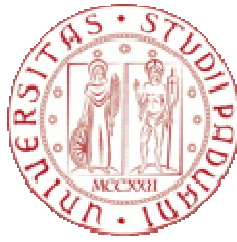


UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA



FACOLTÀ DI INGEGNERIA

**CARATTERIZZAZIONE MECCANICA DELL'APONEUROSIS
PLANTARE: ANALISI SPERIMENTALE E
MODELLAZIONE COSTITUTIVA**

RELATORE: PROF. PIERO PAVAN

LAUREANDO: NICOLA ZOCCA

MATRICOLA N. 607297

ANNO ACCADEMICO 2011-2012

Sommario

Il seguente studio si propone di analizzare il comportamento meccanico dell'aponeurosi plantare, un particolare tessuto fasciale presente nel piede. L'interesse in questi tessuti è dovuto agli aspetti relativi alla biomeccanica del piede, argomento profondamente legato all'eziologia di patologie a carico degli arti inferiori e disfunzioni della motilità.

Questo lavoro fa parte di un progetto che ha come obiettivo quello di creare una casistica che prevede la caratterizzazione meccanica di venti fasce plantari. Dai risultati ottenuti si potranno riscontrare analogie o differenze nelle proprietà meccaniche delle fasce che provengono da soggetti aventi caratteristiche fisiche eterogenee.

In questo studio verranno presentati i risultati ottenuti da tre fasce plantari provenienti da due donatori aventi indici di massa corporea completamente diversi.

L'approccio seguito è caratterizzato da una prima indagine sulle conoscenze istologiche ed anatomiche dei tessuti analizzati e della teoria riguardante la meccanica dei tessuti molli, successivamente si prevedono delle prove sperimentali che mirano ad ottenere dei risultati riferiti alla caratterizzazione meccanica dei tessuti fasciali ed, infine, si giunge all'elaborazione di due modelli costitutivi in grado di simulare al calcolatore, mediante opportuni modelli costitutivi i comportamenti meccanici riscontrati in fase sperimentale.

Sono stati eseguiti test di allungamento e test di rilassamento delle tensioni, quindi sono stati formulati due modelli costitutivi ciascuno per descrivere le singole prove evidenziando un comportamento visco-elastico della fascia plantare.

Questo studio è stato condotto all'interno del laboratorio di test meccanici per i tessuti connettivi molli del Centro di Meccanica dei Materiali Biologici e in collaborazione con il personale del Dipartimento di Anatomia dell'Università di Padova.

Indice

Capitolo Primo	9
1 Nozioni generali sulla fascia	9
1.1 Il tessuto fasciale	9
1.2 I tessuti connessi alla fascia.....	10
1.2.1 Il tessuto connettivo	10
1.2.2 Il tessuto muscolare.....	11
1.2.3 Il tessuto nervoso	11
1.3 La matrice extracellulare	12
1.3.1 La sostanza fondamentale	12
1.3.2 Il collagene.....	12
1.3.3 Le fibre elastiche	14
1.4 Anatomia della fascia	15
1.4.1 La fascia superficiale	15
1.4.2 La fascia profonda.....	16
1.5 Funzionalità della fascia.....	19
1.5.1 Funzionalità neurosensoriali	19
1.5.1.1 Fisiologia dell'unità mio-fasciale: centro di coordinazione e centro di percezione.	20
1.5.1.2 I retinacoli e i centri di fusione.....	21
1.5.1.3 Le spirali mio-fasciali.....	22
1.5.2 Funzionalità biomeccaniche.....	22
Capitolo Secondo	25
2 La fascia plantare.....	25
2.1 Anatomia, istologia e fisiologia della fascia plantare.....	25
2.2 Funzionalità biomeccaniche della fascia.....	30
2.3 Patologie connesse alla fascia plantare	31
Capitolo Terzo.....	33

3	Biomeccanica dei tessuti molli.....	33
3.1	Finalità degli studi meccanici dei materiali biologici	33
3.2	Dai test meccanici al modello costitutivo.....	35
3.3	Caratteristiche meccaniche dei tessuti connettivi molli	37
3.4	Comportamenti tipici dei tessuti connettivi molli	38
3.5	Misure di deformazione e tensione	41
	Capitolo Quarto.....	43
4	Realizzazione dell' attività sperimentale.....	43
4.1	Prelievo dei campioni	44
4.2	Preparazione dei campioni alle prove meccaniche.....	46
4.3	Elaborazione dati	48
	Capitolo Quinto.....	49
5	Analisi sperimentale	49
5.1	Disegno sperimentale per le prove d'isteresi	50
5.1.1	C110096-L	51
5.1.1.1	Cicli d'isteresi per il campione dell'arco al 3% - 4.6% - 6.9%	53
5.1.1.2	Cicli d'isteresi per il campione distale al 4.9% - 6.7% - 8.5%	54
5.1.1.3	Verifica dell'adattamento del campione dell'arco: PL96L_3L.....	55
5.1.1.4	Verifica dell'adattamento del campione distale: PL96L_9L	56
5.1.1.5	Confronto all'allungamento al 3% - 5% - 6%	57
5.1.2	C110080-L	59
5.1.2.1	Cicli d'isteresi per il campione dell'arco al 5% - 7% - 9%	61
5.1.2.2	Cicli d'isteresi per il campione distale al 5% - 7% - 9%	62
5.1.2.3	Verifica dell'adattamento del campione dell'arco: PL80L_5L.....	63
5.1.2.4	Verifica dell'adattamento del campione distale: PL80L_11L	64
5.1.2.5	Confronto all'allungamento al 5% - 7% - 9%	65
5.1.3	Discussione dei risultati sulle prove d'isteresi	69
5.2	Disegno sperimentale per le prove di rilassamento.....	71

5.2.1	C110096-R.....	72
5.2.1.1	Confronto dei rilassamenti al 4% - 6% - 8% della zona prossimale-centrale	74
5.2.1.2	Confronto dei rilassamenti al 4% - 6% - 8% della zona distale	75
5.2.1.3	Confronto dei rilassamenti al 4% - 6% - 8% di C110096-R.....	76
5.2.2	C110000.....	77
5.2.2.1	Confronto dei risultati tra C110096-R e C110000.....	78
5.3	Prove di rottura.....	83
5.3.1	Risultati delle prove a rottura.....	84
5.3.2	Confronto tra le due aponeurosi plantari che hanno subito lo stesso protocollo	87
5.3.2.1	C110096-L vs. C110080-L.....	87
5.3.2.2	C110096-R vs. C110080-R	88
5.3.3	Confronto tra le due aponeurosi plantari di ciascun donatore	89
5.3.3.1	C110096-L vs. C110096-R	89
5.3.3.2	C110080-L vs. C110080-R	90
5.3.3.3	Confronto con i risultati di letteratura	91
	Capitolo Sesto	93
6	I modelli costitutivi	93
6.1	Teoria dei modelli costitutivi	93
6.2	I modelli costitutivi per la fascia plantare	95
6.2.1	Modello costitutivo della fascia plantare per il test di allungamento	95
6.2.2	Modello costitutivo della fascia plantare per il test di rilassamento.....	97
	Capitolo Settimo	101
7	Conclusioni sugli studi effettuati.....	101
	Ringraziamenti.....	103
	Tabelle e figure	105
	Bibliografia	109

CAPITOLO PRIMO

NOZIONI GENERALI SULLA FASCIA

1.1 Il tessuto fasciale

La “fascia” è una membrana fibrosa di tessuto connettivo denso che riveste la superficie dei muscoli, separandoli dalle diverse strutture corporee. Secondo il dizionario medico Stedman’s la fascia è definita come: “*strato di tessuto connettivo fibroso che avvolge il corpo sotto la pelle; essa inoltre avvolge i muscoli e li separa in vari strati*”. Il termine fascia è applicato a tutte le strutture del tessuto connettivo: al tessuto lasso sottocutaneo, alla fascia profonda muscolare e alle fasce interne (Stecco, et al., 2010). Essa fornisce protezione, sostegno trofico e sostegno meccanico al muscolo oltre a connettere tra loro i muscoli nelle varie regioni del corpo. Il tessuto fasciale si presenta in diverse forme a seconda della posizione anatomica in cui si trova e quindi non è possibile fornire una descrizione univoca che riesca a spiegare tutti i diversi tipi di tessuti fasciali presenti nel corpo umano. Come per molti sistemi di classificazione, le varie classi di fascia diventano meno chiare se valutate nel dettaglio. A seconda della funzione che svolge il tessuto connettivo fasciale cambia di forma e consistenza. Se la fascia deve adattarsi alle variazioni di lunghezza del muscolo, allora essa è di consistenza elastica (fascia epimesiale); se la fascia deve trasmettere delle forze rilevanti, allora essa assume la forma di un’aponevrosi (fascia aponevrotica); se essa deve favorire lo scorrimento fra le parti, allora è ricca di adipe (fascia lassa) (Langevin, et al., 2009).

Nonostante le diversità fisiologiche che si riscontrano tra le varie fasce che compongono il corpo umano, è interessante considerare il fatto che le fasce degli arti e del cranio proseguono e si connettono alle fasce del tronco originando idealmente una fascia che avvolge tutte le strutture muscolari comprendenti l’apparato locomotore (Stecco, et al., 2009).

1.2 I tessuti connessi alla fascia

La fascia fa parte dei tessuti connettivi. A questa categoria fanno parte diversi tipi di tessuti che hanno diverse funzioni tra cui quella di collegare più tessuti tra loro, fungere da sostegno e nutrire i tessuti dei vari organi per mezzo di una fitta rete di capillari. I tessuti connettivi derivano dal tessuto connettivo embrionale, il mesenchima (Stecco, et al., 2007).

1.2.1 Il tessuto connettivo

Istologicamente *il tessuto connettivo* può essere suddiviso in diversi sottotipi, a seconda delle loro prerogative morfologiche e funzionali, tutti caratterizzati dal fatto di essere costituiti da cellule non addossate le une alle altre, ma disperse in una più o meno abbondante sostanza intercellulare detta matrice extracellulare, costituita da una componente amorfa e da una componente fibrosa (DiBello, 2004).

Il tessuto connettivo propriamente detto si suddivide ulteriormente in due sottocategorie in base all'organizzazione delle fibre che reticolano la sostanza intercellulare: il tessuto connettivo lasso e il tessuto connettivo denso.

Il tessuto connettivo denso è caratterizzato da una notevole consistenza dovuta al predominio delle fibre di collagene rispetto alle componenti cellulare ed amorfa. Per la disposizione delle fibre può essere distinto in regolare o irregolare.

La componente principale del tessuto connettivo propriamente detto è la matrice extracellulare che contiene piccole quantità di cellule che hanno il principale compito di costruire e conservare le strutture fibrose.

Il tessuto connettivo denso regolare è caratterizzato da fibre di collagene fittamente ammassate ed orientate prevalentemente in direzioni specifiche, concorde a quella della trazione che il tessuto deve sopportare (Langevin, et al., 2009). Nei tendini e nei legamenti le fibre raggiungono la disposizione più ordinata e sono orientate tutte nella stessa direzione con i fasci legati da tessuto connettivo lasso, come vedremo, nelle aponeurosi, e in particolare in quella plantare, le fibre sono disposte in strati ordinati in più direzioni.

1.2.2 Il tessuto muscolare

Il *tessuto muscolare* è responsabile del movimento volontario ed involontario degli organi e degli apparati. Esistono tre categorie di muscoli: il tessuto muscolare striato scheletrico, il tessuto muscolare cardiaco e il tessuto muscolare liscio. Tutti i muscoli scheletrici sono costituiti da un insieme di fasci di fibre muscolari associati tra loro per mezzo del tessuto connettivo; ciascun muscolo del corpo è avvolto da una guaina connettivale densa, denominata epimisio, che si continua con il tendine, tramite il quale si inserisce sull'osso. Dall'epimisio si dipartono setti di connettivo interstiziale che racchiudono gruppi di fibre muscolari formando il perimisio, ciascuna singola fibra muscolare è infine avvolta da una membrana basale e da un esile gruppo di fibre reticolari, endomisio (Fig.1-1).

In ogni muscolo si trovano quindi delle fibre di collagene poste in parallelo alle fibre muscolari. Il tendine è il raggruppamento delle fibre di collagene del perimisio in una struttura ad elevato modulo elastico, che possiede una gradienza di rigidità fra ponendosi tra il tessuto osseo rigido e il tessuto muscolare molle.

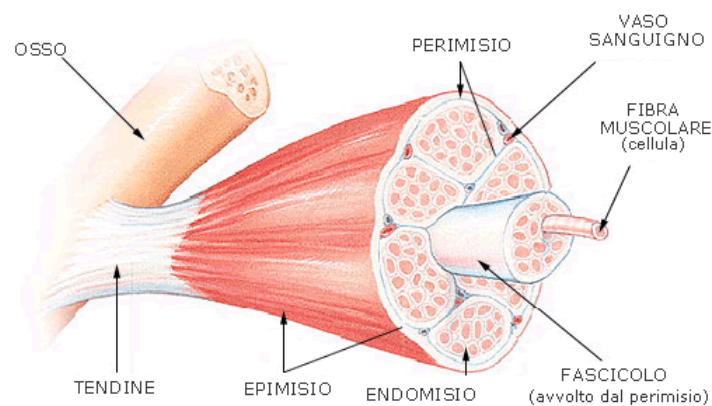


Figura 1-1 Scheletro connettivale di tutti i muscoli scheletrici

1.2.3 Il tessuto nervoso

Il *tessuto nervoso* è formato da due tipi di cellule: i neuroni, che sono le cellule specializzate per ricevere e trasmettere impulsi nervosi, e le cellule glia, che svolgono importanti funzioni di supporto per i neuroni. Esiste anche uno stroma connettivale, essenziale per la sopravvivenza del tessuto nervoso. Istologicamente si può notare che i nervi inglobati all'interno della fascia possono essere avvolti dalla fascia in modo da proteggere il nervo dagli stiramenti circostanti, oppure, nel caso in cui il nervo si dirami con i suoi ricettori, il collagene si unisce alla capsula nervosa o alle terminazioni libere per poterle stirare durante il movimento.

1.3 La matrice extracellulare

La matrice extracellulare è un'entità strutturale complessa, formata da un intreccio di eteropolisaccaridi e di proteine fibrose, nel quale vengono trattenute quantità rilevanti di liquido interstiziale, rappresentato prevalentemente d'acqua (DiBello, 2004).

La presenza di un'organizzazione strutturale ben definita conferisce al sistema extracellulare particolari proprietà come collante, lubrificante e di ammortizzazione agli urti. Queste caratteristiche del sistema sono dovute al fatto che sono presenti macromolecole ricche di cariche negative che, essendo dello stesso segno, tendono a respingersi tra loro favorendo l'adozione di conformazioni estese da parte delle catene.

La matrice extracellulare non ha solo la funzione di stabilizzazione strutturale dei tessuti, ma svolge un complesso ed attivo ruolo nella trasmissione dei segnali: regolando lo sviluppo, la migrazione, la proliferazione, la forma e la funzione delle cellule che sono in stretto contatto con essa.

1.3.1 La sostanza fondamentale

La *sostanza fondamentale* è una fase gelatinosa in cui sono immerse le proteine fibrose e le cellule ed è composta, oltre che di acqua e sostanze nutritive disciolte e di glicosamminoglicani (GAGs). Nella matrice extracellulare, i GAGs sono legati a proteine extracellulari per formare i proteoglicani, che, legati ad una catena lineare di acido ialuronico, formano un aggregato di proteoglicani che può raggiungere le dimensioni di una cellula batterica di qualche *micron*.

Le caratteristiche elettrochimiche di queste catene unite alla loro estensione, danno luogo ad un comportamento meccanico viscoso della sostanza fondamentale oltre che ad un'elevata resistenza alla compressione dovuta al comportamento idrofilico delle catene proteoglicaniche.

1.3.2 Il collagene

Il *collagene* è una proteina prettamente strutturale e svolge funzioni di supporto e collegamento. La sua è una struttura rigida, caratterizzata dalla ripetizione delle triplete: Glicina-Prolina-Idrossiprolina. La struttura gerarchica del collagene è molto complessa, caratterizzata da avvolgimenti multipli delle catene, rendendo la struttura complessiva molto resistente alla trazione. Il precursore del collagene è il tropocollagene, costituito da una superelica composta da tre filamenti di catene glicina-prolina-idrossiprolina. Le molecole di tropocollagene si associano tra loro a formare file parallele sfalsate che costituiscono le microfibrille.

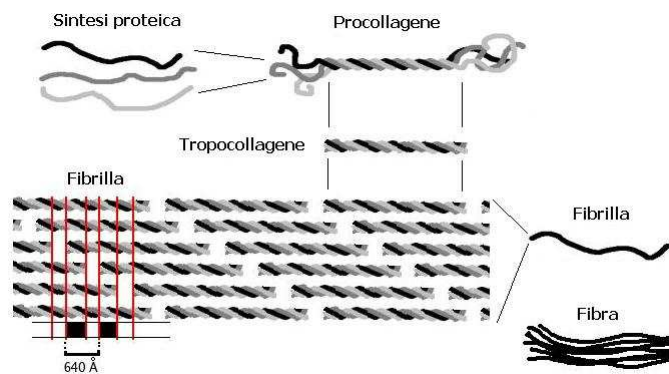


Figura 1-2 Struttura gerarchica delle fibre di collagene

La formazione di legami incrociati (cross-links) tra molecole adiacenti rende massima la resistenza delle fibre alla trazione (Provenzano, et al., 2006).

Le fibre di collagene si organizzano in una struttura ondulata detta *crimped*. Tale struttura implica un'ottimizzazione della risposta meccanica ad uno sforzo di tensione longitudinale, lungo la direzione delle fibre; il graduale tensionamento lungo la direzione longitudinale produce un allineamento delle fibre di collagene, passando gradualmente da una configurazione *crimped* ad una *uncrimped*, generando una reazione meccanica tenso-deformativa di tipo non lineare. La notevole quantità di fibre di collagene all'interno dell'aponeurosi plantare, caratterizza in maniera decisa il comportamento meccanico dell'intero tessuto fasciale. Lo studio del comportamento meccanico del collagene è quindi strettamente legato a quello del tessuto fasciale e sarà descritto in maniera approfondita nei capitoli seguenti.

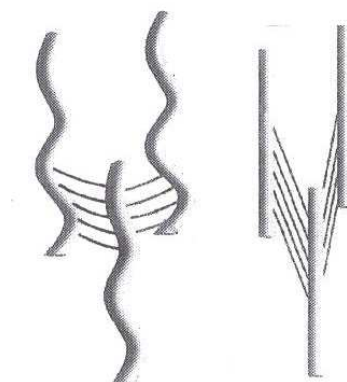


Figura 1-3 Configurazione crimped e uncrimped delle fibrille di collagene

Esistono numerosi tipi di collagene propriamente detto ed inoltre sono presenti diverse proteine che hanno una struttura polipeptidica simile a quella del collagene. In letteratura sono stati finora descritti 29 tipi di collagene ognuno avente una struttura ed una funzione specifica. Il collagene di

tipo I è il più presente nell'uomo, esso è strutturalmente il più semplice ed offre, come detto, una notevole resistenza alla trazione.

Nel tessuto fasciale sono presenti diversi strati di collagene a seconda della localizzazione anatomica in cui si trova. Nella fascia pettorale, ad esempio, si trova un solo strato di collagene, mentre nella fascia lata sono presenti tre strati di collagene conferendo al tessuto una maggiore complessità di conformazione strutturale, che comporta ad un'elevata complessità nello studio e nella modellazione biomeccanica (Stecco, et al., 2009).

1.3.3 Le fibre elastiche

Le *fibre elastiche* sono meno numerose delle fibre collagene. La componente principale è l'elastina che è formata da notevoli quantità di glicina e prolina, che, a differenza del collagene, si distribuiscono in maniera casuale. Sono presenti inoltre speciali amminoacidi come la desmosina, la iso-desmosina, la lisino-norleucina, particolarmente adatti per la reticolazione che è alla base delle caratteristiche elastiche di questa proteina.

La caratteristica principale di queste fibre è la bassa resistenza e l'elevata deformabilità. La funzione principale dell'elastina è quella di contribuire assieme al collagene, a caratterizzare strutturalmente e meccanicamente la matrice extracellulare, in modo da garantire elasticità al tessuto.

Come illustrato dalla Figura 1-4, non esiste una direzione principale di sollecitazione in quanto queste fibre hanno una disposizione disordinata detta a *random coil*. Se le fibre elastiche vengono sottoposte ad una sollecitazione meccanica lungo una qualsiasi direzione, una volta terminata, le fibre ritornano allo stato indeformato nella configurazione random, descrivendo il tipico comportamento elastico.

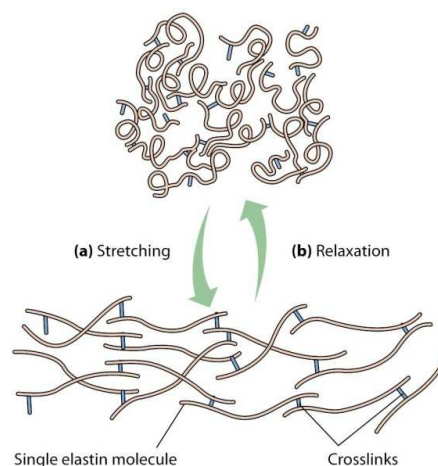


Figura 1-4 Fibre elastiche sottoposte a condizione di carico e scarico

1.4 Anatomia della fascia

La varietà delle descrizioni morfologiche che si possono ritrovare in letteratura, sono dovute spesso ad incomprensioni nell'uso delle terminologie utilizzate. Gran parte della confusione nasce dall'utilizzo di molteplici sinonimi da parte degli autori e non dalle descrizioni anatomiche di base. Nel sistema fasciale sono presenti due differenti strutture: la fascia superficiale e la fascia profonda (Stecco, et al., 2008).

1.4.1 La fascia superficiale

La fascia superficiale ha una struttura tridimensionale composta da un tessuto fibroelastico che compone l'ipoderma, al di sotto del derma. La fascia superficiale si suddivide in più strati: lo strato superficiale, lo strato membranoso e lo strato profondo (Stecco, et al., 2007).

Il primo è composto dal retinacolo superficiale della cute (*retinaculum cutis superficialis*) formato da setti verticali e da tessuti adiposi sottocutanei.

Lo strato membranoso è composto da delle fibre che sono disposte parallelamente alla cute, possono scorrere sopra allo strato profondo che è composto da un altro retinacolo (*retinaculum cutis profundis*) che è però più lasso e sottile di quello superficiale e i cui setti sono obliqui.

Lo strato profondo è molto sottile e consiste in tessuto connettivale lasso di scorrimento. Anche a questo livello esistono dei setti connettivali che collegano la fascia superficiale a quella profonda (*retinaculum cutis profundis*), essi sono però più radi e sottili.

La fascia superficiale si presenta come una membrana molto elastica e ricca di vasi. Questo strato membranoso scorre entro certi limiti sopra la fascia profonda grazie ad uno strato sottile di tessuto adiposo lasso e alla disposizione obliqua dei setti fibrosi del *retinaculum cutis* profondo.

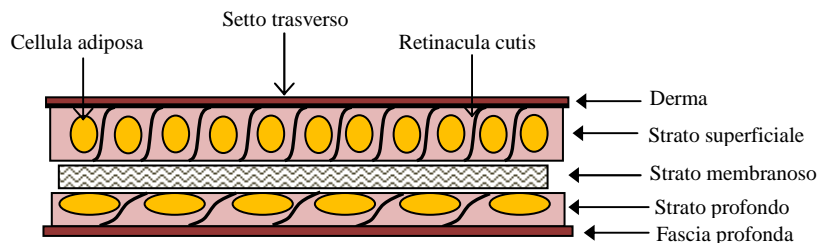


Figura 1-5 Schema del tessuto connettivo lasso sottocutaneo, in sezione trasversa

1.4.2 La fascia profonda

Al di sotto della fascia superficiale è presente la fascia profonda che è il nostro oggetto di studio. La fascia profonda è uno strato connettivo che avvolge i diversi muscoli (Stecco, et al., 2008). La fascia profonda si presenta in maniera diversa a seconda della posizione del corpo in cui si trova, in particolare si riscontra una notevole differenza fisiologica tra la membrana profonda degli arti rispetto alla membrana che ricopre i muscoli del tronco e del collo.

A causa della complessità strutturale dei muscoli del tronco e del collo, in questa regione la fascia profonda si suddivide in tre diversi strati denominate lamine: superficiale, intermedia e profonda; ciascuna lamina aderisce ad uno specifico gruppo muscolare. La distinzione non è netta in quanto molte fibre muscolari si inseriscono in vari piani muscolari, attraversando le varie fasce, generando una complessa relazione strutturale e funzionale tra i diversi strati muscolari (Stecco, et al., 2009). L'intreccio tra fascia profonda e setti intra-muscolari è evidente, ed è caratteristico per questa zona anatomica del corpo (Stecco, et al., 2008). Nella Figura 1-7a sono rappresentate le fibre incrociate di fronte al processo xyfoideo. Sono evidenti le diverse espansioni muscolari, in particolare si può riconoscere il gran pettorale sulla destra e le sue espansioni fibrose che si estendono nel retto addominale.

Negli arti, la fascia profonda ha una configurazione più semplice, è di color biancastro e non contiene al suo interno alcun muscolo, è infatti composta da un solo strato aponeurotico che avvolge i muscoli consentendo il loro scorrimento; in Figura 1-7b è rappresentata la fascia lata e tratto ileotibiale. Si può notare come durante la dissezione è più difficile separare il tratto ileotibiale rispetto la fascia lata dei muscoli della coscia (Stecco, et al., 2009).



Figura 1-6 a. Le fibre incrociate di fronte al processo xyfoideo. b. La fascia lata e tratto ileo tibiale

La fascia profonda è formata da una serie di strati che possono essere raggruppati secondo due caratteristiche ben precise. Lo strato interno ed esterno hanno un aspetto simile a quello del tessuto dell'epimisio, ovvero sono costituiti da fasce ondulate di collagene, da fibre elastiche disperse in un'abbondante matrice cellulare e da numerose fibre nervose.

Gli strati interni possono essere un'insieme sovrapposto di due o tre superfici aventi un aspetto aponeurotico composto quindi da un'elevata quantità di fasci di fibre di collagene e da una scarsa quantità di fibre nervose. I diversi strati sono separati da sottili lamine di tessuto connettivo lasso che ne permette lo scorrimento relativo. L'allineamento delle fibre varia da strato a strato così che il tessuto assume una struttura simile a quella di un materiale composito.

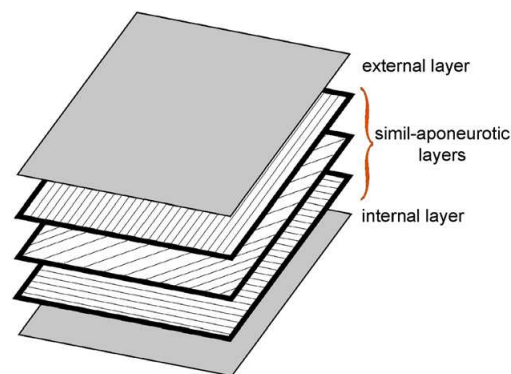


Figura 1-7 Struttura della fascia profonda degli arti

Come dimostra la Figura 1-9, lungo tutto lo spessore della fascia si diramano numerosi capillari fibre nervose che seguono la direzione delle fibre di collagene, queste ultime fungono da sensori che trasmettono segnali propriocettivi al sistema nervoso centrale riguardo lo stato tensionale della fascia (Stecco, et al., 2009).

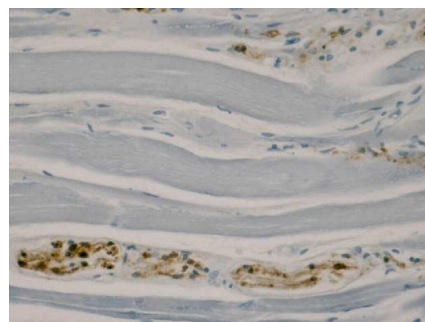


Figura 1-8 Le fibre nervose tra le fibre di collagene nella fascia antibrachiale

In certe locazioni anatomiche sono presenti strutture di tessuto connettivo avente le fibre disposte lungo la direzione di sviluppo delle forze muscolari, esse collegano la fascia ad elementi muscolari o tendine. Sono dette espansioni miofasciali se collegano la fascia ad un muscolo, oppure

inserzioni tendinee se invece collegano la fascia ad un tendine. Le espansioni miofasciali sono considerate come estensioni fibrose originate dal muscolo e che continuano al di sopra del muscolo stesso. Un esempio di queste espansioni sono quelle della fascia brachiale ed antebrachiale per la quale è stato verificato che la direzione delle linee di forza seguono la direzione di trazione dei rispettivi muscoli (Stecco, et al., 2009).



Figura 1-9 Espansione della fascia del gran pettorale nella fascia brachiale

1.5 Funzionalità della fascia

Le funzionalità della fascia sono molteplici e ancora non si conoscono tutti gli esatti meccanismi che la caratterizzano. Tra le funzionalità comprovate vi sono: la propiocezione, la coordinazione dei movimenti e la trasmissione delle forze (Stecco, et al., 2009).

Nella fascia ci sono fibre di collagene ondulate e fibre parallele; le prime allungandosi possono stirare le terminazioni nervose libere, le seconde servono a trasmettere la tensione di un muscolo a quello del segmento successivo. Le fibre allungabili sono necessarie alla percezione motoria, le fibre parallele sono necessarie alla coordinazione motoria fra i vari muscoli (Stecco, et al., 2007).

Gli ambiti in cui tali funzionalità si verificano sono quindi biomeccanici e neurosensoriali e molti sono gli studi in atto che riguardano la completa funzionalità della fascia. Questa sezione fa continuo riferimento ai manuali: “Manipolazione fasciale, Parte Teorica” di L. Stecco e A. Stecco (2010) e a “Manipolazione fasciale, Parte Pratica” di L. Stecco e C. Stecco (2010), essi racchiudono in sé gli studi finora svolti, riferiti in particolare alle funzionalità neurosensoriali.

1.5.1 Funzionalità neurosensoriali

La propiocezione è la capacità di percepire e riconoscere la posizione del proprio corpo nello spazio e lo stato di contrazione dei propri muscoli, anche senza il supporto della vista.

È resa possibile dalla presenza di specifici recettori, sensibili alle variazioni delle posture del corpo e dei segmenti corporei, che inviano i propri segnali ad alcune particolari aree encefaliche.

