati, si sottolinea una minor rigidità dei campioni trasversali rispetto a quelli longitudinali dovuta all'anisotropia dei tessuti in questione.

Altra evidenza sperimentale è la minor rigidità del tessuto proveniente dal compartimento posteriore rispetto a quelli dei compartimenti anteriori; tale fatto era atteso sulla base delle conoscenze meccaniche legate alla fisiologia del sito in esame, essendo la regione anteriore della gamba quella meccanicamente più sollecitata.

La differenza riscontrata tra fascia anteriore destra e sinistra va probabilmente attribuita al diverso protocollo di carico applicato ai due tessuti. In particolare va ricordato il fatto che il protocollo di carico applicato ai tessuti della gamba sinistra prevede un maggior numero di sollecitazioni meccaniche ( 15 rampe di carico - scarico) rispetto quello utilizzato per indagare il rilassamento delle tensioni nella gamba destra ( 3 test di rilassamento). Le prove preliminari alla rottura del campione hanno dunque maggiormente danneggiato le fibre di collagene nel caso della gamba sinistra diminuendone quella che è la rigidità ultima.



## Capitolo 5

### I modelli costitutivi

Sulla base delle evidenze sperimentali e dei dati raccolti risulta possibile mettere a punto una simulazione numerica che consenta di interpretare il comportamento di un materiale in risposta ad una sollecitazione meccanica. Tale modellazione è tanto migliore quanto più risultano solide le basi sperimentali sulle quali poggia ed è quindi estremamente importante che la parte sperimentale sia fondamento ben posto.

Per descrivere l'evoluzione di un corpo al quale sia applicata una sollecitazione esterna bisogna trovare le relazioni che legano lo stato tensionale a quello deformativo; tale descrizione può essere data definendo le condizioni al contorno imposte al corpo ( carichi applicati e spostamenti imposti) e per mezzo di equazioni di bilancio secondo la formulazione lagrangiana:

- $\rho J = \rho_0$  legge di conservazione della massa
- $\text{Div} \mathbf{P} + \rho_0 \mathbf{b} = 0$  bilancio della quantità di moto
- $\mathbf{P} \mathbf{F}^T = \mathbf{F}^T \mathbf{P}$  bilancio del momento della quantità di moto

Tali equazioni non sono però sufficienti a definire il problema a causa di un eccesso di gradi di libertà che non consentono la soluzione del sistema. Ciò è dovuto al fatto che queste relazioni sono basate su principi meccanici di natura e validità generale senza entrare nello specifico caso in questione. Le relazioni che rendono il problema ben posto sono fornite dal modello costitutivo la cui formulazione parte da considerazioni di tipo energetico. Esso è specifico per ogni materiale e si fonda sul secondo principio della termodinamica che, dal punto di vista meccanico, asserisce che la parte di energia accumulata in forma reversibile da un corpo è al più pari al lavoro svolto dalle tensioni interne. Il principio appena enunciato è espresso in forma analitica dalla disuguaglianza di Clausius – Duhem che si basa sulla definizione di una funzione densità di energia libera detta energia libera di Helmholtz; essa rappresenta la porzione di lavoro esterno accumulata in modo reversibile e quindi restituibile. Il primo passo nella formulazione del

modello costitutivo è dunque quello di definire una specifica funzione densità di energia libera di Helmholtz che, in generale, dipende dallo stato deformativo corrente e dalla storia deformativa del materiale in esame.

## 5.1 Modelli costitutivi visco elastici

Nel caso specifico si vuole indagare il fenomeno del rilassamento delle tensioni dei tessuti fasciali ed è quindi necessario ricorrere ad un modello costitutivo visco elastico, utilizzato tipicamente nella descrizione del comportamento dei materiali dissipativi, per i quali la disuguaglianza di Clausius – Duhem indica che solo parte del lavoro esterno viene accumulata sotto forma di energia libera mentre parte viene dissipata a causa di diversi fenomeni. Questo tipo di modelli postula la dipendenza della tensione sia dallo stato deformativo che dalla velocità di deformazione.

A partire dai dati ricavati dagli esperimenti di rilassamento si è deciso di indagare la linearità di questo fenomeno. È stato possibile identificare il valore numerico dei parametri costitutivi delle equazioni del modello attraverso un processo di ottimizzazione che mira a minimizzare la discrepanza tra tali dati e la previsione del modello stesso. Analiticamente si definisce una funzione costo da minimizzare:

$$J = \sum_{i=1}^N \left[ 1 - \frac{\sigma_{\text{exp}}(t_i)}{\sigma_{\text{th}}(t_i)} \right]^2$$

dove N rappresenta il numero di dati,  $\sigma_{\text{exp}}(t_i)$  è il valore della tensione proveniente dai dati sperimentali e  $\sigma_{\text{th}}(t_i)$  è il valore teorico della tensione fornito dal modello. Attraverso l'ottimizzazione ai minimi quadrati non lineari si è pervenuti alla stima dei parametri di quattro modelli visco elastici composti rispettivamente da uno, due, tre e quattro rami viscosi messi a punto per definire quale interpretasse meglio i dati sperimentali concernenti il rilassamento delle tensioni.

Nella formulazione dei modelli si è fatto riferimento alla tensione normalizzata

$$\sigma_{\text{Norm}} = \frac{\sigma(t)}{\sigma(0)}$$

ed i dati utilizzati sono i dati medi derivanti dalle prove di rilassamento.

### 5.1.1 Modello visco elastico ad un ramo viscoso

Equazione del modello a un ramo viscoso:

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

Grafico del modello e dei dati medi da cui è stato stimato:

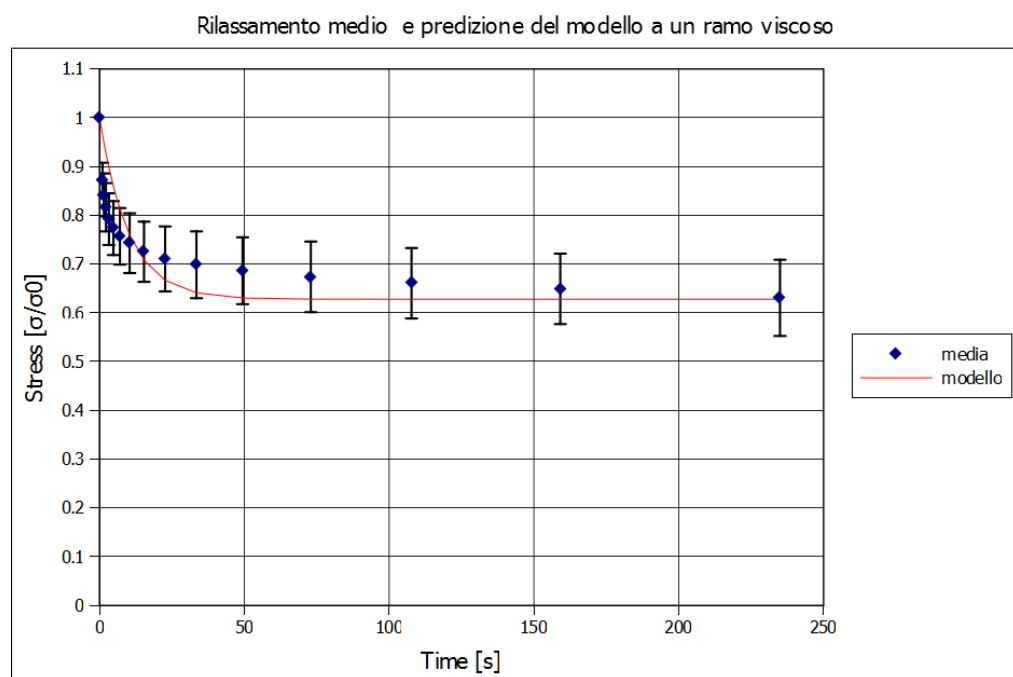


**Figura 5.2** dati medi con relative deviazioni standard e predizione del modello a un ramo viscoso

Valore della stima dei parametri:

|              | $\gamma_1$ | $\tau_1$ [s] |
|--------------|------------|--------------|
| <b>stima</b> | 0.3723     | 10.00        |

### 5.1.2 Modello visco elastico a due rami viscosi

Equazione del modello a due rami viscosi:

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

Grafico del modello e dei dati medi da cui è stato stimato:

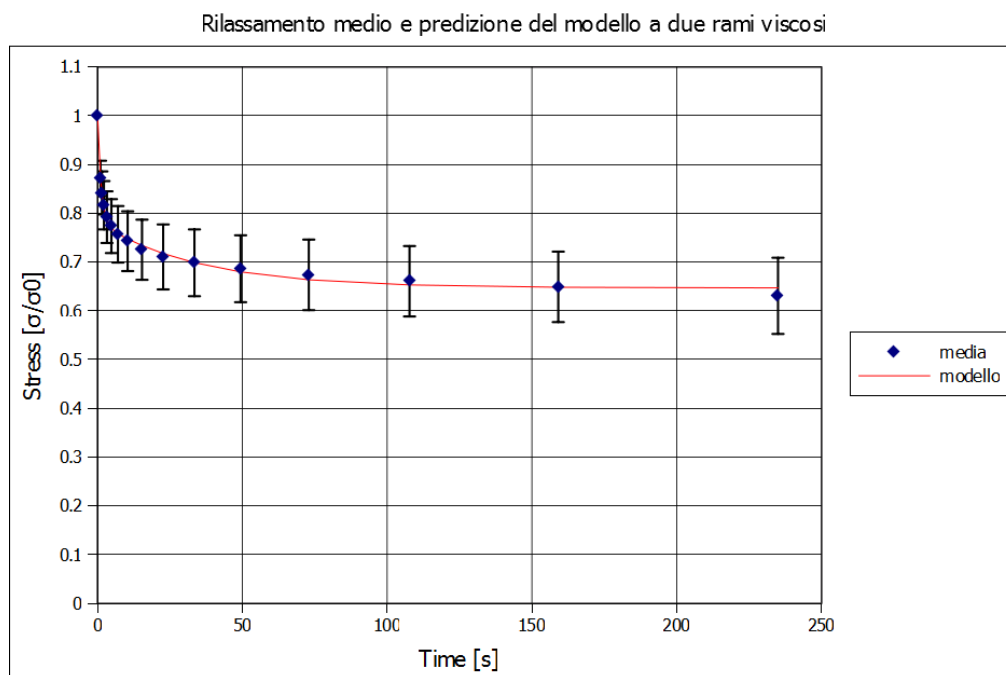


Figura 5.2 dati medi con relative deviazioni standard e predizione del modello a due rami viscosi

Valore della stima dei parametri:

|              | $\gamma_1$ | $\tau_1$ [s] | $\gamma_2$ | $\tau_2$ [s] |
|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
| <b>stima</b> | 0.1350     | 34.9947      | 0.2183     | 1.2356       |

### 5.1.3 Modello visco elastico a tre rami viscosi

Equazione del modello a tre rami viscosi:

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

Grafico del modello e dei dati medi da cui è stato stimato:

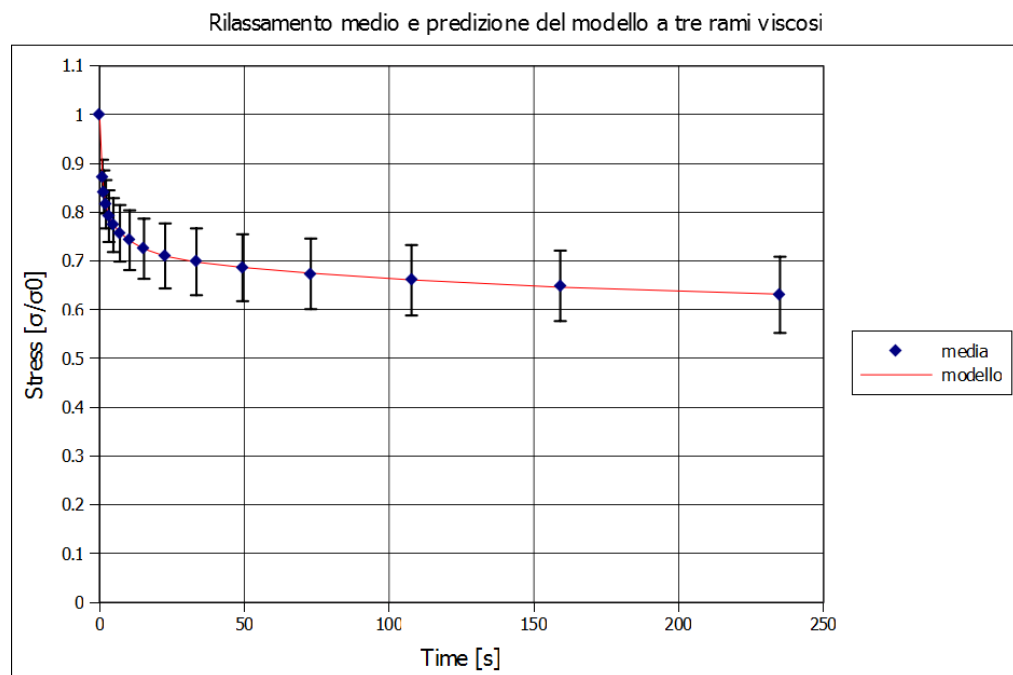


Figura 5.3 dati medi con relative deviazioni standard e predizione del modello a tre rami viscosi

