

UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN

BIOINGEGNERIA DELLA RIABILITAZIONE

**“ANALISI DELLE CARATTERISTICHE MECCANICHE DELLA
PELLE PLANTARE: PROVE
SPERIMENTALI E MODELLAZIONE COSTITUTIVA”**

Relatore: Prof.ssa Chiara Giulia Fontanella

Laureanda: Carlotta Poltronieri

Correlatore: Sofia Pettenuzzo

ANNO ACCADEMICO 2022-2023

Data di Laurea: 10/07/2023

Indice

| | |
|--|-----------|
| ABSTRACT..... | 6 |
| | |
| CAPITOLO 1 LA PELLE PLANTARE..... | 8 |
| 1.1 Anatomia..... | 8 |
| 1.2 Istologia..... | 13 |
| 1.3 Caratteristiche Meccaniche della Pelle..... | 16 |
| 1.3.1 Microstruttura..... | 16 |
| 1.3.2 Macrostruttura..... | 18 |
| 1.3.3 Morfologia della Pelle Plantare..... | 19 |
| | |
| CAPITOLO 2 PROVE SPERIMENTALI..... | 22 |
| 2.1 Preparazione..... | 22 |
| 2.1.1 Strumentazione..... | 22 |
| 2.1.2 Campioni..... | 23 |
| 2.2 Le Prove..... | 31 |
| 2.2.1 Prova di Carico-Scarico..... | 31 |
| 2.2.2 Prova di Rilassamento delle Tensioni..... | 34 |
| 2.2.3 Prova di Trazione Uniassiale a Rottura..... | 37 |
| | |
| 2.3 ELABORAZIONE DEI DATI..... | 38 |
| | |
| 2.4 MODELLO COSTITUTIVO..... | 40 |
| | |
| CAPITOLO 3 I RISULTATI..... | 49 |
| 3.1 Prova di Carico-Scarico..... | 50 |

| | |
|--|-----------|
| 3.2 Prova di Rilassamento delle Tensioni..... | 54 |
| 3.2.1 A Compressione..... | 54 |
| 3.2.2 A Trazione..... | 57 |
| 3.2.3 Confronto tra le prove a Compressione e a Trazione Uniassiale..... | 67 |
| 3.3 Prova di Trazione Uniassiale a Rottura..... | 71 |
| 3.4 Modello Costitutivo..... | 78 |
| | |
| CAPITOLO 4 CONCLUSIONI..... | 87 |
| | |
| CAPITOLO 5 BIBLIOGRAFIA..... | 90 |

ABSTRACT

Questa Tesi ha l'obiettivo di studiare la risposta meccanica del tessuto di pelle plantare mediante un approccio sperimentale. In laboratorio sono state eseguite quattro differenti prove sperimentali meccaniche: carico-scarico a compressione secondo diverse velocità di deformazione, prove a trazione uniassiale fino a rottura secondo diverse direzioni, prove di rilassamento delle tensioni sia a compressione che a trazione. Per effettuare queste prove è stato utilizzato il Biomomentum, una strumentazione sperimentale per tessuti biologici, presente presso il Laboratorio di Meccanica dei Tessuti Biologici presso l'Università degli Studi di Padova. I campioni sono stati prelevati dal tessuto di pelle plantare di un unico soggetto (SLA30101966) fornito dalla Clinica Ortopedica dell'Azienda Ospedaliera di Padova, e sono stati sagomati con una forma cilindrica, per le prove di compressione, ed una forma ad "osso di cane" per le prove di trazione. Successivamente allo svolgimento della prova sperimentale, è stata effettuata una elaborazione dei dati sperimentali per ricavare le relazioni Forza-Posizione, Tensione-Deformazione, Forza-Tempo e Tensione-Tempo. È stato poi messo a confronto, per tutte e quattro le prove, il comportamento meccanico del tessuto per i diversi campioni, al fine di individuare le caratteristiche di non linearità, di viscosità e di anisotropia del tessuto. Una volta ricavato il Modulo di Young ed altri parametri meccanici, si è passati alla formulazione del modello costitutivo che descrive le caratteristiche meccaniche del tessuto emerse dalle prove sperimentali mediante una formulazione matematica.

CAPITOLO 1: LA PELLE PLANTARE

La pelle, dopo lo scheletro e la muscolatura, è l'organo più esteso del corpo umano, ne rappresenta circa il 15,5% della massa corporea. La pelle è multifunzionale e di conseguenza ha una struttura estremamente complessa [1]. Le sue proprietà meccaniche sono importanti per molteplici applicazioni in campo chirurgico, dermatologico e biomeccanico [2]. A tal proposito, in questo studio si sono analizzate le caratteristiche di deformazione di campioni di tessuto di pelle plantare. Al fine di determinare e descrivere correttamente le sue peculiari proprietà meccaniche, è stato necessario un approfondimento inerente alla sua anatomia ed istologia, che viene riportato in questo capitolo.

1.1 Anatomia

La pelle, detta anche cute, riveste tutta la parte esterna del corpo e si continua con le mucose negli orifizi. È costituita da diversi tessuti, in particolare tessuto connettivo e tessuto epiteliale. Essa svolge numerose funzioni vitali per l'organismo: funge da barriera protettiva (riducendo gli effetti potenzialmente lesivi di sollecitazioni meccaniche, termiche e chimiche), regola la perdita di acqua, limita l'entrata di sostanze dannose, è coinvolta nella termoregolazione corporea e nella percezione sensoriale [3]. Come si può apprezzare dalla *Figura 1.1*, la pelle è un organo multistrato, che si divide in:

- Epidermide, costituita da tessuto epiteliale;
- Derma, costituita da tessuto connettivo;
- Ipoderma, costituita da tessuto adiposo.

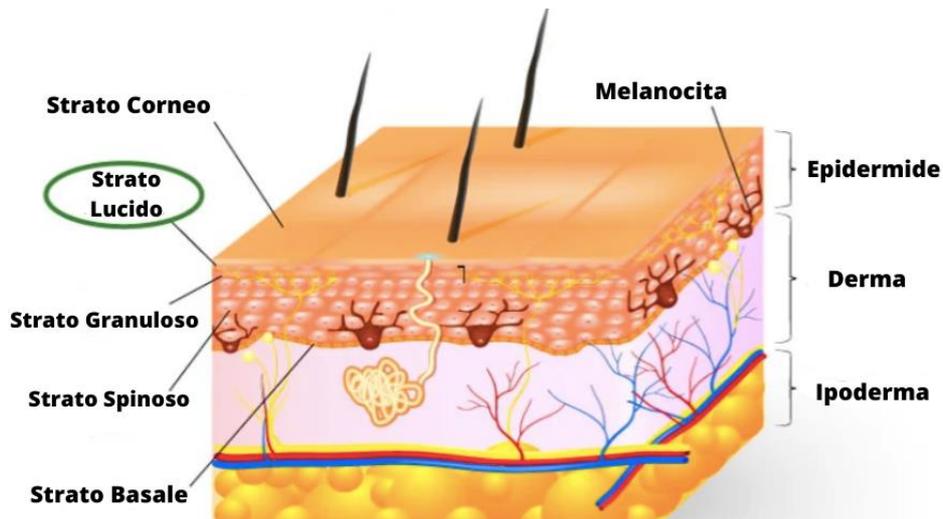


Figura 1.1 Struttura della pelle

L'Epidermide è lo strato più esterno e sottile, presenta uno spessore di circa 0,2 mm ed è costituito principalmente da cellule epiteliali specializzate dette cheratinociti. Questi ultimi si dispongono su quattro strati diversi che sono, dall'interno all'esterno: strato basale, strato spinoso, strato granuloso e strato corneo. A livello plantare l'epidermide presenta un quinto strato detto strato lucido, che si trova tra lo strato granuloso e corneo. Le principali caratteristiche degli strati sono:

- **Strato basale:** è costituito da cheratinociti basofili con asse maggiore verticale, un nucleo evidente e citoplasma carico di organuli.
- **Strato spinoso:** i cheratinociti hanno un nucleo evidente con prolungamenti citoplasmatici e le detti spine e le cellule spinose aderiscono tra loro tramite questi prolungamenti.
- **Strato granuloso:** è costituito da cheratinociti con caratteristici granuli citoplasmatici, questi perdono il nucleo, che viene riassorbito da enzimi lisosomiali, mentre nel citoplasma si accumula cheratina.
- **Strato lucido:** è composto da cellule che hanno la caratteristica di essere traslucide da cui ne deriva il nome. Le cellule qui presenti sono cheratinociti, melanociti, cellule di Langerhans e cellule di Merkel. Questo strato ha la funzione principale di passaggio tra lo strato granuloso e quello corneo, qui le

cellule vanno incontro a cheratizzazione e a morte cellulare man mano che si procede verso lo strato corneo

- Strato corneo: costituito da cellule cornee che sono cheratinociti in differenziazione terminale, con asse maggiore orizzontale, privi di nucleo e citoplasma carico di cheratina. Le cellule sono adese tra loro nella parte più interna, mentre in quella esterna tendono a distaccarsi desquamando [4].

I cheratinociti che si riproducono tramite mitosi, vengono germinati a livello dello strato basale per poi arrivare allo strato più esterno, quello corneo, con un moto ascensionale. [treccani]

I melanociti sono cellule specializzate, responsabili della produzione di un pigmento chiamato melanina. La funzione principale dei melanociti, oltre quello di pigmentare la pelle, è quella di protezione dai raggi ultravioletti (UV). Data la scarsità di melanociti nella pelle plantare, le piante dei piedi presentano un colore caratteristico dovuto invece alla presenza del carotene nel tessuto adiposo plantare.

Le cellule di Langherans presentano una forma irregolare e sono disposte prevalentemente in strati sopra-basali dell'epidermide, solo eccezionalmente si trovano anche a livello basale o al di sotto dello strato granuloso e lucido. Queste cellule appartengono alla linea dei monociti/macrofagi e sono in grado di captare gli antigeni che si concentrano sulla membrana per venire presentati ai linfociti T. Quindi queste cellule sono residenti nell'epidermide ma possono migrare nei linfonodi regionali dove gli antigeni vengono presentati alle cellule immunocompetenti.

Le cellule di Merkel si trovano nello strato lucido, a confine tra epidermide e derma e sono in stretta associazione con le terminazioni nervose tattili dello strato basale. Hanno una forma tondeggiante e sono raggruppate nella zona di contatto tra la cellula e la fibra nervosa amielinica; perciò, partecipano alla sensibilità tattile con funzione di meccanorecettori [5].

Il Derma è situato tra l'epidermide e l'ipoderma, è uno strato spesso circa 3-4 mm e composto prevalentemente da tessuto connettivo. È suddiviso in due strati principali: la papilla dermica (strato più superficiale) e il derma reticolare (strato più profondo). Inoltre, contiene anche annessi cutanei quali follicoli piliferi e ghiandole sebacee.

La papilla dermica è costituita da tessuto connettivo lasso che contiene diversi vasi sanguigni, capillari e terminazioni nervose. Questa regione svolge un ruolo molto importante nella nutrizione e nella termoregolazione della pelle.

Il derma reticolare è lo strato più spesso ed è composto principalmente da tessuto connettivo denso. È costituito da fibre di collagene ed elastina che conferiscono resistenza, elasticità e struttura alla pelle. Questo strato contiene anche vasi sanguigni più grandi, nervi, recettori sensoriali e ghiandole sudoripare (che secernono il sudore che contribuisce alla termoregolazione del corpo). Inoltre, il derma è coinvolto nella guarigione delle ferite dato che contiene cellule che intervengono nella riparazione di tessuti danneggiati [3][4].

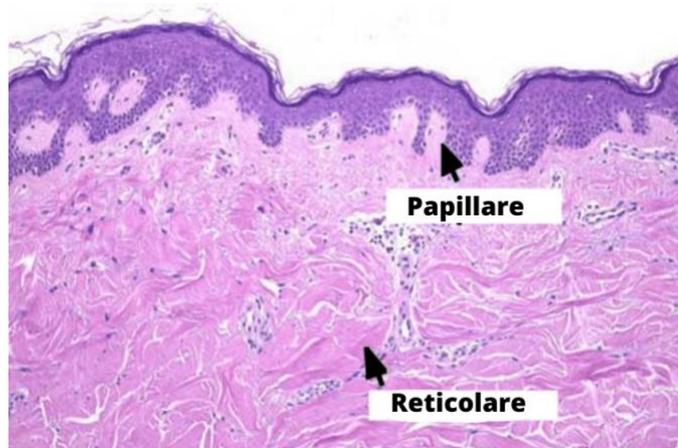


Figura 1.2 Immagine Istologica della papilla dermica e del derma reticolare.

Il derma nella pelle plantare presenta caratteristiche specifiche, è più spesso e resistente rispetto alle altre aree del corpo in quanto deve sostenere il peso del corpo. In questa regione il tessuto contiene una maggiore concentrazione di collagene ed elastina che permettono di conferire una maggiore capacità di assorbire e distribuire il carico durante la deambulazione. Inoltre nella pelle plantare sono presenti strutture

specializzate che contribuiscono alla sua funzione come: molte ghiandole sudoripare specialmente nelle aree a maggiore attrito come l'arco plantare, che secernono sudore per mantenere la pelle idratata e ridurre il rischio di abrasioni; strutture specializzate chiamate corpuscoli di Pacini e corpuscoli di Meissner, sono recettori sensoriali sensibili al tatto e alla pressione che consentono al piede di percepire e rispondere agli stimoli ambientali e di mantenerne l'equilibrio [6].

L'Ipoderma è il tessuto adiposo sottocutaneo, è lo strato più profondo situato sotto il derma. Esso svolge diverse funzioni importanti per il corpo come quella di fornire isolamento termico e protezione dagli urti, inoltre aiuta a distribuire la pressione esercitata sulla superficie del corpo. Questo strato cambia spessore in relazione a diversi fattori quali genetica, età, sesso e stile di vita, ma anche in base alla regione del corpo in cui si trova (ad esempio risulta più sottile nella pianta del piede) [6].

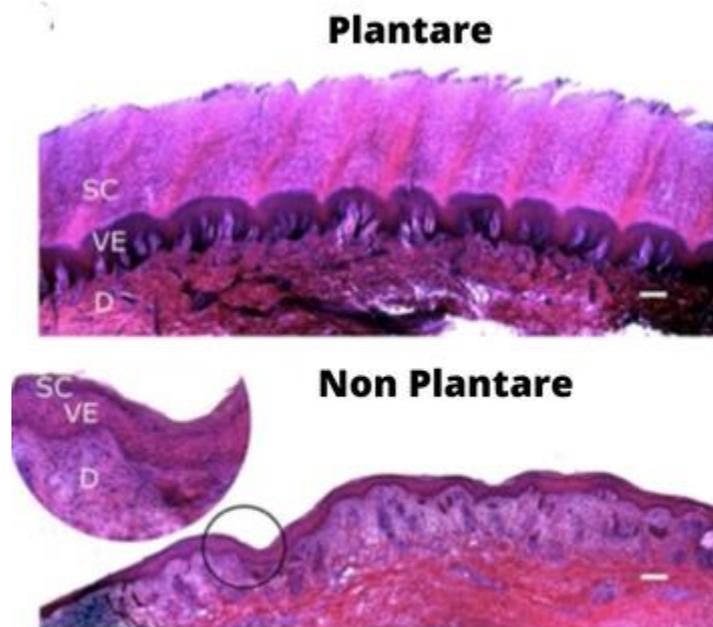


Figura 1.3 Immagine Istologica della differenza tra pelle plantare e non plantare.

1.2 Istologia

Per comprendere l'istologia della pelle si parte dall'istologia dei tessuti connettivi molli. Questi ultimi sono tessuti caratterizzati da poche cellule immerse in un'abbondante matrice extracellulare che ne determinerà le proprietà meccaniche. [7]

La matrice extracellulare (ECM) è costituita da sostanza di fondo e strutture fibrose. Le caratteristiche del tessuto dipendono da queste due fasi costituenti e dalle interazioni tra le medesime.

La sostanza fondamentale ha la consistenza di un gel viscoso ed è composta da glicoproteine, come proteoglicani, e altre molecole solubili. *I proteoglicani* sono macromolecole composte da proteine a cui sono legate catene di zuccheri, chiamate glicosamminoglicani (GAG). Queste ultime si possono unire a una molecola centrale di acido ialuronico formando così degli aggregati proteoglicanici. Essendo i GAG idrofili, si possono legare molto facilmente con molecole d'acqua, contribuendo così all'idratazione del tessuto. I proteoglicani svolgono un ruolo importante nella regolazione dell'attività cellulare, nell'adesione cellulare e nella comunicazione tra le cellule [8].

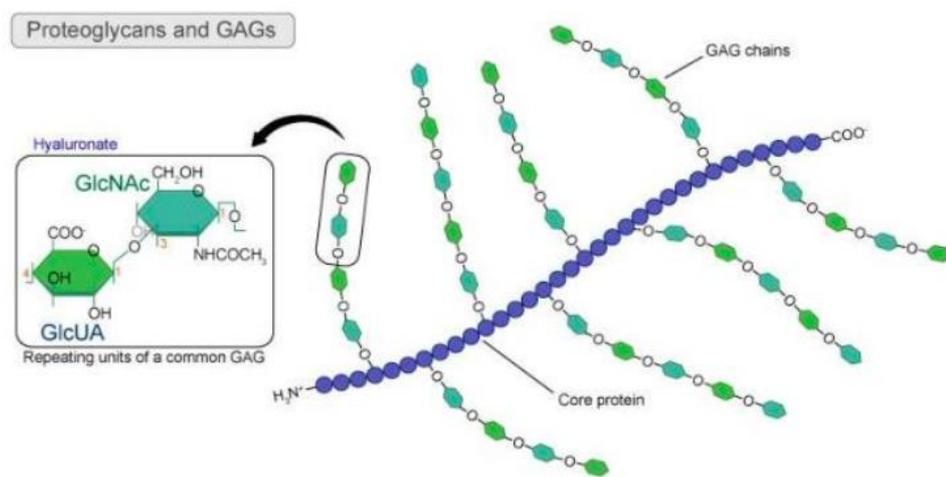


Figura 1.4 Proteoglicani e Glicosamminoglicani

Le strutture fibrose, che insieme alla sostanza di fondo compongono la matrice extracellulare, includono principalmente il collagene e l'elastina.

Il collagene è la proteina più abbondante nella matrice extracellulare e fornisce resistenza e supporto strutturale. L'elemento fondamentale del collagene è la molecola di tropocollagene che si presenta con una struttura a tripla elica. Il collagene si differenzia per tipologia di legami, diverse molecole di tropocollagene si aggregano mediante legami covalenti, legami intrafibrillari e legami crociati, che costruiscono fibrille e strutture filamentose, e legami interfibrillari [8]. Esistono diversi tipi di collagene come il collagene di tipo I, presente maggiormente nella pelle, nelle ossa, nei legamenti e nei tendini; il collagene di tipo II costituisce la maggior parte del tessuto cartilagineo; il collagene di tipo III è associato al collagene di tipo I nei tessuti molli (quindi nella pelle e pareti vascolari). Questi tre tipi di collagene, insieme al collagene di tipo XI (che associato al collagene di tipo II forma le fibrille e si trova nel tessuto del disco intravertebrale) hanno la tipica struttura a tripla elica con una dimensione di 300 nm. Il collagene di tipo VI, che invece ha una struttura a filamento, si trova associato al collagene di tipo I e III nelle pareti vascolari; Infine, il collagene di tipo XII ha una struttura FACIT, filamento con triple eliche interrotte, associato al collagene di tipo I e si trova in tendini e legamenti [7]. Sulla superficie delle fibrille è possibile individuare elementi di collagene filamentoso che, per mezzo dei proteoglicani, collegano tra loro le fibrille. Queste ultime così si organizzano in fibre, che a loro volta si raggruppano in fasci di fibre. Nella pelle plantare il collagene di tipo I è particolarmente abbondante, contribuendo a mantenere la pelle salda, elastica e tesa, fornendo supporto ai tessuti circostanti.