L'innervazione della fascia superficiale rappresenta una fase intermedia tra la percezione cutanea chiamata esterocezione perché rivolta agli stimoli dell'ambiente esterno e quella della fascia profonda che viene definita propiocezione perché fornisce la sensazione della posizione nello spazio; è proprio grazie alla fascia superficiale che si possono separare i due diversi tipi di propriocettività.

Nella fascia profonda e nelle strutture connettivali ad essa collegate, invece, si possono individuare recettori diversi a seconda della zona considerata.

Gli strati esterni della fascia profonda sono ricchi di fibre nervose e questo fa ipotizzare che proprio questa fascia abbia un ruolo fondamentale nel meccanismo della propriocettività. Molto poco si sa riguardo il sistema di acquisizione dei segnali propriocettivi e della loro codifica spaziale al sistema nervoso centrale; quando un muscolo si contrae, avviene un'azione meccanica che porta al tensionamento delle espansioni fasciali. Questo porta all'attivazione di specifici pattern

propriocettivi rappresentando la base della catena mio cinetica, trattandosi di una azione motoria sinergica tra gruppi muscolari.

Nell'epimisio e nell'endomisio si trovano i fusi neuromuscolari sensibili agli stiramenti muscolari. Sono posti in parallelo alle fibre muscolari e sotto uno strato connettivo di protezione presentano delle fibre muscolari modificate cui si associano delle fibre nervose sensitive. Quando il muscolo subisce uno stiramento, anche i fusi si stirano e se il loro allungamento supera un certo limite rilasciano un segnale, che induce l'organismo a diminuire la sollecitazione. In questo modo, concorrono alla regolazione del tono muscolare ed impediscono l'insorgere di danni alle fibre muscolari e alle espansioni fasciali.

La fascia profonda svolge un ruolo di primo piano nella struttura della cosiddetta catena miocinetica, perché non solo trasmette alle altre espansioni muscolari e connettivali le sollecitazioni meccaniche, ma anche allarga, attraverso le terminazioni del sistema nervoso, i confini della zona interessata e permette una più articolata e complessa coordinazione dei movimenti.

1.5.1.1 Fisiologia dell'unità mio-fasciale: centro di coordinazione e centro di percezione

L'impulso nervoso che colpisce un'unità motoria attiva tutte le fibre muscolari ad esso connesse. In realtà queste fibre non si contraggono tutte contemporaneamente, bensì si attivano in base ai gradi di libertà dell'articolazione mossa.

L'unità mio-fasciale (MF) è, dopo l'unità motoria, la struttura base dell'apparato locomotore. Essa è composta dalle unità motorie che intervengono per spostare un segmento corporeo in una specifica direzione e dalla fascia che collega fra loro queste forze o vettori. Oltre che a queste due componenti, si deve tener conto della parte nervosa (Stecco, et al., 2010).

In ogni unità MF vi sono: un centro di coordinazione (CC), che sincronizza le forze, e un centro di percezione (CP) che recepisce lo spostamento articolare.

Questi punti focali sono i referenti periferici del sistema nervoso: il primo interagisce con i fusi neuromuscolari, il secondo dà un significato direzionale ai vari recettori articolari.

Nell'esecuzione di un gesto motorio, grazie alle unità mio-fasciali, deve essere presente una sincronia fra tutte le fibre muscolari che spostano un'articolazione verso una direzione, questa sincronia ha come punto di riferimento il centro di coordinazione.

Ogni centro di coordinazione ha una collocazione esatta per tutti gli esseri umani, in quanto si localizza nel punto in cui convergono le forze di trazione delle unità motorie sulla fascia.

Il centro di percezione si localizza nell'articolazione mossa dall'unità mio-fasciale. Nel caso in cui vi sia un mal funzionamento dell'articolazione dovuto ad eccessive sollecitazioni biomeccaniche, il centro di coordinazione diventa l'origine del dolore avvertito nell'articolazione, mentre il centro di percezione è il punto in cui si manifesta il dolore.

La continuità tra tessuto connettivo fasciale e l'insieme delle unità muscolari comprensive della fascia epimisiale consentono, attraverso le trazioni muscolari, di attivare un'azione sincronizzata di più muscoli.

Le trazioni muscolari possono essere di due tipi: stiramento volontario che proviene dall'interno, e stiramento involontario che proviene dall'esterno.

Nel primo caso, il segnale neuronale attiva le unità motorie che, contraendosi, stirano l'endomysio e il perimisio generano un segnale che si dirige al centro di coordinazione fasciale.

Nel secondo caso, si ha un prima contrazione dell'epimisio e dei fusi neuromuscolari, in base riflesso miotatico, si attiva la contrazione muscolare per rimediare ad un'azione improvvisa.

Tale contrazione non deve essere generale e disorganizzata, bensì deve essere coordinata dal centro di coordinazione che quindi ha il compito di attivare contemporaneamente più muscoli appartenenti a diversi segmenti corporei per dar vita ad un gesto motorio preciso.

Affinché la fascia profonda possa svolgere questo compito occorre che una parte della fascia sia libera di scorrere sulle fibre muscolari, mentre un'altra parte sia ancorata all'osso in modo da dare una direzione precisa allo stiramento, mettendo in relazioni muscoli antagonisti.

1.5.1.2 I retinacoli e i centri di fusione

In vari atti motori i vari segmenti articolari si muovono con direzioni fra loro opposte. A sincronizzare i movimenti tra due segmenti corporei intervengono dei centri di fusione (CF) che hanno il compito di regolare l'azione di due o più unità mio-fasciali che attuano uno schema motorio di un'articolazione, tramite la regolazione degli organi tendinei. Questi centri si trovano all'interno dei retinacoli. I retinacoli sono composti da fasci di fibre di collagene poste in piani diversi, in cui scorrono in direzione diversa. Questo gruppo di fibre, oltre che ad avere il compito di contenere i tendini, interagiscono nell'organizzazione degli atti motori grazie ai centri di fusione. Durante l'atto motorio i retinacoli modulano la tensione dei tendini sia meccanicamente che neurologicamente. I retinacoli con le loro logge, con la loro parziale elasticità e con le loro inserzioni ossee, gestiscono il passaggio dei tendini con un certo adattamento che influisce sulla forza muscolare. Essi, similmente a delle pulegge a diametro variabile, modulano il grado di movimento di un'articolazione.

1.5.1.3 Le spirali mio-fasciali

Secondo Stecco e Stecco (2010), a sincronizzare i centri di fusione del movimento, intervengono le fibre di collagene disposte a spirale. Una struttura a spirale si adatta alle esigenze motorie, nel nostro corpo sono soprattutto le sequenze mio-fasciali a dare solidità alla struttura; le linee elicoidali disposte all'interno della fascia profonda, permettono ai vari segmenti corporei la dinamicità. Questo andamento elicoidale consente di recepire i gradi di libertà di un'articolazione e trasferire l'informazione all'articolazione prossimale. Questo scambio di informazione tra segmenti corporei nasce dalla tensione dei retinacoli che percepiscono una variazione dello stato meccanico dell'articolazione e prosegue per mezzo della fascia, in quanto è l'unica struttura che connette tutte le zone anatomiche del corpo. Solo l'andamento elicoidale può dirigere la coordinazione muscolare che deve esserci durante ad esempio la fase del cammino. In tale circostanza infatti, ogni segmento corporeo deve eseguire uno specifico movimento di flessione estensione, gestito appunto da una spirale che si avvita lungo gli arti inferiori e si intreccia in corrispondenza di specifiche zone anatomiche.



Figura 1-10 Intreccio della spirale delle fibre di collagene nella fascia crurale

1.5.2 Funzionalità biomeccaniche

Lo studio della funzionalità biomeccanica della fascia profonda è strettamente connesso con quello degli altri tessuti con cui entra in relazione. La fascia infatti, note le sue proprietà che supportano la propriocettività, mette in stretto contatto vari gruppi muscolari, consentendo complessi movimenti in cui sono coinvolti molti processi biomeccanici.

La fascia profonda non solo avvolge il tessuto muscolare consentendo il suo scorrimento e la sua variazione di volume, bensì presenta sulla sua superficie inserzioni di altre strutture connettivali come tendini o fasce profonde di distretti corporei adiacenti.

La trasmissione delle forze muscolari è un punto cruciale nella biomeccanica corporea. Diversi studi di: Stecco, et al. (2009), Huijing, et al. (2003) e Ker, et al. (2007) hanno potuto verificare che la trasmissione dei carichi muscolari avviene, oltre che dalle strutture tendinee con le quali i muscoli sono collegati alle strutture ossee, anche grazie ai tessuti fasciali e alle molecole transsarcolemmali.

La capacità resistente delle inserzioni fasciali è proporzionale alla forza muscolare dei muscoli coinvolti così da assumere che la trasmissione delle forze muscolari avviene non solo attraverso le inserzioni mio tendinee ma anche attraverso i tessuti fasciali.

Nello studio di Huijing, et al. (2003) si è dimostrato che il 37% della forza muscolare è trasmessa alle strutture adiacenti e non solo al tendine d'inserzione; si è potuto affermare che il tessuto connettivo extramuscolare ha una stretta connessione con il connettivo intramuscolare tale da essere in grado di trasmettere le forze.

Un ulteriore contributo alla trasmissione miofasciale viene fornito anche dalle strutture connettivali che avvolgono le fibre muscolari. Esistono particolari catene di molecole, le molecole transsarcolemmali, che attraversano il sarcolemma e pongono in connessione diretta la fibra muscolare con l'endomysio. In questo modo la forza espressa durante la contrazione viene convogliata sull'endomysio e successivamente sulla fascia. Si viene così a formare una nuova via di comunicazione tra le fibre muscolari e la fascia indipendente dalle espansioni tendinee.

Sempre secondo Huijing, et al. (2003), queste tre vie di trasmissione delle forze muscolari formano una complessa rete che mette in comunicazione diversi distretti anatomici, la presenza di vie di trasmissione intra- ed extra-muscolari offre una continuità tra i differenti muscoli, che possono così collaborare nel generare un preciso sistema di forze. I muscoli che compongono varie locazioni anatomiche non devono quindi essere considerati come singolarmente durante la loro attuazione, bensì bisogna considerarli come elementi capaci di interazioni meccaniche grazie alla struttura di tessuto connettivo che li avvolge.

Alla luce di questi aspetti, la fascia profonda non può più essere considerata semplicemente deputata alla protezione e all'avvolgimento delle fibre nervose e dei vasi sanguigni, ma riveste un ruolo di primo piano nella catena miocinetica. Queste connessioni sono molto importanti in quanto, considerando che il sistema fasciale ricopre con una certa continuità l'intero organismo, muscoli agonisti ed antagonisti si ritrovano in contatto tra di loro, generando un equilibrio nell'esecuzione di movimenti anche molto complessi all'interno della catena miocinetica (Huijing, et al., 2003).

CAPITOLO SECONDO

LA FASCIA PLANTARE

2.1 Anatomia, istologia e fisiologia della fascia plantare

La fascia plantare è una particolare fascia che copre e protegge i muscoli interni alla volta plantare, questa particolare fascia è composta da tre parti: seguendo la direzione laterale-mediale si trovano tre regioni tessutali che differiscono per funzionalità meccanica, per configurazione strutturale e composizione del connettivo. Lateralmente si trova la *fascia laterale*, centralmente l'*aponevrosi plantare* ed infine la *fascia plantare mediale*.

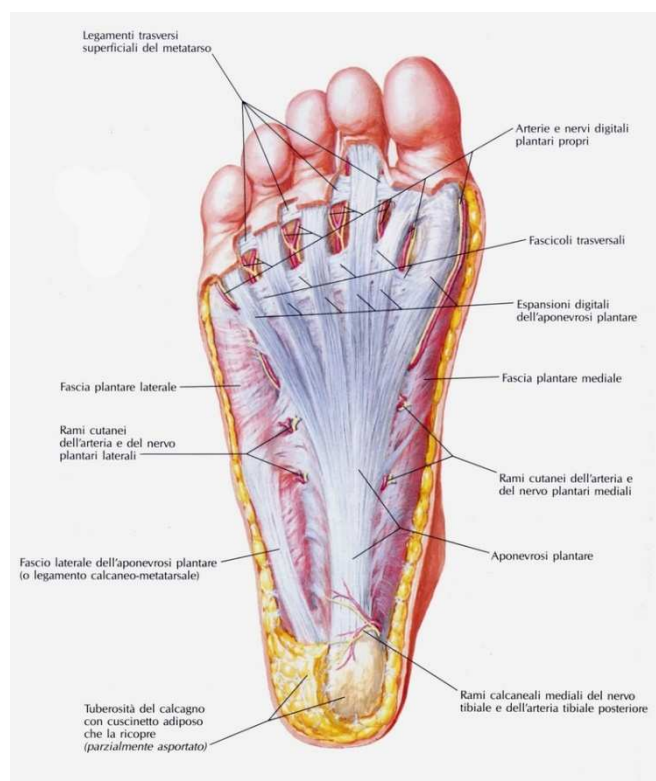


Figura 2-1 Immagine anatomica della fascia plantare

Solo la porzione centrale è considerata realmente composta da tessuto aponeurotico sia per composizione, per struttura e per funzione; le parti mediali e laterali invece hanno l'aspetto e la

funzione della fascia, infatti hanno soprattutto una funzione di confinamento dei fasci muscolari e collegamento reciproco di questi, anche per questo sembrano essere la normale prosecuzione della fascia crurale, nel suo estendersi della zona plantare (Benjamin, 2009).

La fascia plantare parte con una giuntura calcaneare e prosegue allargandosi, sino a formare le espansioni digitali, fondendosi con i legamenti che si inseriscono sulle dita del piede.

Istologicamente, oltre alla presenza di numerose fibre elastiche, la principale composizione dell'aponeurosi plantare è data dalla presenza di strati di fibre di collagene che si sviluppano prevalentemente secondo la direzione prossimale-distale, costituendo una struttura connettiva che ricorda quella tendinea. I due strati più superficiali sarebbero la normale prosecuzione della fascia crurale che, nella zona plantare si fonde con le fibre che provengono invece dal tendine d'Achille e ne sono la naturale prosecuzione, come è evidenziato dagli studi condotti su campioni embrionali (Shaw, et al., 2008). Nella Figura 2-2 è rappresentata un' immagine di RM della zona calcaneare di una donna di 42 anni. Si può apprezzare come ci sia continuità tra il tendine d'Achille (T) e la fascia plantare (PF) lungo il calcagno (C). (HP) è il cuscinetto adiposo che giace immediatamente sotto lo strato cutaneo.

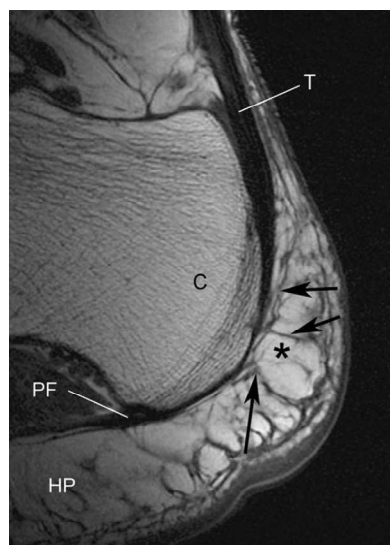


Figura 2-2 Immagine di RM della zona calcaneare

Con l'aiuto delle prossime immagini ricavate dalla prima dissezione eseguita presso il Dipartimento di Anatomia, si cercherà di spiegare le particolarità che caratterizzano il tessuto fasciale d'interesse. Lungo la direzione principale di sviluppo della fascia plantare, si possono suddividere tre zone d'interesse in base alla loro localizzazione, la zona: prossimale, dell'arco e distale.

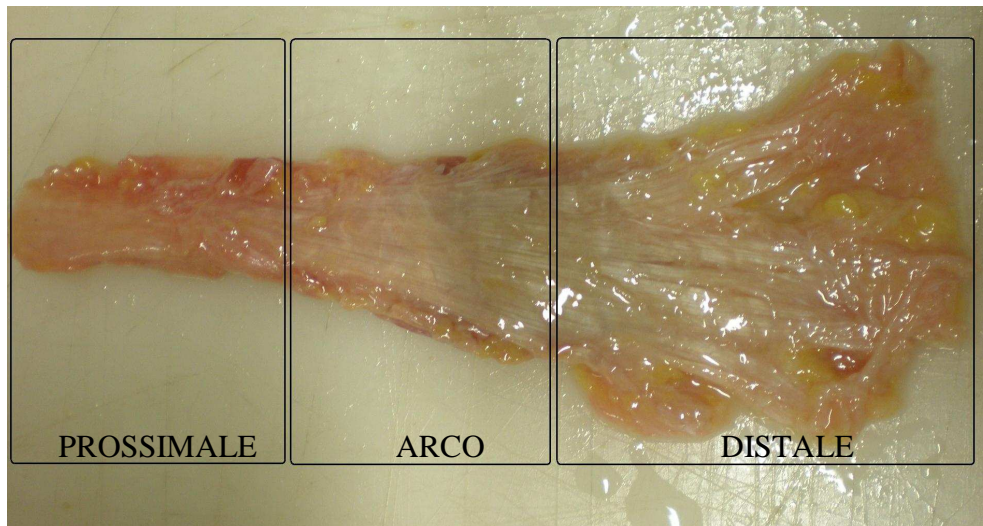


Figura 2-3 Suddivisione pratica della fascia plantare

Queste porzioni di tessuto saranno poi la base di partenza da cui ricavare i campioni per i test meccanici.

La zona prossimale è la parte che si connette al calcagno. Le fibre di collagene hanno un andamento particolare e apprezzabile soprattutto prima del dissezionamento, queste infatti si attorcigliano tra di loro formando un ammassamento fibroso poco lontano dall'inserzione calcaneare. Questa zona infatti è molto delicata, sede di patologie della fascia, è quella che risente maggiormente delle tensioni plantari in quanto trasmette le forze di carico provenienti dalle dita dei piedi al calcagno. Particolarmente interessante è notare che in questa zona le fibre dell'aponeurosi presentano una configurazione leggermente attorcigliata. Questo stato, unito al fatto che questa zona è molto più spessa (4.97 ± 0.60 mm) rispetto alle rimanenti zone plantari (2.34 ± 0.45 mm) fornisce una maggior rigidità in grado di sopportare carichi elevati.



Figura 2-4 Foto della zona prossimale

La zona dell'arco è la parte centrale dell'aponeurosi, questa zona è caratterizzata da un'apertura a ventaglio della fascia. Questa zona infatti, è il corpo centrale della fascia, essa ha il compito di convergere le cinque divergenze distali nell'unica connessione ossea del calcagno.

In questa zona si possono notare due famiglie di fibre (Fig. 2-5). Sulla superficie esterna si possono individuare le caratteristiche fibre dell'aponeurosi che si estendono ordinatamente lungo la direzione longitudinale; nel lato opposto invece, dopo un'attenta pulitura dal connettivo lasso, appaiono evidenti delle fibre trasversali. L'orientamento di queste fibre può far pensare alla continuazione delle spirali mio-fasciali provenienti dal dorso e ancor prima dalla caviglia del piede (Stecco, et al., 2010).



Figura 2-5 Vista della superficie esterna ed interna della zona dell'arco plantare

La zona distale comprende la fascia che avvolge i muscoli delle dita. In questa zona sono evidenti le fibre di collagene che si diramano lungo le dita del piede (Fig. 2-6).

Lungo la superficie esterna le fibre sono ordinate lungo la direzione longitudinale, mentre sulla superficie interna si può notare la direzione delle fibre che, da trasversale (superficie interna dell'arco plantare) tende a riorganizzarsi secondo la direzione longitudinale.



Figura 2-6 Vista della superficie esterna ed interna della zona distale

Particolarmente interessante è notare nel dettaglio la zona fasciale dell'alluce. Questa estremità distale è diversa dalle altre; come mostra la Fig. 2-7, si può notare uno sdoppiamento della fascia in quanto essa riveste l'abduktore dell'alluce al quale aderisce intimamente (Stecco, et al., 2007).

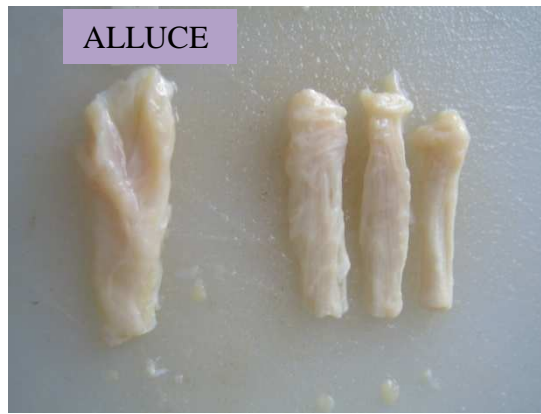


Figura 2-7 Estremità della zona distale

2.2 Funzionalità biomeccaniche della fascia

L'aponeurosi plantare ha una funzione prettamente strutturale, aiuta a mantenere l'arco mediale - longitudinale e a trasmettere le forze dalla zona calcaneare prossimale a quella distale delle dita. Si tratta sia di forze statiche che si generano in posizione eretta sia delle forze dinamiche durante il cammino, la corsa e il salto (Aquino, et al., 1999).

A fronte di ciò, i carichi che provocano la flessione dell'arco plantare sono bilanciati non solo dalla rigidità delle ossa e delle articolazioni, ma anche dalle forze tensionali che si sviluppano nella fascia plantare e nei legamenti.

Quando il piede è caricato dal peso corporeo, questa forza viene trasmessa lungo la caviglia, provocando una compressione dorsale del piede e un corrispondente tensionamento della zona plantare.

La Figura 2-8 rappresenta la struttura biomeccanica schematica che compone la fascia plantare (PF), in grado di mantenere l'arco mediale-longitudinale. La fascia si estende dal calcagno (C), fin oltre l'articolazione metatarso falangea (MTP), fino alla giunzione con la falange prossimale (PP). La dorsiflessione del piede genera il tensionamento della fascia plantare. Nel tensionamento, l'osso sesamoide (S) funge da puleggia ossea. Alla catena ossea di carico fanno parte il metatarso (M) ed il primo osso metatarsale (MI) (Benjamin, 2009).

Secondo il modello meccanico della distribuzione delle forze (Gefen, 2003), si possono considerare tre forze principali agenti sul piede durante la fase di cammino: la forza peso (F_p) agente sul tarso (T), e le forze di reazione del suolo applicate sul calcagno (F_c) e sull'osso sesamoide (S).

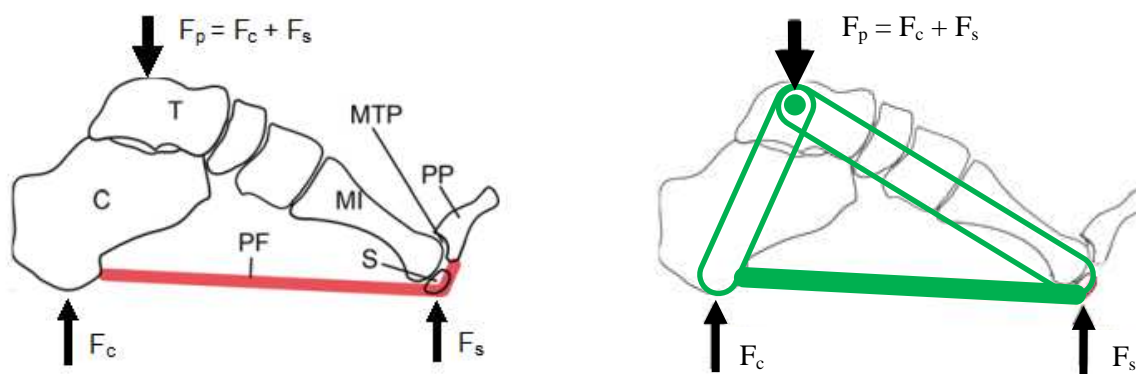


Figura 2-8 Schema della struttura biomeccanica agente sulla fascia plantare

2.3 Patologie connesse alla fascia plantare

Come abbiamo osservato nel paragrafo precedente, attraverso lo studio biomeccanico della struttura del piede si può ottenere una semplice modellazione che illustra la distribuzione del carico del peso corporeo agente sulla struttura del piede. E' facilmente intuibile che una modificazione della conformazione del piede comporti a una variazione degli stati tensionali delle componenti: ossee, tendinee - legamentose e fasciali.

In particolare, nella complessità materiale e strutturale che compone il piede, in presenza di configurazioni patologiche del piede è proprio l'aponeurosi, essendo la componente strutturale meno rigida a trarne le peggiori conseguenze. A differenza delle ossa, dei tendini e dei legamenti, la fascia plantare è molto più deformabile e può raggiungere stati tensionali maggiori che possono far insorgere dolori soprattutto in corrispondenza della giunzione con il calcagno.

Le strutture abnormi del piede, come quelle caratterizzate da un eccessivo arco plantare che porta ad una iper-pronazione plantare quando si è in presenza di un piede cavo, oppure in presenza di piede piatto, possono sovraccaricare la fascia plantare generando fasciti plantari e condizioni infiammatorie (Gefen, 2002). Per risolvere tali patologie è necessario modificare la configurazione di carico del piede, cercando di ridistribuire i carichi agenti sul' aponeurosi ad una condizione fisiologica.

Nella maggior parte dei casi, il problema si risolve con l'utilizzo di particolari ortesi all'interno di normali calzature.

CAPITOLO TERZO

BIOMECCANICA DEI TESSUTI MOLLI

3.1 Finalità degli studi meccanici dei materiali biologici

La finalità principale nello studio di materiali biologici è quello di fornirne una caratterizzazione e descrivere il comportamento di tali materiali rispetto alle diverse sollecitazioni a cui possono incorrere. Tali sollecitazioni consentono di valutare il comportamento dei materiali sia nel range fisiologico sia in quello che può essere considerato non fisiologico dovuto a sovrasollecitazioni traumatiche o a stati patologici (Humphrey, 2003).

Nel corpo umano sono presenti molti diversi tipi di tessuti, la loro composizione materiale può essere anche la medesima ma si possono riscontrare comportamenti meccanici anche molto diversi. Ciò che differenzia tali tessuti è la conformazione strutturale dei materiali biologici, sono infatti sia il materiale sia la geometria spaziale a definire il comportamento di un tessuto biologico.

Per definire le proprietà meccaniche è quindi necessaria la pratica sperimentale, questa è la sola ed unica via che consente la definizione delle proprietà meccaniche di un materiale o tessuto, biologico o sintetico.

Gli studi sperimentali riguardanti i materiali biologici, possiedono delle difficoltà intrinseche che complica notevolmente la loro attuazione.

In primo luogo sono di difficile reperibilità i cadaveri da cui ricavare i tessuti biologici, in secondo luogo, si devono considerare gli aspetti riguardanti i metodi di prelievo dei tessuti. Essendo tessuti molli, l'isolamento del tessuto d'interesse dai circostanti tessuti risulta un compito che necessita di molta accortezza ed esperienza. Il prelievo deve avvenire infatti, senza apportare eccessive sollecitazioni meccaniche che modificherebbero permanentemente lo stato meccanico iniziale del tessuto.

Una volta ottenuto il tessuto biologico, ci sono molti aspetti da tenere in considerazione tra cui: lo stato di conservazione dei campioni biologici e il trattamento dei campioni da testare come dimostrano le moltissime pubblicazioni riguardanti i tessuti biologici (Ker, 2007), (Haut, 1997), (Pavan, et al., 2011).

Negli ultimi anni, con lo sviluppo di elaboratori, si è fatto strada un nuovo approccio allo studio dei materiali biologici, che è quello numerico. I modelli numerici permettono di eseguire gli studi detti “*in silico*”, i quali superano le difficoltà presenti per gli studi *in vitro*, consentendo un’analisi più accurata dei fenomeni che si manifestano all’interno del tessuto in seguito alle sollecitazioni indotte. Questo approccio va affiancato al tradizionale metodo sperimentale, infatti è pur sempre forte la necessità di avere dati sperimentali da poter utilizzare come base di partenza per la generazione di modelli numerici.

I modelli costitutivi, assieme ad una dettagliata descrizione geometrica e morfologica del tessuto considerato, consentono di ottenere modelli numerici adeguati su cui proseguire, per via computazionale, gli studi sperimentali (Humphrey, 2003).

Per scrivere un modello costitutivo occorre conoscere le caratteristiche anatomiche ed istologiche del tessuto stesso e l’ambito di interesse nel quale si vuole descrivere il tessuto.

Per uno stesso tessuto infatti, si possono costituire diversi modelli, ciascun modello descrive una particolare condizione del tessuto, in particolare si possono sviluppare modelli in grado di descrivere l’elasticità finita del materiale, la viscoelasticità, oppure l’elasto - danno, solo per citarne alcuni (Stecco, et al., 2009). La versatilità dei modelli numerici consente quindi l’analisi del comportamento meccanico del tessuto biologico con qualsiasi condizione al contorno, eseguendo innumerevoli test, cosa impensabile da realizzare nei test *in vitro*.

La modellizzazione numerica necessita pur sempre della pratica sperimentale; infatti, dal fitting tra i dati sperimentali e il modello numerico si ricavano i parametri costitutivi, che sono necessari per la descrizione strutturale del tessuto (Stecco, et al., 2009).

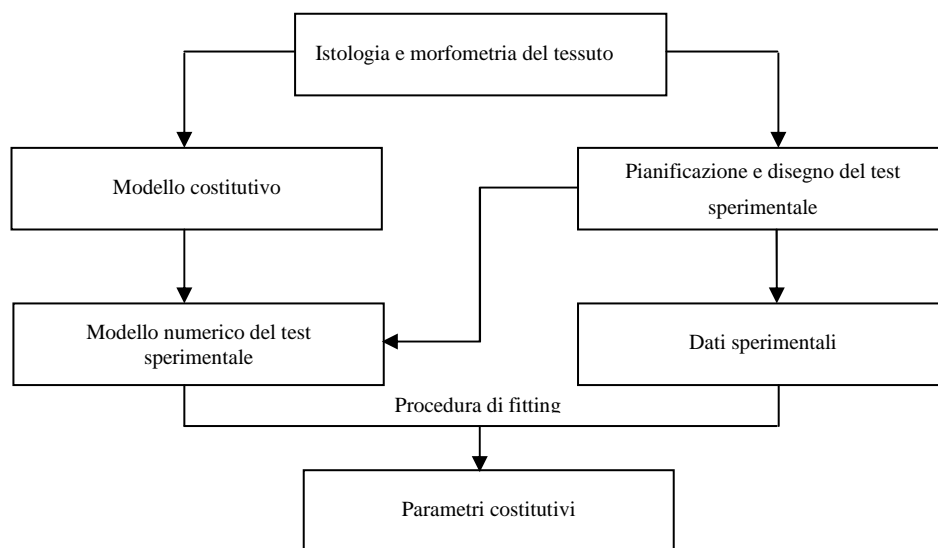


Figura 3-1 Definizione di un modello costitutivo e definizione dei dati sperimentali

Dalle conoscenze acquisite sul comportamento meccanico dei materiali e tessuti biologici, prendono vita studi successivi applicati alla pratica clinica, per migliorare ed orientare le terapie e le pratiche chirurgiche, alla progettazione protesica, di impianti e presidi medici di ausilio e supporto al movimento, all'ottimizzazione delle prestazioni e del recupero funzionale in ambito sportivo.