Valore della stima dei parametri:

|              | $\gamma_1$ | $\tau_1$ [s] | $\gamma_2$ | $\tau_2$ [s] | $\gamma_3$ | $\tau_3$ [s] |
|--------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
| <b>stima</b> | 0.1056     | 140.8271     | 0.1009     | 8.8700       | 0.1815     | 0.9716       |

### 5.1.4 Modello visco elastico a quattro rami viscosi

Equazione del modello a quattro rami viscosi:

$$\sigma_{\text{Norm}}(t) = 1 - \{ \gamma_1 [ 1 - \exp (- t / \tau_1)] \} - \{ \gamma_2 [ 1 - \exp (- t / \tau_2)] \} - \{ \gamma_3 [ 1 - \exp (- t / \tau_3)] \} - \{ \gamma_4 [ 1 - \exp (- t / \tau_4)] \}$$

Grafico del modello e dei dati medi da cui è stato stimato:

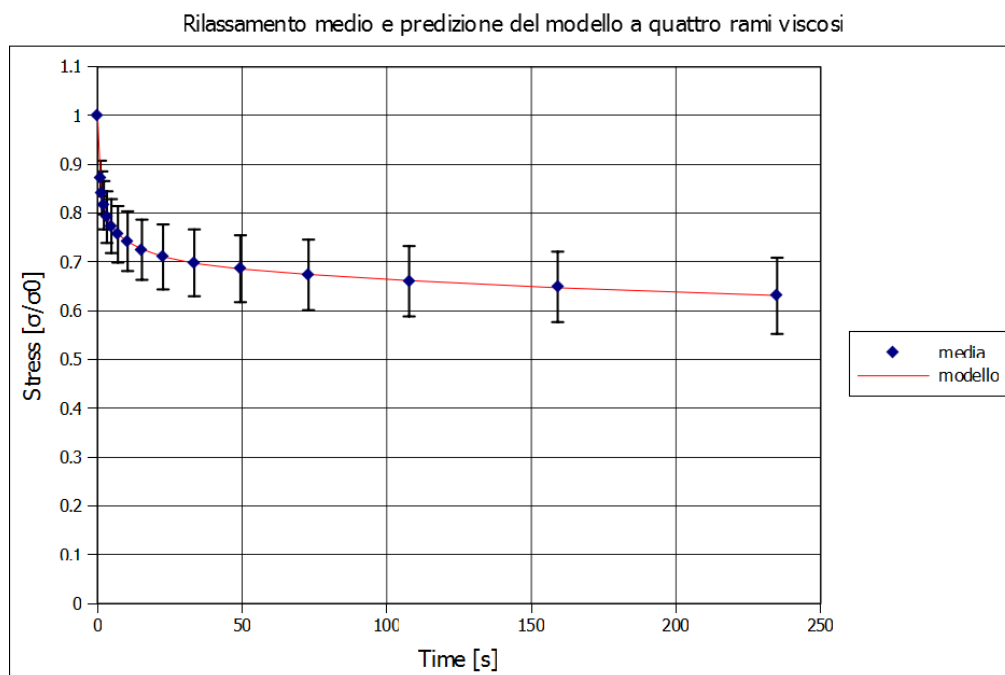


Figura 5.4 dati medi con relative deviazioni standard e predizione del modello a quattro rami viscosi

Valore della stima dei parametri:

|              | $\gamma_1$ | $\tau_1$ [s] | $\gamma_2$ | $\tau_2$ [s] | $\gamma_3$ | $\tau_3$ [s] | $\gamma_4$ | $\tau_4$ [s] |
|--------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
| <b>stima</b> | 0.1104     | 192.8461     | 0.0897     | 12.1474      | 0.1048     | 1.6919       | 0.0966     | 0.6762       |

### 5.1.5 Considerazioni sulla scelta del modello

Già una prima ispezione visiva dei grafici porta ad escludere il possibile impiego dei modelli a uno e due rami viscosi, poiché la curva del modello non approssima bene i dati. Per la scelta tra il modello a tre e quattro rami viscosi si è ricorsi al criterio di Akaike basato sul principio di parsimonia che bilancia l'esigenza di ottenere una buona approssimazione dei dati sperimentali contenendo, al contempo, la complessità del modello.

Analiticamente l'indice di Akaike viene calcolato come segue:

$$AIC = 2p - 2\ln(\phi_p)$$

Dove  $p$  indica il numero dei parametri del modello e  $\phi_p$  indica il valore della funzione costo in coincidenza della stima.

Per il modello a tre rami viscosi si è calcolato un indice di Akaike pari a 22.1576, mentre per il modello a quattro rami viscosi tale indice vale 27.7309, evidenza che dirotta la scelta sul primo dei due modelli considerati.

Di seguito vengono riportati i grafici della predizione del modello confrontata con il rilassamento medio della fascia anteriore e della fascia posteriore.