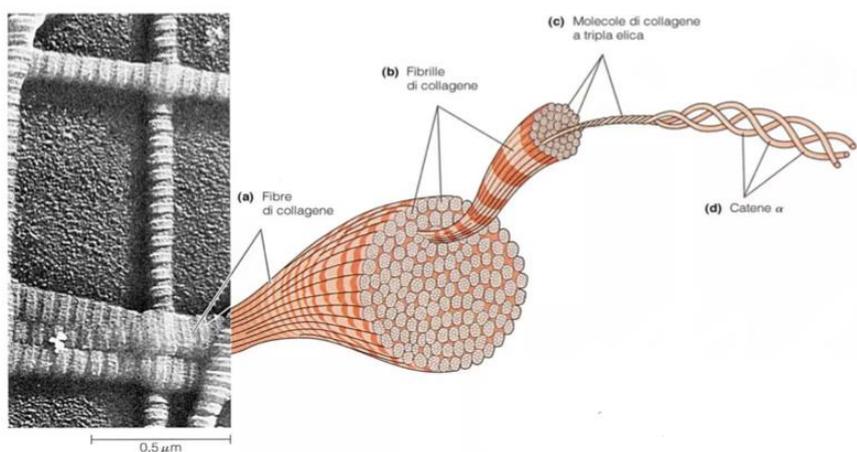


Figura 1.5 Struttura del collagene

L'elastina è una proteina fibrosa presente nei tessuti connettivi e conferisce l'elasticità ai tessuti permettendo loro di tornare alla forma originale dopo una deformazione. L'elastina è formata da catene proteiche chiamate tropoelastine che si assemprano per formare filamenti allungati e flessibili. Questi possono allungarsi e tornare alla loro lunghezza originale grazie a caratteristiche strutturali della proteina stessa [7]. La struttura è caratterizzata dalla presenza di ripetizioni di un amminoacido chiamato glicina, che permette di dare grande flessibilità alla proteina, la desmodina ed isodesmosina formano legami covalenti tra catene proteiche e contribuiscono alla stabilità ed elasticità dei tessuti. Nella pelle plantare l'elastina permette ai tessuti di adattarsi ai movimenti del piede senza compromettere l'integrità delle strutture connesse alla pelle come i vasi sanguigni e le fibre nervose [8].

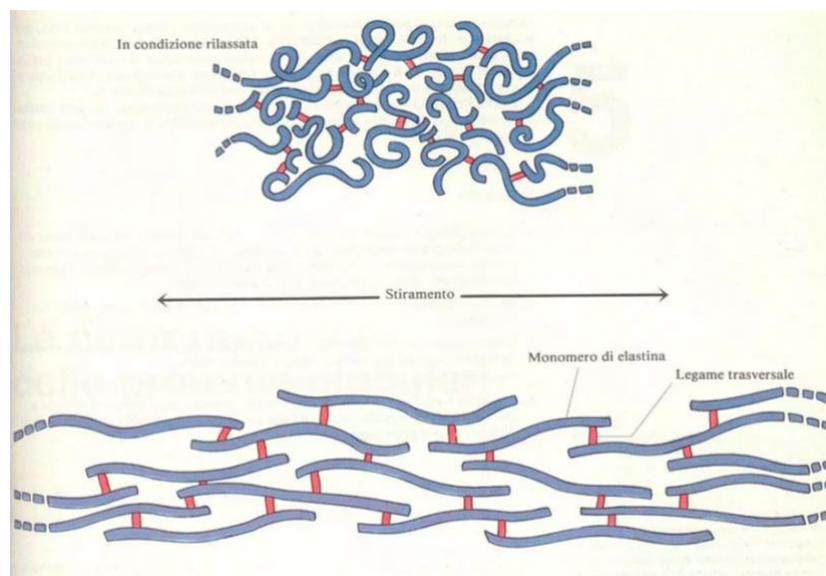


Figura 1.6 Struttura dell'elastina

1.3 Caratteristiche Meccaniche della Pelle

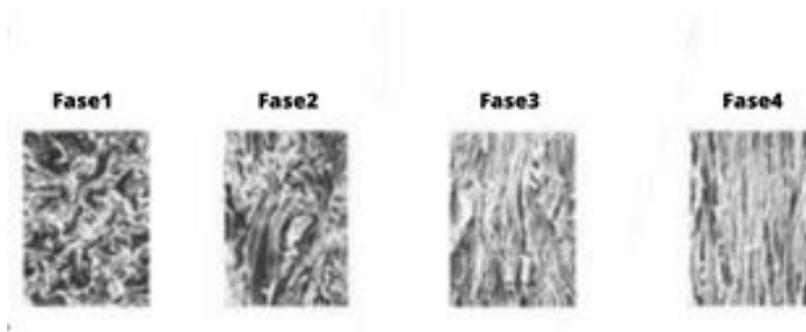
L'analisi del comportamento meccanico della pelle consiste nel valutare la risposta del tessuto alle sollecitazioni meccaniche, in questo studio sono state analizzate in particolare: tensione e compressione. Le caratteristiche meccaniche della pelle dipendono dalle caratteristiche dei suoi componenti, che sono stati descritti precedentemente. In particolar modo dipendono dalla sostanza di fondo e dalle strutture fibrose e da come queste componenti interagiscono tra loro.

1.3.1 Microstruttura

Come descritto in precedenza la sostanza di fondo ha la consistenza di un gel viscoso costituito da acqua e proteoglicani aggregati; i GAG, che possono legarsi alle molecole d'acqua, creano proprio un rigonfiamento della molecola. Quando viene esercitata una pressione, le catene dei glicosamminoglicani si avvicinano espellendo l'acqua, tale avvicinamento viene poi contrastato dalla repulsione delle cariche negative dei GAG contrapposti, concedendo così al tessuto una caratteristica resistenza alla compressione. La rigidità a compressione di un tessuto molle è dovuta alle caratteristiche intrinseche di incomprimibilità ed ai processi di interazione elettrostatica. Grazie alla presenza di proteoglicani e molecole d'acqua all'interno della matrice extracellulare, la pelle mostra anche un comportamento viscoelastico, questo significa che la risposta meccanica dipende sia dal tempo che dall'intensità dello stimolo applicato [7].

Per quanto riguarda il comportamento meccanico del collagene, è possibile osservare una risposta non lineare quando una fibra di collagene viene sottoposta a una prova di carico lungo la direzione di sviluppo della fibra. Analizzando la curva Tensione-Deformazione si osserva: una regione iniziale, chiamata "toe region", la quale presenta una bassa capacità resistente. In questa situazione infatti le fibrille, che non sono ancora sollecitate, presentano una conformazione ondulata e i legami tra le fibrille non sono ancora tensionati. Si osserva poi una regione di progressivo incremento della capacità resistente dovuta all'uncrimping delle fibrille di collagene e

al tensionamento dei legami inter e intrafibrillari. Si nota poi una regione ad alta capacità resistente, chiamata “quasi-linear region”. In seguito a un graduale



incremento della rigidità, viene raggiunto un valore massimo che si mantiene costante in un certo intervallo deformativo. Il comportamento meccanico delle molecole di tropocollagene risulta essere elastico lineare, così come il comportamento delle fibrille di collagene in configurazione non ondulata [7][9].

Figura 1.7 Tensione delle fibre di collagene nelle fasi di deformazione.

Le catene macromolecolari di elastina subiscono una modifica della loro conformazione in seguito all'applicazione di un carico, queste si allineano secondo la direzione di applicazione del carico e una volta terminata la sollecitazione, le catene tendono a ritornare alla conformazione iniziale, recuperando così la deformazione. Questo recupero avviene anche grazie alle reticolazioni intercatena che impediscono i processi di scorrimento irreversibile delle catene macromolecolari ed i fenomeni di deformazione permanente [7][9]. Nell'esempio in *Figura 1.8* si possono apprezzare le 3 fasi di deformazione del tessuto di pelle plantare che manifestano il comportamento del collagene e dell'elastina descritto prima del punto di rottura del campione durante una prova di trazione uniassiale.

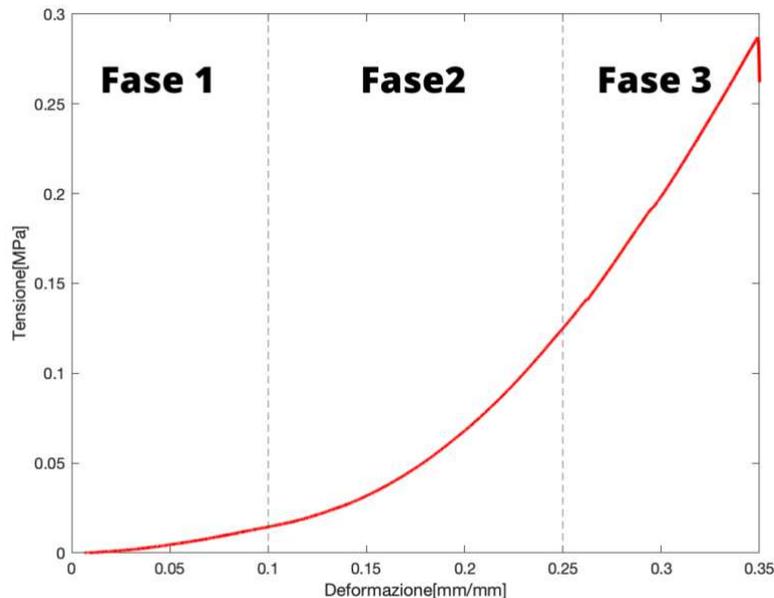


Figura 1.8 Esempio delle 3 fasi di deformazione su una curva relativa a una prova di Trazione Uniassiale al 35% di deformazione.

1.3.2 Macrostruttura

Una delle principali caratteristiche meccaniche della pelle è l'anisotropia, cioè le sue proprietà dipendono dalla direzionalità della sollecitazione. Le fibre e le fibrille di collagene hanno una disposizione differente in base al tessuto e alla posizione considerata, per ottimizzare la struttura rispetto alle sollecitazioni che si manifestano più frequentemente. La rigidità è differente tra le direzioni parallela e perpendicolare alle fibre [7] [10].

La pelle ha una buona resistenza a trazione, il collagene è la principale proteina responsabile di questa caratteristica, in seguito alla sollecitazione meccanica, infatti, le fibre e le fibrille si riorganizzano determinando un incremento della rigidità.

Il comportamento a compressione invece dipende principalmente dalla sostanza di fondo e dai processi di interazione che si instaurano con il circostante reticolo fibroso. La sostanza di fondo infatti, in seguito a una sollecitazione a compressione,

tende a ridistribuirsi entro il reticolo, questo processo però risulta ostacolato dalla viscosità del fluido portando quindi a una rigidità complessiva [7].

Il comportamento meccanico dei tessuti molli è influenzato anche dalla velocità di deformazione (e quindi dal tempo) questo dipende dai processi di riorganizzazione e viene chiamato comportamento viscoelastico. Le due principali proprietà viscoelastiche sono il creep e il rilassamento delle tensioni. Il creep rappresenta l'abilità della pelle di deformarsi ad una tensione costante espandendo la sua area, il creep può essere di due tipi diversi: esiste il creep biologico che consiste nella crescita di pelle su forze di espansione lente, e il creep meccanico che è l'effettivo allungamento in un tempo molto più breve, oltre il limite del tessuto di tornare alla sua superficie originale. La seconda proprietà viscoelastica è il rilassamento delle tensioni, cioè quando la pelle viene sottoposta a una sollecitazione meccanica e la tensione diminuisce gradualmente nel corso del tempo [1].

1.3.3 Morfologia della Pelle Plantare

La pelle della pianta del piede è inspessita per la sua funzione protettiva, presenta diverse linee e pieghe di flessione che sono specifiche per ogni individuo. Queste linee sono le linee di clivaggio, anche conosciute come linee di tensione di Langer, sono linee immaginarie che rappresentano l'orientamento preferenziale delle fibre di collagene nella pelle.

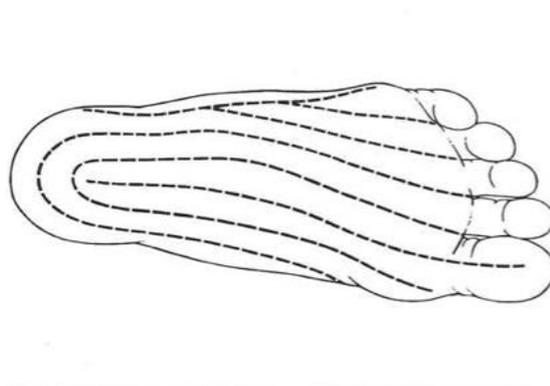


Figura 1.9 Linee di tensione di Langer

Queste linee concorrono longitudinalmente con un orientamento prossimale e distale sul piede plantare, presentano una leggera curvatura convessa sul lato fibulare e un orientamento circonferenziale sulla zona posteriore del tallone. Le linee di Langer tendono a seguire la direzione della trazione muscolare [1]. A tal proposito nei punti di appoggio, che sono i punti di maggior carico a compressione, il tessuto si organizza in maniera concentrica per aumentare la resistenza.

La pelle è un tessuto caratterizzato da una complessa configurazione strutturale con dei precisi livelli gerarchici. Complessivamente, quindi, anche la pelle plantare dimostra un comportamento meccanico che esibisce le caratteristiche di: anisotropia, elasticità non lineare e dipendenza dal tempo. In questo studio andranno proprio ad essere indagate queste proprietà.

CAPITOLO 2: PROVE SPERIMENTALI

2.1 PREPARAZIONE

Questo capitolo ha lo scopo di descrivere gli strumenti e le procedure seguite per effettuare le prove di interesse da cui si vogliono ricavare le principali caratteristiche meccaniche del tessuto di pelle plantare. Queste proprietà sono la risposta viscoelastica, quindi la dipendenza dal tempo della risposta a una sollecitazione, e la proprietà di anisotropia, cioè il diverso comportamento del tessuto in base alla direzione della sollecitazione. A questo scopo sono stati eseguiti tre tipi di prove:

- Prova di Carico-Scarico a Compressione
- Prova di Rilassamento delle Tensioni a Compressione e a Trazione Uniassiale
- Prova di Trazione Uniassiale a Rottura

2.1.1 Strumentazione

Tutte le prove sono state svolte nel laboratorio di Meccanica dei Tessuti Biologici presso l'Università degli Studi di Padova. Lo strumento principale utilizzato è il Biomomentum (Mechanical Tester Model MACH-1 v500c), un tester meccanico configurabile, utilizzato per prove su tessuti molli, è stato progettato per essere aggiornato facilmente con tavoli motorizzati, celle di carico e accessori in modo da potersi adattare alle necessità di ricerca. Il Biomomentum si sposta su tre assi (X, Y, Z), per le necessità di questo studio viene utilizzato solo lo spostamento verticale lungo l'asse Z. Al supporto superiore viene montata una cella di carico da 250 N con un fondo scala di 0,0125 N, alla quale viene assemblato un indentatore piatto per le prove a compressione. Alla base dello strumento viene montata una camera di prova in cui verrà poi posizionato il campione. Per le prove a trazione vengono montati due grip, posizionati uno sulla parte superiore e l'altro alla base, che vengono stretti alle estremità del campione. Per lo svolgimento delle prove e la raccolta dei dati è stato utilizzato il software dedicato di Biomomentum chiamato Biomomentum Analysis, in particolare la sezione Mach-1 Motion software e Mach-1 Analysis software, dove gli spostamenti vengono misurati in millimetri [mm] e le forze vengono misurate in

grammi-forza [gf]. La parte di preparazione dei campioni prevede lo scongelamento, il taglio e l'idratazione con soluzione fisiologica. Questi step sono stati eseguiti sotto cappa SafeFAST light, in modo da svolgere la procedura in sicurezza dal momento che si tratta di materiale biologico.



Figura 2.1.1 Biomomentum

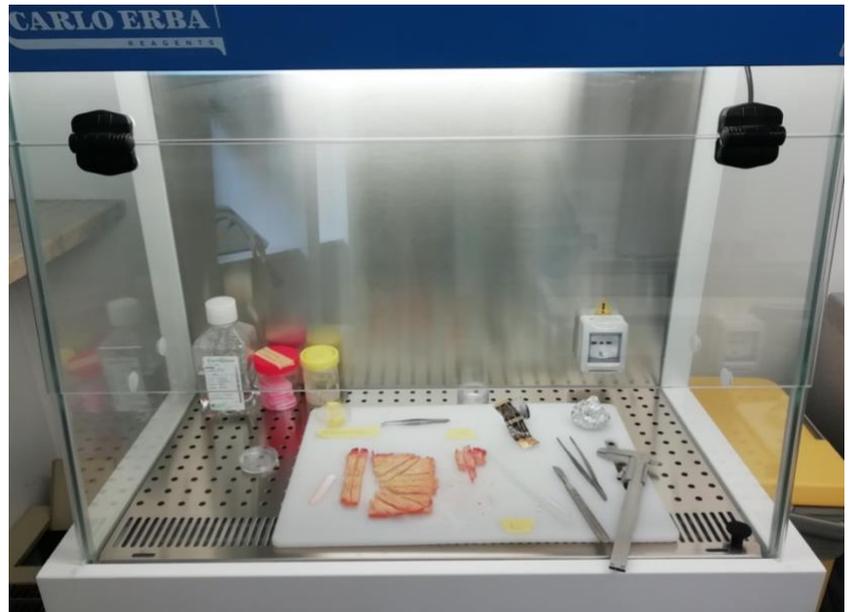


Figura 2.1.2 Cappa SafeFAST light

2.1.2 Campioni

I campioni di tessuto di pelle plantare utilizzati in questo studio sono ricavati da dissezioni di arti inferiori dalla Clinica Ortopedica dell'Azienda Ospedaliera di Padova, ottenuti in seguito ad amputazione per condrosarcoma. Tutti i campioni analizzati sono stati estratti da un'unica pianta del piede di un soggetto con le caratteristiche descritte nella *Tabella 2.1.1*.

| DATA PRELIEVO | CODICE | SESSO | DATA DI NASCITA | ETÀ | INTERVENTO | PATOLOGIA | BMI [Kg/m ²] | FUMO |
|---------------|-------------|-------|-----------------|-----|-----------------------|---------------|--------------------------|------|
| 14/9/2020 | SLA30101966 | M | 30/10/1966 | 53 | Amputazione Coscia | Condrosarcoma | 23,7 | NO |

Tabella 2.1.1 Dati dall'anamnesi del paziente

La pelle plantare è stata sezionata, separandola dagli altri tessuti quali: lo strato più spesso di grasso, il tessuto muscolare, la fascia plantare ed i tendini. Tali tessuti, che non erano di interesse per questo studio, sono stati conservati in congelatore ad una temperatura di -20°C , per altre indagini sperimentali.

La prima fase nella preparazione dei campioni è lo scongelamento del tessuto a temperatura ambiente, idratandolo con soluzione fisiologica. Per quanto riguarda la decisione su come tagliare i campioni si è tenuto conto di due fattori rilevanti:

- Le caratteristiche meccaniche che si vogliono evidenziare nello studio, in particolare l'anisotropia. A questo scopo, per le prove a trazione, vengono scelte diverse direzioni di taglio, come si può apprezzare dalla *Figura 2.1.3*. Le direzioni scelte sono la direzione Posteriore-Anteriore con inclinazione di 0° , la direzione Laterale-Mediale con inclinazione 90° , la direzione Mediale con inclinazione 45° e la direzione Laterale con inclinazione 135° . Inoltre si sono considerate quattro regioni differenti in cui è stata suddivisa la pianta del piede, dalla zona posteriore fino alle dita del piede sono rispettivamente: Zona Heel Pad (HP), che è la zona del tallone, Zona Centrale (C), Zona Mediale (M), Zona Laterale (L) e Zona Metatarsale (Met), che termina nella zona anteriore della regione plantare poco prima delle dita. Per il tessuto utilizzato per le prove a trazione si hanno come discriminanti dei campioni la regione e la direzione. Il nome del campione viene assegnato secondo il seguente criterio: REGIONE-#CAMPIONE-DIREZIONE, per esempio il campione Met1LM è il primo dei campioni prelevati nella zona metatarsale con direzione latero-mediale. Mentre per le prove a compressione è stata evidenziata solamente la caratteristica della regione e non della direzione; quindi, il nome assegnato per identificare il campione sarà: REGIONE-#CAMPIONE, per esempio il campione HP1 è il primo dei campioni prelevati dalla zona Heel Pad.