3.2 Dai test meccanici al modello costitutivo

La formulazione di un modello costitutivo è indispensabile per la formulazione di un modello numerico in grado di produrre dati secondo uno studio computazionale, che è fondamentale qualora si intenda lavorare con materiale biologico, in quanto si è in grado di aggirare le difficoltà che si incontrano nella pratica sperimentale.

Il modello costitutivo è un modello matematico in grado di descrivere il comportamento meccanico del materiale, esso è un modello teorico in grado di tradurre in termini matematici le evidenze sperimentali, fornendo una relazione tra stato tensionale e: lo stato deformativo o le variabili interne.

Per arrivare al modello costitutivo si devono eseguire alcuni passi.

Come prima cosa si devono condurre dei test sperimentali semplici al fine di ricevere informazioni basilari riguardo il comportamento meccanico del materiale. In particolare si ottengono delle informazioni riguardanti la linearità o la non linearità per materiale e per geometria. Per non linearità per materiale ci si riferisce alla risposta tensionale del materiale che può presentare

comportamenti elastici non lineari, dipendenti dal tempo o altri fenomeni inelastici; la non linearità per geometria comprende le grandi deformazioni che possono caratterizzare lo stato meccanico del materiale. La conoscenza di queste caratteristiche meccaniche, permette la collocazione del materiale biologico all'interno di una categoria di materiali che hanno comportamenti simili, in modo tale da agevolare ed orientare gli studi successivi. Successivamente si scrivono test sperimentali più specifici in modo da analizzare il materiale secondo un determinato campo d'interesse, in modo tale da mettere a punto un modello costitutivo appropriato.

Scelto il modello, si procede alla identificazione dei parametri che lo caratterizzano attraverso algoritmi di minimizzazione dell'errore tra dati sperimentali e previsione del modello.

Se l'identificazione va a buon fine, il modello viene validato ed impiegato nei modelli numerici, altrimenti si correggono le ipotesi di lavoro e si progettano nuovi modelli, semplificandoli o arricchendoli. Non esiste un modello perfetto, in quanto modello, esso astrae e semplifica il comportamento reale del materiale, è quindi chiaro che i modelli costitutivi subiscono continue modifiche adattative e migliorative.

3.3 Caratteristiche meccaniche dei tessuti connettivi molli

I tessuti molli sono soggetti a grandi deformazioni, il loro comportamento meccanico è non lineare, anisotropo, tempo dipendente e le loro proprietà dipendono significativamente dalla localizzazione anatomica. I test meccanici sui tessuti biologici incontrano molte difficoltà. Una principale peculiarità dei tessuti molli è il fatto che le proprietà meccaniche misurate in una piccola regione anatomica possono non riflettere adeguatamente quello che risulta essere il comportamento meccanico dell'area interessata. Questo è il motivo per la quale è necessario eseguire un elevato numero di esperimenti con molti campioni. Tuttavia molto spesso, a fronte anche degli elevati campioni analizzati, i risultati ottenuti non danno una risposta certa sul comportamento meccanico di un preciso tessuto, in quanto si deve pur sempre far fronte ad un'alta variabilità tra campioni (Kirilova, et al., 2007)

Molti tessuti connettivi molli presentano una rigidità non elevata e possono subire forti deformazioni sotto l'azione di carichi anche fisiologici. L'analisi del loro comportamento meccanico richiede pertanto l'utilizzo di formulazioni in grado di descrivere in modo appropriato le grandi deformazioni che possono caratterizzare il loro stato meccanico. Ciò comporta la necessità di utilizzare una teoria non lineare della deformazione per la quale si possono definire più coppie di misure tensione e deformazione con le quali è possibile descrivere in forma alternativa la risposta meccanica del tessuto.

La non linearità per materiale porta a realizzare modelli raffinati in quanto si deve far fronte a fenomeni di viscosità (Einat, et al., 2009) e altri fenomeni inelastici come ad esempio il danno (Natali, et al., 2005) qualora gli stati di tensione siano particolarmente intensi.

3.4 Comportamenti tipici dei tessuti connettivi molli

Le proprietà meccaniche dei tessuti biologici sono determinate dalle caratteristiche delle singole fasi costituenti e dalle interazioni che si manifestano tra le medesime, come conseguenza dell'applicazione di un'azione meccanica.

La **sostanza di fondo** e le **strutture fibrose** sono le due principali componenti responsabili del comportamento meccanico di un tessuto biologico composito fibrorinforzato.

La sostanza di fondo è una soluzione acquosa di glicosamminoglicani, proteoglicani e glicoproteine che offre rigidità nei confronti di sforzi a compressione ed è la principale responsabile del comportamento tempo-dipendente.

A far la parte delle strutture fibrose vi sono il collagene e l'elastina. A causa della configurazione ondulata delle fibre di collagene, si assiste ad un comportamento non lineare durante una prova a trazione come si può notare nella Figura 3-2 (Stecco, et al., 2009), (Natali, et al., 2005). L'applicazione della sollecitazione comporta inizialmente una bassa capacità resistente che non modifica la configurazione ondulata delle fibrille (1), l'applicazione di una maggiore trazione porta alla variazione della conformazione delle fibrille (*uncrimping*) nonché un progressivo tensionamento dei legami inter e intrafibrillari (2), questo determina un graduale incremento della rigidità fino al raggiungimento di un valore di massimo deformativo che si mantiene costante all'aumentare della tensione (3).

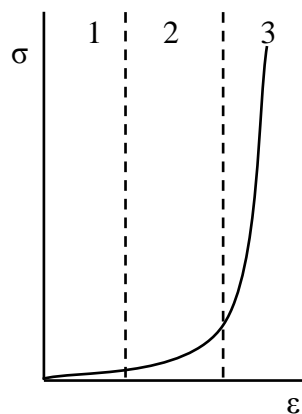


Figura 3-2 Comportamento tenso-deformativo teorico del collagene

L'elevata deformabilità iniziale e l'elevata rigidità dovuta al tensionamento dei legami tra le microfibrille, sono le caratteristiche del collagene. Se lo sforzo termina, le fibre vengono riportate alla configurazione iniziale, altrimenti con l'incremento della tensione, si possono generare fenomeni plastici, di danno o di rottura.

Per lo studio dei test di tensionamento in cui siano trascurabili gli effetti dovuti alla viscosità del materiale, si possono utilizzare particolari modelli che siano: elastici per i materiali e non lineari per geometria, ovvero per deformazioni $>3\%$. Tali modelli sono detti iperelastici.

I materiali visco-elastici sono materiali nei quali si riconosce che la tensione non dipende dalla sola deformazione corrente, ma anche dalla storia del carico, secondo relazioni costitutive dipendenti dalla natura del materiale, quindi dal fattore temporale. Tra i fenomeni principali evidenziati da un materiale con natura visco-elastica ci sono: la dipendenza della rigidezza dalla velocità di deformazione o di carico, il *creep*, il *rilassamento* e l'*isteresi*.

Con la prova di *creep* si impone una tensione costante al campione e si valuta l'andamento della deformazione.

La prova a *rilassamento* consiste nell'imporre una deformazione costante e considerare la diminuzione esponenziale delle tensioni che tende ad un asintoto.

Tale comportamento è dovuto allo sviluppo di quei fenomeni legati al flusso delle fasi liquide presenti nel tessuto e all'adattamento della matrice extracellulare alla sollecitazione applicata.

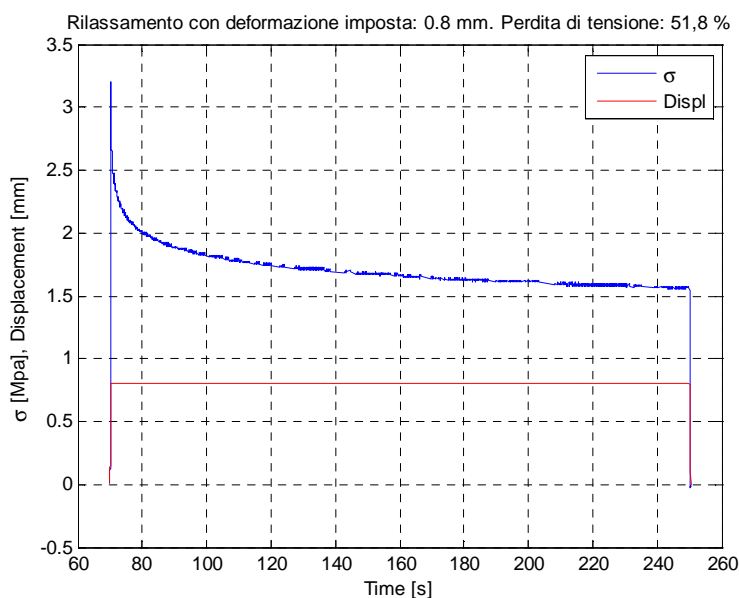


Figura 3-3 Andamento non lineare della tensione a spostamento imposto

Nei tessuti connettivi molli sono presenti anche fenomeni di adattamento del tessuto che si verificano con l'*isteresi*. Con questa prova si sollecita il materiale con dei cicli di carico-scarico, tali cicli avvengono in tempi brevi, alla medesima velocità e al raggiungimento di determinate deformazioni. Quello che si nota è un fenomeno di adattamento del tessuto in cui, per un determinato numero di cicli si verifica un assestamento del valore massimo di tensione.

Nella Figura 3-4 è rappresentata una prova di isteresi effettuata su un campione biologico, si può notare come l'applicazione di 5 rampe di carico-scarico all' 8% abbiano prodotto una stabilizzazione dell'andamento tenso-deformativo, verificabile dalla sovrapposibilità delle ultime curve.

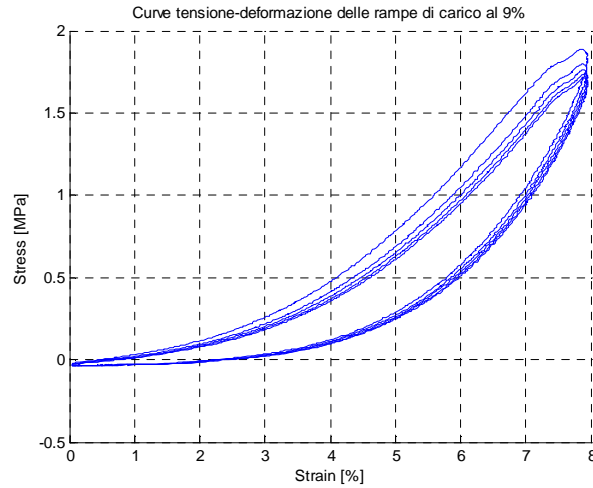


Figura 3-4 Andamento tenso-deformativo di 5 rampe d'isteresi

3.5 Misure di deformazione e tensione

Come già affermato in precedenza, lo studio sul comportamento meccanico dei tessuti molli prevede che ci siano grandi deformazioni, e, tra i molti sistemi di misura della tensione e deformazione, è bene definire quali siano quelli adottati.

E' importante conoscere la forma del provino, in quanto da essa si possono assumere delle ipotesi di lavoro che semplificano il processo di misurazione tensionale e deformativa.

La forma dei campioni è generalmente rettangolare, i campioni vengono montati e fissati su delle pinze che hanno il compito di evitare lo scivolamento del campione durante le prove di trazione. La porzione di campione visibile tra le due grip è detta *base di misura*, mentre le porzioni in cui il campione è fissato sono dette *basi di attacco*.

Le ridotte dimensioni della base di misura portano ad assumere che le tensioni che si generano sono di tipo mono-assiali lungo l'asse di carico. Ciò semplifica notevolmente le condizioni sperimentali consentendo una misurazione degli stati tenso-deformativi di tipo mono-assiale.

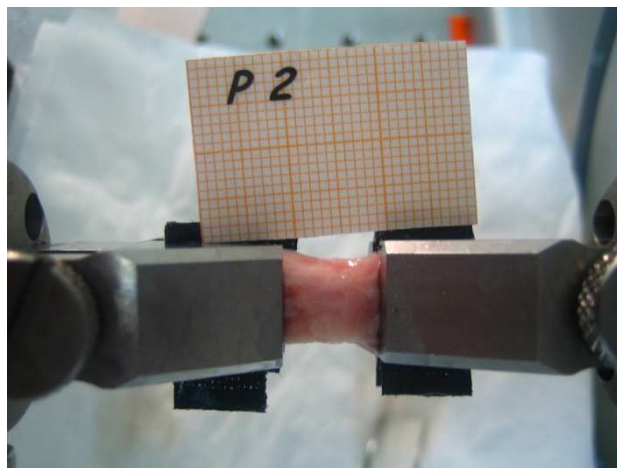


Figura 3-5 Campione biologico montato sulle grip

L'apparecchio utilizzato per eseguire le prove meccaniche registra i valori di forza sulla cella di carico espressi in N , e valori sullo spostamento dei morsetti espressi in mm . Da queste misure si ricavano i valori di tensione e di deformazione, necessari per descrivere la caratterizzazione meccanica del materiale.

Intendendo L_0 la distanza iniziale tra le grip, fissata per comodità a 10 mm , d è lo spostamento imposto dal protocollo di test, L è la distanza variabile tra le grip durante la fase sperimentale con $L = L_0 + d$.

Si trova quindi il valore della deformazione nominale dati da $\varepsilon = (L - L_0) / L_0$ e il valore della deformazione nominale percentuale data da $\varepsilon_{\%} = 100 \cdot \varepsilon$.

Per quanto riguarda le misure di tensione, si calcola la tensione di Cauchy nell'ipotesi che il tessuto sia incomprimibile. Questa ipotesi è supportata dal fatto che, nota la composizione del tessuto connettivale, essa presenta un elevato contenuto d'acqua. Dalle ipotesi sulla forma del provino, si può considerare solamente la tensione mono-assiale agente nel centro, chiamata σ .

Detta A_0 l'area in deformata del campione, A è l'area deformata che viene espressa da $A = A_0 / \lambda$, dove $\lambda = L / L_0 = \varepsilon + 1$.

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

Grandezza	Simbolo	Unità di misura	Relazione
Forza	F	[N]	
Spostamento	d	[mm]	
Lunghezza iniziale (stato indeformato)	L_0	[mm]	
Lunghezza (stato deformato)	L	[mm]	$L = L_0 + d$
Dilatazione	λ	[mm/mm]	$\lambda = \frac{L}{L_0}$
Spessore	s	[mm]	
Area iniziale (stato indeformato)	A_0	[mm ²]	$A_0 = L_0 \cdot s$
Area (stato deformato)	A	[mm ²]	$A = \frac{A_0}{\lambda}$
Deformazione nominale	ε	[mm/mm]	$\varepsilon = \frac{(L - L_0)}{L_0}$
Deformazione nominale percentuale	$\varepsilon\%$	[%]	$\varepsilon\% = 100 \cdot \varepsilon$
Tensione di Cauchy	σ	[MPa]	$\sigma = \frac{F}{A}$

Tabella 3-1 Riassunto delle grandezze sperimentali utilizzate

CAPITOLO QUARTO

REALIZZAZIONE DELL' ATTIVITÀ SPERIMENTALE

Questo lavoro sperimentale fa parte di un progetto che prevede la caratterizzazione meccanica di 20 aponeurosi plantari. Lo studio su un'ampia quantità di campioni consentirà di ottenere molte caratterizzazioni meccaniche sui tessuti della fascia plantare valutando le eventuali correlazioni che possono presentarsi tra le proprietà meccaniche dei tessuti e i parametri fisiologici dei donatori come: età, sesso, altezza, peso e il rispettivo indice di massa corporea (BMI).

In questo lavoro sono state analizzate 4 aponeurosi plantari provenienti dai primi due donatori descritti nelle prime due righe della Tabella 4-1, come si può notare i due soggetti sono maschi aventi la stessa età ma BMI molto diverso. Nella terza riga si inserisce il codice di un terzo donatore, i dati relativi alle prove di rilassamento di questa fascia plantare sostituiranno quelli della fascia destra del donatore C110080. Quest'ultimo tessuto, a causa delle non perfette condizioni di conservazione ha subito una lieve degradazione che ha compromesso le proprietà meccaniche del tessuto stesso. Questo lo si è potuto verificare solamente in fase di elaborazione dati, la grossa variabilità dei valori che si è riscontrata ha reso inaccettabili i risultati dovendo scartare l'intero lavoro.

Codice donatore	Età'	Sesso	Altezza [cm]	Peso [kg]	BMI
C110096	67	M	165.10	74.844	27.46
C110080	67	M	182.88	136.08	40.69
C110000	78	M	165	74.8	27.47

Tabella 4-1 Caratteristiche dei donatori

La caratterizzazione meccanica del tessuto fasciale plantare prevede la realizzazione di diverse prove meccaniche che mirano a descrivere le proprietà elastiche e visco-elastiche di questo tessuto secondo le modalità descritte nel capitolo precedente.

Nello specifico si è deciso di effettuare prove di rilassamento nei piedi destri e prove d'isteresi nei piedi sinistri. In questo modo si cerca di descrivere sia il comportamento elastico sia quello viscoso

delle aponeurosi plantari di ciascun donatore che verosimilmente possiede due piedi aventi caratteristiche tessutali simili.

In questo capitolo si spiegheranno le varie fasi che compongono la realizzazione dell'attività sperimentale di questo lavoro.

4.1 Prelievo dei campioni

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



Figura 4-1 Dissezione del tessuto della fascia plantare

Il tessuto della fascia plantare viene isolato dai tessuti muscolari e dal tessuto adiposo mediante la sezione dei setti muscolari connettivi, ottenendo così un campione “pulito”, quanto più omogeneo di fascia plantare. Si procede quindi con la mappatura del tessuto isolato per il prelievo dei singoli campioni utilizzati nei test meccanici.

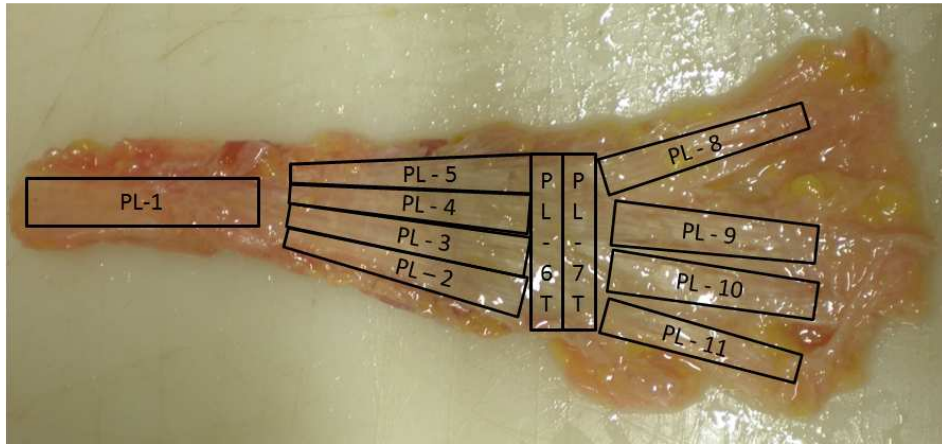


Figura 4-2 Mappatura di una fascia plantare

Immediatamente dopo il prelievo, i campioni vengono conservati in cassetine apposite, e messe in congelatore a -20°C fino al momento d’inizio del test.

Per quanto riguarda la nomenclatura adotta per i campioni di fascia plantare, è stata pensato un particolare codice in grado di identificare univocamente ogni singolo campione, indicando per ciascuno: il tipo di tessuto, la provenienza e la disposizione delle fibre che viene considerata.

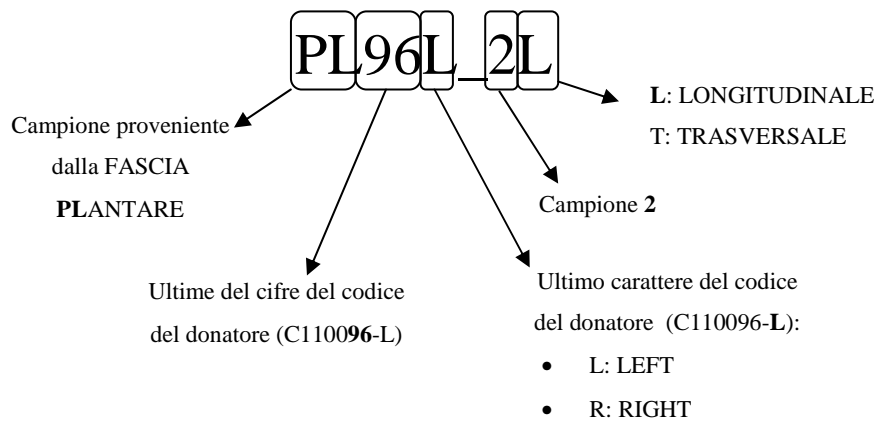


Figura 4-3 Esempio di nomenclatura

Nella descrizione delle successive prove meccaniche, talvolta si utilizzerà un codice abbreviato rappresentante solo il numero del campione intendendo che si tratta di un campione longitudinale, l’aggiunta della lettera T altrimenti indica che si tratta di un campione trasversale. Questa abbreviazione verrà utilizzata solo quando si stanno descrivendo i campioni di una stessa fascia, rendendo impossibile la nascita di ambiguità.

4.2 Preparazione dei campioni alle prove meccaniche

Quindici minuti prima del test, i campioni vengono scongelati a temperatura ambiente mediante immersione in soluzione tampone PBS (*Phosphate Buffered Solution*) in modo da garantire sin da principio il contenuto liquido del tessuto. Successivamente si procede con il rilievo delle dimensioni di spessore e larghezza del campione. Ciò avviene fotografando il campione assieme ad un foglietto di carta millimetrata che fa da riferimento per l'effettivo rilievo dimensionale eseguito grazie ad *ImageJ*, un software di elaborazione d'immagine.

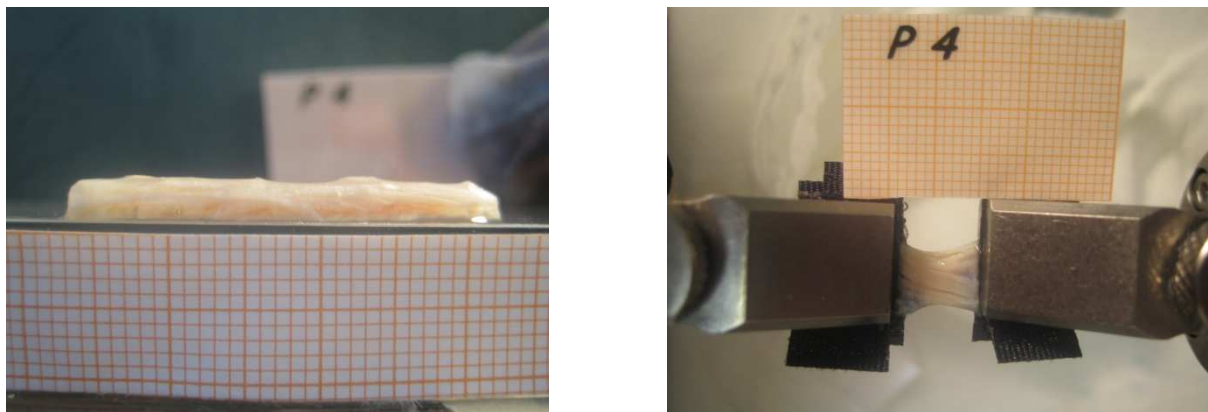


Figura 4-4 Fotografie ottenute per misurare lo spessore e la larghezza del campione

La strumentazione per il test consiste in un motore lineare ad induzione elettromagnetica in grado di sviluppare una forza di 400 N, installato su un piano metallico in opposizione ad una piastra di contrasto. All'attuatore del motore ed alla piastra vengono montati i campioni, con l'ausilio di due grip con vite di serraggio. Le grip sono state modificate, incollando direttamente sulle piastre di fissaggio delle piccole strisce di *VELCRO*, questo evita lo scivolamento del campione mediamente prima di $\varepsilon = 30\%$. Il campione viene sollecitato mediante l'imposizione di spostamenti dell'estremità mobile mossa dal motore lineare, definendo l'entità dello spostamento e la velocità tramite l'interfaccia informatica *WinTest* direttamente connessa con l'apparecchiatura BOSE di Figura 4-5.

L'impostazione dell'esperimento avviene previa ideazione del protocollo di carico a seconda delle proprietà meccaniche che si vogliono studiare nel campione, le prove danno informazioni riguardanti le proprietà elastiche e visco-elastiche del materiale.

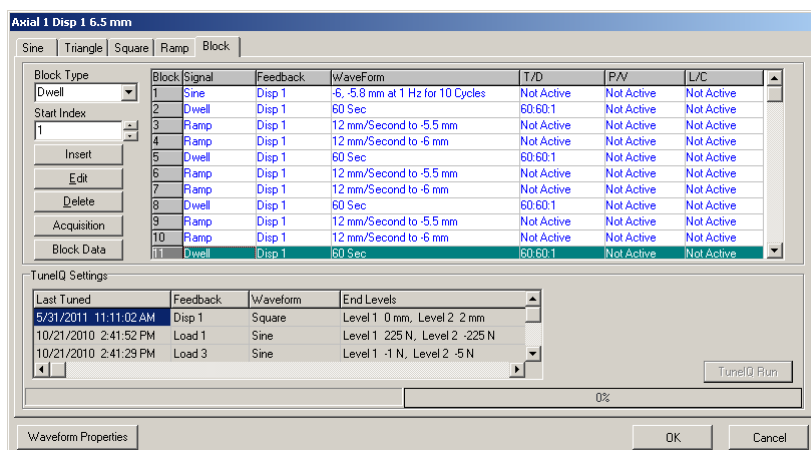


Figura 4-5 Parte della finestra del WinTest per l'impostazione sperimentale

Nell'impostazione dell'esperimento si deve procedere con l'impostazione delle modalità di salvataggio. Le opzioni di salvataggio utilizzate sono state due: modalità *Level Crossing* per la memorizzazione di dati in condizione dinamiche (Figura 4-6), e la modalità *Time Data* per la memorizzazione di pochi dati durante le fasi di riposo in seguito all'esecuzione di una rampa.

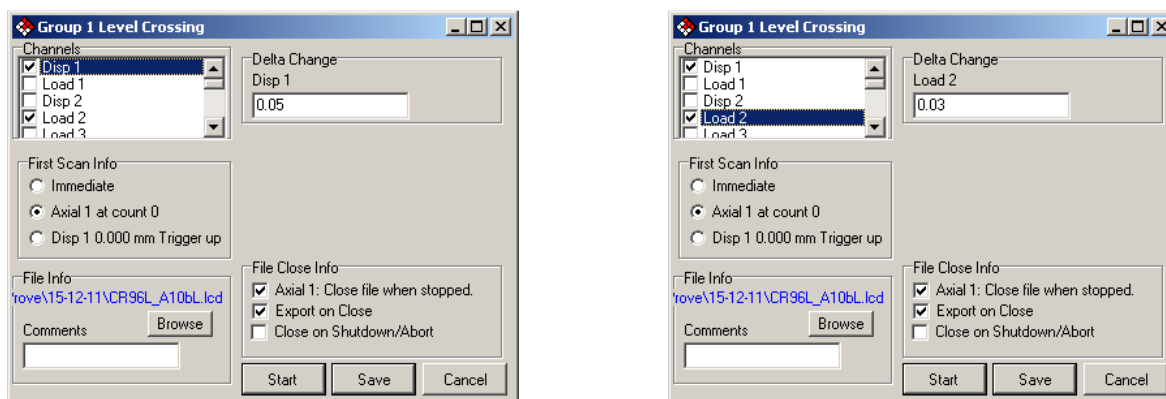


Figura 4-6 Due fasi di impostazione della modalità Level Crossing

L'estremità fissata alla piastra di contrasto fornisce misure della forza applicata riportate dalla cella di carico montata in serie alla grip, i dati vengono quindi trasmessi al computer e salvati in un file *.txt* secondo le modalità impostate.

Le prove meccaniche vengono condotte garantendo l'idratazione del campione mediante l'immersione in vasca contenete soluzione tampone PBS. Alla fine del test i campioni vengono congelati nuovamente e successivamente smaltiti dal Dipartimento di Anatomia di Padova.

4.3 Elaborazione dati

Una volta concluso l'aspetto prettamente pratico, si prosegue con l'elaborazione dati in via informatica. Questa fase è molto delicata poiché serve per analizzare i dati ricavando informazioni utili dalle prove effettuate e visualizzando graficamente le curve risultanti dalle prove di carico. Per fare ciò è stato utilizzato il software *Matlab*, creando un programma che consente, grazie a diverse *function*, un'elaborazione dati istantanea fornendo valori utili d'interesse e i grafici desiderati. Ciò è possibile conoscendo il protocollo di carico in modo da sapere a priori la tipologia d'esperimento e gli istanti temporali in cui avvengono le forme d'onda d'interesse.

CAPITOLO QUINTO

ANALISI SPERIMENTALE

In questo capitolo vengono presentati i risultati delle prove effettuate sui 4 tessuti plantari. Per ogni fascia plantare si è deciso uno specifico protocollo di carico che prevede una struttura comune a tutte le prove: una prima fase dedicata al preconditionamento del tessuto, una seconda fase che comprende specifiche prove di isteresi o di rilassamento e una fase conclusiva che prevede un tentativo di rottura del campione.

La fase di preconditionamento accomuna tutte le prove meccaniche effettuate sui campioni. Questa fase prevede l'utilizzo di un ciclo di carico-scarico di tipo sinusoidale alla frequenza di 10 Hz con $\varepsilon = 2\%$.

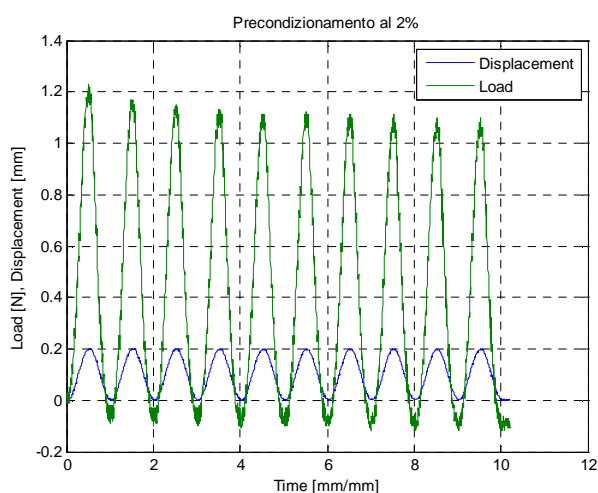


Figura 5-1 Precondizionamento di un campione

Nella Figura 4-1 si può notare l'abbassamento della tensione dovuto a fenomeni di adattamento del tessuto alla sollecitazione ciclica. Questo ci consente di considerare il preconditionamento come un processo necessario da applicare ai campioni in accordo a quanto dichiarato nei lavori di Sverdlik (Sverdlik, et al., 2002) e di Einat (Einat, et al., 2009).