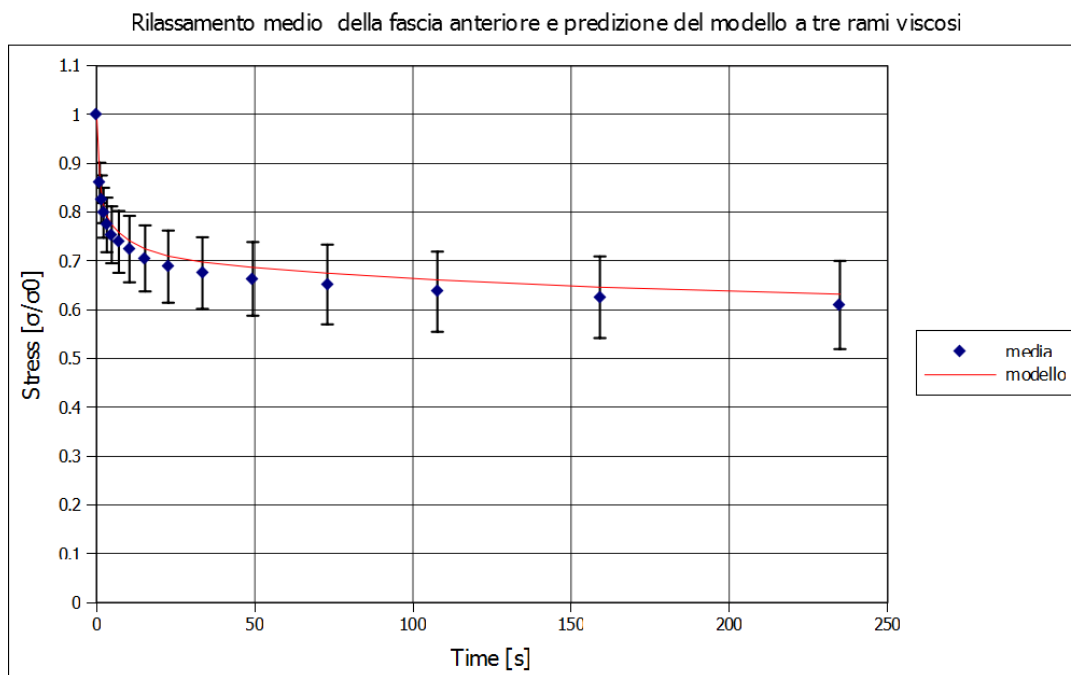


**Figura 5.5** rilassamento medio della fascia anteriore (RA96) con relative deviazioni standard e predizione del modello a tre rami viscosi

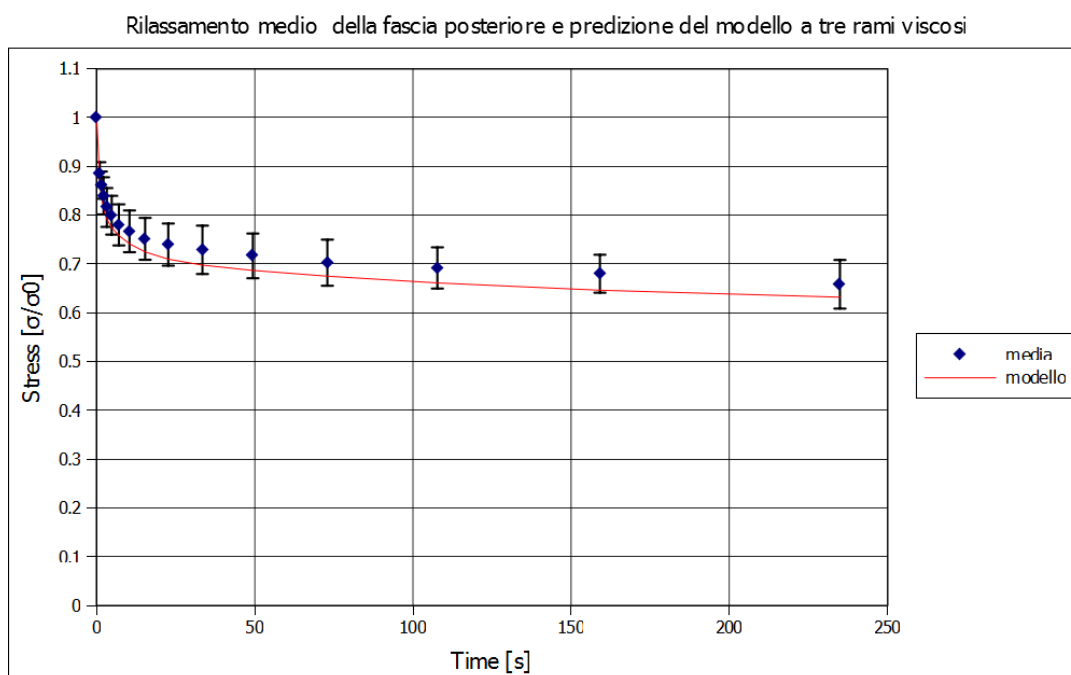


**Figura 5.6** rilassamento medio della fascia posteriore (RP96) con relative deviazioni standard e predizione del modello a tre rami viscosi

### 5.1.6 Modello a tre rami viscosi calcolato escludendo il primo test di rilassamento

Sulla base di quanto sopra riportato si è calcolato il modello medio a tre rami viscosi escludendo i dati delle prove di rilassamento al 7% di deformazione imposta che più si discostano dai risultati dei successivi due test per i motivi già ampiamente discussi in precedenza.

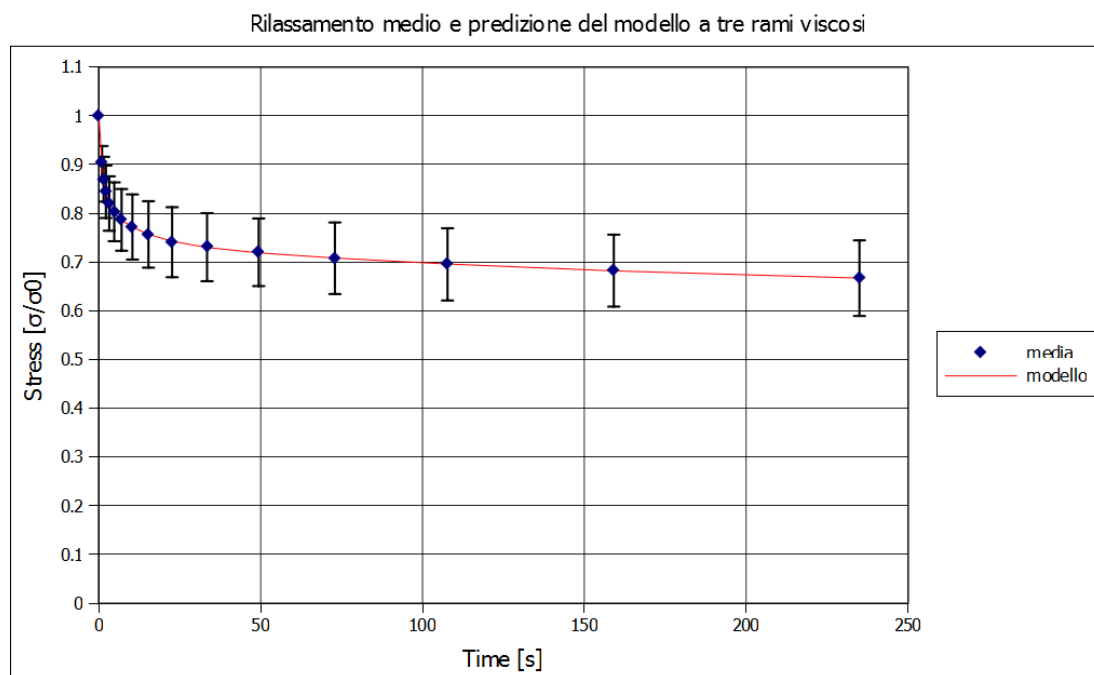


**Figura 5.7** dati medi con l'esclusione delle prove al 7% di deformazione imposta, relative deviazioni standard e predizione del modello a tre rami viscosi