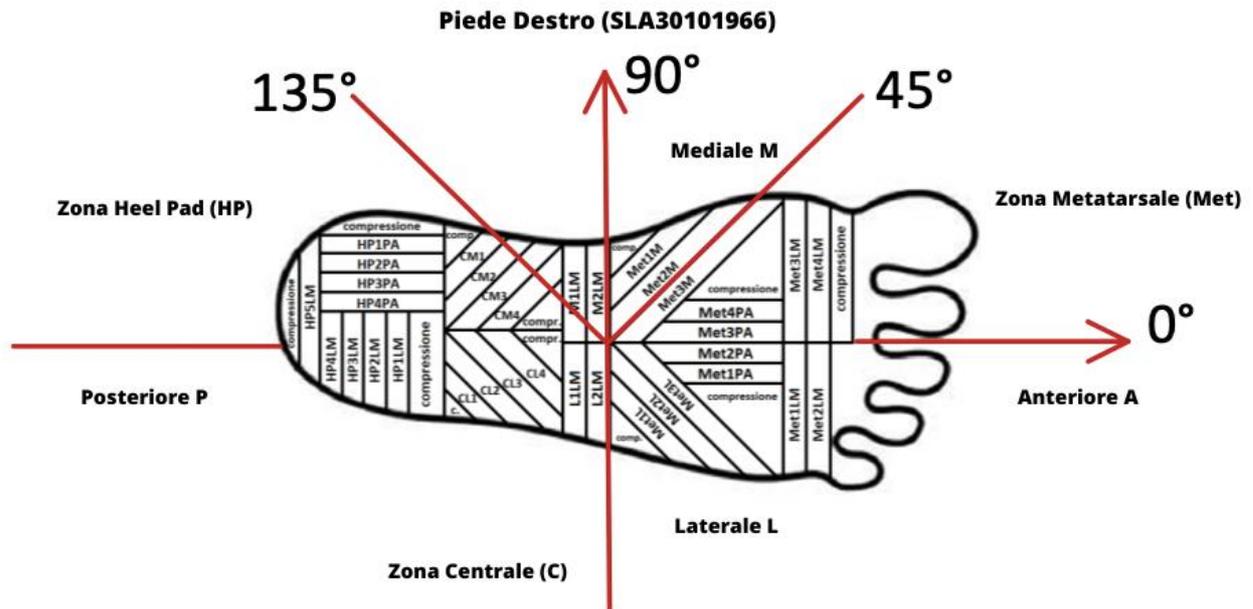


Figura 2.1.3 Suddivisione dei campioni piede destro soggetto SLA30101966

- Le linee di clivaggio per poter mantenere il più possibile intatte, nella loro direzione, le componenti fibrose. Tale fattore per necessità sperimentale può essere complicato da rispettare, in ogni caso si è comunque cercato di seguirlo il più possibile, per poter avere anche la risposta meccanica il più attendibile possibile.

I campioni per le prove a compressione vengono ricavati dalle parti di tessuto di pelle plantare che eccedono dalle parti sezionate per le prove a trazione, tali campioni vengono tagliati utilizzando un indentatore di metallo cilindrico con diametro di 5 mm, e vengono rifiniti utilizzando un bisturi chirurgico. Lo spessore del cilindro di pelle viene misurato con il calibro manuale ed i dati relativi i campioni sono rappresentati nella *Tabella 2.1.2*, *Tabella 2.1.3* e *Tabella 2.1.4*. Dal tessuto di pelle plantare del soggetto SLA30101966 sono stati ricavati 30 campioni per le prove a compressione, 21 campioni sono stati utilizzati per le prove di Carico-Scarico, 9 campioni sono stati utilizzati per le prove di Rilassamento delle Tensioni. I provini

cilindrici presentano tutti lo stesso diametro, la media dello spessore risulta essere 2,23 mm con una Standard Deviation di $\pm 0,56$ mm.

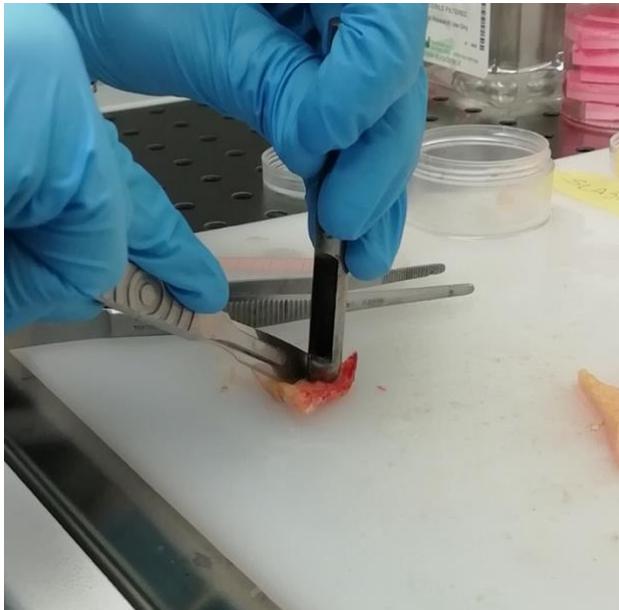


Figura 2.1.4 Taglio del campione cilindrico con indentatore



Figura 2.1.5 Campione nella camera di prova del Biomomentum

| PROVE DI CARICO-SCARICO A COMPRESSIONE A VELOCITÀ 1% | | |
|---|----------------------|----------------------|
| SLA30101966 | Diametro [mm] | Spessore [mm] |
| Met1 | 5 | 2,5 |
| Met2 | 5 | 3 |
| Met3 | 5 | 2,25 |
| Met4 | 5 | 2 |
| HP1 | 5 | 1,5 |
| HP2 | 5 | 1,75 |
| HP3 | 5 | 1,5 |
| HP4 | 5 | 1,75 |
| HP5 | 5 | 2 |
| HP13 | 5 | 2,75 |

Tabella 2.1.2 Campioni e misurazioni di Prove di Carico-Scarico a compressione con velocità 1%

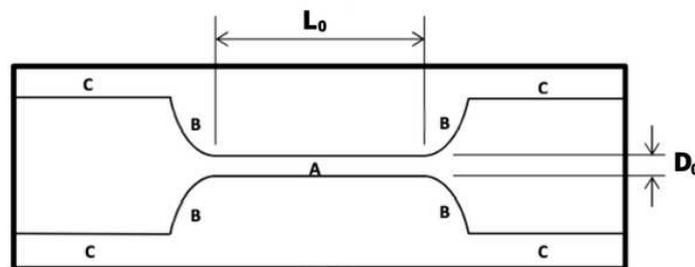
| PROVE DI CARICO-SCARICO A COMPRESSIONE A VELOCITÀ 100% | | |
|---|----------------------|----------------------|
| SLA30101966 | Diametro [mm] | Spessore [mm] |
| Met5 | 5 | 3,25 |
| Met6 | 5 | 3 |
| Met7 | 5 | 2,75 |
| Met8 | 5 | 4 |
| HP6 | 5 | 2,25 |
| HP7 | 5 | 1,75 |
| HP8 | 5 | 2 |
| HP9 | 5 | 2 |
| HP10 | 5 | 2,25 |
| HP11 | 5 | 2,5 |
| HP12 | 5 | 2 |

Tabella 2.1.3 Campioni e misurazioni di Prove di Carico-Scarico a compressione con velocità 100%

| PROVE DI RILASSAMENTO DELLE TENSIONI A COMPRESSIONE | | |
|--|----------------------|----------------------|
| SLA30101966 | Diametro [mm] | Spessore [mm] |
| Met9 | 5 | 2,25 |
| Met10 | 5 | 2 |
| Met11 | 5 | 2 |
| HP11 | 5 | 1,5 |
| HP12 | 5 | 2 |
| HP13 | 5 | 1,75 |
| HP14 | 5 | 2,25 |
| HP15 | 5 | 2,5 |
| HP16 | 5 | 2 |

Tabella 2.1.4 Campioni e misurazioni di Prove di Rilassamento delle Tensioni a Compressione

I campioni per le prove a trazione uniassiale sono stati tagliati a forma di “osso di cane” in modo da avere le estremità con area maggiore per migliorare l’adesione ai grip. Questi campioni sono stati poi incollati a un supporto di cartoncino dove, nella regione di adesione con le estremità del campione è stato applicato del velcro e successivamente sulla sezione di pelle plantare che va inserita nel grip è stata incollata della carta vetrata. Questa procedura è stata attuata per ogni campione per cercare di evitare lo scivolamento del provino. Prima del posizionamento dei campioni nei grip al Biomomentum, è stato misurato il loro spessore S_0 utilizzando il calibro. Una volta sistemato il campione stringendo la morsa dei grip alle estremità del campione, utilizzando Mach-1 Motion viene steso il campione, muovendo la parte superiore lungo l’asse Z, e viene scattata una fotografia utilizzando la Camera integrata nel Biomomentum posizionando accanto al campione una striscia di carta millimetrata, come si vede in *Figura 2.1.4*. In questo modo è stato possibile determinare il valore alla lunghezza utile L_0 del campione e utilizzando software



ImageJ è stata validata la misurazione e stabilita la larghezza D_0 del provino.

Figura 2.1.6 Forma del campione ad “osso di cane”

Dal tessuto di pelle plantare del soggetto SLA30101996 sono stati ricavati 35 campioni ad “osso di cane”, di cui 13 sono stati utilizzati nelle prove di Rilassamento delle tensioni e 22 sono stati utilizzati per le prove di trazione a rottura. Tutti i dati ricavati sono stati riportati nella *Tabella 2.1.5*, è stata calcolata media e deviazione standard (SD) di tutte le misurazioni effettuate sui campioni:

- Lunghezza utile $L_0 = 19,86$ mm con $SD = \pm 3,95$ mm

- Spessore $S_0 = 2,14$ mm con $SD = \pm 0,41$ mm
- Larghezza $D_0 = 4,35$ mm con $SD = \pm 0,91$ mm

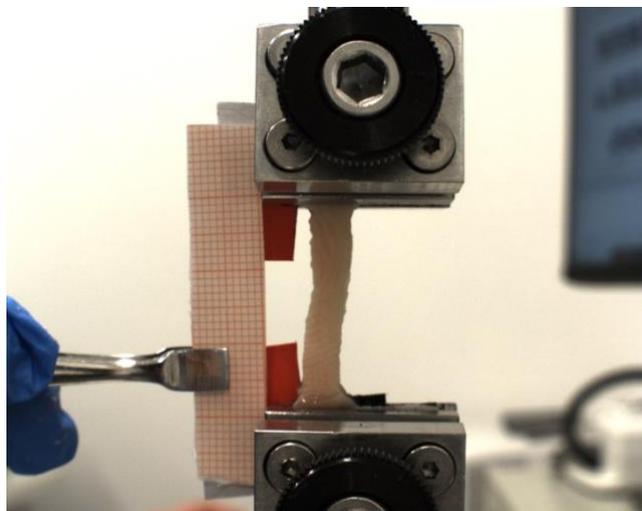


Figura 2.1.7 Misura del campione



Figura 2.1.8 Divisione dei campioni della regione Metatarsale

| PROVE DI RILASSAMENTO DELLE TENSIONI A TRAZIONE | | | |
|--|-----------------------------|----------------------|-----------------------|
| SLA30101966 | Lunghezza utile [mm] | Spessore [mm] | Larghezza [mm] |
| Met1LM | 17 | 2,5 | 4,30 |
| Met3LM | 14 | 2 | 4,44 |
| Met3L | 25 | 2,5 | 3,23 |
| Met3M | 26 | 2 | 3,33 |
| Met2PA | 18 | 1,75 | 4,49 |
| Met4PA | 16 | 2 | 5,41 |
| CL3 | 27 | 2 | 3,87 |
| CL4 | 19 | 2 | 3,25 |
| CM3 | 27 | 2 | 4,23 |
| CM4 | 22 | 1 | 3,05 |
| L1LM | 20 | 2,5 | 5,57 |
| HP4LM | 21 | 2,25 | 4,24 |
| HP4PA | 18 | 2,5 | 4,35 |

Tabella 2.1.5 Campioni e misurazioni di Prove di Rilassamento delle Tensioni a Trazione
Uniassiale

| PROVE DI TRAZIONE UNIASSIALE A ROTTURA | | | |
|---|-----------------------------|----------------------|-----------------------|
| SLA30101966 | Lunghezza utile [mm] | Spessore [mm] | Larghezza [mm] |
| Met2LM | 17 | 2,75 | 5,21 |
| Met4LM | 28 | 2,25 | 4,60 |
| Met1L | 21 | 2,5 | 6,25 |
| Met2L | 17 | 2 | 4,42 |
| Met1M | 18 | 2 | 3,77 |
| Met2M | 21 | 1,25 | 4,00 |
| Met1PA | 18 | 2 | 3,97 |
| Met3PA | 20 | 2,25 | 5,94 |
| CL1 | 25 | 2,25 | 4,70 |
| CL2 | 23 | 2,25 | 3,09 |
| CM1 | 24 | 1,5 | 3,07 |
| CM2 | 25 | 1,75 | 4,66 |
| L2LM | 18 | 2,5 | 5,77 |
| M1LM | 20 | 2 | 5,50 |
| M2LM | 18 | 1,75 | 4,18 |
| HP1LM | 16 | 2,25 | 2,58 |
| HP2LM | 16 | 2,5 | 4,06 |
| HP3LM | 14 | 2 | 4,43 |
| HP5LM | 18 | 2 | 3,55 |
| HP1PA | 17 | 2,25 | 5,59 |
| HP2PA | 15 | 3 | 4,81 |
| HP3PA | 16 | 2,75 | 4,27 |

Tabella 2.1.6 Campioni e misurazioni di Prove di Trazione Uniassiale a Rottura

2.2 LE PROVE

In questo capitolo vengono descritte le procedure utilizzate nello svolgimento delle prove sperimentali. Per ogni tipo di prova è stato utilizzato uno specifico protocollo adatto per individuare le proprietà del materiale. Di seguito si indicheranno i protocolli per ogni tipologia di prove sperimentali. Utilizzando il software di analisi Mach-1 Motion è stato definito il protocollo per ogni tipologia di prova e, per ciascun campione, sono stati assegnati poi i valori opportuni dei parametri caratteristici.

2.2.1 Precondizionamento

Il precondizionamento è una fase preparatoria per lo svolgimento di tutte le prove. Esso consiste nell'applicare al campione un carico sinusoidale. Viene solitamente applicato nelle prove meccaniche ai tessuti biologici molli, in quanto consente di ottenere una risposta meccanica stabile e ripetibile atta a misurare le caratteristiche peculiari del tessuto. Inoltre, viene impostata la cella di carico nella corretta posizione sull'asse Z di modo che l'indentatore piatto aderisca perfettamente al campione cilindrico per la prova di compressione, e che il provino sia ben disteso, la fase di precondizionamento si conclude reimpostando a zero il livello di forza rilevato e lasciando un breve periodo di pausa prima dell'inizio della parte di protocollo relativa alla prova meccanica vera e propria. Quest'ultima si differenzia per le tre prove di interesse: Prova di Carico-Scarico, Prova di Rilassamento delle Tensioni e Prova di Trazione Uniassiale a rottura.

Di seguito verranno elencate le 7 fasi del precondizionamento:

- Zero load;
- Find contact;
- Zero position;
- Move relative;
- Sinusoid;
- Move absolute;

- Pausa di 30 secondi.

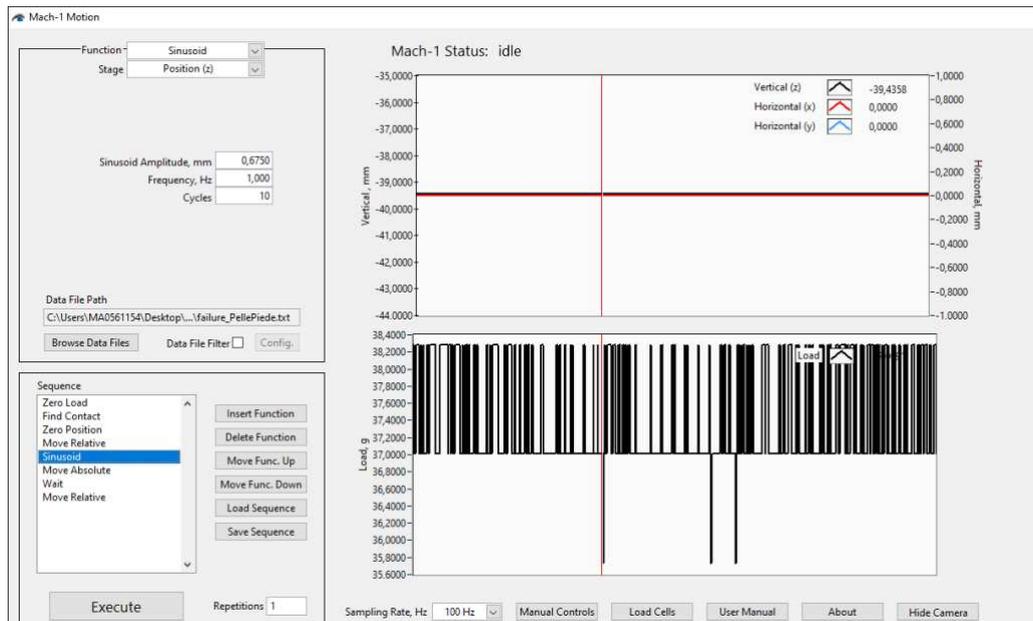


Figura 2.2.1 Fase di Precondizionamento

Qui di seguito sono riportate la percentuale di deformazione e la velocità di deformazione della fase di Precondizionamento per le diverse prove:

- Carico-Scarico: 10 cicli di precondizionamento alla frequenza di 1 Hz con una deformazione del 5%
- Rilassamento delle Tensioni a Compressione: 10 cicli di precondizionamento alla frequenza di 1 Hz con una deformazione del 5%
- Rilassamento delle Tensioni a Trazione: 10 cicli di precondizionamento alla frequenza di 1 Hz con una deformazione del 2,5%
- Trazione Uniassiale a Rottura: 10 cicli di precondizionamento alla frequenza di 1 Hz con una deformazione del 2,5%

2.2.2 Prova di Carico-Scarico

Le prove di Carico-Scarico vengono effettuate esclusivamente a compressione utilizzando due differenti velocità: 1% di deformazione al secondo (1%/s) e 100% di deformazione al secondo (100%/s). Il campione cilindrico di cui sono state prese le misure, viene posizionato in una camera di prova in cui verrà compresso utilizzando un indentatore piatto (*Figura 2.2.2*).