Nei successivi paragrafi verranno presentate le dimensioni dei campioni e i risultati principali derivanti dalle singole prove meccaniche di ciascuna fascia plantare.

5.1 Disegno sperimentale per le prove d'isteresi

Questo disegno sperimentale prevede una fase di preconditionamento, una serie di prove d'isteresi per tre diverse deformazioni e un tentativo di rottura. Nel dettaglio la prova prevede:

- 10 cicli di preconditionamento a frequenza di 1 Hz con ampiezza del 2%.
- Rest: 60 s
- 5 rampe di salita e discesa al 5% applicate con velocità di 12 mm/s intervallate da 60 secondi di riposo.
- 5 rampe di salita e discesa al 7% applicate con velocità di 12 mm/s intervallate da 60 secondi di riposo.
- 5 rampe di salita e discesa al 9% applicate con velocità di 12 mm/s intervallate da 60 secondi di riposo.
- Rampa al 120% con velocità al 12 mm/sec.
- Rest 30 sec.
- Rampa di scarico alla velocità del 12 mm/sec.

Per tutte le prove sono state adottate velocità molto elevate al fine di ridurre al minimo gli effetti viscosi che caratterizzano questi tessuti. Il tentativo di rottura porterà sempre allo scivolamento del campione in quanto sono necessarie delle grip più grandi o di diversa natura, capaci di una forza di serraggio maggiore.

Con queste prove d'isteresi si vogliono verificare i fenomeni di adattamento e di stabilizzazione materiale, identificabili dalla tendenza delle curve d'isteresi ad avvicinarsi e a stabilizzarsi ad un particolare valore di tensione.

5.1.1 C110096-L

Per questa fascia plantare sono stati ricavati 11 campioni: 1 campione nella zona prossimale, 6 campioni nella zona centrale e 4 campioni nella zona distale.

Come si può osservare nella Figura 5-2, tutti i campioni sono longitudinali tranne i campioni PL-6T e PL-7T che sono invece trasversali.

Il campione PL-8 si riferisce al primo dito del piede.

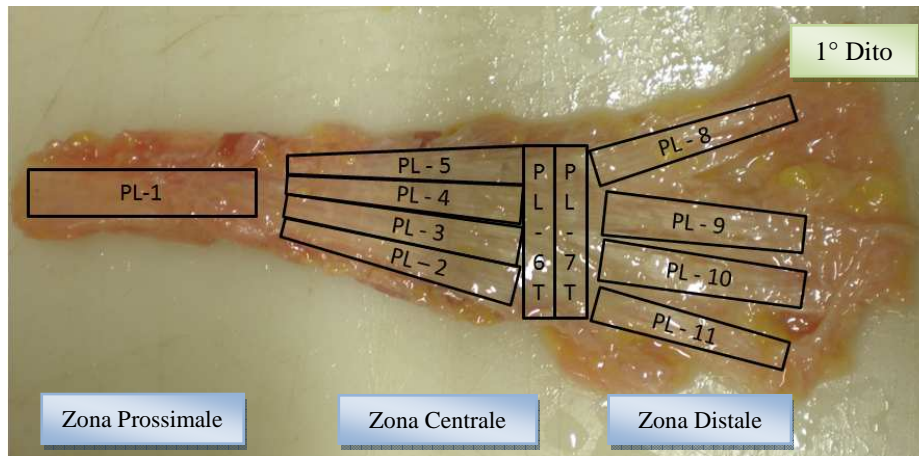


Figura 5-2 Mappatura di C110096-L

Nella Tabella 5-1 sono rappresentate le dimensioni dei campioni: larghezza [mm], spessore [mm] e la relativa sezione del campione in cui generano le tensioni dovute alle forze di carico.

Nelle due ultime colonne sono calcolate la media e la deviazione standard (SD) delle dimensioni. Come si può notare, i campioni non hanno grandezze uniformi e variano a seconda della posizione della fascia in cui il campione si trova, in particolare il campione PL_1L possiede uno spessore doppio rispetto agli altri campioni.

	PL96L_1L	PL96L_2L	PL96L_3L	PL96L_4L	PL96L_6T	PL96L_7T	PL96L_8L	PL96L_9L	PL96L_10L	PL96L_11L	Media	SD
Larghezza [mm]	9.15	7.50	7.10	6.72	4.74	4.38	9.60	9.13	8.41	7.27	7.18	1.36
Spessore [mm]	4.21	1.86	2.74	2.53	2.56	1.97	3.33	2.46	2.00	1.99	2.48	0.52
Sezione [mm ²]	38.52	13.95	19.45	17.00	12.13	8.63	31.97	22.46	16.82	14.47	17.83	6.87

Tabella 5-1 Dimensioni dei campioni di C110096-L

Nella Tabella 5-2 si raggruppano i risultati ottenuti dalle prove d'isteresi per 3 specifiche deformazioni: 5%, 7% e 9%. Questa fascia è stata la prima ad essere analizzata e quindi non tutti i campioni hanno subito lo stesso protocollo di carico: PL-1 è stato testato per la sola prova di rottura e PL-5 per una prova di rilassamento. Solo i risultati di 7 campioni vengono mostrati, i campioni trasversali hanno una grossa componente rumorosa che copre le misure ottenute.

		Campioni						
		PL96L_2L	PL96L_3L	PL96L_4L	PL96L_8L	PL96L_9L	PL96L_10L	PL96L_11L
Perdita di tensione								
		$\varepsilon = 5\%$	2° - 1° [%]	0.94	1.15	0.01	0.06	2.01
3° - 2° [%]	2.82		-1.17	-1.03	2.97	-0.32	0.75	1.73
4° - 3° [%]	-0.95		-0.25	-2.56	-6.13	0.61	0.67	0.82
5° - 4° [%]	0.95		-0.57	2.54	2.83	0.59	1.24	0.61
$\varepsilon = 7\%$	2° - 1° [%]	8.98	3.78	3.60	4.55	2.94	3.58	4.61
	3° - 2° [%]	-0.11	1.86	0.89	-4.80	1.48	1.68	2.21
	4° - 3° [%]	3.16	0.94	-0.02	4.54	0.17	1.34	1.37
	5° - 4° [%]	-0.02	0.41	1.79	-2.33	-0.75	0.65	1.06
$\varepsilon = 9\%$	2° - 1° [%]	5.52	4.07	4.25	1.51	2.32	3.89	4.55
	3° - 2° [%]	2.11	1.81	1.33	2.86	1.05	1.60	2.10
	4° - 3° [%]	1.14	1.13	1.20	-0.02	0.88	1.33	1.31
	5° - 4° [%]	1.41	0.83	0.79	-0.46	0.72	0.93	1.35

Tabella 5-2 Risultati sulle prove di isteresi di C110096-L

Nel descrivere i risultati si sono presi come riferimento 2 campioni provenienti da due regioni differenti: PL96L_3L della zona centrale e PL96L_9L della zona distale.

5.1.1.1 Cicli d'isteresi per il campione dell'arco al 3% - 4.6% - 6.9%

Vengono qui presentate le curve d'isteresi per il campione PL96L_3L con la rispettiva tabella a fianco rappresentante le tensioni massime registrate per ogni curva.

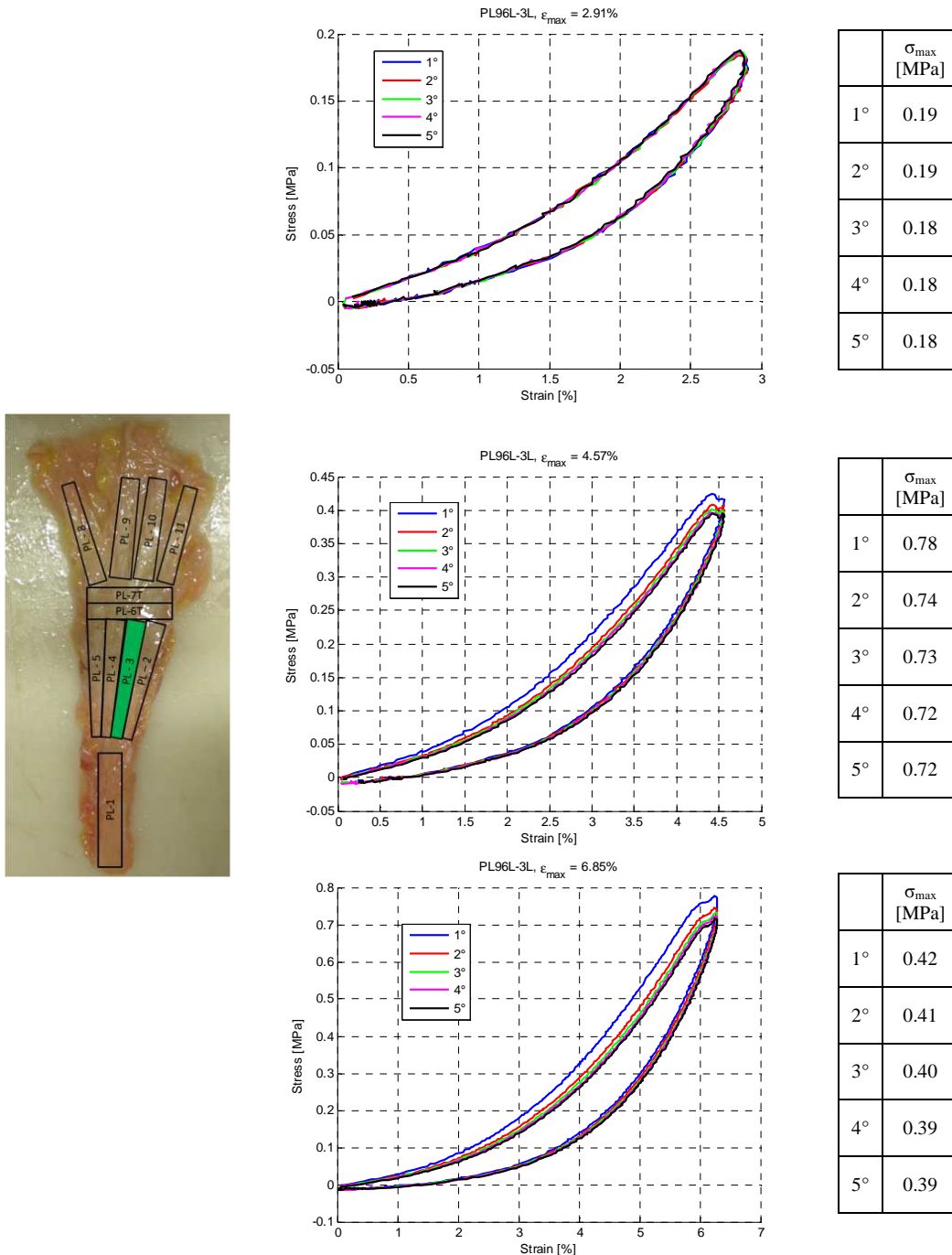
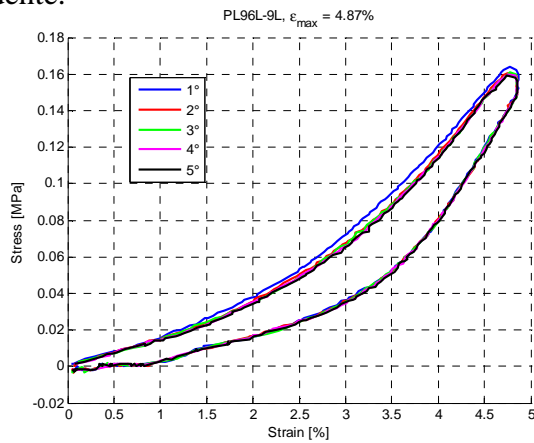
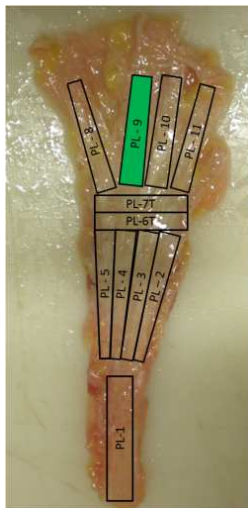


Figura 5-3 Prove di isteresi per PL96L_3L

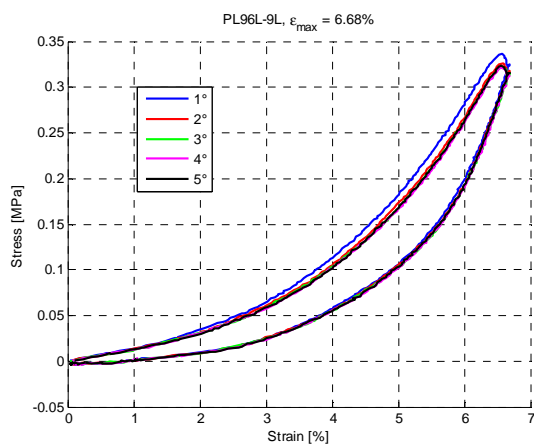
Da queste prove si può verificare graficamente ed analiticamente come vi sia una stabilizzazione materiale per cicli successivi di carico-scarico.

5.1.1.2 Cicli d'isteresi per il campione distale al 4.9% - 6.7% - 8.5%

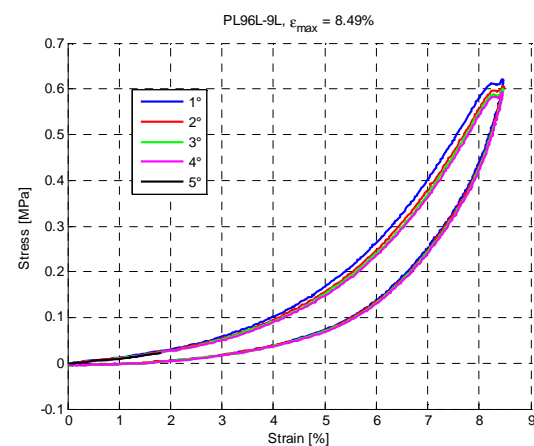
Le curve d'isteresi per il campione PL96L_9L sono impostate per valori di deformazione superiori a quelli del campione precedente.



	σ_{max} [MPa]
1°	0.16
2°	0.16
3°	0.16
4°	0.16
5°	0.16



	σ_{max} [MPa]
1°	0.34
2°	0.33
3°	0.32
4°	0.32
5°	0.32



	σ_{max} [MPa]
1°	0.62
2°	0.60
3°	0.60
4°	0.59
5°	0.59

Figura 5-4 Prove di isteresi per PL96L_9L

Anche con questo campione si possono notare gli effetti adattativi del materiale sebbene le deformazioni raggiunte siano state superiori a quelle del campione precedente.

5.1.1.3 Verifica dell'adattamento del campione dell'arco: PL96L_3L

Con i due grafici successivi si vuole dimostrare la sovrapposizione tra la 5° rampa di carico di un ciclo di isteresi con 1° rampa di carico del ciclo successivo d'isteresi.

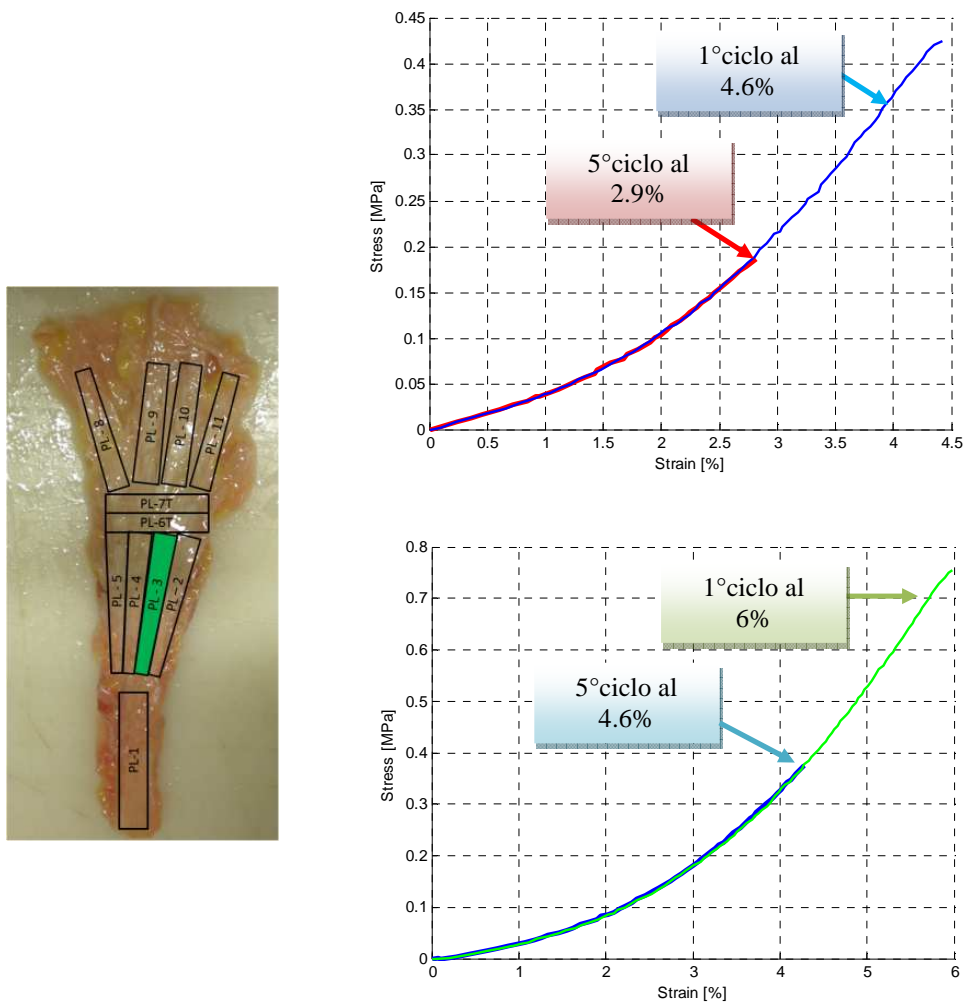


Figura 5-5 Verifica dell'adattamento per PL96L_3L

Si può notare come le due curve di ogni grafico siano perfettamente sovrapponibili. Questo rappresenta in maniera evidente il comportamento elastico del materiale ove siano compensati i fenomeni viscosi.

5.1.1.4 Verifica dell'adattamento del campione distale: PL96L_9L

Analogamente si verificano le medesime condizioni per il campione distale.

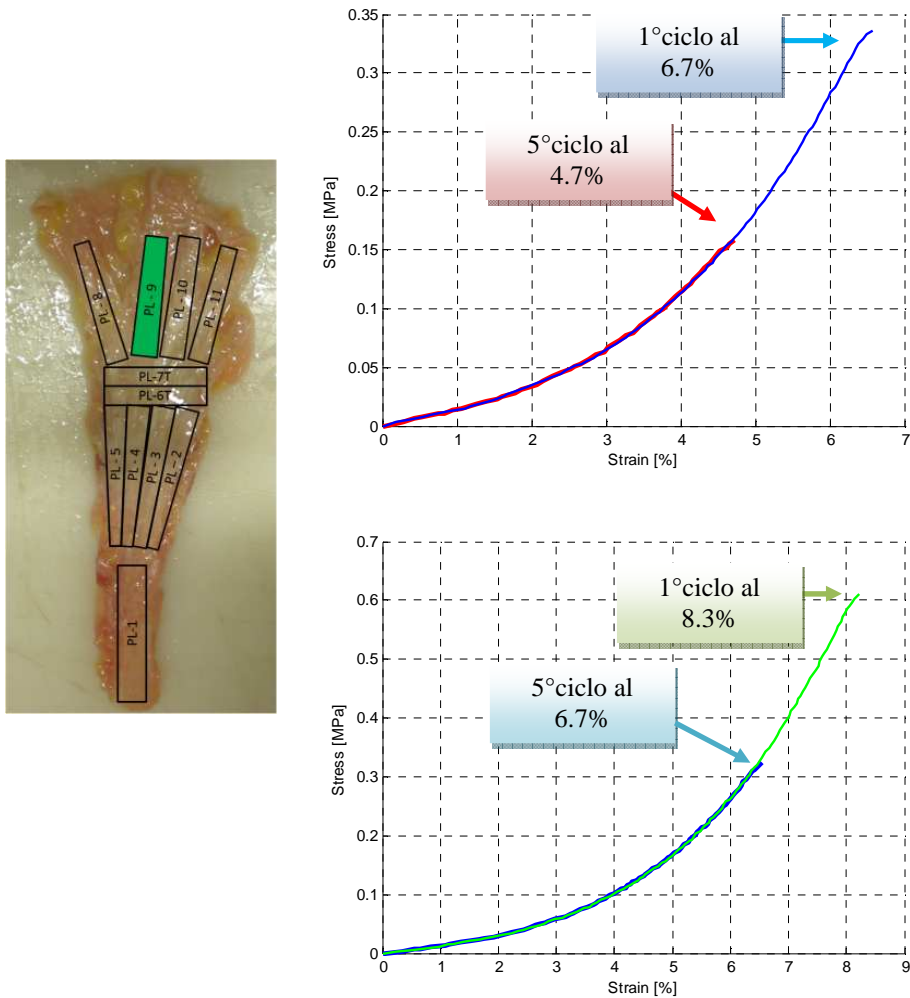


Figura 5-6 Verifica dell'adattamento per PL96L_9L

Anche questo campione verifica le condizioni di elasticità del materiale. La sovrapposizione delle curve è evidente, la prima curva di ciascun ciclo d'isteresi è la prosecuzione della quinta curva del precedente ciclo d'isteresi.

5.1.1.5 Confronto all'allungamento al 3% - 5% - 6%

I grafici che vengono proposti si riferiscono alle quinte curve di isteresi dei campioni della fascia plantare del donatore C110096-L.

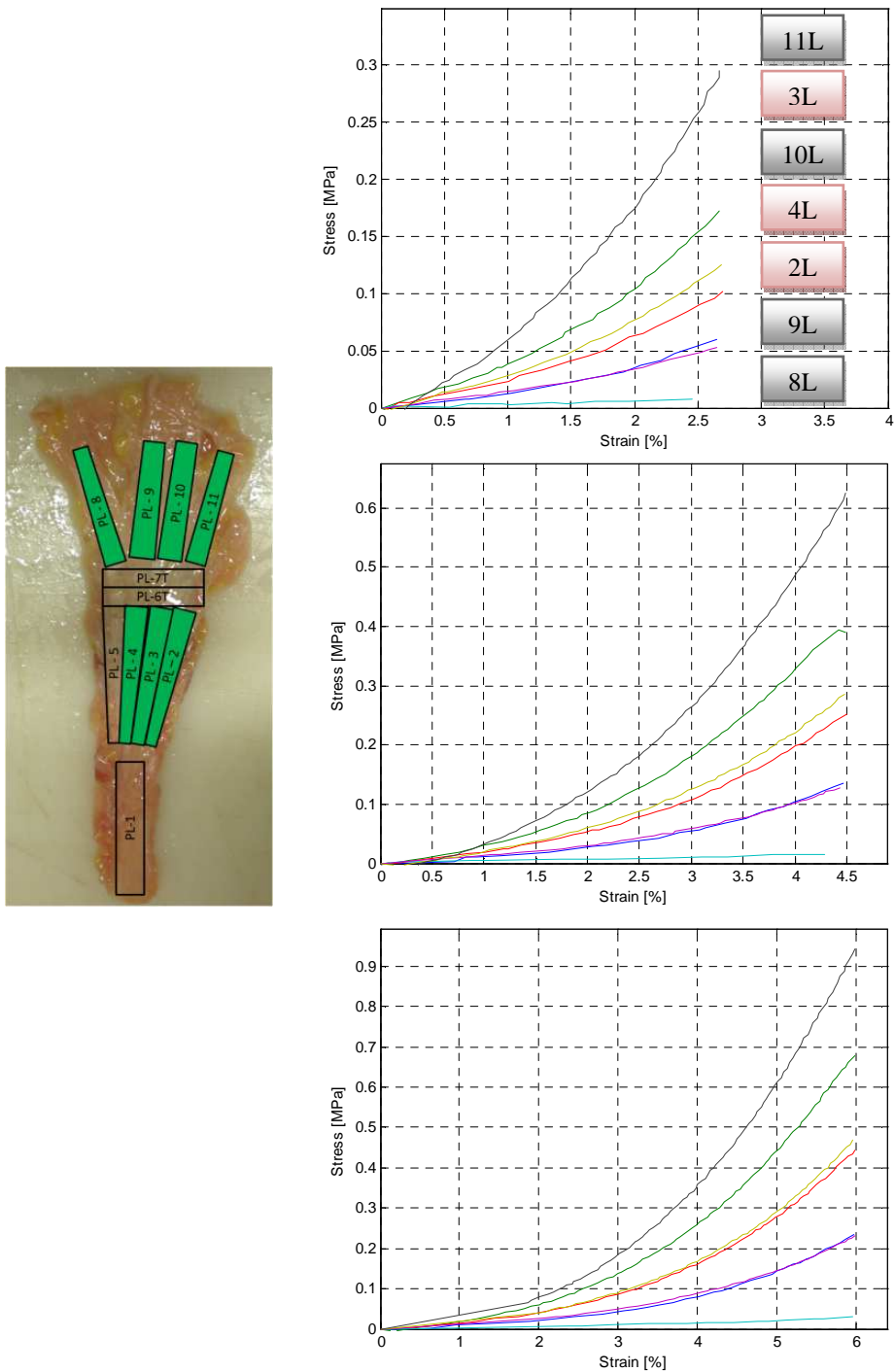


Figura 5-7 Confronto delle curve di carico alle varie deformazioni per C110096-L

Nel primo grafico è rappresentata a fianco delle curve una particolare legenda che rappresenta l'ordine delle curve, tale ordine si mantiene anche nei grafici successivi. Per una lettura più rapida si sono evidenziati i nomi dei campioni su sfondo nero in corrispondenza della zona distale e su sfondo rosso in corrispondenza della zona centrale. Le curve rappresentate sono molto disperse, ciò mostra una scarsa corrispondenza tra comportamento meccanico e la localizzazione dei campioni.

5.1.2 C110080-L

Come si può osservare nella Figura 5-8, per questa fascia plantare sono stati ricavati 13 campioni: 2 campione nella zona prossimale, 6 campioni nella zona centrale di cui 2 trasversali e 5 campioni nella zona distale.

Il campione PL9 si riferisce al primo dito del piede.

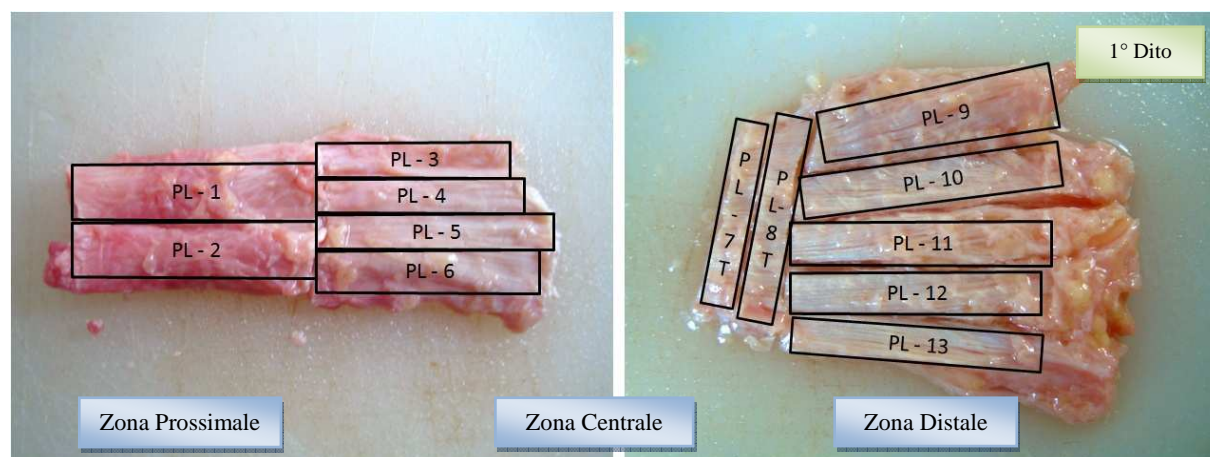


Figura 5-8 Mappatura di C110080-L

Come è accaduto con la precedente fascia, nella Tabella 5-3 sono rappresentate le dimensioni dei campioni: larghezza [mm], spessore [mm] e la relativa sezione del campione in cui generano le tensioni dovute alle forze di carico.

Nelle due ultime colonne sono calcolate la media e la deviazione standard (SD) delle dimensioni. Anche in questo caso, la differenza più rilevante è nello spessore dei campioni. I campioni prossimali: PL-1 e PL-2 hanno spessori molto elevati rispetto ai rimanenti campioni.

	PL80L_1L	PL80L_2L	PL80L_3L	PL80L_4L	PL80L_5L	PL80L_6L	PL80L_7T	PL80L_8T	PL80L_9L	PL80L_10L	PL80L_11L	PL80L_12L	PL80L_13L	Media	SD
Larghezza [mm]	11.88	9.45	6.36	6.76	6.03	7.34	5.21	4.76	11.64	7.64	6.54	6.84	7.30	7.25	1.62
Spessore [mm]	5.15	5.68	2.04	2.50	3.65	3.87	2.03	2.47	4.15	2.40	2.77	2.36	2.57	3.02	1.00
Sezione [mm ²]	61.18	53.68	12.97	16.90	22.01	28.41	10.58	11.76	48.31	18.34	18.12	16.14	18.76	21.93	13.51

Tabella 5-3 Dimensioni dei campioni di C110080-L

Nella Tabella 5-4 si raggruppano i risultati ottenuti dalle prove d'isteresi per 3 specifiche deformazioni: 5%, 7% e 9%. In questa fascia tutti i campioni sono stati sottoposti al medesimo

protocollo di carico ma purtroppo in due occasioni, con i campioni PL-3 e PL-4, non si è giunti alla conclusione delle prove a causa di un mal funzionamento dell'apparecchiatura sperimentale. Per questo sono assenti dei dati sperimentali.