Valore della stima dei parametri:

|              | $\gamma_1$ | $\tau_1$ [s] | $\gamma_2$ | $\tau_2$ [s] | $\gamma_3$ | $\tau_3$ [s] |
|--------------|------------|--------------|------------|--------------|------------|--------------|
| <b>stima</b> | 0.1037     | 182.2055     | 0.0843     | 11.8590      | 0.1737     | 1.3460       |

Anche in questo caso si riportano i grafici della predizione del modello e del rilassamento medio della fascia anteriore e posteriore

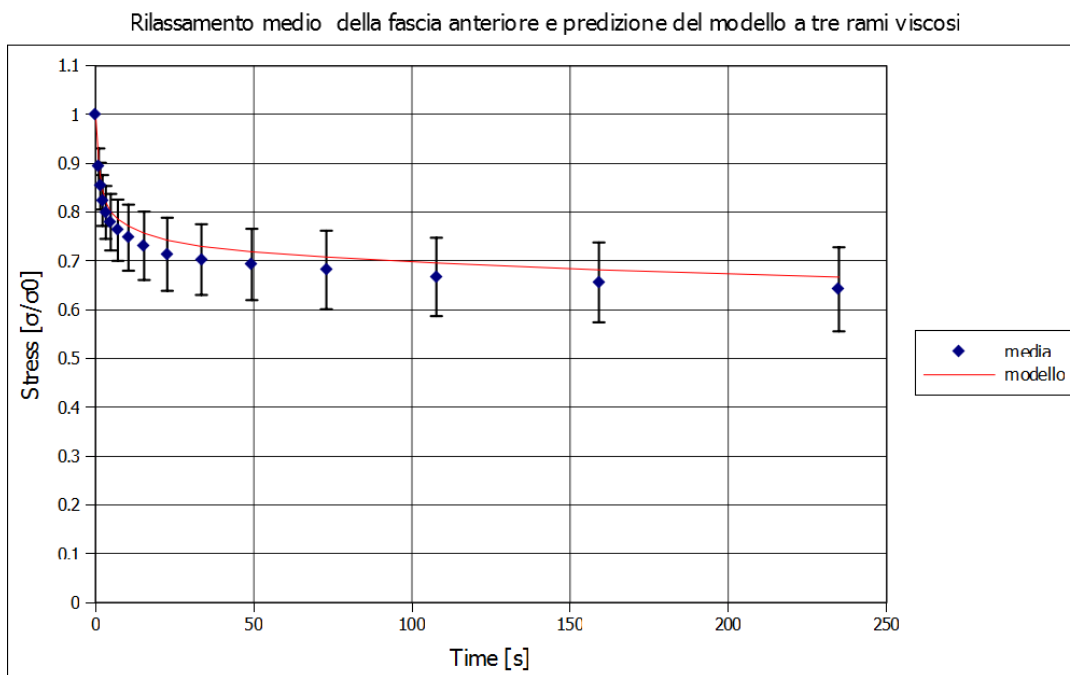


**Figura 5.8** rilassamento medio della fascia anteriore (RA96) con relative deviazioni standard e predizione del modello a tre rami viscosi; dati non comprensivi delle prove di rilassamento al 7% di deformazione imposta

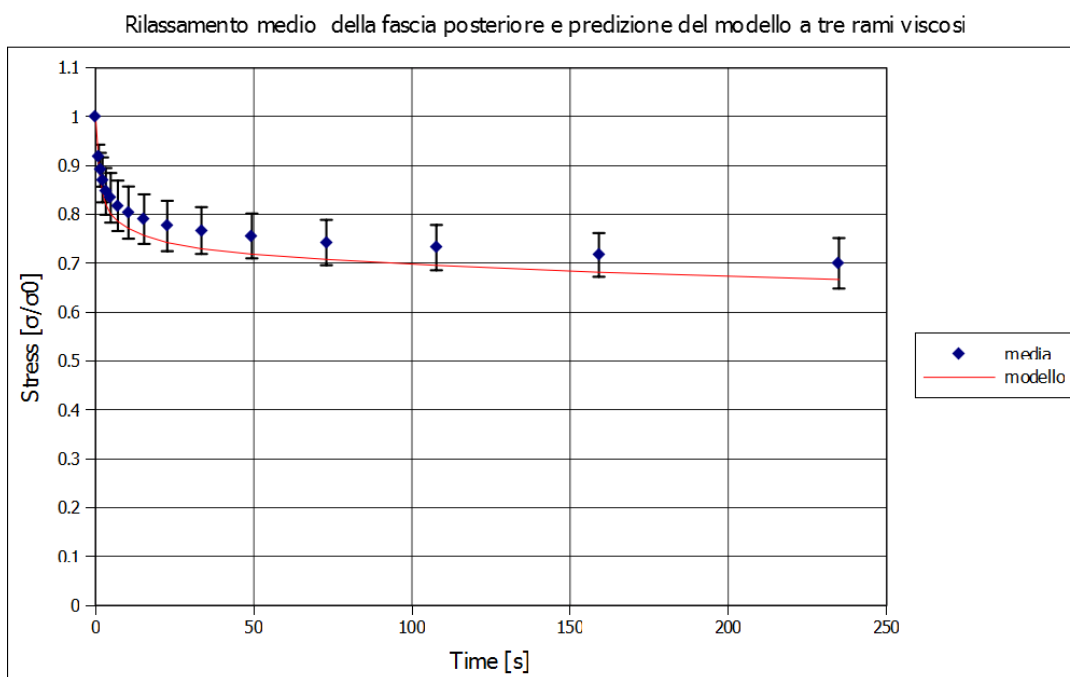


**Figura 5.9** rilassamento medio della fascia posteriore (RP96) con relative deviazioni standard e predizione del modello a tre rami viscosi; dati non comprensivi delle prove di rilassamento al 7% di deformazione imposta

Si osserva che in entrambi i casi il modello medio sovrastima il rilassamento delle tensioni della fascia anteriore e sottostima quello della fascia posteriore rimarcando la diversità, già osservata e quantificata in termini percentuali, dei due tessuti.