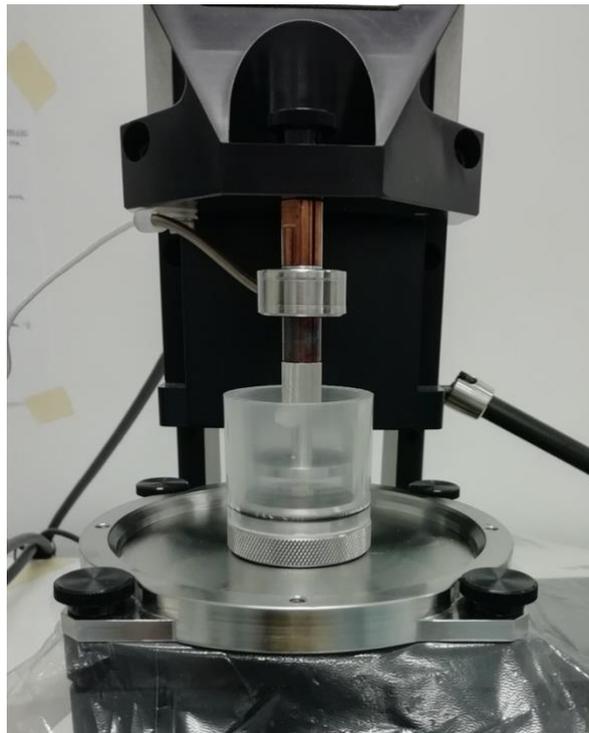


Figura 2.2.2 Struttura per la Compressione di un campione cilindrico

Nel protocollo specifico per le prove di Carico-Scarico è necessario inserire, nelle varie sezioni, ampiezza e velocità specifiche, calcolate utilizzando le dimensioni di ogni campione. Dopo la fase di preconditionamento inizia la prova di Carico-Scarico che consiste in 5 cicli di carico-scarico in cui il campione viene compresso a una certa velocità preimpostata e poi l'indentatore scorrendo sull'asse Z ritorna alla posizione iniziale, riportando la deformazione e la tensione a zero. In *Figura 2.2.3* sono riportati il primo, il terzo e il quinto ciclo Carico-Scarico di un campione esemplificativo, da qui è possibile notare come l'area di isteresi tra la curva di carico

e la curva di scarico di ogni ciclo si riduce, questo significa che l'energia dissipata in ogni ciclo diminuisce progressivamente.

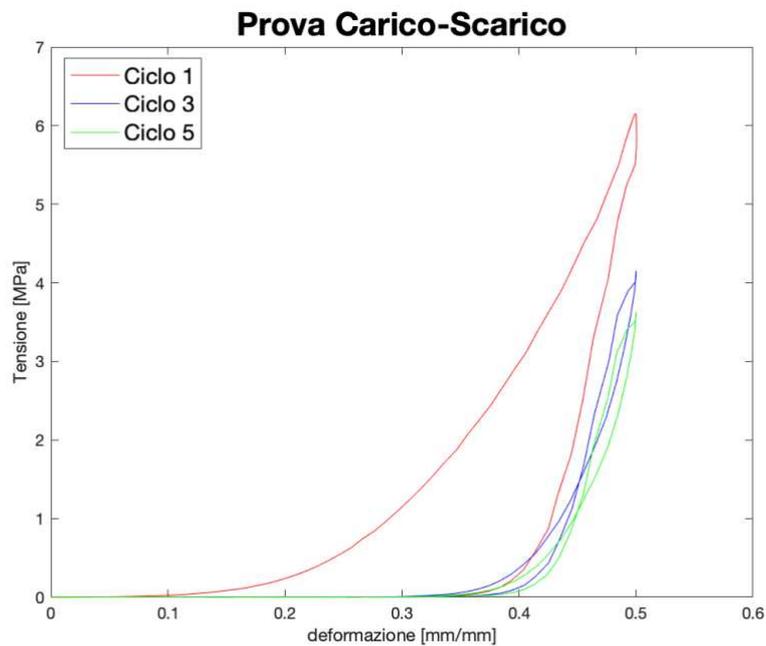


Figura 2.2.3 Cicli di Carico-Scarico

2.2.3 Prova di Rilassamento delle Tensioni

Le prove di Rilassamento delle Tensioni vengono svolte sia a compressione che a trazione.

- **A Compressione:** come per la prova di Carico-Scarico il campione cilindrico viene posizionato in una camera di prova e la compressione viene attuata da un indentatore piatto che si muove lungo l'asse Z. In seguito alla fase di preconditionamento, inizia la parte di protocollo relativa alla prova di Rilassamento delle Tensioni a compressione che consiste in due fasi: la prima è suddivisa in tre step di 400 secondi e la seconda in due step di 600 secondi, in cui il campione viene compresso di una percentuale del 10% in ogni step, quindi per un totale di una compressione del 50% di deformazione in 2400 secondi con una velocità di 10% di deformazione al secondo (10%/s).

Prova di Rilassamento delle Tensioni a Compressione

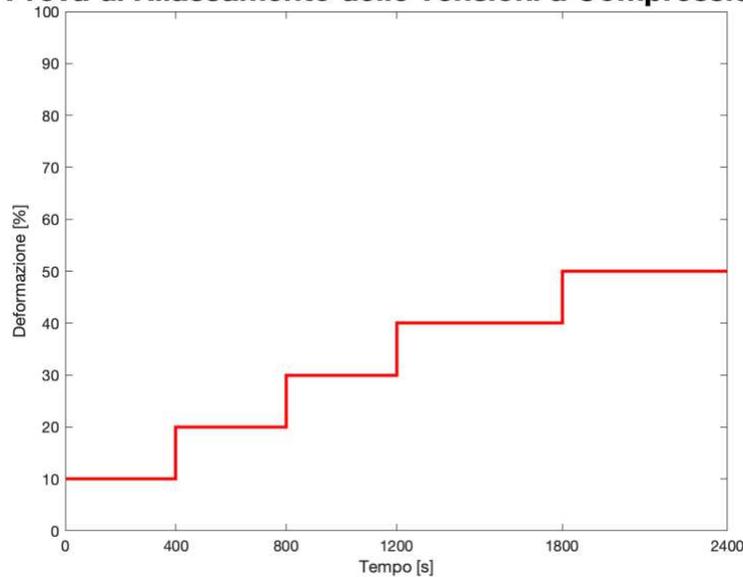


Figura 2.2.4 Deformazione nel tempo di un campione in una prova di Rilassamento delle Tensioni a compressione

- **A Trazione:** il campione con la forma ad “osso di cane” viene montato su due grip (*Figura 2.2.5*) che lo tendono lungo l’asse Z. In seguito alla fase di preconditionamento, inizia la parte di protocollo relativa alla prova di Rilassamento delle Tensioni a trazione che consiste in due fasi: la prima è suddivisa in tre step di 400 secondi e la seconda in due step di 600 secondi, in cui il campione viene traziionato di una percentuale del 7% in ogni step, quindi per un totale di una compressione del 35% di deformazione in 2400 secondi.

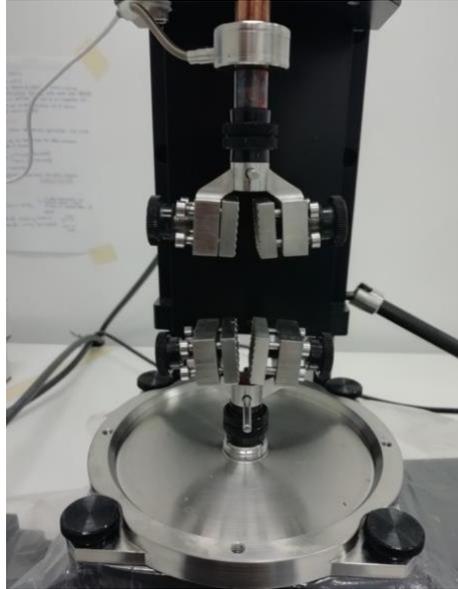


Figura 2.2.5 Grip per le prove a trazione

In *Figura 2.2.6* viene riportato un grafico Tensione-Tempo relativo a un campione esemplificativo a trazione (graficamente simile per le prove a compressione), in cui si vedono tre rampe della durata di 400 secondi e due rampe della durata di 600 secondi in cui si può constatare il processo di rilassamento delle tensioni, infatti viene misurato, nel momento della deformazione, del 7% nel caso a trazione o del 10% nel caso a compressione, un picco di tensione che poi nel tempo fino al momento del successivo picco scende fino ad arrivare ad un punto di equilibrio.

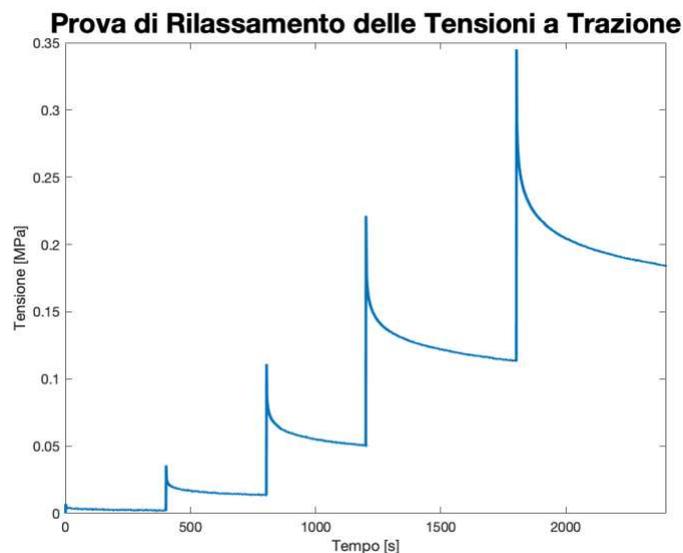


Figura 2.2.6 Grafico Tensione-Tempo della Prova di Rilassamento delle Tensioni a Trazione.

2.2.4 Prova di Trazione Uniassiale a Rottura

Per le prove a Trazione Uniassiale a Rottura il campione a forma di “osso di cane” viene montato nel macchinario Biomomentum come per le prove di rilassamento delle tensioni a trazione. La prova di trazione uniassiale viene svolta lungo l’asse Z, l’unico asse in movimento nelle prove effettuate per questo studio. In seguito alla fase di preconditionamento inizia la parte del protocollo specifica per le prove di Trazione Uniassiale a Rottura, che consiste nel trazionare il campione lungo l’asse Z, con una velocità, dell’ 1%/s, fino al punto di rottura del tessuto. Non tutti i campioni arrivano a rottura, alcuni scivolano dai grip durante la trazione, ma non possono essere utilizzati per ripetere la prova, perché anche se non sono arrivati a rottura, comunque, se sono entrati in un range critico, potrebbero dare una risposta meccanica distorta rispetto alle caratteristiche originali del tessuto.

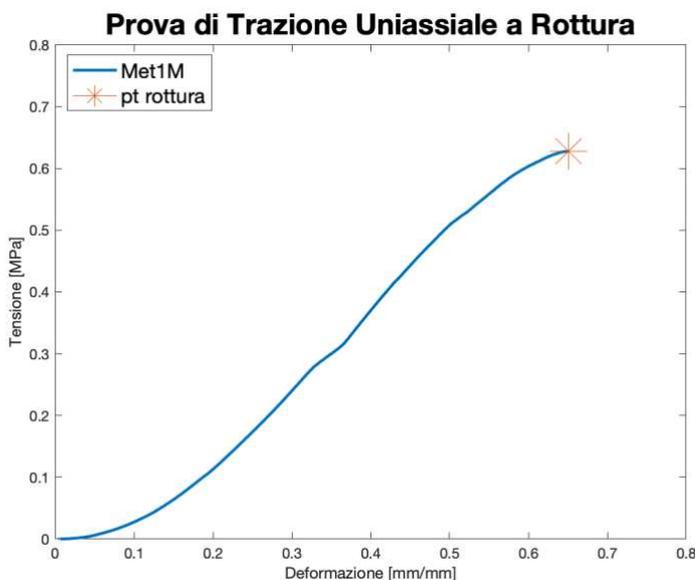


Figura 2.2.7 Prova di Trazione Uniassiale a Rottura

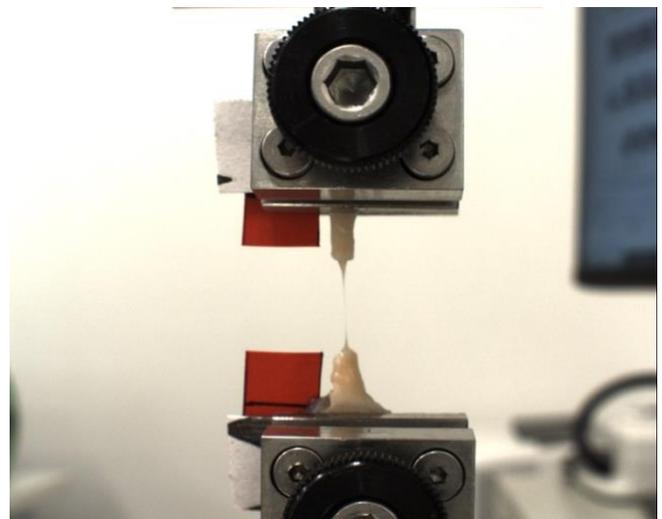


Figura 2.2.8 Rottura di un campione da una prova di Trazione Uniassiale

2.3 ELABORAZIONE DEI DATI

In questo studio è necessaria una elaborazione dei dati, che vengono estratti da Mach-1 Analysis relativi ad ogni prova, per evidenziare le caratteristiche meccaniche del tessuto di pelle plantare che sono di interesse la caratterizzazione meccanica del materiale. A questo scopo si è utilizzato il software di calcolo ed elaborazione statistica Matlab.

Per ogni campione, delle tre differenti tipologie di prove, come prima cosa è stata trasformata la forza in tensione, misurata in Mpa, e la posizione lungo l'asse Z in deformazione. Per le prove a trazione è stato cambiato il segno del valore dei dati in quanto l'asse Z del macchinario ha verso positivo verso il basso.

Per le prove di Carico-Scarico si è scelto di tenere solo la quinta curva di carico. Dopo averla isolata è stata elaborata attraverso un fitting dei dati, utilizzando una funzione di fitting interpolante di tipo PCHIP (Piecewise Cubic Hermite Interpolating Polynomial).

Per le prove di Rilassamento delle Tensioni sia a compressione che a trazione sono state ricavate due diverse curve: la prima, a cui è stato applicato un fitting esponenziale, rappresenta i punti di equilibrio raggiunti dalle 5 rampe di rilassamento delle tensioni; la seconda è la media delle curve di Tensione normalizzate a cui è stato applicato un fitting esponenziale decrescente con le serie di Prony, escludendo la prima rampa dato che misura una tensione molto vicina allo zero e si distacca eccessivamente dalle altre curve.

Per le prove di Trazione Uniassiale a Rottura si è deciso di considerare le curve al 35% di deformazione, prima che il campione arrivi a rottura o prima che scivolasse dai grip in modo da poter considerare tutte le prove di trazione effettuate. Per i provini in cui il tessuto è arrivato a rottura sono stati comunque ricavati i dati di Tensione e Deformazione del punto di rottura, utili per comprendere le caratteristiche di resistenza del materiale.

Utilizzando le funzioni di plottaggio di Matlab si sono ricavate le curve per ogni campione per poterle poi confrontare con lo scopo di indagare le proprietà del tessuto per le diverse regioni, diverse direzioni e diverse prove. Per campioni con la stessa Regione e Direzione si è calcolata la media dei valori con lo scopo di migliorarne il confronto. Sono inoltre stati valutati i moduli di Young iniziale e finale di: quinta curva di carico per le prove di Carico-Scarico, curva di equilibrio per le prove di Rilassamento delle Tensioni, per la curva Tensione-Deformazione delle prove di Trazione a Rottura (*Figura 2.3.1*).

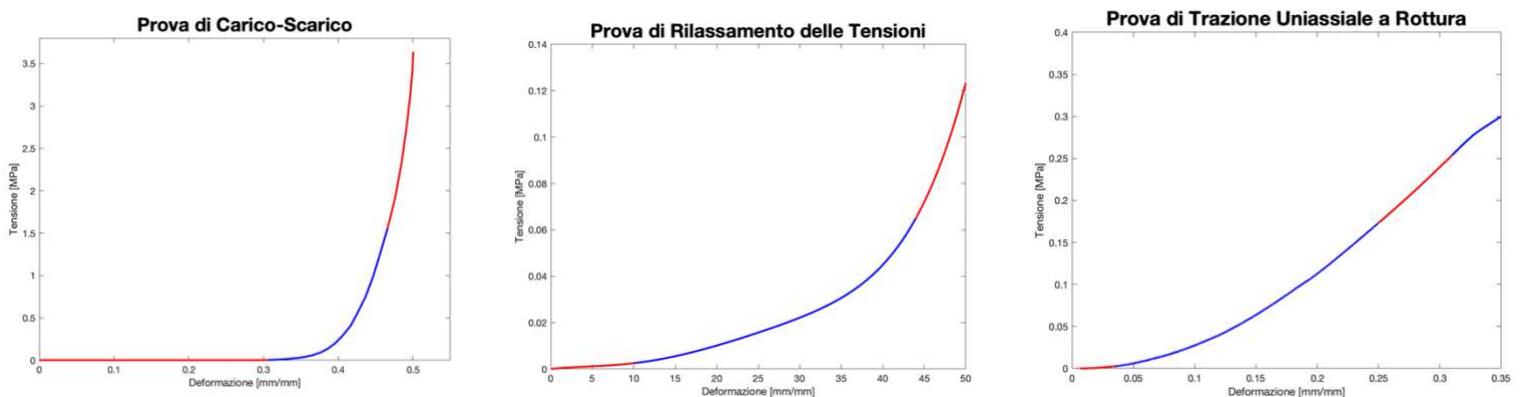


Figure 2.16 Le sezioni in rosso delle curve rappresentano gli intervalli in cui viene calcolato il Modulo di Young per i tre tipi di prove

2.4 MODELLO COSTITUTIVO

In questa parte dello studio viene riportato il modello costitutivo che descrive il comportamento meccanico del tessuto di pelle plantare. Il modello che verrà formulato esprime la correlazione tra stato tensionale e la storia deformativa, considerando le caratteristiche meccaniche di non linearità per materiale e per geometria, l'anisotropia e la tempo-dipendenza [11].

La pelle umana ha una risposta meccanica non lineare, sia per materiale che per geometria ed il suo comportamento meccanico viene descritto con modelli iperelastici. Il tessuto di pelle plantare mostra un comportamento anisotropo, data dalla distribuzione e orientazione delle fibre di collagene che influenzano l'estensibilità della pelle. Quando vengono deformati i tessuti connettivi, questi generano una forza resistiva, che ha una componente indipendente dal tempo, quella elastica, e una componente dipendente dal tempo, quella viscosa. Nelle prove di Rilassamento delle Tensioni, ad esempio, la componente elastica a una data deformazione, rappresenta la frazione di energia di deformazione immagazzinata in modo reversibile, mentre la componente viscosa rappresenta l'energia di deformazione dissipata durante il rilassamento. Queste caratteristiche vengono ricavate utilizzando un modello con serie di Prony, da cui, tramite elaborazione sono stati estratti i parametri costitutivi [12].

Il concetto di modello costitutivo rappresenta una serie di relazioni costitutive che identificano un modello teorico che traduce in termini matematici le caratteristiche fenomenologiche del comportamento di un materiale. Quando si vuole identificare un modello costitutivo è necessario introdurre il concetto di Densità di energia libera di Helmholtz che rappresenta l'energia reversibile accumulata dal lavoro esterno; infatti, la formulazione del modello dipende dalla configurazione data di questa funzione, in base alle caratteristiche del materiale [13].

Comportamento Viscoso

Per descrivere l'evoluzione di un corpo in seguito a una sollecitazione, come spiegato in precedenza, si utilizzeranno delle relazioni che legano lo stato tensionale allo stato deformativo. Questo può essere fatto definendo le condizioni al contorno imposte al corpo, come carichi applicati e spostamenti imposti, e per mezzo di equazioni di bilancio seguendo la formulazione lagrangiana [15]:

$$\text{Principio di conservazione della massa: } \rho J = \rho_0$$

$$\text{Principio di conservazione della quantità di moto: } \text{Div}P + \rho_0 b = 0$$

$$\text{Principio di conservazione momento della quantità di moto: } P F^T = F^T P$$

Queste equazioni non sono sufficienti per definire il problema a causa di un eccesso di gradi di libertà che portano a non trovare una soluzione al sistema, tali relazioni sono basati su principi di meccanica generale senza entrare in uno specifico caso come quello in questione. Per questo è necessaria la formulazione del modello costitutivo, in cui si fanno anche considerazioni di tipo energetico, specifico per ogni materiale, basato sul secondo principio di termo dinamica, secondo cui la parte di energia accumulata in forma reversibile da un corpo è al pari del lavoro svolto dalle tensioni interne. Per esprimere questo principio viene espresso in forma analitica grazie alla disuguaglianza di Clausius-Duhem [15]:

$$\dot{D}_{\text{int}} = \frac{1}{2} S : C' - \psi' > 0$$

Questo significa che solo parte del lavoro esterno viene accumulata sotto forma di energia libera, mentre parte viene dissipata a causa di altri fenomeni. Tale disuguaglianza va a descrivere il comportamento dissipativo del tessuto.