Nel complesso, le prove sperimentali sono state eseguite ottenendo le deformazioni massime desiderate, adottando l'accortezza utilizzata con gli ultimi campioni della precedente fascia testata.

Campioni Perdita di tensione		PL80L_1L	PL80L_2L	PL80L_3L	PL80L_4L	PL80L_5L	PL80L_6L	PL80L_7T	PL80L_8T	PL80L_9L	PL80L_10L	PL80L_11L	PL80L_12L	PL80L_3L
		$\varepsilon = 5\%$	2° - 1° [%]	4.31	7.37	2.70	-0.98	1.98	2.79	5.59	-1.64	8.04	0.93	3.37
3° - 2° [%]	3.17		4.71	1.43	0.96	2.25	0.99	-5.88	1.51	2.72	0.02	0.88	-0.62	0.01
4° - 3° [%]	3.59		4.37	0.75	-1.02	0.04	1.56	0.05	-1.15	3.26	-1.02	0.94	-0.14	1.91
5° - 4° [%]	1.86		3.82	/	/	0.38	0.32	-1.15	5.39	-0.07	-0.23	0.47	0.16	-2.59
$\varepsilon = 7\%$	2° - 1° [%]	2.35	3.29	/	/	3.43	3.51	4.09	-2.69	2.92	1.94	3.65	2.78	5.81
	3° - 2° [%]	2.62	3.67	/	/	1.04	1.84	-2.52	-1.80	1.98	1.29	1.05	0.93	0.88
	4° - 3° [%]	1.63	1.06	/	/	0.96	0.68	1.28	4.37	1.56	-0.17	1.15	1.17	0.58
	5° - 4° [%]	0.86	1.96	/	/	0.98	0.77	1.72	-0.93	1.30	0.72	0.73	0.06	0.62
$\varepsilon = 9\%$	2° - 1° [%]	2.88	2.58	/	/	4.09	3.45	2.40	4.30	2.85	2.79	3.57	3.47	5.36
	3° - 2° [%]	1.15	2.03	/	/	2.05	1.83	0.96	0.44	2.25	0.74	1.76	1.13	3.00
	4° - 3° [%]	1.19	0.63	/	/	1.14	1.29	1.12	1.83	1.67	1.05	1.09	1.08	1.62
	5° - 4° [%]	0.75	1.97	/	/	0.55	0.41	-0.08	1.98	0.43	0.35	1.07	0.67	0.47

Tabella 5-4 Risultati sulle prove di isteresi di C110080-L

Anche in questo caso si può osservare nella tabella che la maggior parte dei risultati sono soddisfacenti. Per la gran parte dei campioni si verificano gli effetti di stabilizzazione materiale. Qualche anomalia si registra nella prova con $\varepsilon = 5\%$, questo perché, a fronte dei valori di tensione molto bassi, le differenze percentuali tra i massimi di ogni curva sono ridotti e talvolta i dati risultano rumorosi. L'effetto del rumore si registra soprattutto con i campioni trasversali in cui si può notare che certe differenze percentuali risultano essere negative.

Nel descrivere i risultati si sono presi come riferimento 2 campioni provenienti da due regioni differenti: PL80L_5L della zona centrale e PL80L_11L della zona distale.

5.1.2.1 Cicli d'isteresi per il campione dell'arco al 5% - 7% - 9%

Vengono qui presentate le curve d'isteresi per il campione PL80L_5L con la rispettiva tabella a fianco rappresentante le tensioni massime registrate per ogni curva.

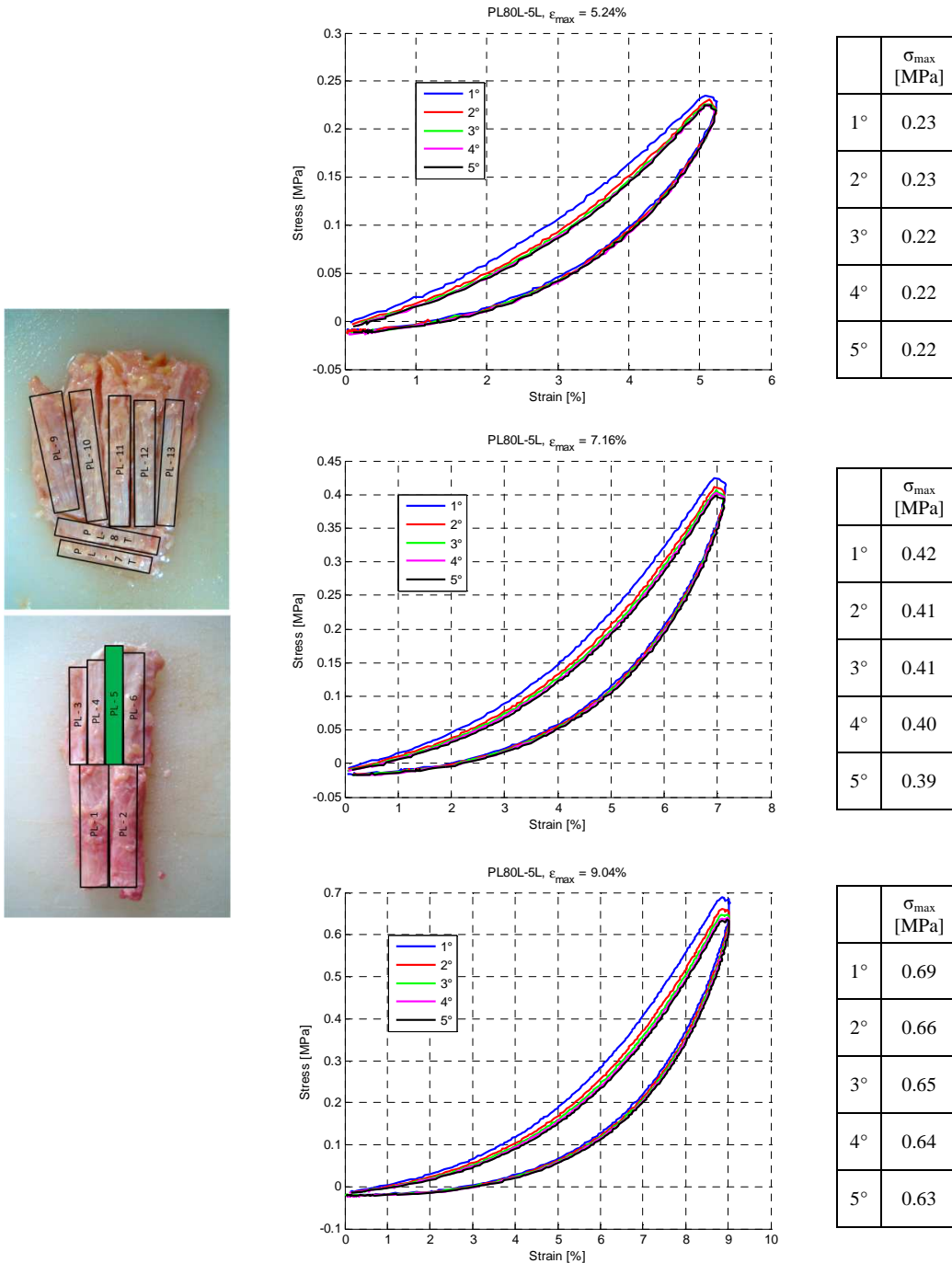
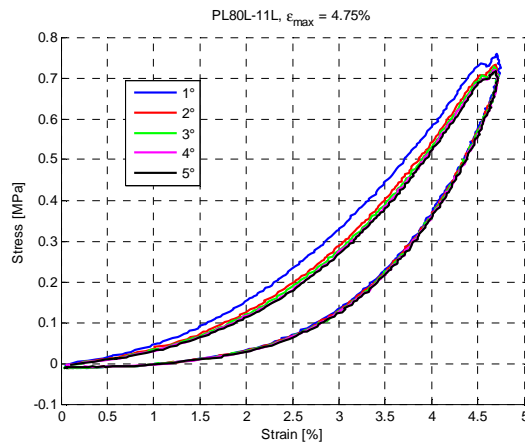
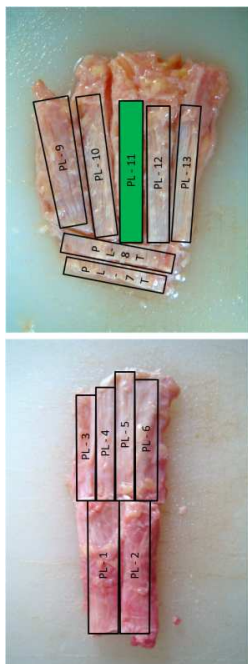


Figura 5-9 Prove di isteresi per PL96L_3L

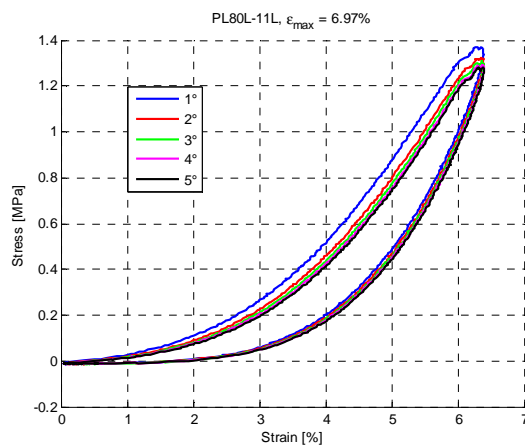
Da queste prove si può verificare graficamente ed analiticamente come vi sia una stabilizzazione materiale per cicli successivi di carico-scarico.

5.1.2.2 Cicli d'isteresi per il campione distale al 5% - 7% - 9%

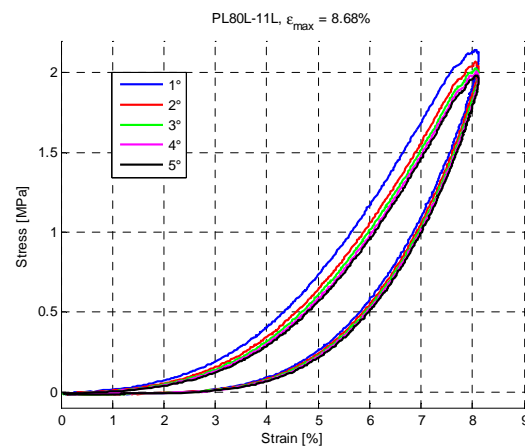
I valori di deformazione massimi delle curve d'isteresi del campione PL80L_11L sono lievemente inferiori ai valori del campione precedente. La minima diversità ci consente arrotondare ai valori di deformazione predefiniti.



	σ_{max} [MPa]
1°	0.76
2°	0.73
3°	0.73
4°	0.72
5°	0.71



	σ_{max} [MPa]
1°	1.37
2°	1.32
3°	1.31
4°	1.29
5°	1.28



	σ_{max} [MPa]
1°	2.14
2°	2.07
3°	2.03
4°	2.00
5°	1.98

Figura 5-10 Prove di isteresi per PL80L_5L

5.1.2.3 Verifica dell'adattamento del campione dell'arco: PL80L_5L

I due grafici seguenti mostrano la sovrapposizione tra la 5° rampa di carico di un ciclo di isteresi con la 1° rampa di carico del ciclo successivo d'isteresi.

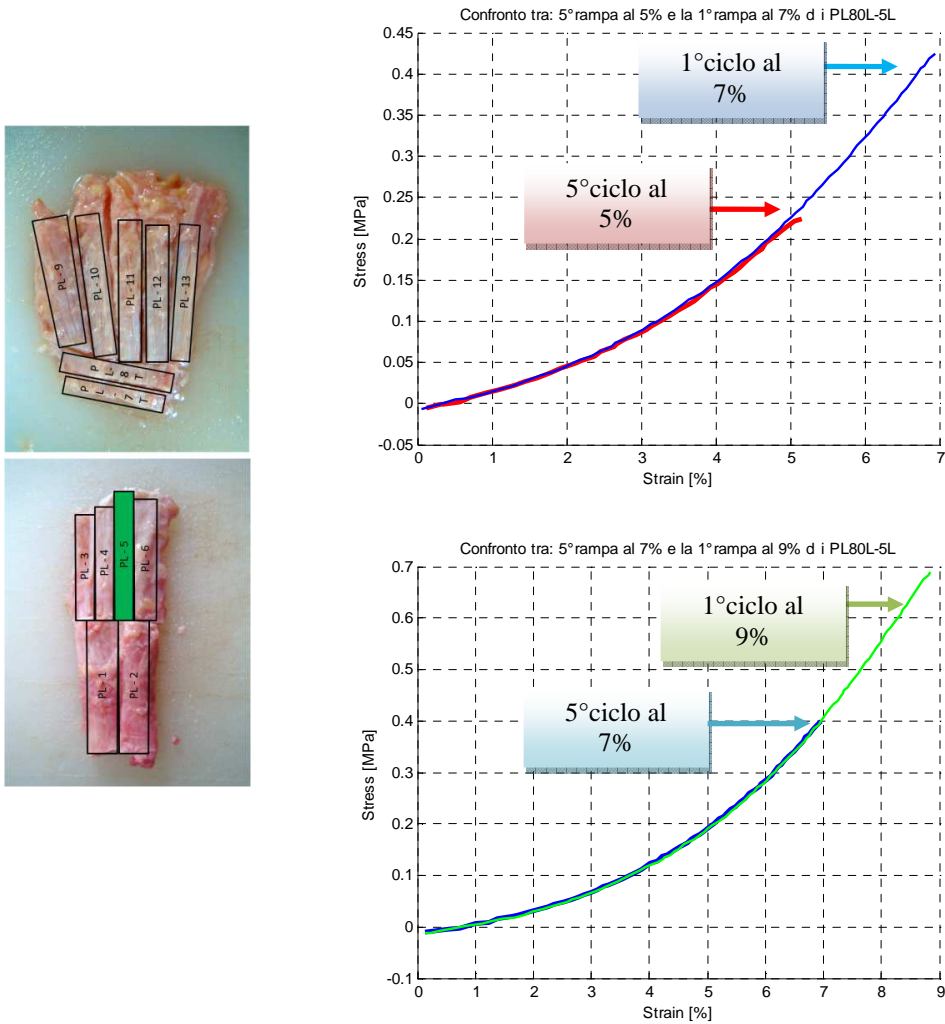


Figura 5-11 Verifica dell'adattamento per PL80L_5L

Si può notare come le due curve di ogni grafico siano perfettamente sovrapponibili. Questo rappresenta in maniera evidente il comportamento elastico del materiale a fronte di una sostanziale limitazione dei fenomeni viscosi.

5.1.2.4 Verifica dell'adattamento del campione distale: PL80L_11L

Analogamente si verificano le medesime condizioni per il campione distale.

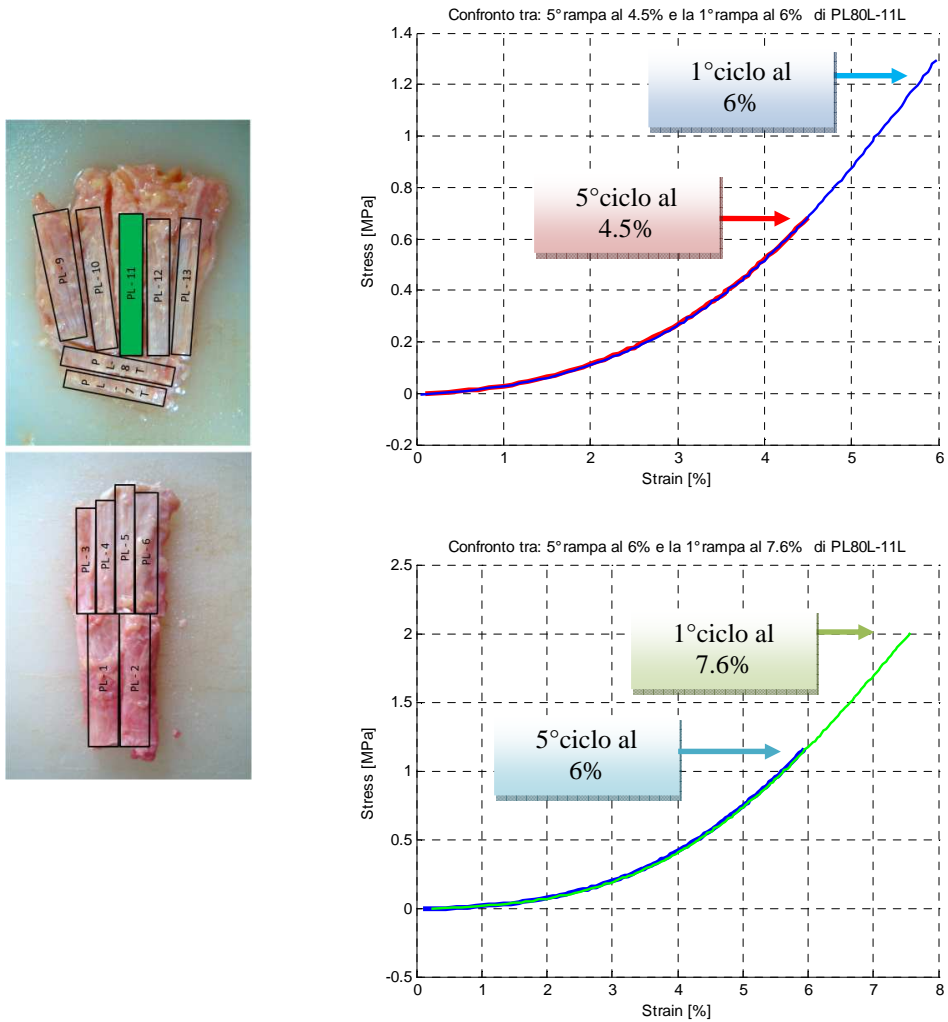


Figura 5-12 Verifica dell'adattamento per PL80L_11L

Anche questo campione verifica le condizioni di elasticità del materiale. La sovrapposizione delle curve è evidente, la seconda curva di ciascun ciclo d'isteresi è la prosecuzione naturale della prima curva del precedente ciclo d'isteresi.

5.1.2.5 Confronto all'allungamento al 5% - 7% - 9%

I grafici che vengono proposti si riferiscono alle quinte curve di ogni ciclo di isteresi dei campioni della fascia plantare del donatore C110080-L, suddividendo in vari grafici rappresentati la zona prossimale-centrale e quella distale

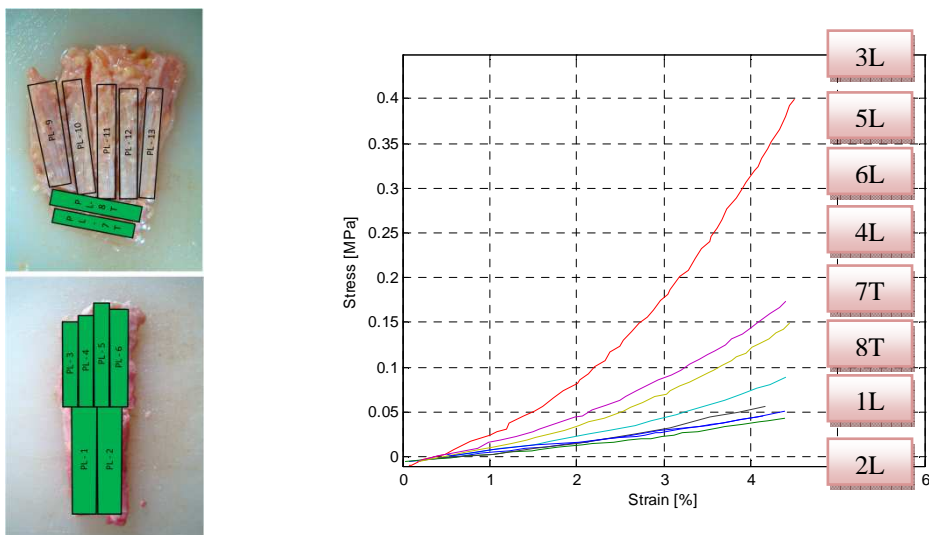


Figura 5-13 Confronto delle curve di carico al 5% della zona prossimale/centrale

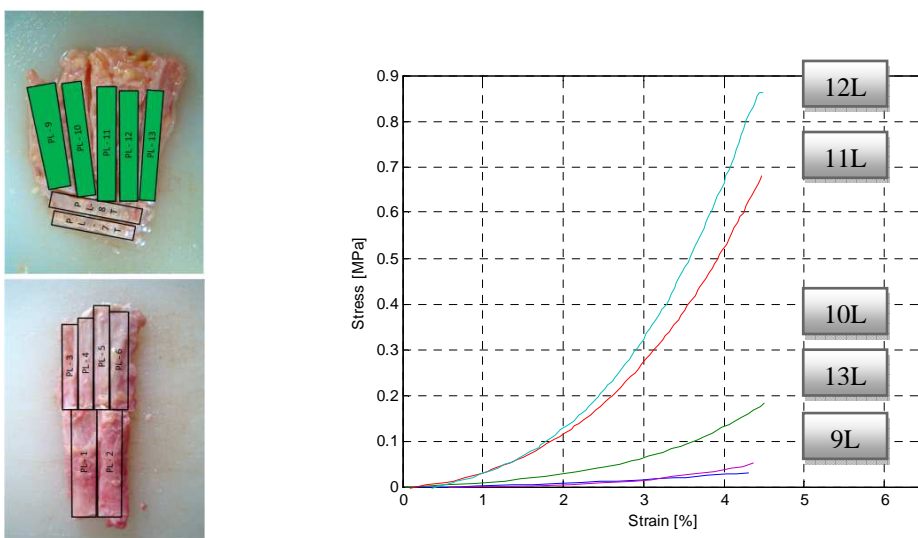


Figura 5-14 Confronto delle curve di carico al 5% della zona distale

Le curve rappresentate nei due grafici sono molto disperse, ciò mostra ancora una volta la scarsa corrispondenza tra comportamento meccanico e la localizzazione dei campioni. In particolare si può notare il comportamento meccanico dei campioni 1L e 2L che, sebbene rappresentino la zona

prossimale, il loro comportamento è simile a quello dei campioni trasversali. Questa stranezza trova risposta osservando il grafico proveniente dalla prova a rottura di tutti i campioni.

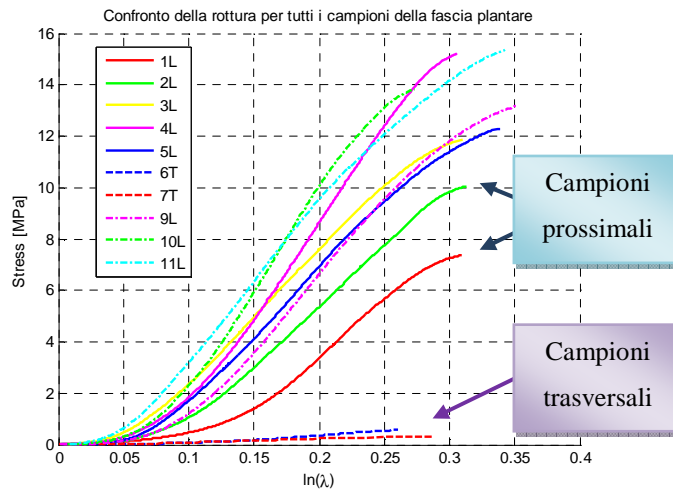


Figura 5-15 Confronto delle curve di rottura di C110080-L

Queste curve rappresentate su scala logaritmica mostrano una netta differenza nel comportamento dei campioni longitudinali e quelli trasversali. Questo ci porta a dire che probabilmente le fibre di collagene nei campioni prossimali hanno una soglia di attivazione maggiore, rappresentata da un valore di deformazione più alto rispetto agli altri campioni longitudinali centrali e distali.

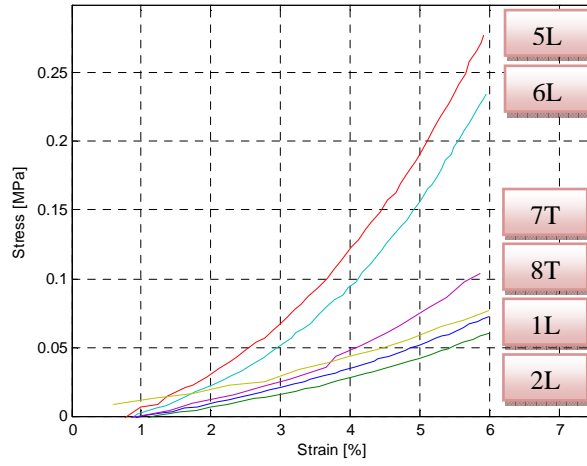
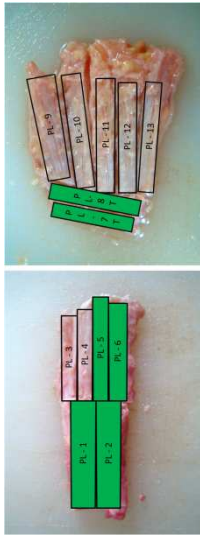


Figura 5-16 Confronto delle curve di carico al 7% della zona prossimale/centrale

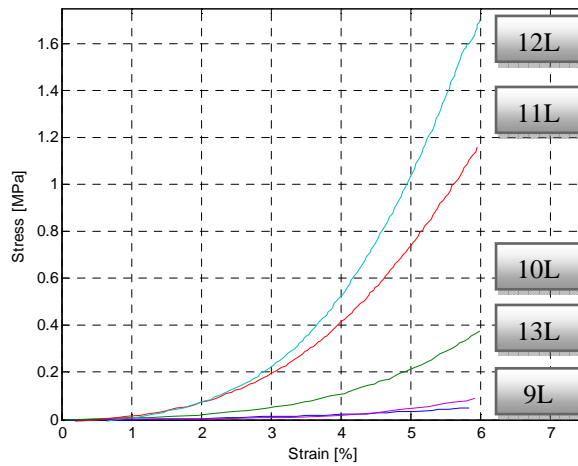
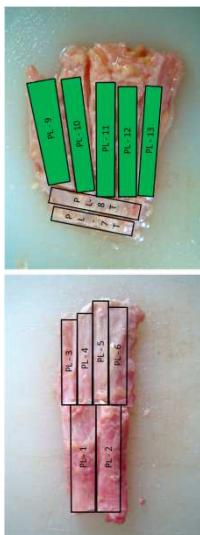


Figura 5-17 Confronto delle curve di carico al 7% della zona distale

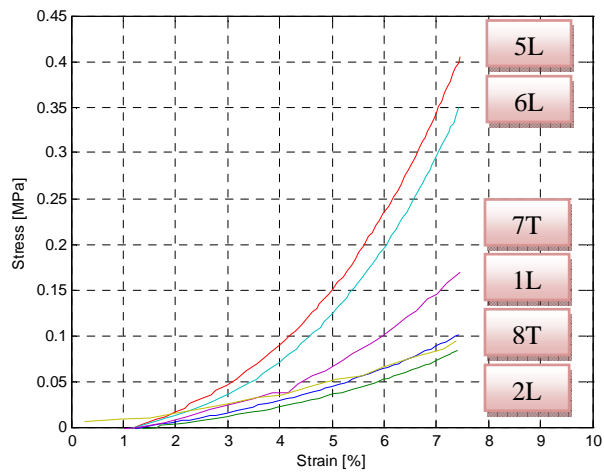
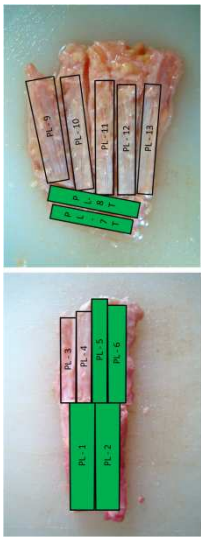


Figura 5-18 Confronto delle curve di carico al 9% della zona prossimale/centrale

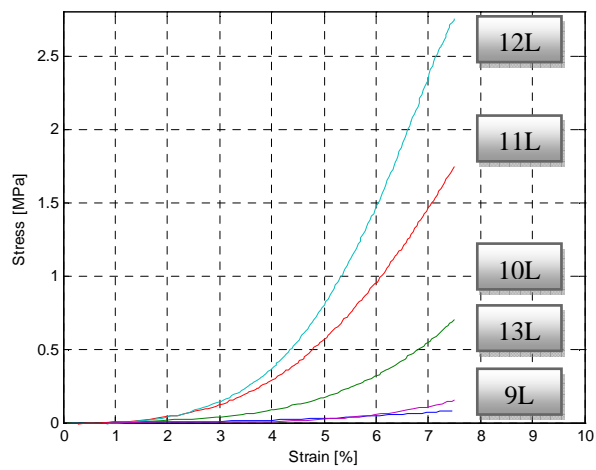
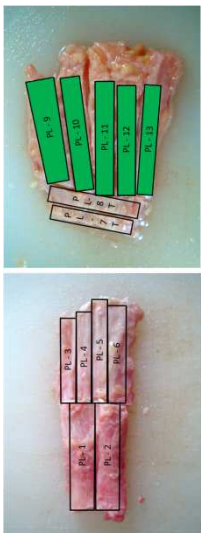


Figura 5-19 Confronto delle curve di carico al 9% della zona distale

5.1.3 Discussione dei risultati sulle prove d'isteresi

Queste prove d'isteresi effettuate sui campioni C110096-L e C110080-L hanno dato diversi risultati. Dalle prove effettuate si nota che complessivamente si sono verificati quei fenomeni adattativi che ci si aspettava.

La scelta di affrontare cinque rampe per ogni ciclo d'isteresi con ϵ pari a 5%, 7% e 9% ci permette di dire che il protocollo scelto per verificare tali fenomeni è adeguato, dimostrando che le prove si sono svolte nel campo elastico del materiale.

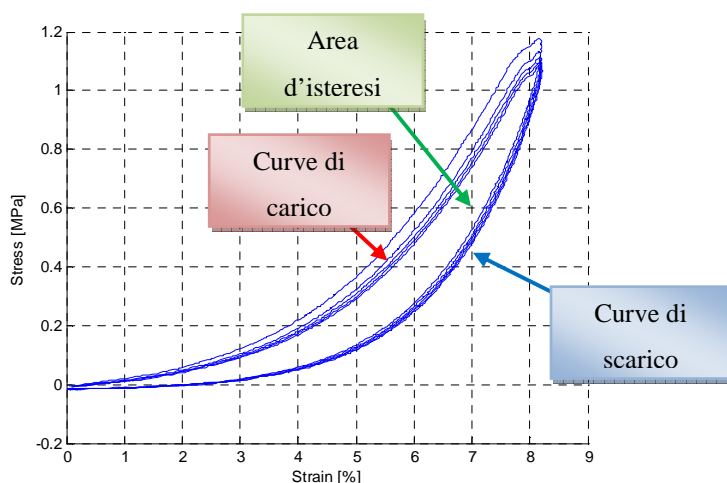


Figura 5-20 Prova generica d'isteresi

Nel dettaglio, come mostra la Figura 5-20, la prova d'isteresi è comunque legata ai fenomeni viscosi del materiale, essa è rappresentata dall'area d'isteresi che indica il recupero di energia dal ritorno elastico (Pavan, et al., 2011). Come si può notare, esiste anche un'area evidenziata tra diversi cicli d'isteresi che indica la perdita di energia per ogni ciclo di carico, questo è dovuto a fenomeni inelastici che si riducono tra un ciclo e l'altro, portando alla stabilizzazione materiale.