## **5.2 Modelli costitutivi iperelastici**

I materiali iperelastici rappresentano il caso limite della disuguaglianza di Clausius – Dhuem poiché l'energia accumulata in forma reversibile è pari al lavoro delle tensioni interne. In questi casi la densità di energia di Helmholtz dipende unicamente e biunivocamente dallo stato deformativo corrente del materiale in esame. Essa coincide con un potenziale dello stato deformativo detto densità di energia di deformazione la cui formulazione analitica dipende, tra le altre cose, dalla presenza di specifiche simmetrie materiali del corpo in questione.

### **5.2.1 Modello iperelastico fibrorinforzato incomprimibile per le prove di allungamento**

Le analisi istologiche del tessuto della Fascia Crurale rivelano la presenza di due famiglie di fibre di collagene disposte simmetricamente rispetto all'asse prossimale – distale, con un'angolazione di 39° rispetto ad esso. Basandosi su quest'evidenza si è deciso di utilizzare un modello iperelastico fibrorinforzato incomprimibile per la descrizione del comportamento elastico del tessuto nelle prove di allungamento.

Il modello è definito dalla seguente funzione densità di energia interna:

$$W = W_m(I_1) + W_f(I_4, I_6, I_8, I_9)$$

che scinde il contributo della matrice di fondo ( $W_m$ ) da quello delle fibre ( $W_f$ ). Questi sono espressi in funzione di  $I_1$ , invariante principale del tensore destro di Cauchy – Green, e degli invarianti di struttura  $I_4, I_6, I_8, I_9$  che dipendono sia dallo stato deformativo applicato che dalla conformazione iniziale delle fibre.

Si definiscono quindi due direzioni: la prima è indicata dall'asse prossimale – distale, coincidente con la direzione della prova di trazione e la seconda è data dall'asse mediale

– laterale. Rispetto a questi due assi ortogonali si identifica l'orientamento iniziale delle famiglie di fibre a mezzo dei versori  $\mathbf{m}_0$  e  $\mathbf{n}_0$ .

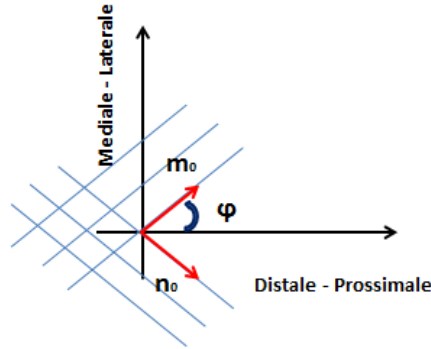


**Figura 5.10 Rappresentazione della disposizione delle fibre rispetto al sistema di riferimento**

In virtù della presenza di un'abbondante fase liquida nei tessuti, si può ragionevolmente supporre l'incomprimibilità degli stessi che si traduce imponendo il vincolo sulla variazione volumetrica che deve risultare nulla. Analiticamente questo equivale a dire che  $I_3 = J = \det(\mathbf{F}) = 1$ , dove  $\mathbf{F}$  rappresenta il gradiente di deformazione e presenta sulla diagonale le dilatazioni lungo le direzioni principali; il suo determinante rappresenta invece la variazione volumetrica.

Nelle suddette ipotesi di lavoro  $\mathbf{F}$  assume la seguente formulazione:

$$\mathbf{F} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & 1/(\lambda_1\lambda_2) \end{bmatrix}$$

Il tensore destro di Cauchy – Green è definito come  $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$  e da questo si possono ricavare gli invarianti utilizzati nella definizione del modello come segue:

$$I_1 = \text{tr}(\mathbf{C})$$

$$I_4 = \mathbf{C} : (\mathbf{m}_0 \otimes \mathbf{m}_0)$$

$$I_6 = \mathbf{C} : (\mathbf{n}_0 \otimes \mathbf{n}_0)$$

$$I_8 = (\mathbf{m}_0 \cdot \mathbf{n}_0) \mathbf{C} : (\mathbf{m}_0 \otimes \mathbf{n}_0)$$

$$I_9 = (\mathbf{m}_0 \cdot \mathbf{n}_0)^2$$

Il contributo della matrice e delle fibre sono risultano così definiti:

$$W_m = \frac{k_1}{2\alpha_1} \exp[\alpha_1 (I_1 - 3)]$$

$$W_f = \frac{k_4}{2\alpha_4} \{ \exp[\alpha_4 (I_4 - 1)] - \alpha_4 (I_4 - 1) - 1 \} + \frac{k_6}{2\alpha_6} \{ \exp[\alpha_6 (I_6 - 1)] - \alpha_6 (I_6 - 1) - 1 \} + \frac{k_{89}}{8} (I_8 - I_9)^2$$

Risulta possibile ricavare il secondo tensore di tensione di Piola – Kirchhoff:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} + p \mathbf{C}^{-1}$$

dove p indica la pressione idrostatica il cui valore si determina imponendo che la tensione in direzione perpendicolare al tessuto sia nulla. Si ottiene quindi:

$$\mathbf{S} = k_1 \exp[\alpha_1 (I_1 - 3)] \mathbf{I} + k_4 \{ \exp[\alpha_4 (I_4 - 1)] - 1 \} \mathbf{m}_0 \otimes \mathbf{m}_0 + k_6 \{ \exp[\alpha_6 (I_6 - 1)] - 1 \} \mathbf{n}_0 \otimes \mathbf{n}_0 + k_{89} (I_8 - I_9) \sqrt{I_9} (\mathbf{m}_0 \otimes \mathbf{n}_0 + \mathbf{n}_0 \otimes \mathbf{m}_0) + p \mathbf{C}^{-1}$$