Per descrivere il comportamento viscoelastico viene spesso adottato il modello di Zener, un modello a più rami viscosi che presentano sia una parte viscosa che una parte elastica posta in serie, poi i rami posti in parallelo tra loro e in parallelo con

un'altra componente elastica, come si può vedere nell'esempio in *Figura 2.17*. Ogni ramo rappresenta un processo viscoelastico, il quale è caratterizzato da una rigidità elastica relativa e da un tempo di rilassamento.

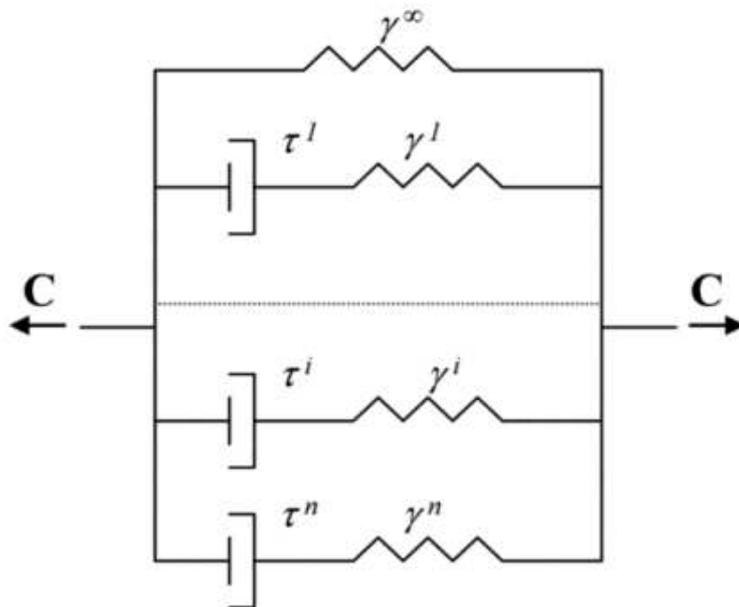


Figura 2.17 Schema del Modello di Zener.

La funzione di rilassamento si calcola come segue:

$$g(t) = 1 - \sum_{i=1}^n \gamma^i * \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau^i}\right) \right]$$

Si tratta di una funzione a decadimento esponenziale, dove n sono i rami viscosi e $g(t)$ il valore della tensione normalizzata.

Equazione del modello a due rami viscosi:

$$\sigma_{\text{norm}}(t) = 1 - \left\{ \gamma_1 \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau_1}\right) \right] \right\} - \left\{ \gamma_2 \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right) \right] \right\}$$

Questo modello dipende da quattro parametri costitutivi: γ_1, γ_2 che si riferiscono alla rigidità relativa al processo viscoso dei due rami; τ_1, τ_2 che si riferiscono ai

tempi di rilassamento. Si basa sul principio di parsimonia, secondo cui si dovrà bilanciare una buona approssimazione dei risultati e una complessità accettabile del problema [14][12].

Comportamento Elastico

Il modello costitutivo che può descrivere il comportamento elastico, non lineare e anisotropo del tessuto di pelle plantare, riconosciuto nelle prove eseguite in laboratorio, è il modello iperelastico trasversalmente isotropo quasi incomprimibile. Di seguito, viene riportata la definizione della densità di energia di deformazione:

$$W(C, I_4) = W_m(C) + W_f(I_4)$$

W_m rappresenta il contributo della matrice di fondo isotropa, W_f rappresenta il contributo delle fibre e I_4 è un invariante strutturale che rappresenta l'allungamento delle fibre durante il processo di carico. C è il tensore di deformazione destro di Cauchy-Green che si definisce come:

$$C = F^T F$$

In cui F descrive il gradiente di deformazione che presenta sulle diagonali le dilatazioni lungo le direzioni principali in caso di stato tensionale monoassiale:

$$F = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}$$

Dato il fatto che la sostanza di fondo abbia un comportamento quasi-incomprimibile, il potenziale iperelastico W_m viene suddiviso in componente volumetrica W_{vol} e componente isovolumetrica W_{iso} :

$$W_{vol} = k_v(J - 1)^2$$

In cui k_v rappresenta il modulo indicativo di rigidità volumetrica e J viene chiamato Jacobiano della deformazione, che in caso materiale perfettamente incomprimibile, è un vincolo di variazione volumetrica diventando nulla: $J = \sqrt{\det(C)}$.

$$W_{\text{iso}} = \frac{C_1}{\alpha_1} \{ \exp[\alpha_1 (I_1 - 3)] - 1 \}$$

Nella componente isovolumetrica compaiono tre termini particolari:

- I_1 è il primo invariante che è: $I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2$;
- C_1 e α_1 sono i parametri costitutivi che descrivono la rigidità del materiale e la sua non linearità.

A causa della non linearità del tessuto sono state appositamente scelte delle funzioni polinomiali ed esponenziali che possono al meglio descrivere l'andamento dell'energia.

W_f invece, come riportato sopra, descrive il comportamento del tessuto influenzato dalla componente fibrosa. Questa si può calcolare con la seguente formula:

$$W_f = \frac{C_4}{\alpha_4^2} [\exp[\alpha_4 (I_4 - 1)] - \alpha_4 (I_4 - 1) - 1]$$

Si possono distinguere altri due parametri costitutivi C_4 e α_4 , il primo definisce la rigidità iniziale delle fibre, mentre il secondo dipende dalla conformazione ondulata iniziale delle fibre. Mentre I_4 rappresenta il quarto invariante che si calcola nel seguente modo: $I_4 = C \div (a_0 \otimes a_0)$.

In questo modo la formulazione di densità di energia libera di deformazione che meglio descrive il tessuto di pelle plantare sarà:

$$W(C, I_4) = k_v (J - 1)^2 + \frac{C_1}{\alpha_1} \{ \exp[\alpha_1 (I_1 - 3)] - 1 \} + \frac{C_4}{\alpha_4^2} [\exp[\alpha_4 (I_4 - 1)] - \alpha_4 (I_4 - 1) - 1]$$

A questo punto dalla densità di energia di Helmsoltz sarà possibile ricavare il secondo tensore di Piola-Kinchhoff:

$$S = 2 \frac{\partial W}{\partial C}$$

Per svolgere questo calcolo sarà necessario calcolare le 3 diverse componenti e infine sommarle in un'unica formula.

Componente Volumetrica:

$$S_{\text{vol}} = 2 \frac{\partial W_{\text{vol}}}{\partial C} = \frac{\partial W_{\text{vol}}}{\partial J} \frac{\partial J}{\partial C} = 2k_v J(J - 1)C^{-1}$$

Componente Isovolumetrica:

$$\begin{aligned} S_{\text{iso}} &= 2 \frac{\partial W^{\text{iso}}}{\partial C} = \frac{\partial W_{\text{iso}}}{\partial J} \frac{\partial J}{\partial C} + \frac{W_{\text{iso}}}{\partial I_1} \frac{\partial I_1}{\partial C} \\ &= -\frac{2}{3} C_1 J^{-\frac{2}{3}} I_1 \exp \left[\alpha_1 \left(J^{-\frac{2}{3}} I_1 - 3 \right) \right] C^{-1} + 2C_1 J^{-\frac{2}{3}} \exp \left[\alpha_1 \left(J^{-\frac{2}{3}} I_1 - 3 \right) \right] \underline{1} \end{aligned}$$

Componente relativa alle fibre:

$$S_f = 2 \frac{C_4}{\alpha_4} [\exp[\alpha_4(I_4 - 1)] - 1] a \otimes a I_4$$

Quindi il secondo Tensore di Piola-Kirchhoff sarà:

$$\begin{aligned} S &= 2k_v J(J - 1)C^{-1} - \frac{2}{3} C_1 J^{-\frac{2}{3}} I_1 \exp \left[\alpha_1 \left(J^{-\frac{2}{3}} I_1 - 3 \right) \right] C^{-1} + \\ &2C_1 J^{-\frac{2}{3}} \exp \left[\alpha_1 \left(J^{-\frac{2}{3}} I_1 - 3 \right) \right] \underline{1} + 2 \frac{C_4}{\alpha_4} [\exp[\alpha_4(I_4 - 1)] - 1] a \otimes a I_4 \end{aligned}$$

Il secondo tensore di Piola-Kirchoff non ha un significato fisico, di conseguenza lo dobbiamo convertire nel tensore dello stress di Cauchy:

$$\sigma = \frac{1}{J} F S F^T$$

Svolgendo i calcoli risulta:

$$\begin{aligned} \sigma &= 2k_v(J-1)\underline{\underline{1}} - \frac{2}{3}C_1J^{-\frac{5}{3}}I_1 \exp\left[\alpha_1\left(J^{-\frac{2}{3}}I_1 - 3\right)\right]\underline{\underline{1}} \\ &+ 2C_1J^{-\frac{5}{3}}\exp\left[\alpha_1\left(J^{-\frac{2}{3}}I_1 - 3\right)\right]\underline{\underline{B}} + 2\frac{C_4}{\alpha_4}[\exp[\alpha_4(I_4 - 1)] - 1]a \otimes aI_4 \end{aligned}$$

Nel caso della prova di trazione uniassiale, il contributo lungo due delle direzioni principali risulta essere uguale e la tensione risulta nulla, quindi andando a valutare il valore della tensione lungo un'unica direzione si ottiene la formula:

$$\begin{aligned} \sigma_{11} &= 2k_v(J-1) + \left(2\lambda^2_1 - \frac{2}{3}I_1\right)C_1J^{-\frac{5}{3}}\exp\left[\alpha_1\left(J^{-\frac{2}{3}}I_1 - 3\right)\right] \\ &+ 2\frac{C_4}{\alpha_4}[\exp[\alpha_4(\lambda^2_1 - 1)] - 1]\lambda^2_1 \end{aligned}$$

Per interpretare la prova di trazione uniassiale, non siamo in grado di interpretare la prova sperimentale conoscendo solo il parametro λ_1 , si ha una dipendenza dallo stato deformativo anche attraverso J e I_1 . Infatti:

$$J = \lambda_1\lambda_2\lambda_3 = \lambda_1\lambda^2_2$$

$$I_1 = \lambda^2_1 + \lambda^2_2 + \lambda^2_3 = \lambda^2_1 + 2\lambda^2_2$$

Per poter determinare l'evoluzione dello stato tensionale con lo stato deformativo, ci sarà bisogno di conoscere non solo λ_1 ma anche λ_2 , che coincide con λ_3 . λ_1 è conosciuto perché viene impostato è stato imposto durante la prova sperimentale. Si può trovare λ_2 in funzione di λ_1 , utilizzando la formula della tensione di Cauchy lungo la direzione 2 che sappiamo essere nulla.

$$\sigma_{22} = 2k_v(J - 1) + \left(2\lambda_2^2 - \frac{2}{3}I_1\right) C_1 J^{-\frac{5}{3}} \exp\left[\alpha_1 \left(J^{-\frac{2}{3}}I_1 - 3\right)\right] + 2 \frac{C_4}{\alpha_4} [\exp[\alpha_4(\lambda_2^2 - 1)] - 1] \lambda_2^2 = 0$$

Il Teorema del Dini permette di stabilire quando una curva descritta in forma implicita si può esprimere, localmente, in forma esplicita. In questo caso sappiamo che per ogni valore di λ_1 esiste un intorno nel quale è possibile trovare una funzione definita implicita λ_2 , tale che $\sigma_{22}(\lambda_1, \lambda_2) = 0$. Tramite il teorema del dini sappiamo che per ogni valore di σ_{11} possiamo trovare il corrispondente valore di σ_{22} , però non si conosce la funzione $\lambda_2 = \lambda_2(\lambda_1)$, si potrà determinare attraverso il metodo di Newton-Raphson. Il quale parte da uno stato noto, che sarà lo stato indeformato, quindi quando al provino non viene applicata nessuna trazione, noto il passo i-esimo questo metodo trova il passo i+1 [15][16][17].

Sarà necessario identificare il valore numerico dei parametri costitutivi delle equazioni del modello attraverso un processo di ottimizzazione che va a minimizzare la discrepanza tra questi dati e la previsione del modello stesso. La funzione costo da minimizzare è la seguente:

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

In questa formula si ha:

- N : numero di dati;
- $\sigma_{exp}(t_i)$: tensione proveniente dai dati sperimentali;
- $\sigma_{th}(t_i)$: valore teorico della tensione fornito dal modello.

In questo studio, per la stima dei parametri di modello si è scelto un modello viscoelastico composto da due rami viscosi per interpretare al meglio i dati sperimentali derivanti dalle prove.

Nella formulazione del modello si è fatto riferimento alla tensione normalizzata σ_{norm} .

La minimizzazione della funzione costo si è ottenuta implementando un codice Matlab, con un algoritmo risolutivo deterministico [14][12].

CAPITOLO 3: I RISULTATI

In questo capitolo verranno descritti i risultati ottenuti in seguito all'elaborazione dei dati, in base alla suddivisione dei campioni per le diverse regioni e direzioni.

Per scegliere le curve da confrontare si è tenuto conto di alcune discriminanti come le diverse velocità di applicazione, le diverse regioni e direzioni. Allo scopo di evidenziare tali differenze si è fatto uso di grafici e tabelle. Il capitolo viene suddiviso per le tre tipologie di prove: Carico-Scarico, Rilassamento delle Tensioni (a compressione e a trazione) e di Trazione Uniassiale a Rottura. È stata poi aggiunta una sezione dedicata al confronto tra le prove di Rilassamento delle Tensioni a compressione e a Trazione.

In ogni sotto capitolo vengono anche confrontati, utilizzando dei boxplot, i Moduli di Young per offrire maggiori informazioni sulle peculiarità meccaniche del tessuto.

Al termine di questo capitolo è riportata una discussione sui risultati ottenuti dall'interpretazione dei dati tramite il modello costitutivo.

3.1 Prova di Carico-Scarico

Per le prove di Carico-Scarico si è deciso di valutare il:

- Confronto tra le velocità di carico 1%/s e 100%/s nella regione Metatarsale (Met);
- Confronto tra le velocità di carico 1%/s e 100%/s nella regione Heel Pad (HP);
- Confronto tra la regione Metatarsale e Heel Pad alla velocità 1%/s;
- Confronto tra la regione Metatarsale e Heel Pad alla velocità 100%/s.

Qui di seguito si importano i grafici tensione-deformazione ottenuti dall'elaborazione dei dati delle prove di Carico-Scarico.

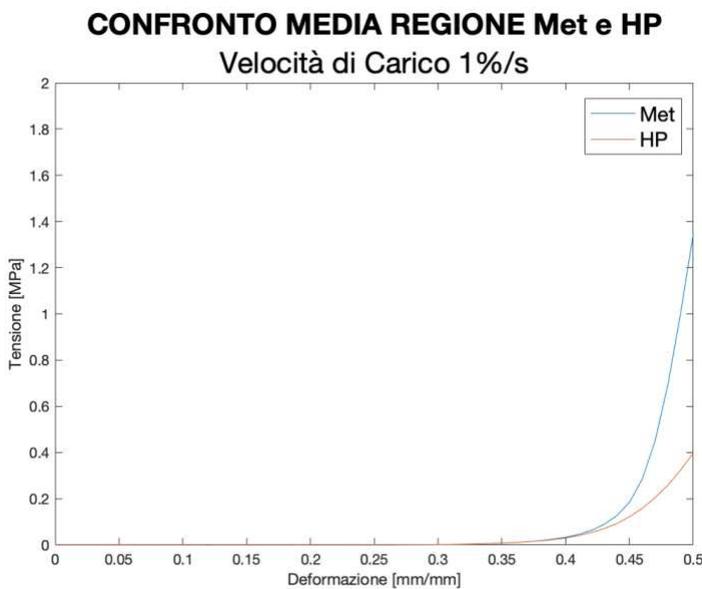


Figura 3.1.1 Media della quinta curva di carico dei campioni della regione metatarsale alle diverse velocità di carico.

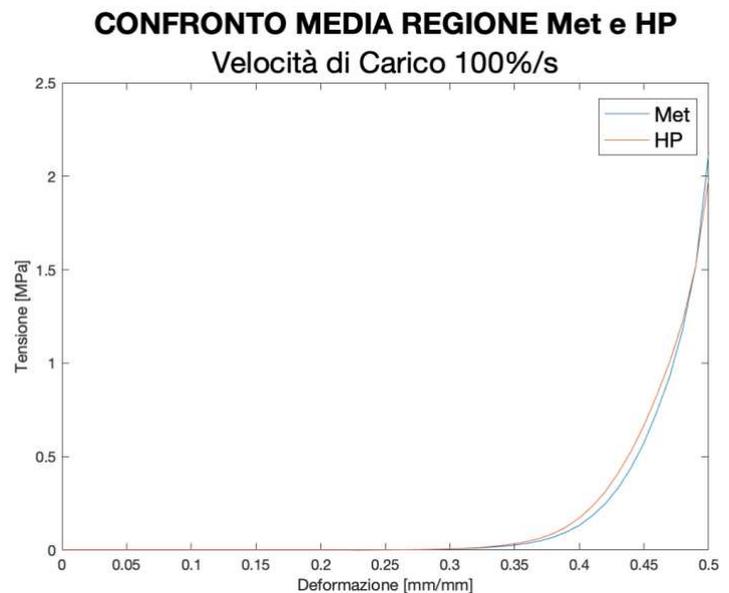


Figura 3.1.2 Medie della quinta curva di carico dei campioni della regione Heel Pad alle diverse velocità di carico.

Questa specifica tipologia di prove evidenzia l'influenza della velocità di deformazione nel comportamento meccanico del tessuto. Infatti, i processi di riorganizzazione delle strutture fibrose della pelle richiedono tempo per svilupparsi. Sia per le prove svolte nella regione metatarsale che, in modo ancora più evidente, nella regione Heel Pad, si può apprezzare come nelle prove svolte ad una velocità inferiore dell'1% il materiale mostra una rigidità inferiore. Per curve che descrivono la relazione Tensione-Deformazione alla velocità del 100%/s si manifesta

il tipico comportamento incomprimibile del materiale in seguito all'applicazione di un carico compressivo.

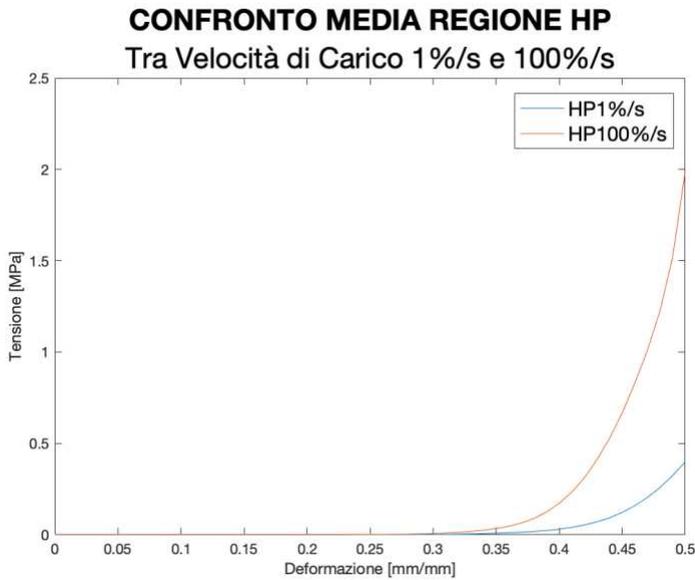


Figura 3.1.3 Media della quinta curva di carico dei campioni della regione metatarsale (blu) e Heel Pad (rossa) alla velocità 1%/s.