Cercando un confronto tra i risultati ottenuti dalle due fasce plantari, si possono confrontare i valori della regione distale in quanto sono univocamente localizzabili ed inoltre hanno subito le medesime deformazioni. In questo confronto si mettono in evidenza i valori di tensione registrati nella quinta rampa per $\epsilon = 9\%$.

	σ I dito [MPa]	σ II dito [MPa]	σ III dito [MPa]	σ IV dito [MPa]
C110096-L	0.09	0.59	1.10	1.71
C110080-L	0.15	1.07	1.98	2.83
Media	0.12	0.79	1.48	2.20
SD	0.03	0.24	0.44	0.56

Tabella 5-5 Confronto risultati: zona distale, $\varepsilon = 9\%$, tra C110096-L e C110080-L

I risultati mostrano come, a parità di deformazione imposta, campioni provenienti dalla stessa zona della fascia plantare, hanno valori di tensione notevolmente diversi. In prima analisi si può ipotizzare che il comportamento meccanico della fascia plantare sia correlabile all'indice di massa corporea, nel nostro caso infatti, i campioni del soggetto avente BMI maggiore risultano avere valori di tensione maggiori rispetto al soggetto di confronto.

5.2 Disegno sperimentale per le prove di rilassamento

Questo disegno sperimentale prevede una fase di preconditionamento, tre prove di rilassamento per tre diverse deformazioni e un tentativo di rottura. Nel dettaglio la prova prevede:

- 10 cicli di preconditionamento a frequenza di 1 Hz con ampiezza del 2%.
- Rest: 60 s
- Rampa di salita fino al 4% con velocità 12mm/s, mantenimento per 240 secondi e ritorno a 0 in 30 secondi con velocità 0.013 mm/sec.
- Rest 60 sec.
- Rampa di salita fino al 6% con velocità 12mm/s, mantenimento per 240 secondi e ritorno a 0 in 30 secondi con velocità 0.02 mm/sec.
- Rest 60 sec.
- Rampa di salita fino al 8% con velocità 12mm/s, mantenimento per 240 secondi e ritorno a 0 in 30 secondi con velocità 0.013 mm/sec.
- Rest 60 sec.
- Rampa al 120% con velocità al 12 mm/sec.
- Rest 30 sec.
- Rampa di scarico alla velocità del 12 mm/sec.

Per tutte le prove sono state adottate velocità di salita molto elevate al fine di ridurre al minimo gli effetti viscosi, mentre le velocità di discesa si sono scelte molto basse. Il motivo di quest'ultima scelta è per evitare che il campione vada incontro a compressione generando effetti sgraditi.

Con queste prove di rilassamento si vogliono verificare i fenomeni di viscosi del materiale, in particolare verificando i valori di perdita percentuale di tensione calcolati nei 240 secondi. I tempi del rilassamento sono stati scelti sulla base di prove effettuate su un campione di C110096R preso come test; entro questa durata si dovrebbero ritenere compiuti gli effetti di rilassamento, tenendo presente che questo comportamento è di tipo asintotico.

Noti i problemi riscontrati con la fascia C110080-R, il confronto dei risultati ottenuti con C110096-L verrà fatto con il donatore C110000 derivante da uno studio precedente. Il tempo di rilassamento dei campioni di quest'ultima fascia è di 120 secondi, quindi, per consentire il confronto, anche i campioni di C110096-R verranno considerati per i medesimi tempi.

5.2.1 C110096-R

Per questa fascia plantare sono stati ricavati solo 8 campioni: 4 campione nella zona prossimale/centrale e 4 campioni nella zona distale. La scarsità di campioni è dovuta al fatto che in sede di prelievo dei campioni, una consistente parte di tessuto plantare della zona prossimale è stata conservata per delle analisi istologiche. Compatibilmente alle dimensioni minime dei campioni, è stato possibile ricavare solamente campioni longitudinali.

Il campione PL-8 si riferisce al primo dito del piede.

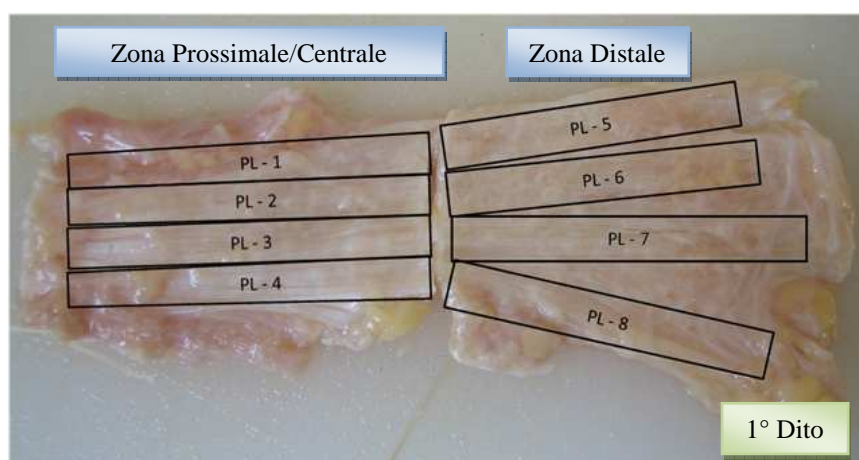


Figura 5-21 Mappatura di C110096-R

Nella Tabella 5-6 sono rappresentate le dimensioni dei campioni.

Come si può notare, in questo caso, non avendo campioni prossimali, la SD relativa allo spessore dei campioni più bassa rispetto a quella registrata nei tessuti precedenti.

	PL96R_1L	PL96R_2L	PL96R_3L	PL96R_4L	PL96R_5L	PL96R_6L	PL96R_7L	PL96R_8L	Media	SD
Larghezza [mm]	5.56	5.16	5.79	5.99	8.65	5.77	6.05	8.81	6.35	1.33
Spessore [mm]	2.99	2.53	3.19	2.20	3.16	1.82	1.69	1.62	2.32	0.62
Sezione [mm ²]	16.62	13.05	18.47	13.18	27.33	10.50	10.22	14.27	14.73	5.19

Tabella 5-6 Dimensioni dei campioni di C110096-R

Nella Tabella 5-7 si raggruppano i valori delle tensioni massime e minime registrate per ogni campione per ciascuna prova di rilassamento. Degli 8 campioni, il campione PL-1L, ha subito dei rilassamenti per un tempo inferiore pari a 180 secondi.

Campioni Rilassamento di 240 secondi (*) 180 secondi		PL96R_1L(*)	PL96R_2L	PL96R_3L	PL96R_4L	PL96R_5L	PL96R_6L	PL96R_7L	PL96R_8L
$\varepsilon = 4\%$	σ_{\max} [MPa]	0.06	0.67	0.04	0.91	0.06	0.11	0.55	0.15
	σ_{\min} [MPa]	0.03	0.36	0.02	0.52	0.04	0.05	0.31	0.08
$\varepsilon = 6\%$	σ_{\max} [MPa]	0.14	1.35	0.10	1.53	0.16	0.25	1.13	0.42
	σ_{\min} [MPa]	0.08	0.75	0.06	0.89	0.10	0.14	0.66	0.23
$\varepsilon = 8\%$	σ_{\max} [MPa]	0.28	2.24	0.27	2.28	0.33	0.51	1.98	0.89
	σ_{\min} [MPa]	0.16	1.34	0.15	1.45	0.20	0.3	1.19	0.52

Tabella 5-7 Valori massimi e minimi di tensione di C110096-R

Nella Tabella 5-8 si raggruppano i valori delle perdite percentuali di tensioni registrate per ogni campione e per ciascuna prova di rilassamento. Di tali valori si sono calcolate media e SD: di ogni deformazione imposta per tutti i campioni (verde), di ogni campione per le tre deformazioni imposte (blu), per tutti i valori di deformazione di tutti i campioni (rosso). Questo a motivo di credere che qualunque sia la deformazione imposta, la perdita percentuale di tensione è la stessa.

Campioni Rilassamento di 240 secondi Perdite di Tensione	PL96R_2L	PL96R_3L	PL96R_4L	PL96R_5L	PL96R_6L	PL96R_7L	PL96R_8L	Media	SD
$\varepsilon_{\%} = 4$ [%]	46.27	44.6	43.24	42.80	50.43	43.89	45.1	45.82	2.94
$\varepsilon_{\%} = 6$ [%]	44.03	45.64	41.38	41.05	43.74	41.38	44.27	43.21	1.61
$\varepsilon_{\%} = 8$ [%]	40.32	42.87	36.42	39.96	40.97	39.87	41.43	40.22	1.84
Media	43.47	44.36	40.24	41.25	44.88	41.68	43.57	43.02	
SD	2.45	1.14	2.88	1.17	3.97	1.66	1.57		2.83

Tabella 5-8 Perdite percentuali di tensione di C110096-R

5.2.1.1 Confronto dei rilassamenti al 4% - 6% - 8% della zona prossimale-centrale

Vengono qui presentate le curve medie del rilassamento della zona prossimale-centrale. Nel primo grafico sono rappresentate le curve medie dei campioni al 4% - 6% - 8%, nella curva al 4% non è stato considerato il campione PL-3 perché troppo rumoroso. Nel secondo grafico è presente la curva media delle tre curve presenti nel precedente grafico.

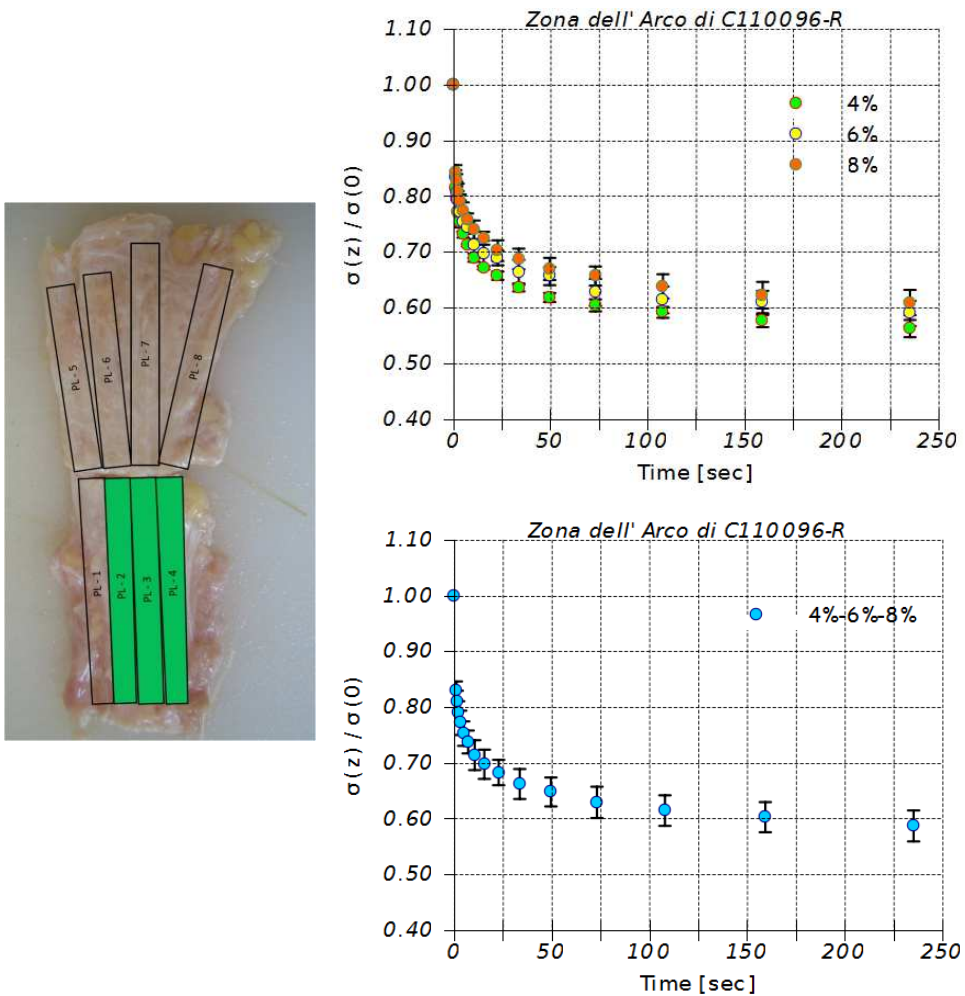


Figura 5-22 Curve di rilassamento della zona prossimale/centrale di C110096-R

Le curve proposte danno risultati abbastanza soddisfacenti. Nel primo grafico le curve sono di poco distanti tanto che nella curva media si può apprezzare una bassa variabilità dei valori.

5.2.1.2 Confronto dei rilassamenti al 4% - 6% - 8% della zona distale

Analogamente vengono presentate le curve medie del rilassamento della zona distale secondo le medesime deformazioni.

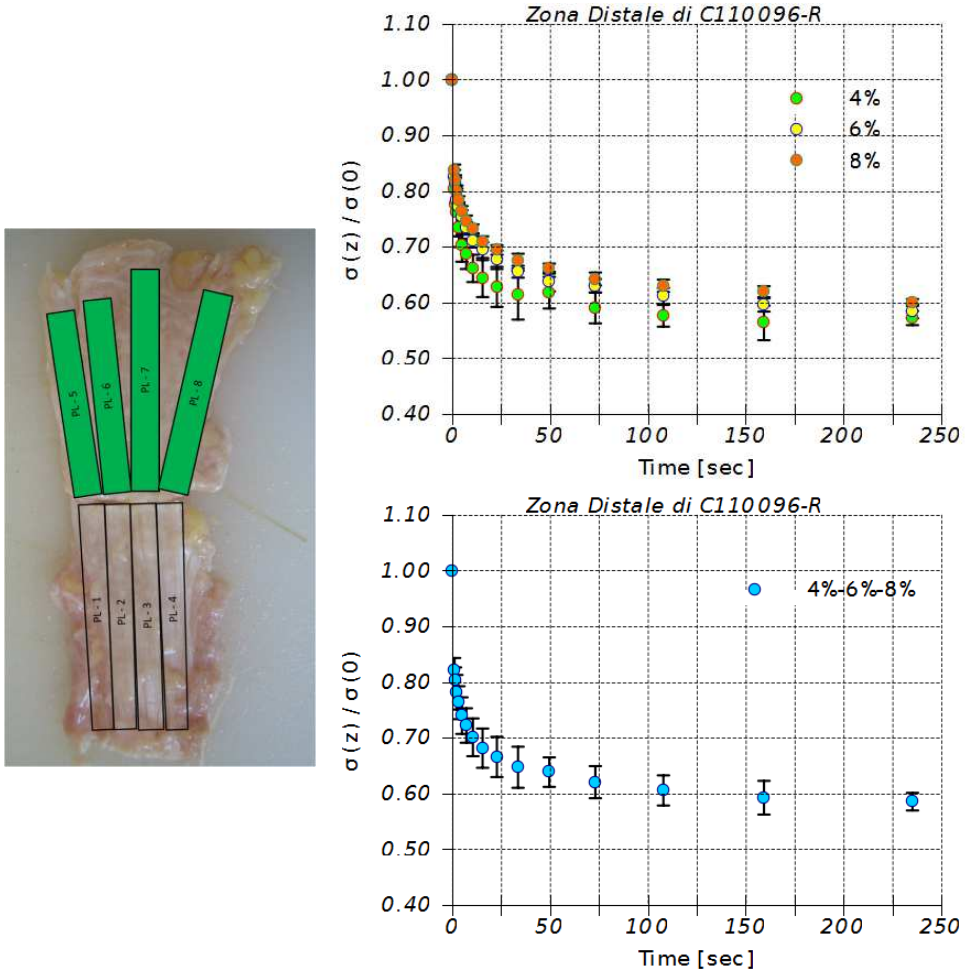


Figura 5-23 Curve di rilassamento della zona distale di C110096-R

Le curve proposte danno risultati abbastanza soddisfacenti, sebbene nel primo grafico le curve siano molto vicine e la curva relativa al 4% abbia una SD più elevata rispetto alle altre due curve medie, nella curva del secondo grafico si può apprezzare quanto questa curva abbia una bassa variabilità.

5.2.1.3 Confronto dei rilassamenti al 4% - 6% - 8% di C110096-R

Infine vengono presentate le curve medie al 4% - 6% - 8% di tutti i campioni di C110096-R tranne PL-1. Nella curva media al 4% non sono stati considerati i campioni PL-3 e PL-6.

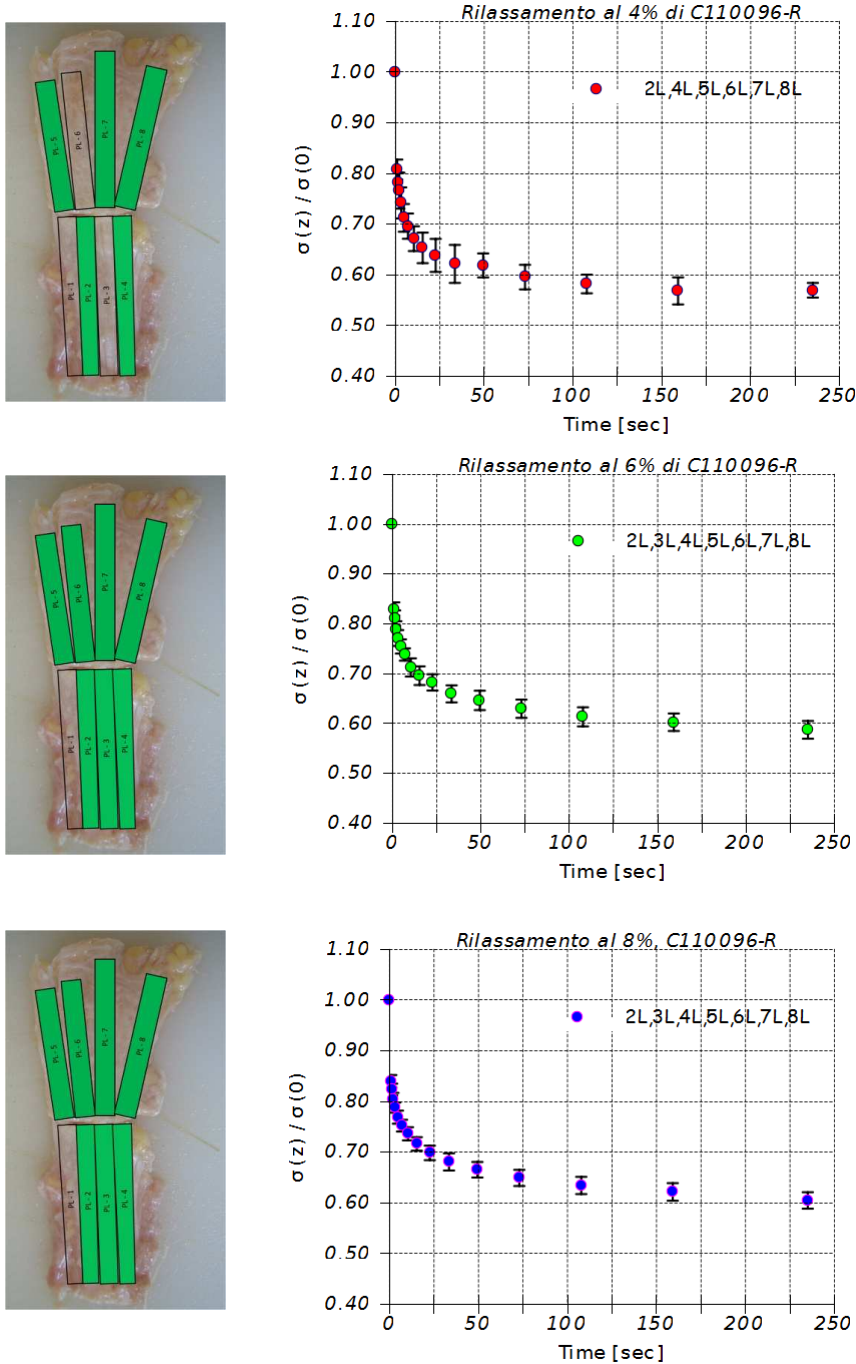


Figura 5-24 Curve di rilassamento al 4% - 6% - 8% di C110096-R

5.2.2 C110000

Per questa fascia plantare di confronto sono stati analizzati 11 campioni: 4 campione nella zona prossimale 4 campioni nella zona centrale e 3 campioni nella zona distale. Il campione che si riferisce al primo dito del piede non è stato prelevato. Alcuni campioni sono stati scartati mentre altri, tra cui alcuni campioni provenienti dalla fascia laterale, sono stati utilizzati per la taratura della macchina.

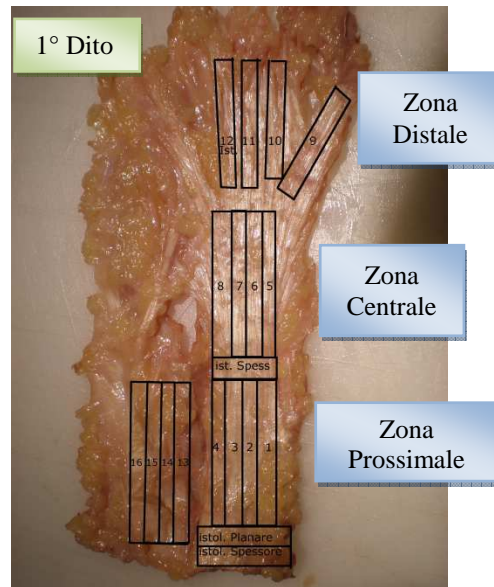


Figura 5-25 Mappatura di C110000

Gli spessori medi sono di 2.57 ± 0.36 mm nella zona prossimale-centrale e di 2.02 ± 0.07 mm nella zona distale.

5.2.2.1 Confronto dei risultati tra C110096-R e C110000

In questo paragrafo si mettono a confronto le prove di rilassamento di C110096-L, valutate nel tempo pari a 120 secondi, con i risultati ottenuti con la fascia plantare C110000.

Analogamente a quanto fatto precedente, la Tabella 5-9 rappresenta i valori normalizzati delle perdite percentuali di tensioni di C110096-L, valutati appunto nel tempo di 120 secondi.

Campioni Rilassamento di 120 secondi	PL96R_1L	PL96R_2L	PL96R_3L	PL96R_4L	PL96R_5L	PL96R_6L	PL96R_7L	PL96R_8L	Media	SD
Perdite di Tensione										
$\varepsilon_{\%} = 4$ [%]	39.69	34.86	/	40.48	39.00	48.61	40.31	42.55	40.61	3.86
$\varepsilon_{\%} = 6$ [%]	40.8	40.24	40.33	35.24	37.59	38.85	37.45	40.13	38.79	1.81
$\varepsilon_{\%} = 8$ [%]	39	36.68	39.03	33.94	36.19	38.35	36.4	38.88	37.27	1.70
Media	39.82	37.19	39.67	36.45	37.58	41.68	38.02	40.49	38.79	
SD	0.74	2.23	0.65	2.83	1.15	4.72	1.65	1.52		2.94

Tabella 5-9 Perdite percentuali di tensione di C110096-R, 120 secondi

Comparando i risultati sovrastanti con la relativa Tabella 5-8 riferita al tempo di rilassamento di 240 secondi, si può osservare che il valor medio globale di tutti i campioni riguardante la perdita percentuale di tensione passa dal 38.79% nel tempo di 120 secondi, al 43.02% nel tempo di 240 secondi. Tale risultato ci dimostra come il valore del tempo di rilassamento adottato in questo protocollo sia maggiormente adeguato per lo studio dei fenomeni viscosi.

Nella Tabella 5-10 si presentano i valori di confronto della fascia C110000. I campioni sono nominati secondo la mappatura di Figura 5-25 antepoendo al numero di campione la lettera “S” (*sample*).

Campioni Rilassamento di 120 secondi	S02	S03	S04	S06	S07	S08	S09	S10	S11	Media	SD
Perdite di Tensione											
$\epsilon_{\%} = 4$ [%]	41.24	48.30	33.33	44.55	39.67	36.59	43.62	34.97	37.27	39.68	4.63
$\epsilon_{\%} = 6$ [%]	38.54	43.94	32.64	38.93	36.40	36.32	39.12	35.43	35.54	37.31	3.01
$\epsilon_{\%} = 8$ [%]	38.74	44.23	33.06	40.08	37.16	36.56	39.45	35.96	35.49	37.74	3.04
Media	39.49	45.45	33.01	41.12	37.72	36.49	40.68	35.45	36.09	38.23	
SD	1.23	1.99	0.29	2.43	1.40	0.12	2.05	0.40	0.83		3.80

Tabella 5-10 Perdite percentuali di tensione di C110000, 120 secondi

Si può notare già osservando i valori delle due tabelle (Tabella 5-9 e Tabella 5-10) che non sussistono grosse differenze nel comportamento viscoso tra le due fasce.

Non avendo evidenziato nel paragrafo precedente sostanziali differenze nella risposta meccanica tra i campioni delle diverse zone della fascia, si mostrano ora i grafici di confronto dei risultati ottenuti dalle due aponeurosi plantari ottenuti per le curve medie di tutti i campioni.

I primi grafici riguardano le curve di rilassamento di tutti i campioni al 4% - 6% - 8%.

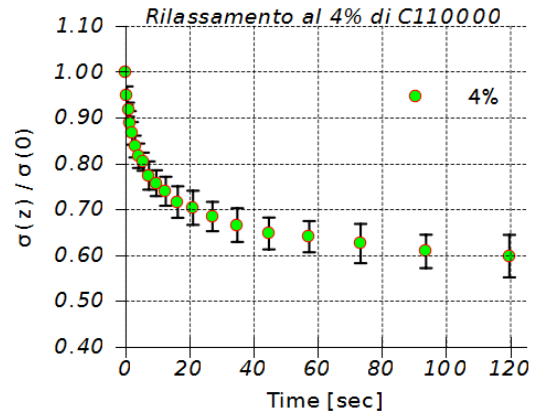
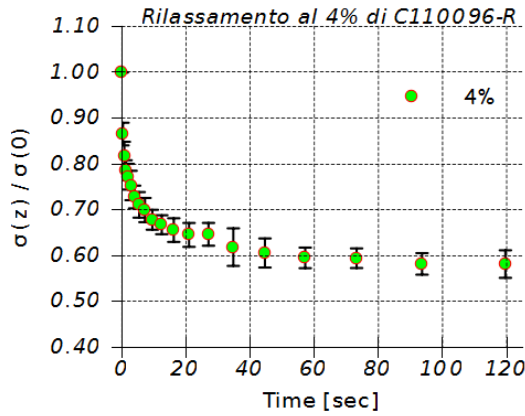


Figura 5-26 Curve di confronto del rilassamento al 4%

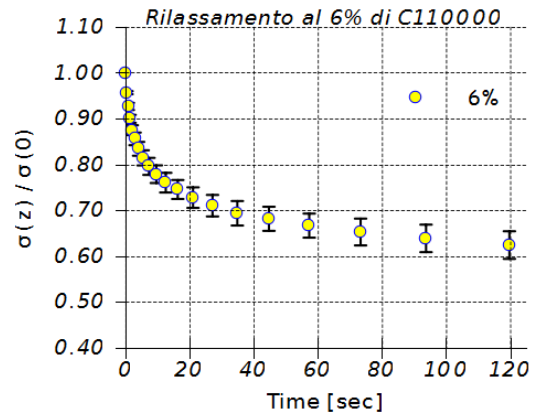
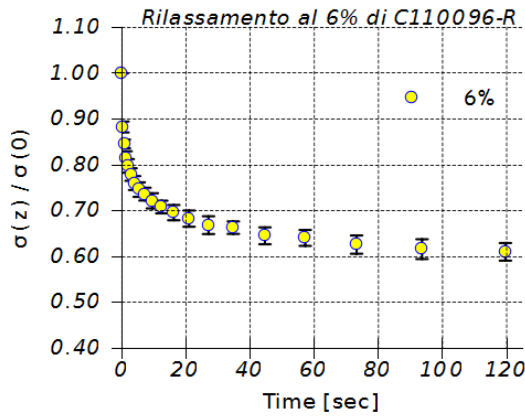


Figura 5-27 Curve di confronto del rilassamento al 6%

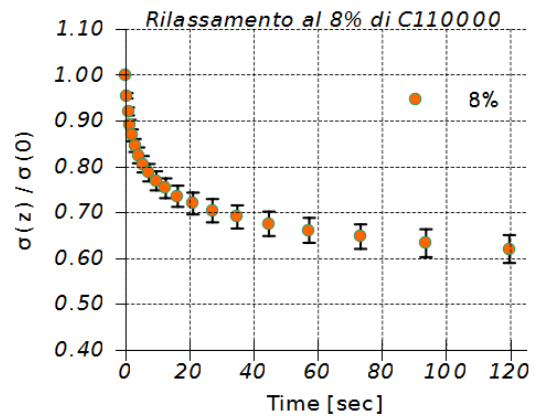
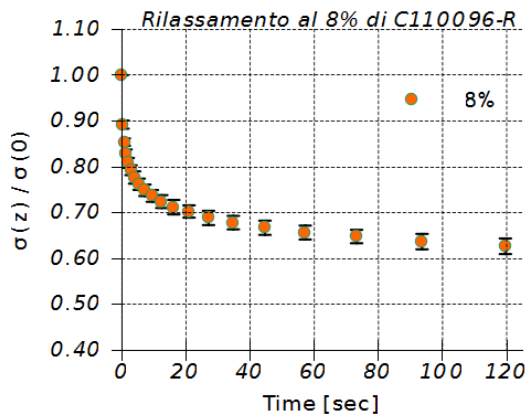


Figura 5-28 Curve di confronto del rilassamento all'8%

Per valutare la linearità del rilassamento, si rappresentano le curve medie alle varie deformazioni iniziali sovrapposte.