Utilizzando la relazione  $\boldsymbol{\sigma} = \frac{1}{J} \mathbf{F} \mathbf{S} \mathbf{F}^T$  si ottiene la seguente espressione per la tensione di Cauchy:

$$\boldsymbol{\sigma} = k_1 \exp[\alpha_1 (I_1 - 3)] \mathbf{b} + k_4 \{ \exp[\alpha_4 (I_4 - 1)] - 1 \} \mathbf{m} \otimes \mathbf{m} + k_6 \{ \exp[\alpha_6 (I_6 - 1)] - 1 \} \mathbf{n} \otimes \mathbf{n} + k_{89} (I_8 - I_9) \sqrt{I_9} (\mathbf{m} \otimes \mathbf{n} + \mathbf{n} \otimes \mathbf{m}) + p \mathbf{I}$$

Dove  $\mathbf{m} = \mathbf{F} \mathbf{m}_0$  e  $\mathbf{n} = \mathbf{F} \mathbf{n}_0$

Supponendo che le due famiglie di fibre diano uguale contributo poiché meccanicamente equivalenti si perviene alla seguente semplificazione:  $k_4 = k_6$ ,  $\alpha_4 = \alpha_6$  che riduce il numero dei parametri indipendenti da sette a cinque. La stima avviene minimizzando, per iterazioni successive con il metodo di Newton – Raphson, una funzione costo che esprime la differenza tra misura sperimentale e valore numerico predetto dal modello.

Di seguito vengono riportati i grafici del modello e la stima dei parametri calcolati per un campione longitudinale ( LA5L) e per uno trasversale ( LA9T) alla deformazione imposta dell'11%.

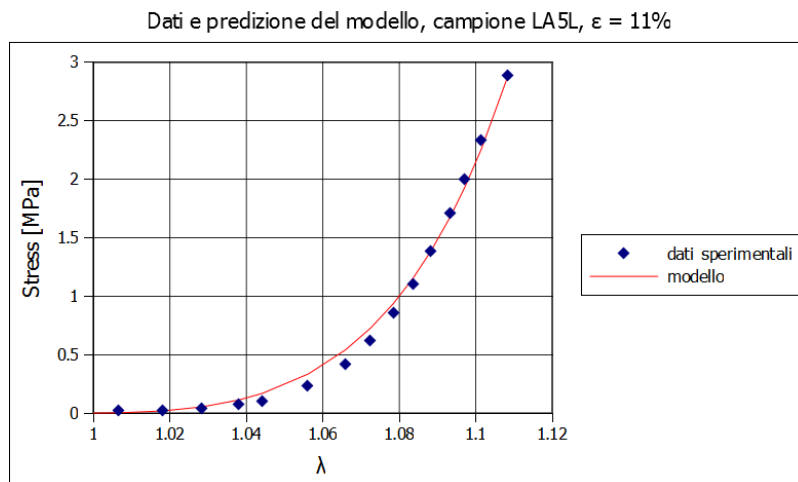


**Figura 5.11** Dati della curva stabilizzata all'11% di deformazione e predizione del modello. Campione longitudinale LA5L

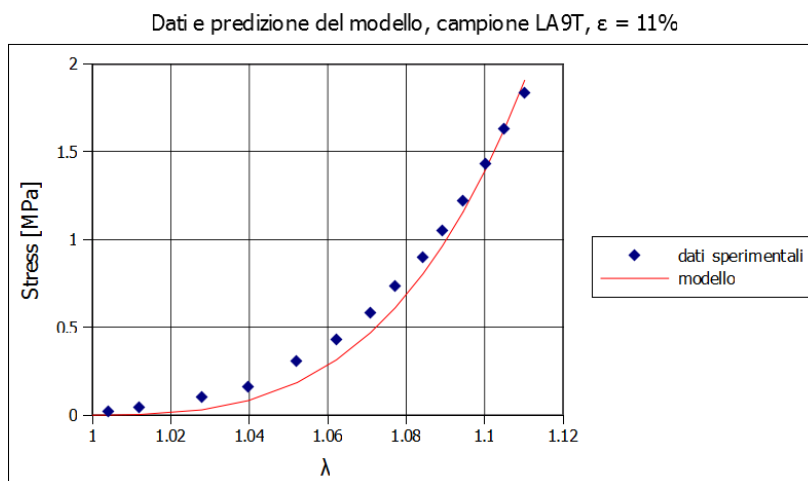


**Figura 5.12** Dati della curva stabilizzata all'11% di deformazione e predizione del modello. Campione trasversale LA9T

Valore della stima dei parametri:

|              | $k_1$ [MPa] | $\alpha_1$ | $k_4$ [MPa] | $\alpha_4$ | $k_{89}$ [MPa] |
|--------------|-------------|------------|-------------|------------|----------------|
| <b>stima</b> | 12.99       | 10.62      | 0.0155      | 49.13      | 1.59           |

### 5.3 Modello costitutivo per la Fascia Crurale

Lo studio condotto indaga separatamente la risposta viscosa e la risposta elastica modellizzandole come detto. Considerando l'effettivo comportamento dei tessuti fasciali, comprensivo di entrambi gli aspetti, bisogna considerare un modello visco iperelastico fibrorinforzato incomprimibile descritto, in termini di secondo tensore di tensione di Piola – Kirchhoff, dalla seguente espressione:

$$\mathbf{S}(\mathbf{C}(t), t) = \mathbf{S}_0(\mathbf{C}(t)) - \sum_{i=1}^3 \mathbf{Q}_i(\mathbf{C}(t), t)$$

dove il primo termine al secondo membro dell'equazione rappresenta la risposta elastica istantanea ed il secondo termine la risposta viscosa. Tali termini di tensione sono regolati dalle equazioni differenziali:

$$\dot{\mathbf{Q}}_i + \frac{1}{\tau_i} \mathbf{Q}_i = \frac{\gamma_i}{\tau_i} \mathbf{S}_0; \quad i = 1, 2, 3$$

i cui parametri sono stati stimati, nella forma semplificata, dal modello di rilassamento proposto.



## Conclusioni

Il progredire delle conoscenze in ambito clinico e tecnologico ha recentemente sottolineato l'esigenza di disporre di approfonditi studi sulle caratteristiche biomeccaniche dei tessuti biologici. Si è osservato che, spesso, lo stato patologico è strettamente legato ad alterazioni di tipo meccanico dei siti di interesse. Inoltre, in un'ottica di ottimizzazione nella progettazione di dispositivi protesici e ortesici, la caratterizzazione del comportamento biomeccanico dei tessuti è condizione imprescindibile.

Proprio a causa del fatto che tali esigenze sono venute ad affermarsi solo di recente, gli studi dal punto di vista meccanico di alcuni tessuti sono ancora agli albori; questo è il caso, ad esempio, della Fascia Crurale. Essa è la sede da cui possono originare numerose sindromi dolorose di diverso tipo che potrebbero essere meglio comprese se le considerazioni di tipo prettamente clinico fossero corredate da una sua caratterizzazione meccanica.