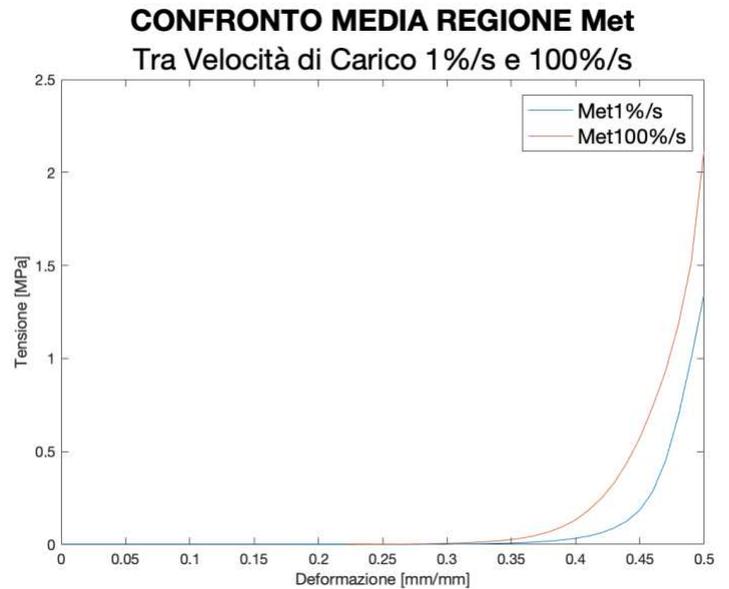


Figura 3.1.4 Media della quinta curva di carico dei campioni della regione metatarsale (blu) e Heel Pad (rossa) alla velocità 100%/s.

Dalle curve Tensione-Deformazione mostrate in *Figura 3.1.3* si può notare come la media dei campioni della regione Heel Pad, alla deformazione del 50%, misura una tensione notevolmente minore rispetto alla zona metatarsale, quindi mostrando una minore resistenza alla compressione a basse velocità (1%/s). Invece, in *Figura 3.1.4* le due curve relative alle due diverse regioni sono quasi sovrapponibili presentando un andamento molto simile. In conclusione, la regione Heel Pad mostra un comportamento meccanico con maggiore dipendenza dalla velocità di sollecitazione rispetto alla regione metatarsale.

Modulo di Young quinta curva di carico nelle prove di Carico-Scarico

MODULO DI YOUNG INIZIALE

Confronto tra le regioni prove di Carico-Scarico Velocità 1%/s

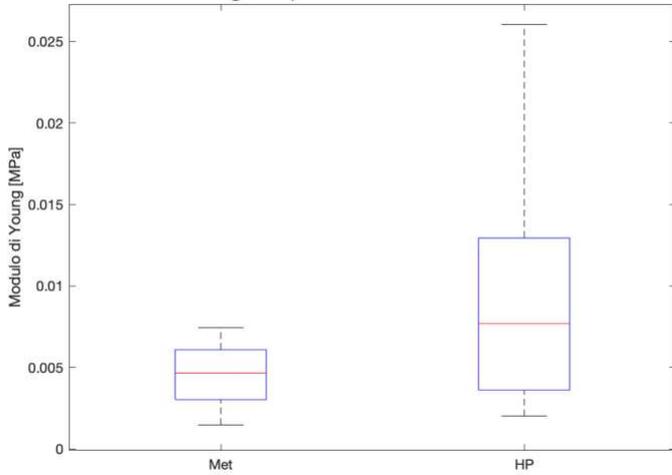


Figura 3.1.5 Modulo di Young iniziale relativo alla quinta curva di carico a velocità 1%/s, confronto tra regioni.

MODULO DI YOUNG FINALE

Confronto tra le regioni prove di Carico-Scarico Velocità 1%/s

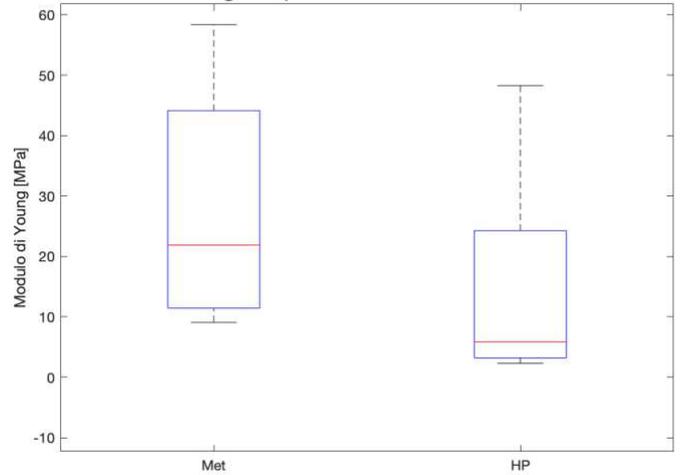


Figura 3.1.6 Modulo di Young finale relativo alla quinta curva di carico a velocità 1%/s, confronto tra regioni.

MODULO DI YOUNG INIZIALE

Confronto tra le regioni prove di Carico-Scarico Velocità 100%/s

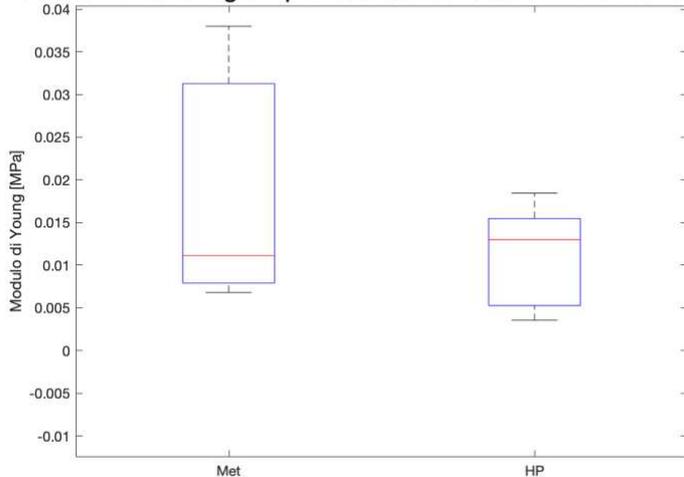


Figura 3.1.7 Modulo di Young iniziale relativo alla quinta curva di carico a velocità 100%, confronto tra regioni.

MODULO DI YOUNG FINALE

Confronto tra le regioni prove di Carico-Scarico Velocità 100%/s

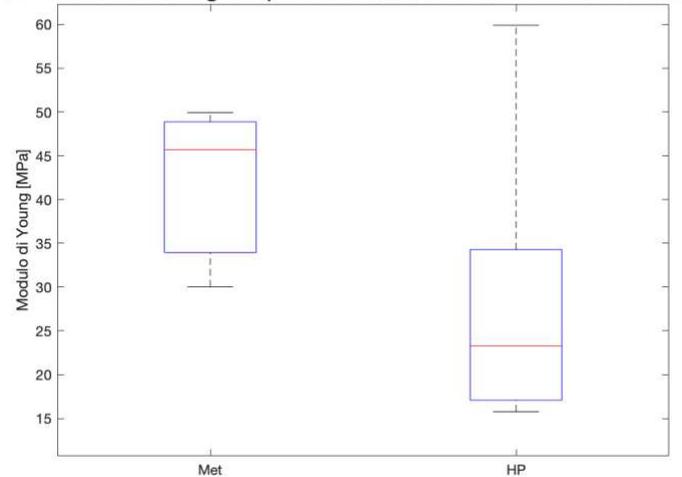


Figura 3.1.8 Modulo di Young finale relativo alla quinta curva di carico a velocità 100%/s, confronto tra regioni.

Dai Boxplot riportati nelle figure soprastanti è possibile fare delle constatazioni. In primo luogo, si osserva che i moduli di Young iniziali risultano in media molto simili tra la regione metatarsale e la regione dell'Heel Pad; infatti, come si può osservare dalla Figura 3.1.3 e dalla Figura 3.1.4, nella fase 1 di deformazione le curve sono

praticamente sovrapposte. In secondo luogo, si nota come, nella fase finale invece, i Moduli di Young della regione metatarsale e Heel Pad si discostano tra loro, mettendo in evidenza la caratteristica di maggiore resistenza alla compressione della regione anteriore della pelle della pianta del piede.

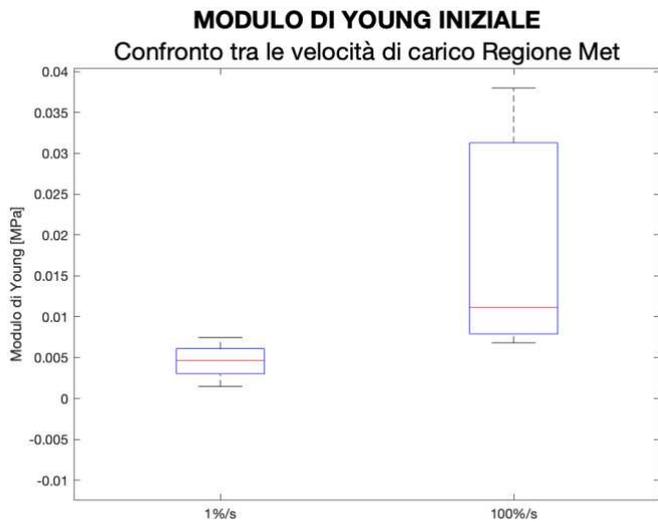


Figura 3.1.9 Modulo di Young iniziale relativo alla quinta curva di carico della regione met, confronto tra le velocità.

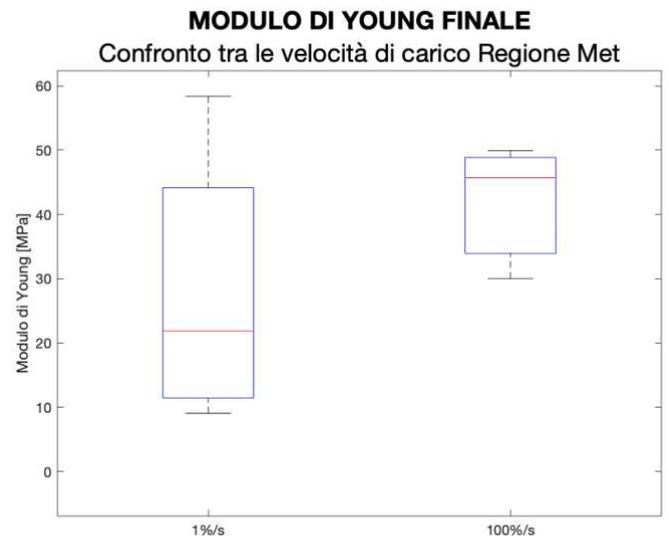


Figura 3.1.10 Modulo di Young finale relativo alla quinta curva di carico della regione met, confronto tra le velocità.

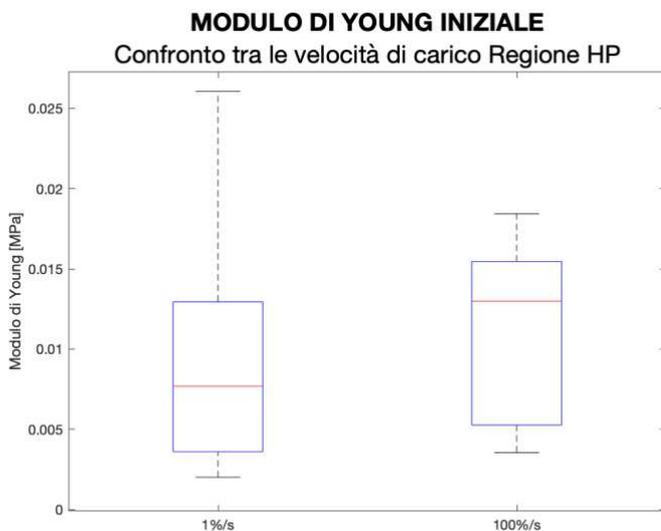


Figura 3.1.11 Modulo di Young iniziale relativo alla quinta curva di carico della regione HP, confronto tra le velocità.

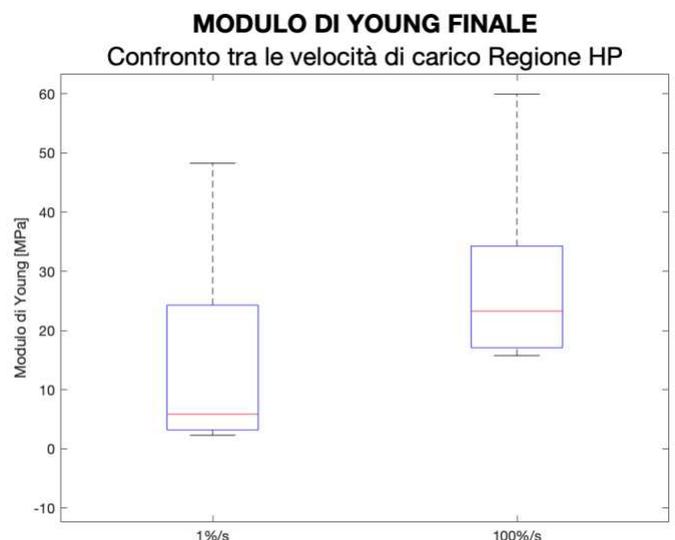
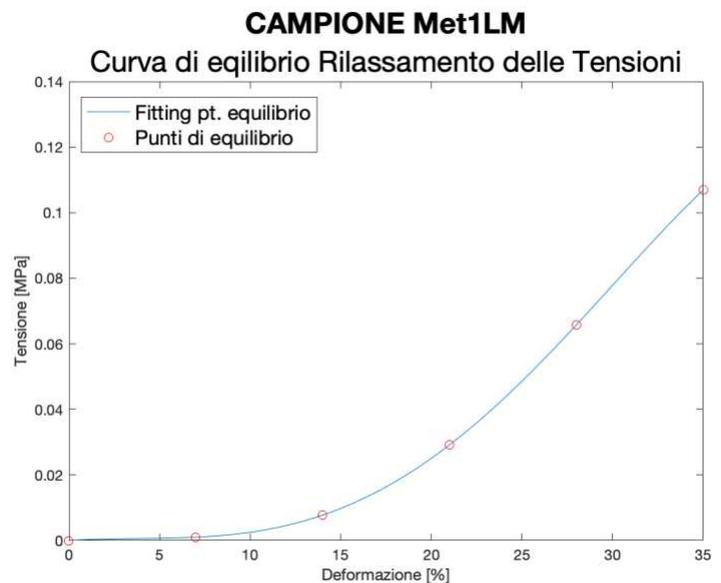
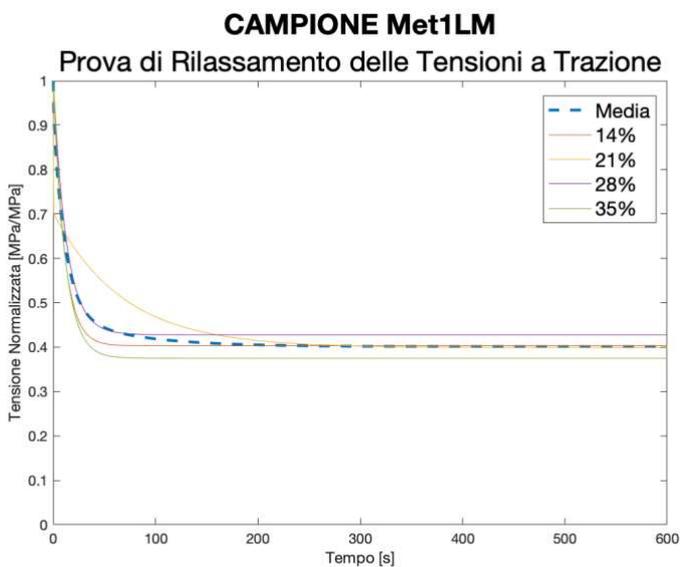


Figura 3.1.12 Modulo di Young finale relativo alla quinta curva di carico della regione HP, confronto tra le velocità.

Come riscontrato nelle curve di carico a confronto, dai boxplot emerge che a una velocità più elevata, del 100%, il tessuto manifesta un comportamento più rigido.

3.2 Prova di Rilassamento delle Tensioni

Per le prove di Rilassamento delle Tensioni i confronti si suddividono in tre parti: prove a compressione, prove a trazione e confronto tra i risultati delle prove a compressione e prove a trazione. Per esprimere i risultati ottenuti si utilizzano due tipi di grafico: Tensione Normalizzata/Tempo (per la media delle curve di tensione normalizzata ricavate ai vari step di deformazione) e Tensione/Deformazione percentuale (per la media delle curve di fitting ricavate dai punti di equilibrio). I dati relativi alla tensione normalizzata all'equilibrio e la percentuale di rilassamento delle tensioni sono stati salvati in tabelle suddivise in base ai confronti riportati nei grafici. Nelle figure sottostanti vengono riportati, a titolo esemplificativo, due grafici relativi a un campione appartenente alla regione metatarsale con direzione latero-mediale testato a trazione, per mostrare come sono state ricavate le curve utilizzate per i confronti riportati nel seguito del capitolo.



3.2.1 Prove a Compressione

Per le prove di Rilassamento delle Tensioni a compressione si è svolto il confronto tra la curva media dei campioni appartenenti alla regione metatarsale e i campioni appartenenti alla regione Heel Pad.

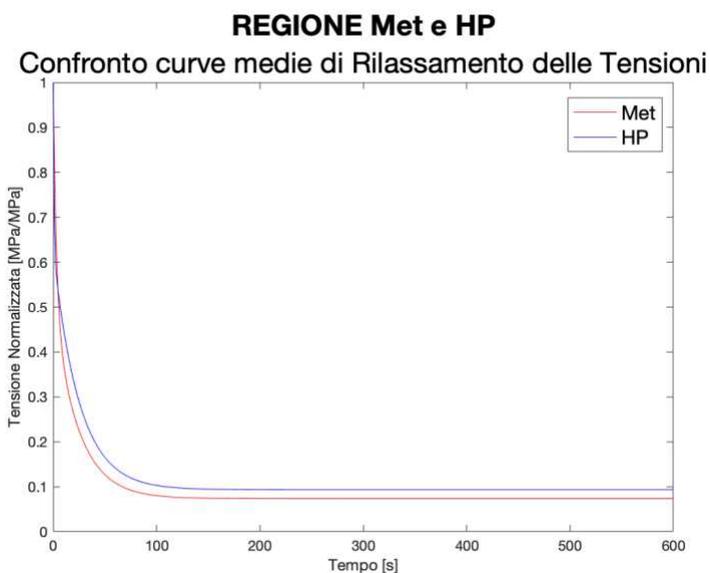


Figura 3.2.3 Media curve normalizzate, confronto tra regione metatarsale e Heel Pad.

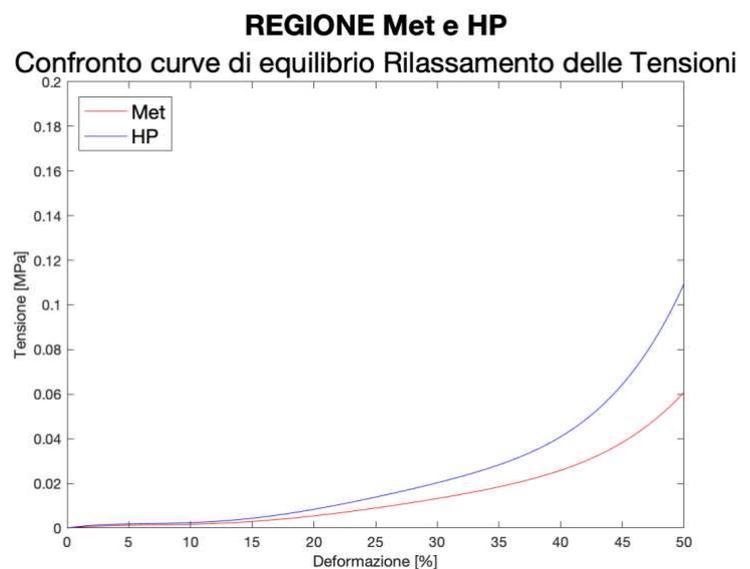


Figura 3.2.4 Media curve di fitting dei punti di equilibrio, confronto tra regione metatarsale e Heel Pad.