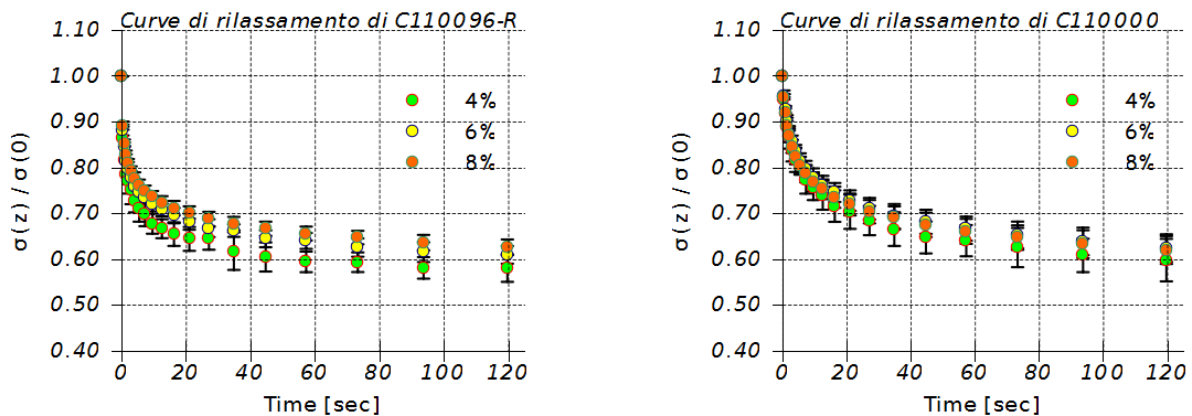


Figura 5-29 Curve di confronto del rilassamento al 4% - 6% - 8%

Infine si rappresenta per ciascuna fascia il comportamento medio del rilassamento di tutti i campioni a tutte le deformazioni

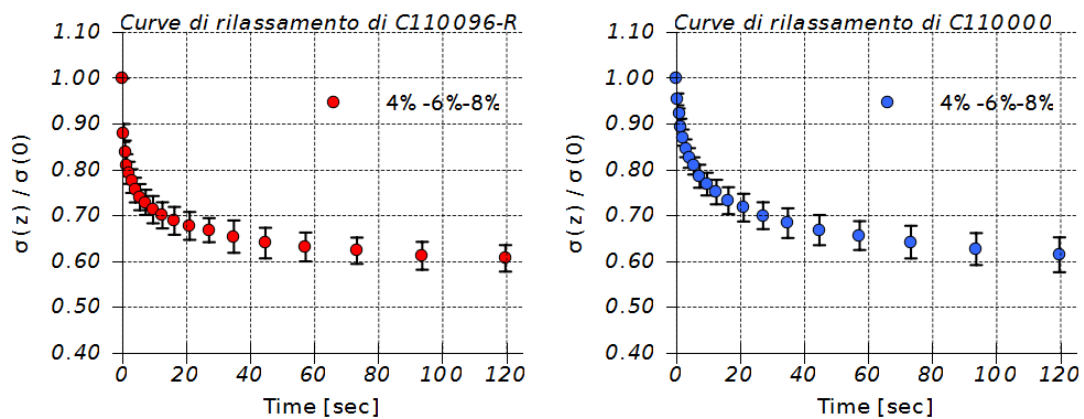


Figura 5-30 Curve medie di confronto del rilassamento al 4% - 6% - 8%

La sovrapposizione delle curve risultanti dai due grafici di Figura 5-30 mette in luce la complessiva somiglianza del comportamento meccanico delle due fasce plantari. Il comportamento viscoso al rilassamento è sostanzialmente lineare e tendente, nel tempo di 120 secondi, a raggiungere un valore di perdita percentuale di tensione del 40% circa. Da notare infine la bassa variabilità dei valori medi di ogni misura.

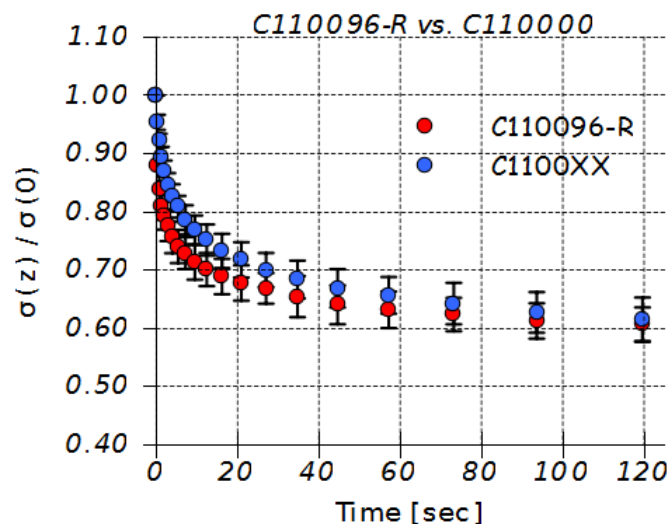


Figura 5-31 Rilassamento di C110096-R e C110000

I grafici sovrastanti possono essere affiancati da una tabella riassuntiva contenente i risultati derivanti dalle prove di rilassamento:

	C110096-R		C110000	
	Media	SD	Media	SD
$\varepsilon = 4\%$	40.61	3.86	39.68	4.63
$\varepsilon = 6\%$	38.79	1.81	37.31	3.01
$\varepsilon = 8\%$	37.27	1.70	37.74	3.04
Media	38.79		38.23	
SD		2.94		3.80

Tabella 5-11 Confronto dei rilassamenti tra C110096-R e C110000

Osservando la Tabella 5-11, si ha la conferma di quanto avviene graficamente: i valori medi alle diverse deformazioni sono molto simili. Tali risultati sono importanti perché suggeriscono di adottare un modello con viscosità lineare per la formulazione del modello costitutivo della fascia plantare. Il valor medio del rilassamento alle varie deformazioni è risultato compatibile a quanto presente in letteratura per i lavori condotti su tessuti molli (Pavan, et al., 2011) (Stecco, et al., 2009).

5.3 Prove di rottura

In questo paragrafo si riportano i risultati ottenuti dalle prove a rottura che sono state condotte a conclusione di ogni protocollo effettuato sulle quattro fasce plantari. Queste prove sono chiamate “di rottura” in quanto si è cercato di rompere il campione, tale tentativo non si è mai verificato perché ogni campione ha subito lo scivolamento dai morsetti. Ricordando che il disegno sperimentale generico nella quale si è inserita la prova a rottura è:

- Precondizionamento
- Prove di isteresi / Prove di rilassamento
- Rampa al 120% con velocità al 12 mm/sec.
- Rest 30 sec.
- Rampa di scarico alla velocità del 12 mm/sec.

I grafici che verranno proposti sono utili per osservare il comportamento dei campioni della fascia plantare oltre il range fisiologico. Come si può notare dalla Figura 5-32, per tale tipologia di grafici si estrapola il modulo elastico, preso durante la fase lineare di salita della curva di carico, che è caratteristico per ciascun campione.

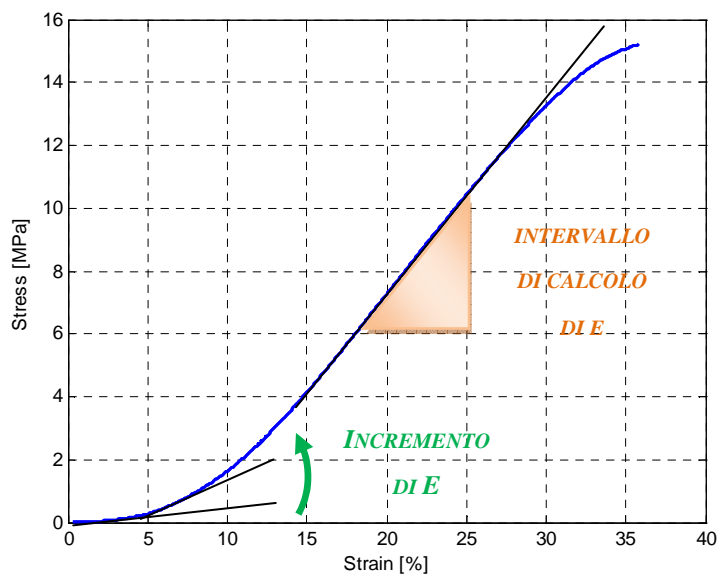


Figura 5-32 Curva di rottura

5.3.1 Risultati delle prove a rottura

In questo paragrafo vengono presentate delle tabelle riferite a ciascuna fascia plantare, ogni tabella contiene: $\varepsilon \% \max$, F_{\max} e σ_{\max} riferite all'istante di scivolamento, e il modulo elastico E. Le colonne evidenziate indicano quei campioni che hanno subito protocolli diversi dagli altri provini, come spiegato nei paragrafi precedenti.

Dei valori risultanti si può notare come i campioni siano scivolati ad istanti diversi e perciò rende di difficile valutazione un confronto esatto tra le varie misure di forze e di tensione. Delle quattro variabili solo il modulo elastico E non risente della condizione di scivolamento in quanto è valutato nella zona lineare della curva tenso-deformativa. Per questa prova sono presenti anche i dati provenienti dalla fascia C110080-R.

	PL96L_1L	PL96L_2L	PL96L_3L	PL96L_4L	PL96L_5L	PL96L_6T	PL96L_7T	PL96L_8L	PL96L_9L	PL96L_10L	PL96L_11L
$\varepsilon \% \max$	36.23	36.69	36.3	35.79	40.09	29.7	33.27	61.05	42.04	31.41	40.77
F max [N]	208.44	102.63	169.13	190.5	107.74	5.34	2.03	165.23	208.07	177	158.11
$\sigma \max$ [MPa]	7.37	10.06	11.85	15.21	12.32	0.57	0.31	8.32	13.16	13.83	15.35
E [MPa]	0.38	0.39	0.46	0.61	0.47	0.03	0.01	0.31	0.51	0.69	0.57

Tabella 5-12 Valori di rottura di C110096-L

	PL80L_1L	PL80L_2L	PL80L_3L	PL80L_4L	PL80L_5L	PL80L_6L	PL80L_7T	PL80L_8T	PL80L_9L	PL80L_10L	PL80L_11L	PL80L_12L	PL80L_13L
$\varepsilon \% \max$	35.15	38.04	30.13	35.68	40.78	36.0	32.61	16.91	44.31	31.65	29.7	25.7	38.48
F max [N]	156.4	119.1	155.6	191.18	188.61	176.3	19.32	3.14	117.3	203.3	168.0	228.6	211.2
$\sigma \max$ [MPa]	3.45	3.06	15.6	15.35	12.06	8.44	2.42	0.31	3.50	14.59	12.03	17.80	15.59
E [MPa]	0.17	0.15	0.84	0.82	0.45	0.43	0.11	0.03	0.13	0.75	0.65	1.08	0.83

Tabella 5-13 Valori di rottura di C110080-L

	PL80R_1L	PL80R_2L	PL80R_3L	PL80R_4L	PL80R_5T	PL80R_7T	PL80R_8L	PL80R_9L	PL80R_10L	PL80R_11L	PL80R_12L
ϵ % max	39.00	41.94	37.28	33.05	38.05	24.1	38.73	33.51	32.70	28.52	39.00
F max [N]	210.6	191.3	158.1	168.4	5.75	6.45	219.1	222.8	220.2	185.37	210.6
σ max [MPa]	13.24	16.19	10.6	12.25	0.41	0.76	36.26	23.32	20.52	15.62	13.24
E [MPa]	0.68	0.92	0.61	0.61	0.02	0.05	1.64	1.46	1.31	0.95	0.68

Tabella 5-14 Valori di rottura di C110096-R

	PL96R_1L	PL96R_2L	PL96R_3L	PL96R_4L	PL96R_5L	PL96R_6L	PL96R_7L	PL96R_8L
ϵ % max	42.52	51.91	32.95	39.07	33.93	33.06	29.88	51.91
F max [N]	226.0	209.0	217.6	160.45	206.0	126.9	186.7	200.9
σ max [MPa]	19.37	21.19	16.96	16.93	11.0	16.11	26.04	21.97
E [MPa]	0.79	0.97	0.90	0.70	0.54	0.90	1.30	0.81

Tabella 5-15 Valori di rottura di C110080-R

Nei paragrafi successivi si metteranno a confronto i risultati ottenuti, per osservare se ci siano differenze o analogie tra i comportamenti delle diverse fasce plantari.

Chiaramente, come si è potuto notare nella discussione delle prove di ciascuna fascia, non è presente una mappatura univoca, bensì i campioni sono stati ricavati in funzione alla forma e all'integrità del tessuto fasciale. Questo rende ancor più difficili i confronti tra i campioni, realizzando che, nel caso peggiore, solo la zona distale è l'unica parte in cui è stato ricavato un campione per dito. Per questo si cercherà di confrontare i vari campioni rapportandosi ad una mappatura generica del piede destro e del piede sinistro. Dalla Figura 5-33 si può osservare come siano state ideate rappresentando: 1 campione per la zona prossimale, 4 campioni per la zona centrale numerati in ordine crescente dalla zona mediale alla laterale, 1 campione trasversale e 5 campioni distali.

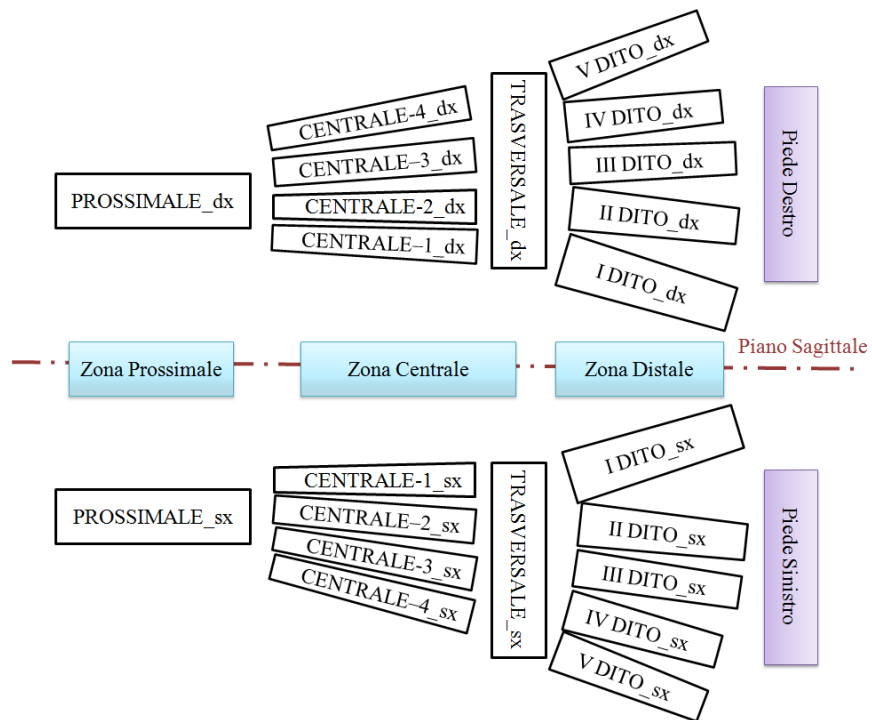


Figura 5-33 Mappatura generica del piede destro e sinistro

Il lavoro che si andrà a svolgere, sarà quello di cercare di rapportare le mappature reali delle singole fasce a quella generica. Nel caso ad esempio della rappresentazione del campione trasversale della mappatura generica, il modulo elastico che si ricava è dato dalla somma dei moduli elastici dei campioni trasversali corrispondenti a tale zona.

5.3.2 Confronto tra le due aponeurosi plantari che hanno subito lo stesso protocollo

In questo paragrafo si mettono a confronto i comportamenti meccanici a rottura delle fasce plantari che hanno subito il medesimo protocollo di carico. Questo ulteriore confronto ci consente di individuare la variabilità inter-individuale, considerando le diversità del comportamento meccanico di ciascuna fascia in relazione alla propria organizzazione materiale. Vengono considerati anche i risultati ottenuti con la fascia C110080-R, visto che per le deformazioni elevate pare non abbia subito grosse variazioni nel comportamento meccanico.

5.3.2.1 C110096-L vs. C110080-L

Note le mappature di queste due fasce, questo confronto rende possibili molti confronti tra i diversi campioni. Questi confronti vengono fatti valutando il modulo elastico E che è l'unico parametro che è indipendente dalla ϵ_{\max} di scivolamento. Nella Tabella 5-16 vengono raggruppati i valori di E dei campioni che si identificano nella mappatura generica ideata nella Figura 5-33. Questo ci consente di sviluppare un raffronto, valutando altresì media e SD.

Mappatura Generica	Mappatura C110096-L	E _{C110096-L} [MPa]	Mappatura C110080-L	E _{C110080-L} [MPa]	Media [MPa]	SD
PROSSIMALE _{sx}	PL96L_1L	0.38	PL80L_1L	0.22	0.29	0.08
			PL80L_2L			
CENTRALE-1 _{sx}	PL96L_5L	0.47	PL80L_3L	0.84	0.63	0.19
CENTRALE-2 _{sx}	PL96L_4L	0.61	PL80L_4L	0.82	0.71	0.10
CENTRALE-3 _{sx}	PL96L_3L	0.46	PL80L_5L	0.45	0.45	0.01
CENTRALE-4 _{sx}	PL96L_2L	0.39	PL80L_6L	0.43	0.41	0.02
TRASVERSALE _{sx}	PL96L_6T	0.04	PL80L_7T	0.14	0.07	0.05
	PL96L_7T		PL80L_8T			
I DITO _{sx}	PL96L_8L	0.31	PL80L_9L	0.13	0.20	0.09
II DITO _{sx}	PL96L_9L	0.51	PL80L_10L	0.75	0.62	0.12
III DITO _{sx}	PL96L_10L	0.69	PL80L_11L	0.65	0.67	0.02
IV DITO _{sx}	PL96L_11L	0.57	PL80L_12L	1.08	0.78	0.26
V DITO _{sx}	/	/	PL80L_13L	0.83	0.83	0

Tabella 5-16 Confronto tra C110096-L e C110080-L

Nel complesso i risultati non mostrano una predominanza dei rigidità di una fascia rispetto l'altra.

5.3.2.2 C110096-R vs. C110080-R

Analogamente a quanto fatto per i piedi sinistri, lo stesso viene fatto con i piedi destri dei due donatori. Nella Tabella 5-17 vengono raggruppati i valori del modulo elastico E dei campioni che si identificano nella mappatura generica ideata nella Figura 5-34.

Mappatura Generica	Mappatura C110096-R	$E_{C110096-R}$ [MPa]	Mappatura C110080-L	$E_{C110080-R}$ [MPa]	Media [MPa]	SD
PROSSIMALE_sx	/	/	/	/	/	/
CENTRALE-1_sx	PL96R_4L	0.70	PL80R_4L	0.61	0.65	0.12
CENTRALE-2_sx	PL96R_3L	0.90	PL80R_3L	0.61	0.74	0.14
CENTRALE-3_sx	PL96R_2L	0.97	PL80R_2L	0.92	0.94	0.11
CENTRALE-4_sx	PL96R_1L	0.79	PL80R_1L	0.68	0.73	0.23
TRASVERSALE_sx	/	/	PL80R_5T	0.07	0.07	0
			PL80R_7T			
I DITO_sx	PL96R_8L	0.81	PL80R_12L	/	0.81	0
II DITO_sx	PL96R_7L	1.30	PL80R_11L	0.95	1.11	0.19
III DITO_sx	PL96R_6L	0.90	PL80R_10L	1.31	1.09	0.36
IV DITO_sx	PL96R_5L	0.54	PL80R_9L	1.46	0.89	0.46
V DITO_sx	/	/	PL80R_8L	1.64	1.64	0

Tabella 5-17 Confronto tra C110096-R e C110080-R

In questo caso si può notare una leggera differenza dei risultati rispetto al confronto precedente. Dalla Tabella 5-17 si può notare come la diversa mappatura delle due fasce abbia inciso sui risultati. Mentre per i campioni distali si nota che i distali di C110080-R abbiano modulo elastico leggermente maggiore rispetto a C110096-R, tale tendenza si inverte per quanto riguarda i campioni centrali.

5.3.3 Confronto tra le due aponeurosi plantari di ciascun donatore

In questo paragrafo si mettono a confronto i comportamenti meccanici a rottura delle fasce plantari di ciascun donatore. Partendo dal presupposto che i due tessuti fasciali abbiano caratteristiche istologiche e morfometriche simili, con questa comparazione si vuol verificare che i protocolli di carico non abbiano compromesso le proprietà meccaniche del tessuto fasciale.

5.3.3.1 C110096-L vs. C110096-R

Si riporta una tabella in cui si sono aggiunte delle colonne riguardanti le misure di spessore di ciascun campione, questo per verificare le ipotesi iniziali per la quale si assume un variabilità intra-individuale della misura dei campioni molto bassa.

Mappatura Generica	C110096-L			C110096-R			Sezioni		E	
	Mappatura	Spessore [mm]	E [MPa]	Mappatura	Spessore [mm]	E [MPa]	Media [mm]	SD	Media [MPa]	SD
PROSSIMALE_sx	PL96L_1L	4.21	0.38	/	/	/	4.21	0	0.38	0
CENTRALE-1_sx	PL96L-5L	2.19	0.47	PL96R-4L	2.20	0.70	2.19	0.01	0.57	0.11
CENTRALE-2_sx	PL96L_4L	2.53	0.61	PL96R_3L	3.19	0.90	2.84	0.33	0.74	0.15
CENTRALE-3_sx	PL96L_3L	2.74	0.46	PL96R_2L	2.53	0.97	2.63	0.11	0.67	0.25
CENTRALE-4_sx	PL96L_2L	1.86	0.39	PL96R_1L	2.99	0.79	2.36	0.57	0.56	0.20
TRASVERSALE_sx	PL96L_6T	2.26	0.04	/	/	/	2.26	0	0.04	0
	PL96L_7T									
I DITO_sx	PL96L_8L	3.33	0.31	PL96R_8L	1.62	0.81	2.32	0.85	0.50	0.25
II DITO_sx	PL96L_9L	2.46	0.51	PL96R_7L	1.69	1.30	2.04	0.39	0.81	0.40
III DITO_sx	PL96L_10L	2.00	0.69	PL96R_6L	1.82	0.90	1.91	0.09	0.79	0.11
IV DITO_sx	PL96L_11L	1.99	0.57	PL96R_5L	3.16	0.54	2.51	0.59	0.55	0.01
V DITO_sx	/	/	/	/	/	/	/	/	/	/

Tabella 5-18 Confronto tra C110096-L e C110080-L

Dalla Tabella 5-18 si può notare le ipotesi di partenza sono verificate. Infatti ci si prefiggeva che le fasce destra e sinistra del donatore fossero dimensionalmente simili. Ciò si verifica entro una tolleranza accettabile, considerando la non perfetta sovrapposizione delle mappature utilizzate.

5.3.3.2 C110080-L vs. C110080-R

La stessa tabella viene riproposta nel confronto tra i campioni C110080-L e C110080-R.

Mappatura Generica	C110080-L			C110080-L			Sezioni		E	
	Mappatura	Spessore [mm]	E [MPa]	Mappatura	Spessore [mm]	E [MPa]	Media [mm]	SD	Media [MPa]	SD
PROSSIMALE_sx	PL80L_1L	5.41	0.22	/	/	/	5.41	0	0.22	0
	PL80L_2L									
CENTRALE-1_sx	PL80L_3L	2.04	0.84	PL80R_4L	2.43	0.61	2.23	0.20	0.72	0.11
CENTRALE-2_sx	PL80L_4L	2.50	0.82	PL80R_3L	2.97	0.61	2.72	0.24	0.71	0.10
CENTRALE-3_sx	PL80L_5L	3.65	0.45	PL80R_2L	2.55	0.92	3.05	0.55	0.64	0.24
CENTRALE-4_sx	PL80L_6L	3.87	0.43	PL80R_1L	3.16	0.68	3.50	0.35	0.54	0.13
TRASVERSALE_sx	PL80L_7T	2.25	0.14	PL80R_5T	2.4	0.07	2.32	0.07	0.10	0.04
	PL80L_8T			PL80R_7T						
I DITO_sx	PL80L_9L	4.15	0.13	PL80R_12L	3.00	/	3.53	0.58	0.13	0
II DITO_sx	PL80L_10L	2.40	0.75	PL80R_11L	2.00	0.95	2.19	0.20	0.84	0.10
III DITO_sx	PL80L_11L	2.77	0.65	PL80R_10L	1.73	1.31	2.19	0.52	0.92	0.33
IV DITO_sx	PL80L_12L	2.36	1.08	PL80R_9L	1.84	1.46	2.08	0.26	1.26	0.19
V DITO_sx	PL80L_13L	2.57	0.83	PL80R_8L	1.46	1.64	1.94	0.55	1.17	0.4

Tabella 5-19 Confronto tra C110080-L e C110080-R

Anche in questo caso non si osserva una rilevante variabilità intra – individuale nei valori di spessore.

5.3.3.3 Confronto con i risultati di letteratura

Per compiere un confronto con i dati presenti in letteratura, bisogna calcolare la forza massima di rottura dell'intera fascia plantare considerando la zona prossimo-distale.

Considerando che nessuno dei campioni è andato incontro a rottura, per questa analisi considereremo la forza massima di scivolamento. La somma di queste forze, calcolata per i soli campioni longitudinali presenti nella zona prossimale-distale, ci darà un'indicazione riguardo alla forza resistente della fascia plantare.

I campioni che andremo a considerare saranno, secondo la mappatura generica: PROSSIMALE, CENTRALE-1, CENTRALE-2, CENTRALE-3 e CENTRALE-4. Questi si riferiscono, secondo quanto stabilito nei paragrafi precedente, ai rispettivi campioni delle quattro fasce plantari.

Ancora una volta i risultati verranno presentati in una tabella.

	C110096-L F [N]	C110096-R F [N]	C110080-L F [N]	C110080-R F [N]
PROSSIMALE	208.44	/	275.5	/
CENTRALE-1	107.74	160.45	155.60	168.41
CENTRALE-2	190.50	217.60	191.18	158.10
CENTRALE-3	169.13	209.00	188.61	191.33
CENTRALE-4	102.63	226.00	176.30	210.62
Somma delle Forze [N]	778.44	813.05	987.19	728.46

Tabella 5-20 Forze di rottura della zona prossimo-centrale delle fasce plantari

Le forze risultanti sono del tutto comparabili ai valori di letteratura. Secondo Wright e Rennels (Wright, et al., 1964) il valore di rottura della fascia plantare da loro trovato è di circa 890 N, del tutto comparabile con i valori ricavati e presentati in Tabella 5-20. Rispetto a tale studio però insorgono altre differenze ma dovute soprattutto alle modalità sperimentali, già a partire dalla velocità di deformazione che è di molto inferiore a quella adottata rispetto a queste prove. Un'altra conferma proviene da un lavoro svolto secondo modalità operative del tutto simili a quelle utilizzate in questo lavoro (Pavan, et al., 2011). Secondo tale studio, avvenuto sullo studio della fascia plantare (C110000 la stessa utilizzata anche per questo lavoro come confronto) il valore di forza massimo risultante è stato di 730 N. Questo valore è ancora più significativo in quanto il protocollo utilizzato è del tutto simile a quello utilizzato per la valutazione delle proprietà meccaniche delle quattro fasce plantari.

CAPITOLO SESTO

I MODELLI COSTITUTIVI

6.1 Teoria dei modelli costitutivi

Nell'analisi del comportamento meccanico di un corpo è necessario considerare il soddisfacimento non solo delle equazioni di bilancio ma anche del secondo principio della termodinamica. In base a questo principio, esiste la *disuguaglianza dissipativa di Clausius-Duhem*.

$$\dot{\psi} - \mathbf{T} : \dot{\mathbf{F}} \leq 0$$

La formulazione di un modello costitutivo per un dato materiale inizia quindi nella specificazione di quella che è la *densità di energia libera di Helmholtz* (ψ) che, in generale, dipende dallo stato deformativo e dall'evoluzione delle variabili interne subita durante la storia di carico del punto materiale. Essa esprime quella porzione del lavoro delle tensioni interne accumulata in modo reversibile entro il punto materiale.

La disuguaglianza di Clausius-Duhem impone quindi che: “*l'energia accumulata in modo reversibile entro il punto materiale è sempre minore o uguale rispetto al lavoro svolto dalle tensioni interne ($\mathbf{T} : \dot{\mathbf{F}}$) sul punto materiale stesso*”. La porzione rimanente del lavoro delle tensioni interne, viene dissipata in calore o alterazioni microstrutturali irreversibili.

La formulazione di un modello costitutivo ha inizio specificando tramite un'espressione, la densità di energia di Helmholtz.

$$\psi = \psi(\mathbf{C}, \mathbf{q}_i)$$

Nella formulazione, \mathbf{C} esprime la dipendenza dallo stato deformativo, mentre \mathbf{q}_i rappresenta il vettore delle variabili interne che esprimono l'evoluzione microstrutturale subita dal punto materiale in conseguenza alla storia tenso-deformativa.

Per i *modelli costitutivi iperelastici* la densità di energia di Helmholtz dipende dal solo stato deformativo e nella disuguaglianza dissipativa di Clausius-Duhem vale l'uguaglianza stretta,

ovvero: tutto il lavoro svolto dalle tensioni interne durante la fase di carico viene restituito in fase di scarico.

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

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

Da questo punto, aggiungendo varie assunzioni dedotte dalla configurazione strutturale del materiale, si possono elaborare varie formulazioni costitutive.

I modelli costitutivi sono poi utilizzati nella meccanica computazionale per studiare ed analizzare il comportamento dei materiali in modo più approfondito rispetto ai metodi tradizionali sperimentali. E' necessario che i modelli costitutivi siano quanto più semplici possibili in modo tale d'avere una bassa complessità computazionale, allo stesso tempo però devono anche descrivere correttamente il problema in esame.

6.2 I modelli costitutivi per la fascia plantare

I test meccanici eseguiti sulle fasce plantari permettono l'identificazione di particolari modelli costitutivi.

Per i test di isteresi, l'interesse per la modellazione ricade sulle rampe di allungamento, grazie alla scelta di utilizzare velocità molto alte, si possono considerare trascurabili gli effetti dovuti ai processi viscosi e considerare il tessuto fasciale come un materiale iperelastico.

Nel test di rilassamento invece, si devono mettere in luce i fenomeni viscosi e quindi si sceglierà un modello viscoelastico.

6.2.1 Modello costitutivo della fascia plantare per il test di allungamento

Per descrivere il comportamento a trazione in regime elastico si sceglie di utilizzare un modello iperelastico di tipo neo – hookeano fibro-rinforzato. Nell'ipotesi di applicazione del carico nella direzione di disposizione delle fibre di collagene (campioni longitudinali), la tensione di Cauchy in funzione della dilatazione è data dalle seguenti equazioni:

$$\begin{aligned}\sigma(\lambda) &= \sigma_m + \sigma_f \\ \sigma_m(\lambda) &= p_1(\lambda^2 - 1/\lambda) \\ \sigma_f(\lambda) &= p_2/2 \{ \exp(\lambda^2 - 1) - \lambda^2 \} \lambda^2\end{aligned}$$

Nel caso in cui la forza è applicata in direzione perpendicolare alle fibre (campioni trasversali), la tensione è semplicemente data da:

$$\begin{aligned}\sigma(\lambda) &= \sigma_m \\ \sigma_m(\lambda) &= p_1(\lambda^2 - 1/\lambda)\end{aligned}$$

La formulazione è costituita da due contributi tensionali: quello riguardante la matrice extracellulare e quello riguardante le fibre di collagene.