Il presente studio si è proposto di supplire alla scarsità di dati presenti in letteratura al fine di muovere i primi passi verso una migliore conoscenza delle caratteristiche proprie della Fascia Crurale. Con questo proposito sono stati messi a punto protocolli sperimentali per indagare le proprietà viscoso ed elastiche di tale tessuto.

Attraverso l'esecuzione dei test di rilassamento è stato possibile indagare il fenomeno del rilassamento delle tensioni che si è rivelato essere lineare. Sulla base di questa osservazione e dei dati sperimentali è risultato poi possibile mettere a punto un modello matematico che stimasse il valore dei parametri (tempi di rilassamento e rigidità relative) caratterizzanti tale comportamento meccanico. Il modello adottato è un modello visco elastico a tre rami viscosi non lineari nei parametri.

Le prove di elasticità hanno invece evidenziato un comportamento non lineare che trova ragione nella tipica struttura propria dei tessuti connettivi: la configurazione ondulata delle fibre di collagene che, progressivamente, si distendono ne è la causa. Tale comportamento è stato interpretato a mezzo di un modello iperelastico fibrorinforzato

incomprimibile che ha permesso di stimare i parametri caratterizzanti la risposta meccanica delle famiglie di fibre di collagene e della matrice che le contiene.

Sulla base della stima parametrica effettuata sarà poi possibile implementare la simulazione numerica del comportamento meccanico della Fascia Crurale.

Grazie agli esperimenti condotti è stato possibile valutare la variabilità del comportamento dei tessuti in dipendenza della loro dislocazione anatomica e della direzione di sollecitazione considerata. Un possibile sviluppo futuro potrebbe consistere nel cercare di valutare la variabilità inter – individuale delle caratteristiche meccaniche considerate allargando lo studio a più soggetti.

Con il presente lavoro è stato inoltre possibile affrontare e risolvere problematiche legate all'ambito sperimentale, al salvataggio dei dati e alla successiva elaborazione acquisendo conoscenze utili a successivi studi condotti con la medesima strumentazione. Sarà dunque possibile migliorare i protocolli adottati per i test e variare le condizioni sperimentali pervenendo a più approfondite e complete conoscenze sulle caratteristiche biomeccaniche dei tessuti studiati.

## Bibliografia

- [1] C. Stecco, A. Porzionato, L. Lancerotto, A. Stecco, V. Macchi, J. A. Day, R. De Caro, *Histological study of the deep fascia of the limbs*, Journal of Bodywork and Movement Therapies 2008.
- [2] M. Benjamin, *The fascia of the limbs and back – a review*, Journal of Anatomy 2009.
- [3] L. Benettazzo, A. Bizzego, R. De Caro, G. Frigo, D. Guidolin, C. Stecco, *3D reconstruction of the crural and thoracolumbar fasciae*, 2010
- [4] C. Stecco, P. G. Pavan, A. Porzionato, V. Macchi, L. Lancerotto, E. L. Carniel, A. N. Natali, R. De Caro, *Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive modelling*, 2009.
- [5] Di Bello, *Biomateriali. Introduzione allo studio dei materiali per uso biomedico*, Patron 2004.
- [6] P. A. Huijing, H. Maas, G. 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 2003.
- [7] A. Stecco, V. Macchi, S. Masiero, A. Porzionato, C. Tiengo, C. Stecco, V. Delmas, R. De Caro, *Pectoral and femoral fasciae: common aspects and regional specializations*, 2008.
- [8] N. Simmonds, P. Miller, H. Gemmel, *A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy*, Journal of Bodywork and Movement Therapies 2010.
- [9] C. Stecco, A. Porzionato, L. Lancerotto, A. Stecco, V. Macchi, J. A. Day, R. De Caro, *Anatomical study of myofascial continuity in the anterior region of the upper limb*, Journal of Bodywork and Movement Therapies 2009.

- [10] C. Stecco, A. Porzionato, L. Lancerotto, A. Stecco, S. Masiero, J. A. Day, R. De Caro, *The pectoral fascia: anatomical and histological study*, Journal of Bodywork and Movement Therapies 2009.
- [11] C. Stecco, A. Porzionato, V. Macchi, A. Stecco, E. Vigato, A. Parenti, V. Delmas, R. Aldegheri, R. De Caro, *The expansions of the pectoral girdle muscles onto the brachial fascia: morphological aspects and spatial disposition*, Cells Tissues Organs, 2008.
- [12] J. van der Wal, *The architecture of the connective tissue in musculoskeletal system – an often overlooked functional parameter as to proprioception in the locomotor apparatus*.
- [13] Young, Lowe, Stevens, Heath, Wheater, *Istologia ed anatomia microscopica*, Elsevier Masson 2007 Quinta Ed.
- [14] J. D. Humphrey, *Review paper: Continuum biomechanics of soft biological tissues*, Proceedings of the Royal Society, 2011.
- [15] A. Bizzego, *Caratterizzazione meccanica dei tessuti fasciali: analisi sperimentale e modellazione costitutiva*, 2011.
- [16] A. N. Natali, Dispense del corso di meccanica dei tessuti biologici.
- [17] S. Cheng, E. C. Clarke, L. E. Bilston, *The effects of preconditioning strain on measured tissues properties*, Journal of Biomechanics, 2009.
- [18] Z. Liu, K. Yeung, *The preconditioning and stress relaxation of skin tissue*, Journal of Biomedical & Pharmaceutical Engineering, 2008.
- [19] E. O. Carew, J. E. Barber, I. Vesely, *Role of preconditioning and recovery time in repeated testing of aortic valve tissues: validation through quasilinear viscoelastic theory*, Annals of Biomedical Engineering, 2000.
- [20] R. Einat, L. Yoram, *Recruitment viscoelasticity oh the tendon*, Journal of Biomedical Engineering, 2009.

[21] A. Sverdlik, Y. Lanir, *Time – Dependent mechanical behavior of sheep digital tendons, including the effects of preconditioning*, Transaction of the ASME, 2002.

---

*“Le religioni, le arti e le  
scienze sono tutte rami  
dello stesso albero,  
e tutte esprimono l'umana  
aspirazione a sollevarsi  
dalla sfera della pura  
esistenza fisica, verso la  
libertà.”*

*A. Einstein*

---