Dalla Figura 3.2.3 si può notare, anche se con differenza minima, come i campioni appartenenti alla regione metatarsale tendono a rilassare maggiormente rispetto ai campioni ricavati dalla zona Heel Pad, che hanno una minore perdita di tensione. La Figura 3.2.4, infatti, mostra come la regione posteriore manifesta una rigidezza maggiore rispetto alla zona anteriore del tessuto di pelle plantare.

| REGIONI | Tensione Normalizzata all'equilibrio [MPa/MPa] | Percentuale di Rilassamento Tensioni [%] |
|----------------|---|---|
| Met | 0,0719 | 93 |
| HP | 0,0980 | 90 |

Tabella 3.2.1 Valori relativi alla perdita di tensione regione metatarsale e dell'Heel Pad a compressione.

La media dei campioni della regione metatarsale mostra un rilassamento del 3% in più rispetto alla zona Heel Pad, evidenziando una minore rigidità.

Modulo di Young punti curva di equilibrio a Compressione

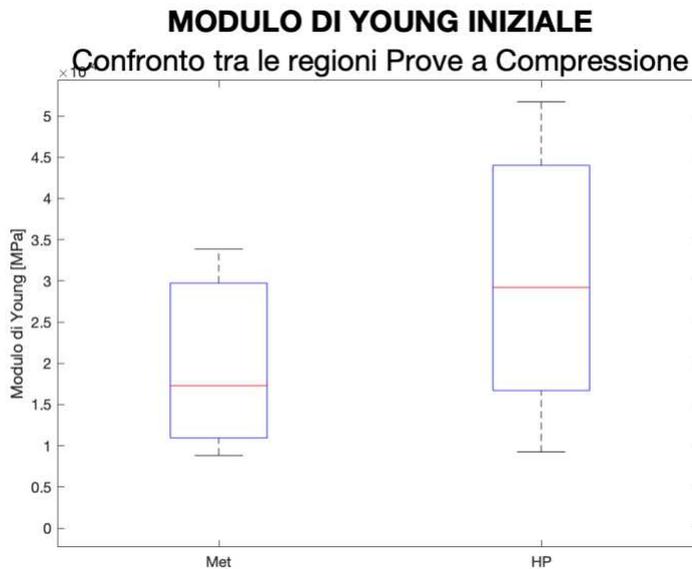


Figura 3.2.5 Modulo di Young iniziale relativo alle prove di Rilassamento delle Tensioni a Compressione.

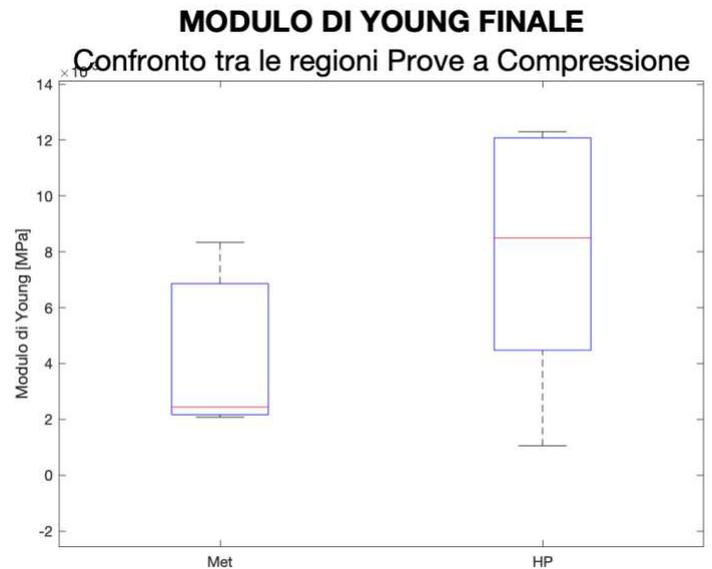


Figura 3.2.6 Modulo di Young finale relativo alle prove di Rilassamento delle Tensioni a Compressione.

Dati i Moduli di Young ricavati dalle curve di fitting dei punti di equilibrio, nelle figure sopra si possono confrontare, per i moduli iniziali e per i moduli finali, le regioni metatarsale e Heel Pad per studiare la rigidità del materiale. Per prima cosa si nota che il modulo di Young iniziale, relativo a entrambe le regioni, risulta essere 10 volte minore rispetto a quello finale, essendo che nella prima fase di deformazione la curva risulta molto meno inclinata rispetto alla terza fase di deformazione. Come è stato visto anche dai confronti delle curve in Figura 3.2.4 il tessuto di pelle plantare posteriore, appartenente alla regione Heel Pad manifesta una maggiore resistenza alla deformazione rispetto che al tessuto relativo alla regione metatarsale.

3.2.2 Prove a Trazione Uniassiale

Per le prove di Rilassamento delle Tensioni a trazione uniassiale si è deciso di studiare i seguenti confronti, suddivisi per regione e per direzione:

- Nella regione Metarsale (Met) confronto dei campioni con inclinazione 0° , 45° , 90° e 135° ;
- Nella regione Heel Pad (HP) confronto dei campioni con inclinazione 0° e 90° ;
- Nella regione Centrale (C) confronto dei campioni con inclinazione 45° e 135° ;
- Confronto dei campioni con inclinazione 0° tra le regioni Metatarsale e Heel Pad;
- Confronto dei campioni con inclinazione 45° tra le regioni Metatarsale e Centrale;
- Confronto dei campioni con inclinazione 90° tra le regioni Metatarsale, Laterale e Heel Pad;
- Confronto dei campioni con inclinazione 135° tra le regioni Metatarsale e Centrale;

Per i campioni metatarsali con inclinazione 90° , metatarsali con inclinazione 0° , Centrali con inclinazione 45° e Centrali con inclinazione 135° , i confronti sono stati realizzati utilizzando la media tra campioni che sono stati sezionati nella stessa regione e con la direzione, in modo da ottenere un risultato coerente per quella specifica tipologia di taglio. Gli altri risultati invece appartengono alle prove realizzate su un unico campione di quel tipo. Questa parte di studio dei risultati va ad evidenziare la caratteristica di anisotropia del tessuto di pelle plantare.

Per dei campioni utilizzati per le prove di Rilassamento delle Tensioni a trazione, ce ne sono stati 3 per cui in fase di elaborazione è stata esclusa la quinta rampa, quella che descrive l'ultima fase di deformazione per arrivare al 35%, a causa di un risultato anomalo probabilmente dovuto a un inizio di rottura del campione o a uno scivolamento dai grips. I campioni in questione sono: Met3M (campione metatarsale

con inclinazione 135°), L1LM (campione laterale con inclinazione 90°) e HP4LM (campione della regione Heel Pad con inclinazione 90°).

Confronti suddivisi per regione

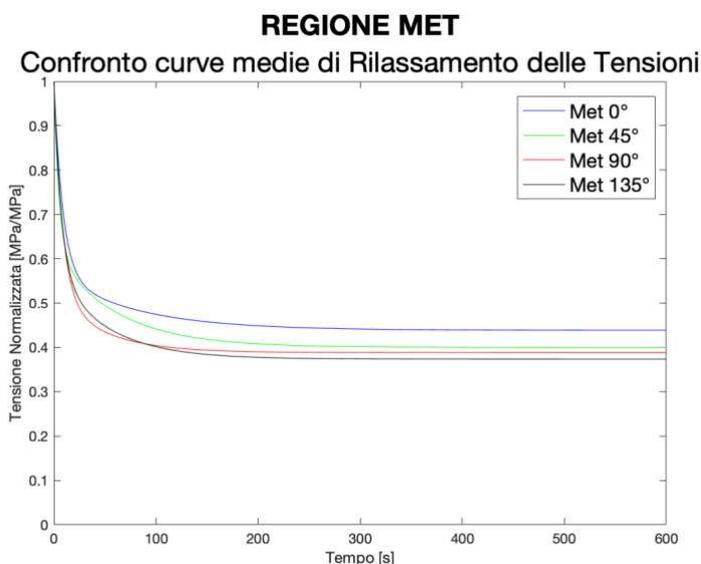


Figura 3.2.7 Media curve normalizzate, confronto nella regione metatarsale di diverse direzioni.

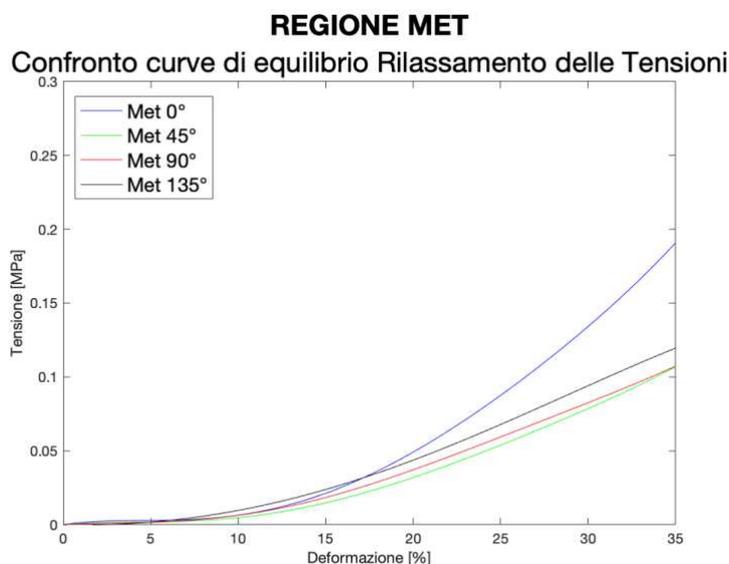


Figura 3.2.8 Media curve di fitting dei punti di equilibrio, confronto nella regione metatarsale di diverse direzioni.

Dal grafico riportato in *Figura 3.2.7* risulta che i campioni presi in direzione posteriore-anteriore, quindi con inclinazione di 0°, mostrano un rilassamento delle tensioni minore rispetto alle altre direzioni. La curva relativa ai campioni con orientazione a 90° mostra un andamento che arriva alla tensione normalizzata di equilibrio più velocemente rispetto alle altre. I campioni con direzione laterale e inclinazione a 135° risultano essere quelli che manifestano un maggiore rilassamento delle tensioni. Dalla *Figura 3.2.8* risulta evidente come i campioni con direzione a 0° manifestino una maggiore rigidità rispetto alle altre orientazioni. Mentre le curve relative ai campioni con orientazione 45° e 90° risultano avere un andamento molto simile, invece, il tessuto relativo ai campioni presi con inclinazione 135° mostra un comportamento meccanico più rigido.

| REGIONE Met | | |
|-------------|--|---------------------------|
| DIREZIONI | Tensione Normalizzata all'equilibrio [MPa/MPa] | Rilassamento Tensioni [%] |
| Met 0° | 0,4358 | 56 |
| Met 45° | 0,3980 | 59 |
| Met 90° | 0,3873 | 61 |
| Met 135° | 0.3727 | 64 |

Tabella 3.2.1 Valori relativi alla perdita di tensione della regione metatarsale nelle diverse direzioni.

I campioni di tessuto prelevati dalla regione plantare con inclinazione 135° manifestano una perdita di tensione del 64 %, l'8% in più rispetto a quelli con inclinazione 0°.

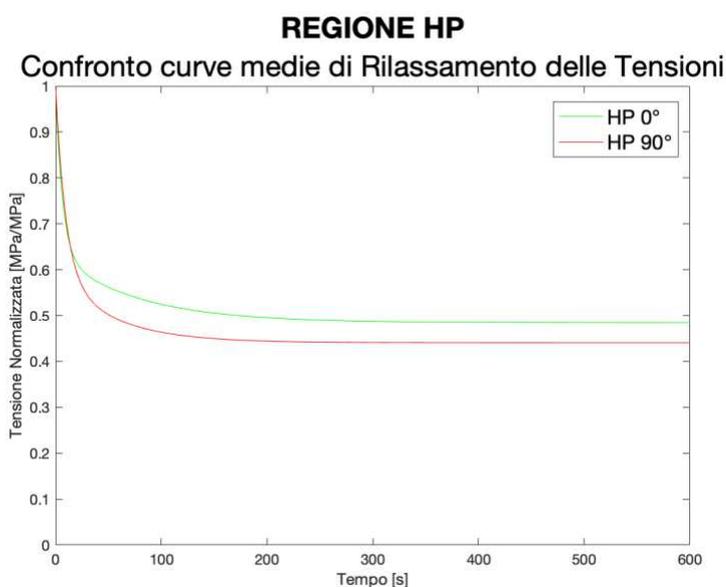


Figura 3.2.9 Media curve normalizzate, confronto nella regione Heel Pad di diverse direzioni.

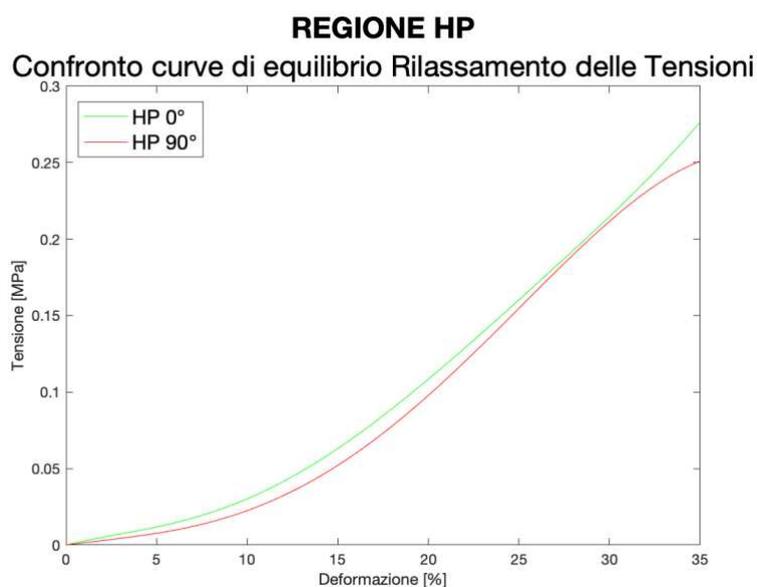


Figura 3.2.10 Media curve di fitting dei punti di equilibrio, confronto nella regione Heel Pad di diverse direzioni.

| REGIONE HP | | |
|------------|--|---------------------------|
| DIREZIONI | Tensione Normalizzata all'equilibrio [MPa/MPa] | Rilassamento Tensioni [%] |
| HP 0° | 0,4817 | 52 |
| HP 90° | 0,4401 | 56 |

Tabella 3.2.2 Valori relativi alla perdita di tensione della regione Heel Pad nelle diverse direzioni.

Dai grafici riportati in *Figura 3.2.9* e in *Figura 3.2.10*, dove vengono mostrati risultati corrispondenti alle prove effettuate sui campioni relativi alla regione dell'Heel Pad, risulta evidente come il campione con orientazione di 0° risulta avere una maggiore resistenza alla deformazione e quindi anche un minore rilassamento delle tensioni, precisamente del 4% in meno rispetto al campione con inclinazione di 90° , questo risultato appare coerente con quanto riscontrato per la regione metatarsale.

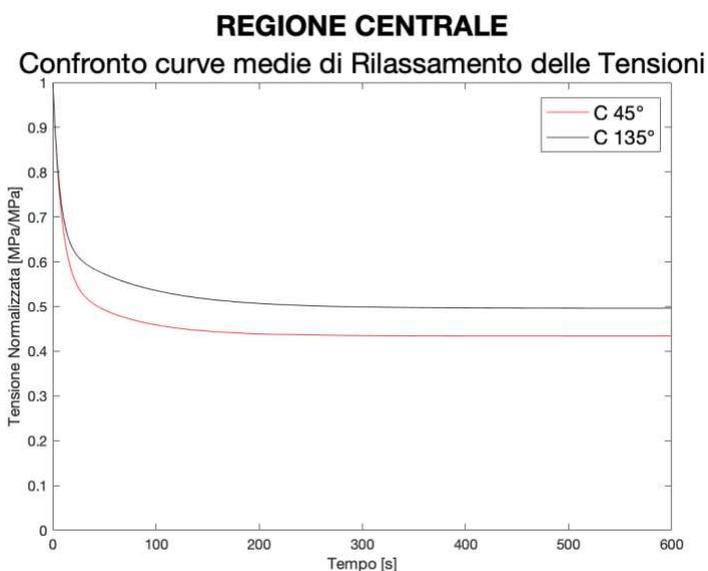


Figura 3.2.11 Media curve normalizzate, confronto nella regione centrale di diverse direzioni.

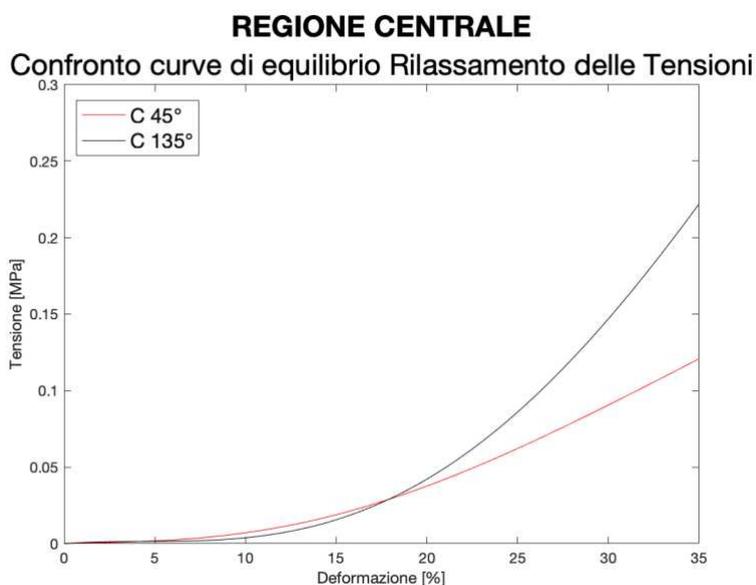


Figura 3.2.12 Media curve di fitting dei punti di equilibrio, confronto nella regione centrale di diverse direzioni.

| REGIONE C | | |
|------------------|---|----------------------------------|
| DIREZIONI | Tensione Normalizzata all'equilibrio [MPa/MPa] | Rilassamento Tensioni [%] |
| C 45° | 0,4332 | 57 |
| C 135° | 0,4941 | 50 |

Tabella 3.2.3 Valori relativi alla perdita di tensione della regione centrale nelle diverse direzioni.

Come per la regione metatarsale e la regione Heel Pad le curve relative ai campioni ricavati con inclinazione 135° esprimono una maggiore resistenza del tessuto alla deformazione, con una percentuale di rilassamento delle tensioni del 7% più basso

rispetto al campione appartenente sempre alla regione centrale ma con inclinazione 45°.

Confronti suddivisi per direzione

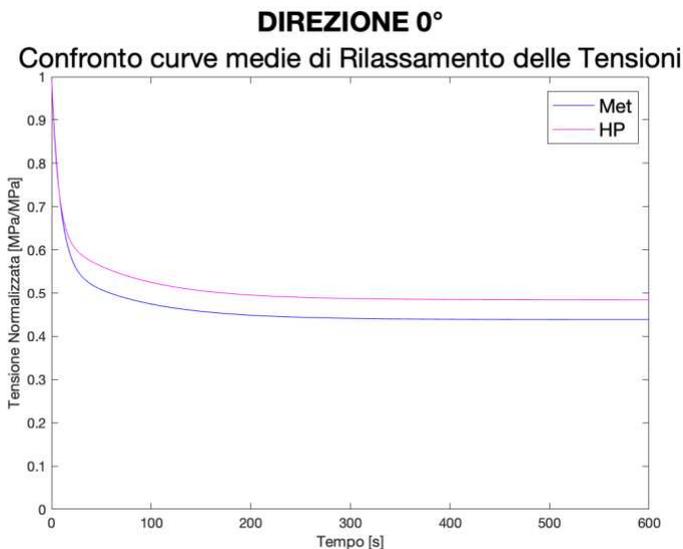


Figura 3.2.13 Media curve normalizzate, confronto nella direzione 0° di diverse regioni.