I parametri sono due: p_1 relativo alla formulazione della matrice e p_2 relativo al contributo delle fibre.

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

Per valutare i parametri si è considerato innanzitutto il modello riguardante la matrice extracellulare, si è stimato il parametro $p1$ valutando il comportamento a trazione dei campioni trasversali .

Stimato $p1$ lo si è utilizzato come parametro prefissato nella successiva stima di $p2$ considerando le curve sperimentali per i campioni longitudinali. I dati utilizzati sono stati quelli della quinta rampa d'isteresi considerata al 7-8% di deformazioni per i campioni: PL96L_3L e PL80L_5L, corrispondenti alla zona centrale della fascia plantare di ciascun donatore.

I valori dei parametri risultanti sono dati in Tabella 6-1.

	p1	p2
PL96L_3L	0.14	128.37
PL80L_5L	0.31	39.58

Tabella 6-1 Identificazione dei parametri per il modello neo – hookeano fibro-rinforzato

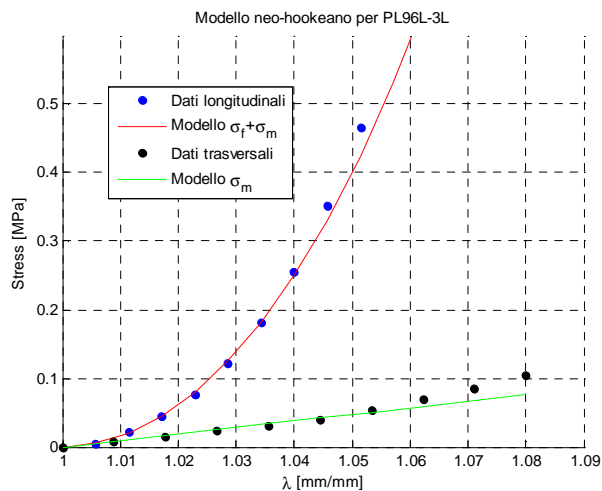


Figura 6-1 Modello neo – hookeano fibro-rinforzato: modello vs dati di PL96L_3L e PL96L_7T

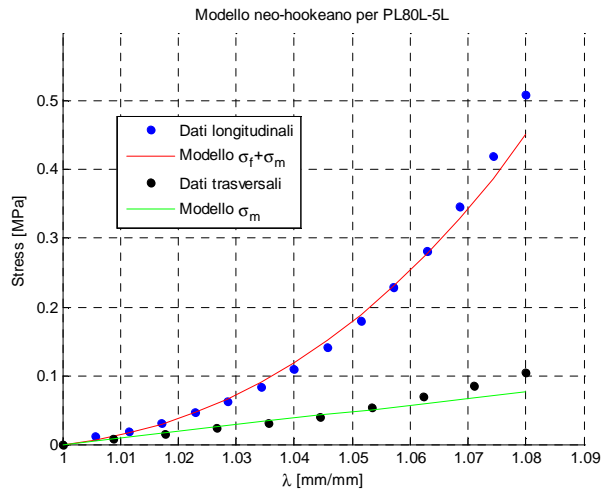


Figura 6-2 Modello neo – hookeano fibro-rinforzato: modello vs dati di PL80L_5L e PL80L_8T

Il fitting delle curve di modello sono soddisfacenti e confermano la corretta scelta del modello iperelastico.

6.2.2 Modello costitutivo della fascia plantare per il test di rilassamento

Per la definizione di un modello costitutivo viscoelastico è necessario innanzitutto stabilire con quanti rami viscosi è opportuno descrivere i dati sperimentali. Tale quantità influisce sulla capacità della curva di spiegare i dati minimizzando l'errore. La scelta viene effettuata confrontando i risultati di tre modelli: a due, a tre e a quattro rami viscosi.

Dalle conclusioni ottenute sulle prove di rilassamento, la scelta del modello viscoelastico verrà fatta utilizzando i valori medi derivanti dalle prove di rilassamento di tutti i campioni di C110096-R a tutte le deformazioni imposte per un intervallo temporale di 240 secondi.

La formulazione generale del modello che si utilizzerà è la seguente:

$$\sigma(t) = 1 + \sum_{n=1}^N \left\{ -\gamma_n \left[1 - e^{\left(-\frac{t}{\tau_n}\right)} \right] \right\}$$

In cui i parametri da identificare sono γ_n e τ_n (rigidezze relative ai tempi di rilassamento), dove n è il numero di rami viscosi.

Escludendo il modello a un ramo viscoso perché troppo poco adatto a cogliere i fenomeni di rilassamento che si sviluppano con ordini temporali diversi, viene esposta una tabella che racchiude i risultati ottenuti per 2, 3 e 4 rami viscosi.

N	γ_1	τ_1	γ_2	τ_2	γ_3	τ_3	γ_4	τ_4	γ_5	τ_5	errore
2	0.21	0.52	0.18	21.46	/	/	/	/	/	/	0.0021
3	0.15	0.29	0.12	4.31	0.13	50.02	/	/	/	/	0.00016
4	0.14	0.25	0.12	3.18	0.12	32.90	0.12	1031.87	/	/	0.0000686
5	0.14	0.24	0.11	2.86	0.12	28.61	0.08	1037.31	0.15	2035.75	0.0000550

Tabella 6-2 Identificazione dei parametri scelta del modello viscoelastico

Nella Figura 6-3 vengo rappresentati i grafici relativi ai quattro modelli proposti in scala lineare ed in scala logaritmica. Nella figura 6-4 si presentano invece gli andamenti dei residui nelle due scale.

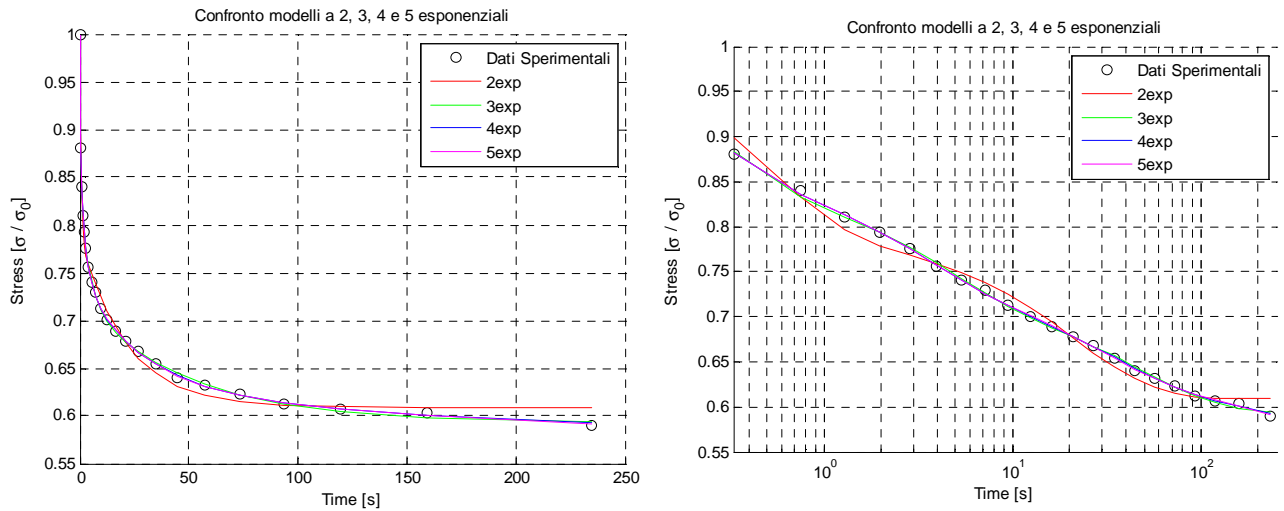


Figura 6-3 Modelli viscoelastici in scala lineare e logaritmica

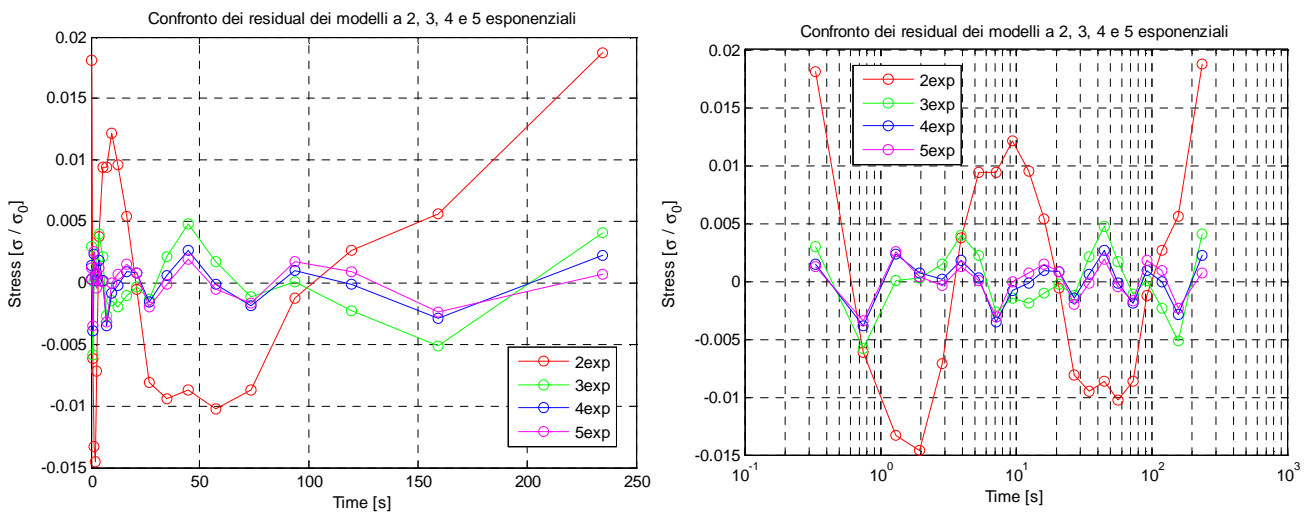


Figura 6-4 Residui dei modelli viscoelastici in scala lineare e logaritmica

Dai grafici proposti nelle figure precedenti si può notare come all'aumentare della complessità del modello migliori l'interpolazione con i dati. La scelta del modello cade su quello a tre esponenziali perché rappresenta bene i dati e possiede una complessità minore rispetto ai modelli di ordine superiore.

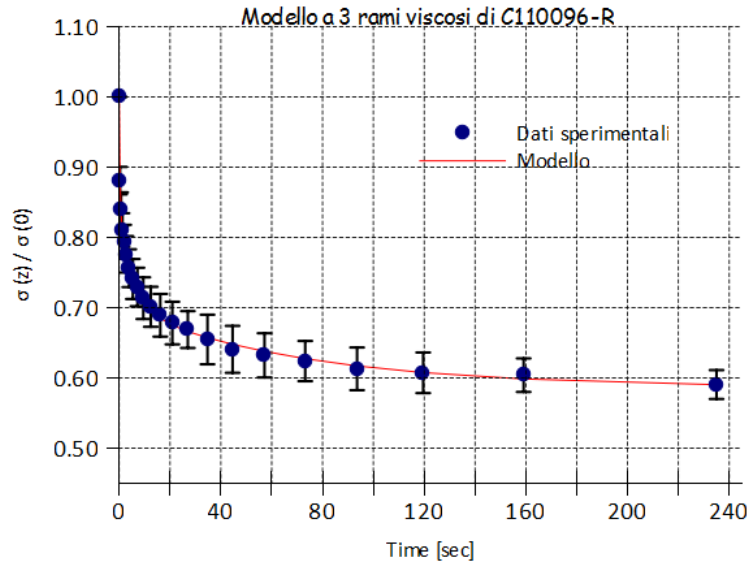


Figura 6-5 Modello viscoelastico a 3 rami viscosi per C110096-R

Nel dettaglio, attraverso una rappresentazione nella scala logaritmica dei tempi si può osservare il fitting del modello nei primi istanti del rilassamento.

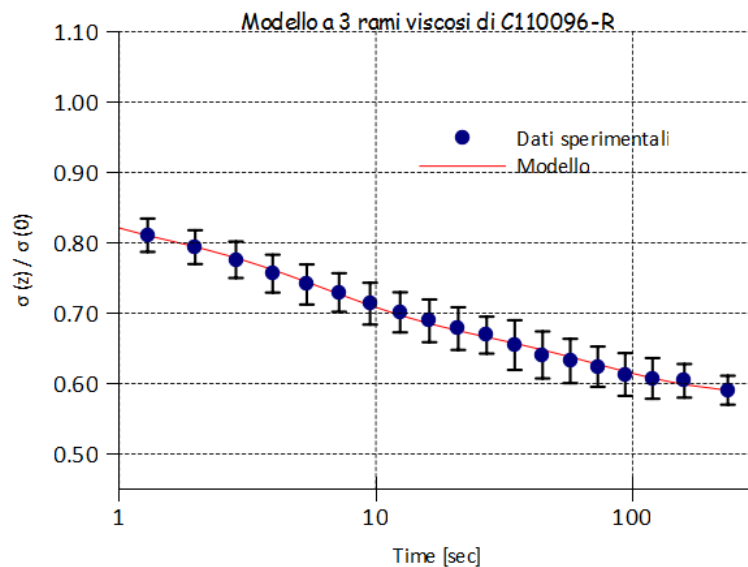


Figura 6-6 Modello viscoelastico rappresentato in scala logaritmica dei tempi

CAPITOLO SETTIMO

CONCLUSIONI SUGLI STUDI EFFETTUATI

Gli studi effettuati hanno permesso di estendere le conoscenze riguardanti il comportamento meccanico della fascia plantare. Lo studio sulle quattro fasce ha reso possibile la conoscenza approfondita delle proprietà elastiche e viscosi del tessuto, tutto questo grazie allo sviluppo di particolari protocolli in grado di scindere le due caratteristiche meccaniche di questo tessuto. I protocolli di carico sono risultati adeguati, le prove d'isteresi e di rilassamento eseguite per tre diverse deformazioni hanno permesso di valutare le risposte meccaniche del tessuto secondo diverse condizioni di carico.

Per le prove di isteresi si sono verificati i fenomeni di adattamento e di stabilizzazione materiale, operando in campo elastico e consentendo al materiale un tempo adeguato di riposo tra una rampa e l'altra per la compensazione di fenomeni viscosi.

Dalle prove di rilassamento si è evidenziata una risposta meccanica tempo-dipendente con riduzione percentuale della tensione ragionevolmente indipendente dalla deformazione imposta. I risultati hanno mostrato come il comportamento viscoso sia abbastanza simile per tutti i campioni della fascia plantare con valori di perdita percentuale di tensione prossimi tra loro. Maggiore variabilità è stata invece rilevata nella risposta tensione-deformazione in prova di trazione.

La risposta meccanica del tessuto è stata quindi descritta utilizzando un modello visco-iperelastico fibro-rinforzato di tipo trasversalmente isotropo. L'ipotesi di viscosità lineare, ammissibile a partire dall'analisi dei dati sperimentali, ha consentito di stimare i parametri iperelastici sulla base di prove di trazione effettuate ad elevata velocità di deformazione, calcolando quindi i parametri viscosi sulla base di prove di rilassamento.

Questo ha permesso di individuare un modello costitutivo adatto anche all'implementazione in procedure per la simulazione meccanica con il metodo degli elementi finiti.

L'analisi sperimentale e la modellazione costitutiva hanno portato risultati soddisfacenti ed estendibili nello studio delle prossime 16 fasce plantari che renderanno possibili i confronti tra i tessuti fasciali di donatori aventi caratteristiche fisiche differenti. Dall'analisi delle prime fasce plantari è risultato ancora prematuro ragionare su eventuali correlazioni tra proprietà meccaniche

dei tessuti e caratteristiche del donatore. Tale analisi potrà svilupparsi a seguito di un incremento dei dati sperimentali.

RINGRAZIAMENTI

Ringrazio innanzitutto il Prof. Piero Pavan che mi ha dato la possibilità di svolgere questo lavoro all'interno del laboratorio del Centro di Meccanica dei Materiali Biologici e mi ha seguito per tutta la durata di questa tesi dandomi preziosi consigli durante la fase di stesura di questo elaborato. Ringrazio Shilan e Paola per tutto il tempo trascorso assieme in laboratorio, per la collaborazione che c'è stata, per lo scambio reciproco di idee, consigli e azioni. E' stato indubbiamente un bel lavoro di squadra che ha portato dei buoni frutti.

Ringrazio i miei genitori: Fiorenza e Fiorenzo che mi hanno sostenuto per tutto questo mio percorso di studio, non obbligandomi mai ad intraprendere scelte contrarie alla mia volontà, bensì incoraggiandomi a raggiungere i miei obiettivi. Un grazie anche a mia sorella Marta che grazie alla sua curiosità ed entusiasmo verso quel che facevo mi ha trasmesso spunti nuovi su cui riflettere.

Senza dubbio un grazie va a Gibo, il vecchio compagno di merende con la quale, un po' per scherzo e un po' per sfida abbiamo provato anche questa esperienza universitaria e un passo dopo l'altro siamo arrivati entrambi al traguardo.

Ad Adele dedico un ringraziamento speciale perché sempre mi è stata vicina regalandomi ogni giorno momenti di serenità.

Infine un ringraziamento a tutti i miei amici e parenti che si sono interessati ai miei studi.

E' stata dura ... ma che soddisfazione!

TABELLE E FIGURE

Tabella 3-1	Riassunto delle grandezze sperimentali utilizzate	42
Tabella 4-1	Caratteristiche dei donatori	43
Tabella 5-1	Dimensioni dei campioni di C110096-L.....	51
Tabella 5-2	Risultati sulle prove di isteresi di C110096-L	52
Tabella 5-3	Dimensioni dei campioni di C110080-L.....	59
Tabella 5-4	Risultati sulle prove di isteresi di C110080-L	60
Tabella 5-5	Confronto risultati: zona distale, $\varepsilon = 9\%$, tra C110096-L e C110080-L.....	70
Tabella 5-6	Dimensioni dei campioni di C110096-R	72
Tabella 5-7	Valori massimi e minimi di tensione di C110096-R.....	73
Tabella 5-8	Perdite percentuali di tensione di C110096-R	73
Tabella 5-9	Perdite percentuali di tensione di C110096-R, 120 secondi	78
Tabella 5-10	Perdite percentuali di tensione di C110000, 120 secondi	79
Tabella 5-11	Confronto dei rilassamenti tra C110096-R e C110000.....	82
Tabella 5-12	Valori di rottura di C110096-L	84
Tabella 5-13	Valori di rottura di C110080-L	84
Tabella 5-14	Valori di rottura di C110096-R	85
Tabella 5-15	Valori di rottura di C110080-R	85
Tabella 5-16	Confronto tra C110096-L e C110080-L.....	87
Tabella 5-17	Confronto tra C110096-R e C110080-R	88
Tabella 5-18	Confronto tra C110096-L e C110080-L.....	89
Tabella 5-19	Confronto tra C110080-L e C110080-R	90
Tabella 5-20	Forze di rottura della zona prossimo-centrale delle fasce plantari.....	91
Tabella 6-1	Identificazione dei parametri per il modello neo – hookeano fibro-rinforzato.....	96
Tabella 6-2	Identificazione dei parametri scelta del modello viscoelastico.....	98
Figura 1-1	Scheletro connettivale di tutti i muscoli scheletrici	11
Figura 1-2	Struttura gerarchica delle fibre di collagene	13

Figura 1-3	Configurazione crimped e uncrimped delle fibrille di collagene.....	13
Figura 1-4	Fibre elastiche sottoposte a condizione di carico e scarico.....	14
Figura 1-5	Schema del tessuto connettivo lasso sottocutaneo, in sezione trasversa.....	15
Figura 1-6	a. Le fibre incrociate di fronte al processo xyfoideo. b. La fascia lata e tratto ileo tibiale	16
Figura 1-7	Struttura della fascia profonda degli arti	17
Figura 1-8	Le fibre nervose tra le fibre di collagene nella fascia antibrachiale.....	17
Figura 1-9	Espansione della fascia del gran pettorale nella fascia brachiale.....	18
Figura 1-10	Intreccio della spirale delle fibre di collagene nella fascia crurale	22
Figura 2-1	Immagine anatomica della fascia plantare	25
Figura 2-2	Immagine di RM della zona calcaneare.....	26
Figura 2-3	Suddivisione pratica della fascia plantare	27
Figura 2-4	Foto della zona prossimale.....	27
Figura 2-5	Vista della superficie esterna ed interna della zona dell'arco plantare	28
Figura 2-6	Vista della superficie esterna ed interna della zona distale.....	28
Figura 2-7	Estremità della zona distale.....	29
Figura 2-8	Schema della struttura biomeccanica agente sulla fascia plantare.....	30
Figura 3-1	Definizione di un modello costitutivo e definizione dei dati sperimentali	35
Figura 3-2	Comportamento tenso-deformativo teorico del collagene	38
Figura 3-3	Andamento non lineare della tensione a spostamento imposto	39
Figura 3-4	Andamento tenso-deformativo di 5 rampe d'isteresi	40
Figura 3-5	Campione biologico montato sulle grip	41
Figura 4-1	Dissezione del tessuto della fascia plantare	44
Figura 4-2	Mappatura di una fascia plantare	45
Figura 4-3	Esempio di nomenclatura.....	45
Figura 4-4	Fotografie ottenute per misurare lo spessore e la larghezza del campione	46
Figura 4-5	Parte della finestra del WinTest per l'impostazione sperimentale.....	47
Figura 4-6	Due fasi di impostazione della modalità Level Crossing.....	47
Figura 5-1	Precondizionamento di un campione	49
Figura 5-2	Mappatura di C110096-L.....	51
Figura 5-3	Prove di isteresi per PL96L_3L	53
Figura 5-4	Prove di isteresi per PL96L_9L	54
Figura 5-5	Verifica dell'adattamento per PL96L_3L.....	55

Figura 5-6	Verifica dell'adattamento per PL96L_9L.....	56
Figura 5-7	Confronto delle curve di carico alle varie deformazioni per C110096-L.....	57
Figura 5-8	Mappatura di C110080-L.....	59
Figura 5-9	Prove di isteresi per PL96L_3L.....	61
Figura 5-10	Prove di isteresi per PL80L_5L.....	62
Figura 5-11	Verifica dell'adattamento per PL80L_5L.....	63
Figura 5-12	Verifica dell'adattamento per PL80L_11L.....	64
Figura 5-13	Confronto delle curve di carico al 5% della zona prossimale/centrale.....	65
Figura 5-14	Confronto delle curve di carico al 5% della zona distale.....	65
Figura 5-15	Confronto delle curve di rottura di C110080-L.....	66
Figura 5-16	Confronto delle curve di carico al 7% della zona prossimale/centrale.....	67
Figura 5-17	Confronto delle curve di carico al 7% della zona distale.....	67
Figura 5-18	Confronto delle curve di carico al 9% della zona prossimale/centrale.....	68
Figura 5-19	Confronto delle curve di carico al 9% della zona distale.....	68
Figura 5-20	Prova generica d'isteresi.....	69
Figura 5-21	Mappatura di C110096-R.....	72
Figura 5-22	Curve di rilassamento della zona prossimale/centrale di C110096-R.....	74
Figura 5-23	Curve di rilassamento della zona distale di C110096-R.....	75
Figura 5-24	Curve di rilassamento al 4% - 6% - 8% di C110096-R.....	76
Figura 5-25	Mappatura di C110000.....	77
Figura 5-26	Curve di confronto del rilassamento al 4%.....	80
Figura 5-27	Curve di confronto del rilassamento al 6%.....	80
Figura 5-28	Curve di confronto del rilassamento all'8%.....	80
Figura 5-29	Curve di confronto del rilassamento al 4% - 6% - 8%.....	81
Figura 5-30	Curve medie di confronto del rilassamento al 4% - 6% - 8%.....	81
Figura 5-31	Rilassamento di C110096-R e C110000.....	82
Figura 5-32	Curva di rottura.....	83
Figura 5-33	Mappatura generica del piede destro e sinistro.....	86
Figura 6-1	Modello neo – hookeano fibro-rinforzato: modello vs dati di PL96L_3L e PL96L_7T 96	
Figura 6-2	Modello neo – hookeano fibro-rinforzato: modello vs dati di PL80L_5L e PL80L_8T 97	
Figura 6-3	Modelli viscoelastici in scala lineare e logaritmica.....	98

Figura 6-3	Residui dei modelli viscoelastici in scala lineare e logaritmica.....	98
Figura 6-4	Modello viscoelastico a 3 rami viscosi per C110096-R	99
Figura 6-5	Modello viscoelastico rappresentato in scala logaritmica dei tempi.....	99

BIBLIOGRAFIA

- A.N. Natali P.G. Pavan, E.L. Carniel, M.E. Lucisano, G. Tagliavoro** Anisotropic elasto-damage constitutive model for the biomechanical analysis of tendons [Articolo] // Medical Engineering & Physics. - 2005. - 209–214 : Vol. 27 .
- Aquino A. e Payne C.** Function of the plantar fascia [Articolo] // The Foot. - 1999. - Harcourt Brace & Co. Ltd. - 73–78 : Vol. 9.
- Benjamin Mike** The fascia of the limbs and back – a review. [Articolo] // Journal compilation Anatomical Society of Great Britain and Ireland. - 2009.
- Carla Stecco Piero G. Pavan, Andrea Porzionato, Veronica Macchi, Luca Lancerotto, Emanuele L. Carniel, Arturo N. Natali, Raffaele De Caro** Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive Modelling. [Articolo] // Surgical and Radiologic Anatomy. - 2009, Febbraio. - 31:523–529.
- DiBello** Biomateriali. Introduzione allo studio dei materiali per uso biomedico [Libro]. - [s.l.] : Patron, 2004.
- Gefen Amit** Stress analysis of the standing foot following surgical plantar fascia release. [Rivista]. - Tel Aviv : Foot & Ankle International, 2002. - 3 : Vol. 24.
- Gefen Amit** The In Vivo Elastic Properties of the Plantar Fascia During the Contact [Rivista]. - Tel Aviv, Israele : Foot & Ankle International, 2003. - 3 : Vol. 24.
- Haut Tammy L. Haut and Roger C.** The state of tissue hydration determines the strain-rate-sensitive stiffness of human patellar tendon [Articolo] // Journal Biomechanics. - 1997. - 1:79-81 : Vol. 30.
- Huijing Peter A., Maas Huub e Baan Guus C.** Compartmental Fasciotomy and Isolating a Muscle From Neighboring Muscles Interfere With Myofascial Force Transmission Within the Rat Anterior Crural Compartment [Articolo] // Journal Of Morphology. - 2003. - 256:306–321.
- Humphrey. J.D.** Review Paper: Continuum biomechanics of soft biological tissues [Articolo] // The Royal Society. - 2003 .
- Jerry M. Fabrikant Tae Soon Park** Plantar fasciitis (fasciosis) treatment outcome study: Plantar fascia thickness measured by ultrasound and correlated with patient self-reported improvement [Articolo] // The Foot. - 2011. - 79–83 : Vol. 21.

- Ker Robert F.** Mechanics of tendon, from an engineering perspective [Articolo] // International Journal of Fatigue . - 2007. - 29,1001–1009.
- Langevin Helene M. e Huijing Peter A.** Communicating About Fascia: History, Pitfalls, and Recommendations. [Articolo] // International journal of therapeutic massage and bodywork. - 2009. - Dicembre. - 4 : Vol. II.
- M.R. Carmont A.M. Highland , J.R. Rochester , E.M. Paling, M.B. Davies.** An anatomical and radiological study of the fascia cruris and paratenon of the Achilles tendon. Foot and Ankle Surgery [Articolo]. - 2011. - 17:186–192.
- Miglena G. Kirilova Alexander P. Popov, Desislava L. Pashkouleva, Stoyan S. Stoyanov** Processing of experimental results for mechanical behaviour of human fascia using statistical methods. mathematics and education in mathematics [Atti di convegno]. - Varna : Proceedings of the Thirty Sixth Spring Conference of the Union of Bulgarian Matematicians, 2007, Aprile 2-6..
- P.G. Pavan C. Stecco, S. Darwish, A. N. Natali, R. De Caro** Investigation of the mechanical properties of the plantar aponeurosis [Articolo] // Surgical and Radiological Anatomy. - 2011. - September.
- Provenzano Paolo P e Vanderby Ray Jr.** Collagen fibril morphology and organization: Implications for force transmission in ligament and tendon. Received 1 June 2005 [Articolo] // Matrix biology: journal of the International Society for Matrix Biology. - 2006. - Marzo. - 25(2):71-84.
- Raz Einat Lanir Yoram** Recruitment Viscoelasticity of the Tendon. [Articolo] // Journal of Biomechanical Engineering. - 2009, Novembre. - Vol. 131/111008-1.
- Shaw H. M. [et al.]** Development of the human Achilles tendon enthesis organ. [Articolo] // Journal of Anatomy. - 2008. - 718–724.
- Stecco Antonio [et al.]** Anatomical study of myofascial continuity in the anterior region of the upper limb [Articolo] // Journal of Bodywork and Movement Therapies. - 2009. - 13, 53–62.
- Stecco Antonio [et al.]** Pectoral and femoral fasciae: common aspects and regional Specializations [Article] // Surgical and Radiologic Anatomy. - [s.l.] : Surg Radiol Anat (2009) 31:35–42., 2009. - 31:35–42.
- Stecco Antonio [et al.]** The pectoral fascia: Anatomical and histological study [Articolo] // Journal of Body work and Movement Therapies. - 2009. - 13, 255–261.
- Stecco Carla [et al.]** Histological study of the deep fasciae of the limbs. [Articolo] // Journal of Bodywork and Movement Therapies. - 2008. - 12, 225–230.

Stecco Carla [et al.] The Expansions of the Pectoral Girdle Muscles onto the Brachial Fascia: Morphological Aspects and Spatial Disposition [Articolo]// Cells Tissues Organs. - 2008. - 188:320-329.

Stecco Luigi e Stecco Antonio Manipolazione fasciale, Parte teorica [Libro]. - [s.l.] : Piccin, seconda edizione, 2010.

Stecco Luigi e Stecco Carla Manipolazione fasciale, Parte pratica [Libro]. - [s.l.] : Piccin, 2007.