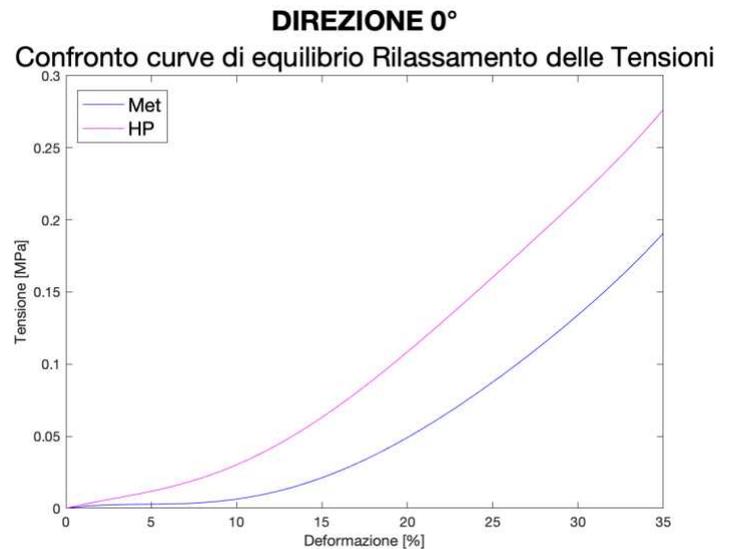


Figura 3.2.14 Media curve di fitting dei punti di equilibrio, confronto nella direzione 0° di diverse regioni.

| DIREZIONE 0° | | |
|---------------------|---|----------------------------------|
| REGIONI | Tensione Normalizzata all'equilibrio [MPa/MPa] | Rilassamento Tensioni [%] |
| Met | 0,4358 | 56 |
| HP | 0,4817 | 52 |

Tabella 3.2.4 Valori relativi alla perdita di tensione nella direzione 0° nelle diverse regioni.

Dai grafici riportati in *Figura 3.2.13* e in *Figura 3.2.14* emerge come il tessuto della regione Heel Pad risulta avere una maggiore rigidezza rispetto al tessuto di pelle plantare appartenente alla regione metatarsale che risulta avere un rilassamento delle tensioni del 4% in più rispetto al tessuto HP. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che la pelle nel tallone risulta essere più spessa.

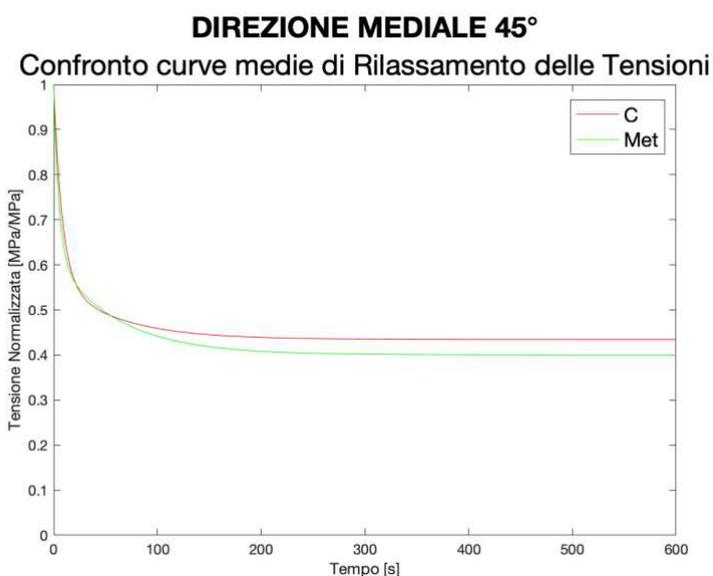


Figura 3.2.15 Media curve normalizzate, confronto nella direzione 45° di diverse regioni.

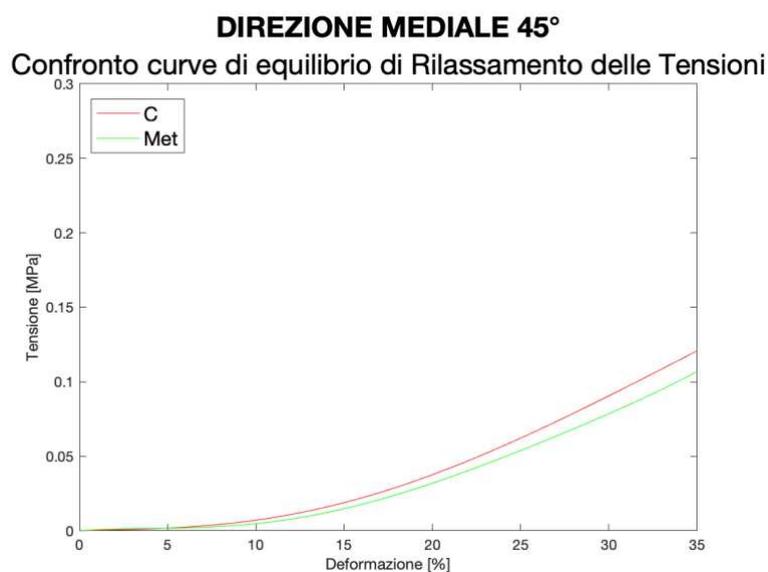


Figura 3.2.16 Media curve di fitting dei punti di equilibrio, confronto nella direzione 45° di diverse regioni.

I campioni con inclinazione 45° appartenenti alla regione centrale e alla regione metatarsale presentano un comportamento molto simile. Il tessuto che proviene dal tessuto di pelle plantare della regione centrale mostra una risposta meccanica più rigida e, rispetto al tessuto della regione metatarsale, arriva al valore di tensione normalizzata di equilibrio più velocemente.

| DIREZIONE 45° | | |
|----------------------|---|----------------------------------|
| REGIONI | Tensione Normalizzata all'equilibrio [MPa/MPa] | Rilassamento Tensioni [%] |
| Met | 0,3980 | 60 |
| C | 0,4332 | 57 |

Tabella 3.2.5 Valori relativi alla perdita di tensione nella direzione 45° nelle diverse regioni.

Le tensioni all'equilibrio per la direzione 45° sono riportate in tabella e i valori rispecchiano ciò che si è constatato dai grafici.

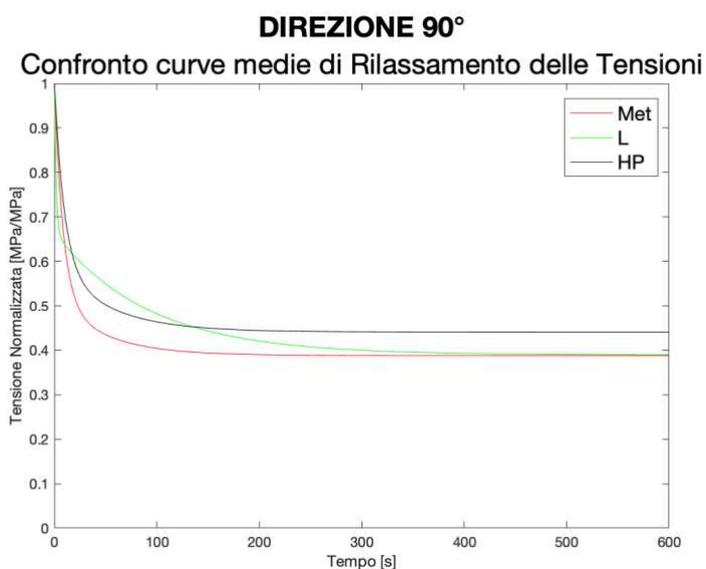


Figura 3.2.17 Media curve normalizzate, confronto nella direzione 90° di diverse regioni.

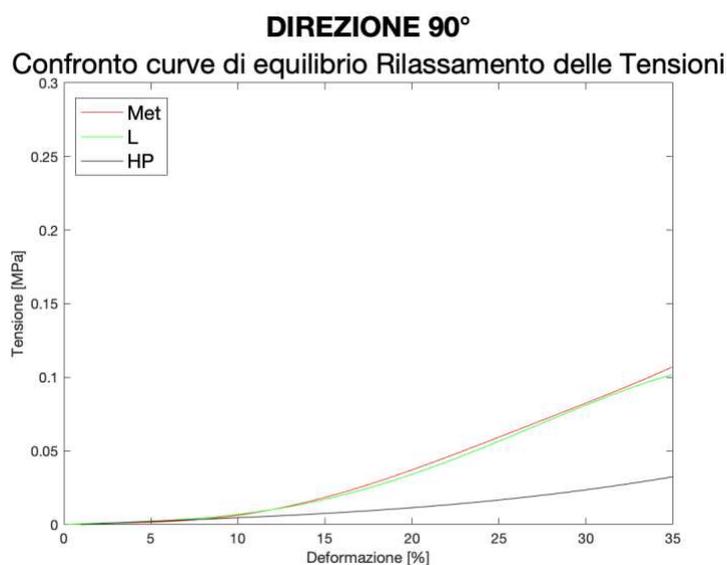


Figura 3.2.18 Media curve di fitting dei punti di equilibrio, confronto nella direzione 90° di diverse regioni.

| DIREZIONE 90° | | |
|----------------------|---------------------------------------|----------------------------------|
| REGIONI | σ_{eq} [MPa] | Rilassamento Tensioni [%] |
| Met | 0,3873 | 61 |
| L | 0,3860 | 60 |
| HP | 0,4401 | 56 |

Tabella 3.2.6 Valori relativi alla perdita di tensione nella direzione 90° nelle diverse regioni.

Coerentemente i risultati commentati precedentemente la regione dell'Heel Pad risulta essere quella che presenta un comportamento maggiormente resistente alle sollecitazioni rispetto alle altre regioni. La regione metatarsale, con una percentuale di rilassamento delle tensioni del 61%, come si vede dalla *Figura 3.2.17* si stabilizza alla tensione di equilibrio più velocemente rispetto alle altre curve. In *Figura 3.2.18* si può notare come le curve che rappresentano i fitting dei punti di equilibrio, relative alla regione laterale e della regione metatarsale sono quasi sovrapposte infatti la percentuale di rilassamento delle tensioni si discosta solamente dell' 1%.

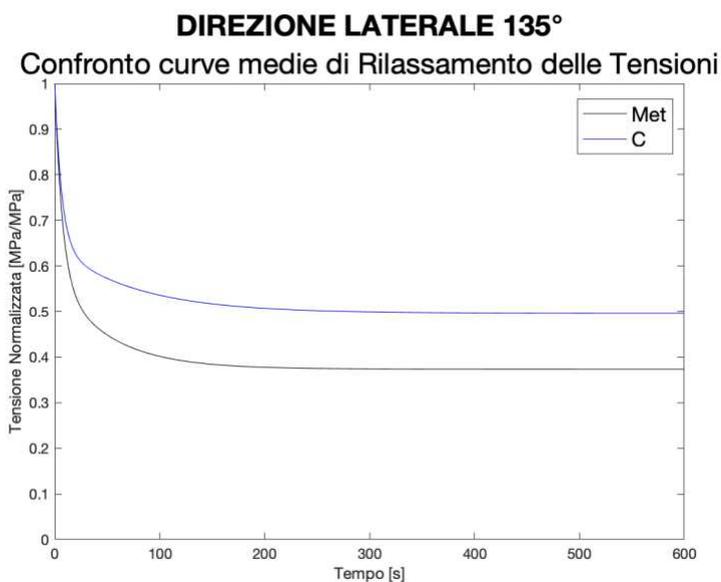


Figura 3.2.17 Media curve normalizzate, confronto nella direzione 135° di diverse regioni.

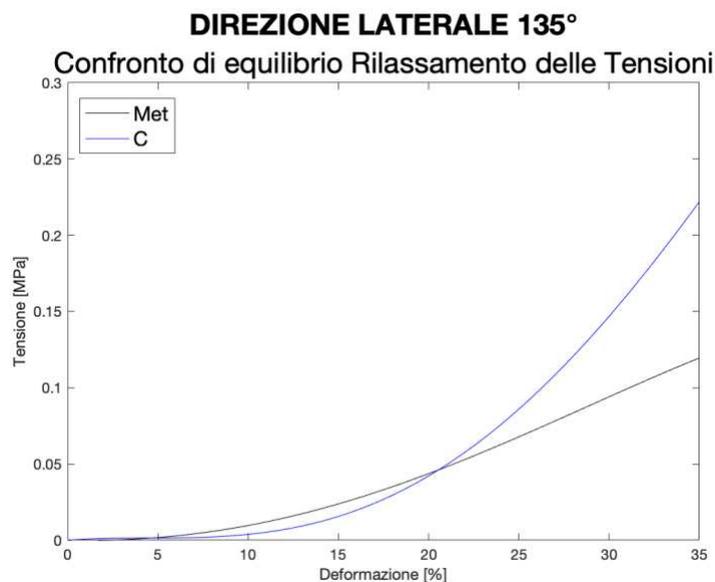


Figura 3.2.18 Media curve di fitting dei punti di equilibrio, confronto nella direzione 135° di diverse regioni.

| DIREZIONE 135° | | |
|-----------------------|---|----------------------------------|
| REGIONI | Tensione Normalizzata all'equilibrio [MPa/MPa] | Rilassamento Tensioni [%] |
| Met | 0,3727 | 64 |
| C | 0,4941 | 50 |

Tabella 3.2.6 Valori relativi alla perdita di tensione nella direzione 135° nelle diverse regioni.

Come ultimo confronto, per i campioni con cui sono state svolte prove di Rilassamento delle Tensioni, si sono paragonate le curve appartenenti alla regione metatarsale e centrale con direzione 135°. I campioni relativi alla zona metatarsale mostrano un rilassamento delle tensioni notevolmente maggiore rispetto alla zona centrale, con una differenza percentuale del 14%.

Modulo di Young curva di equilibrio a Trazione Uniassiale

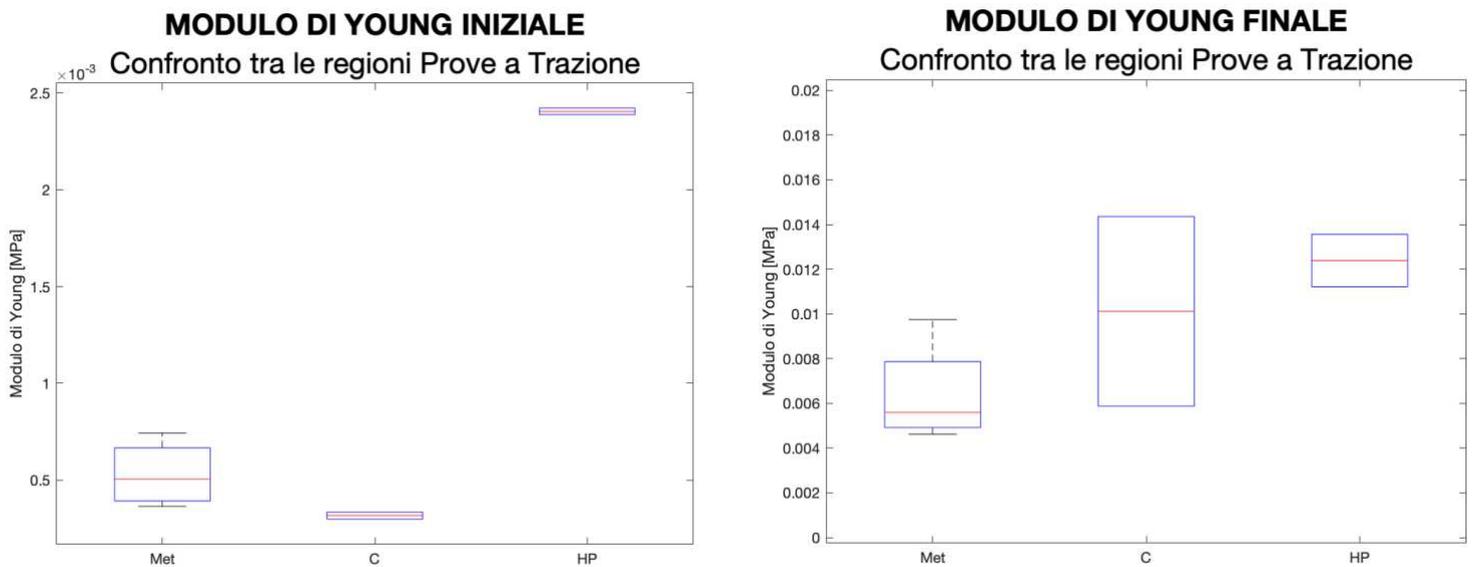


Figura 3.2.19 Modulo di Young iniziale relativo alle prove di Rilassamento delle Tensioni a trazione, confronto tra regioni.

Dai boxplot che mettono a confronto le diverse regioni, si può vedere come, già nella fase iniziale delle curve di equilibrio, la regione dell'Heel Pad mostra un comportamento più rigido rispetto alla regione centrale e metatarsale. Se nella prima fase di deformazione la regione centrale risulta avere il Modulo di Young con il valore medio più basso, sulla fase finale mostra una maggiore resistenza alla trazione in confronto alla regione più anteriore, come si può vedere chiaramente dalla *Figura 3.2.18*.

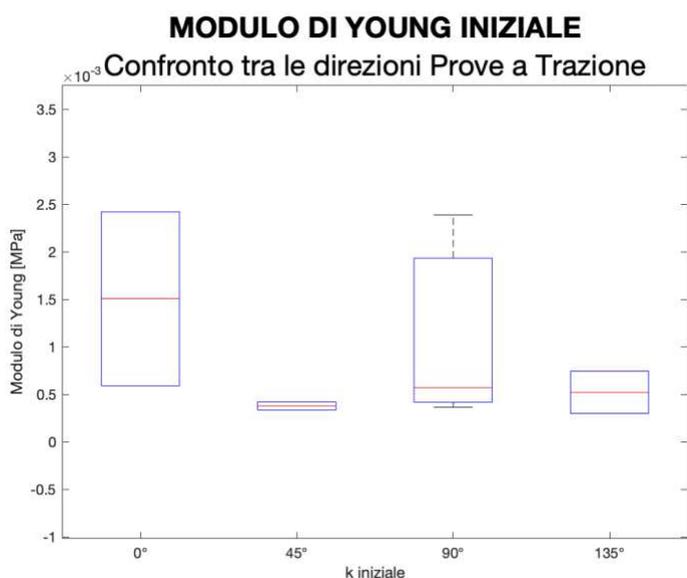


Figura 3.2.21 Modulo di Young iniziale relativo alle prove di Rilassamento delle Tensioni a trazione, confronto tra direzioni.

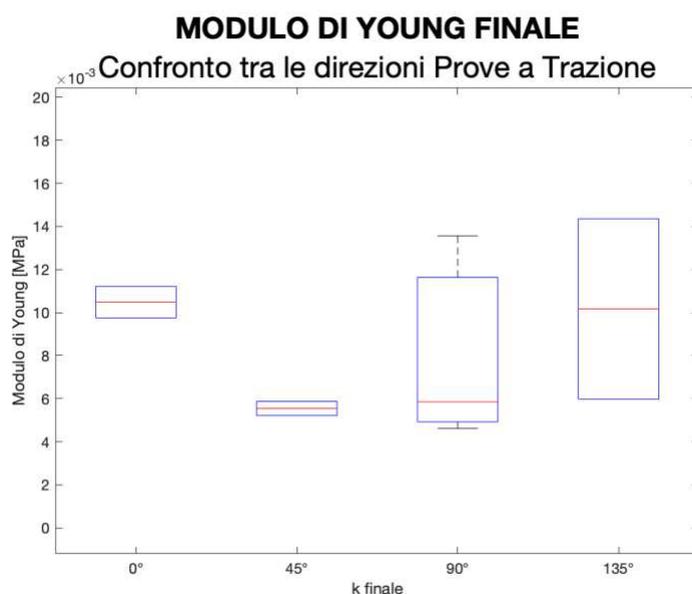


Figura 3.2.22 Modulo di Young finale relativo alle prove di Rilassamento delle Tensioni a trazione, confronto tra direzioni.

Nelle figure soprastanti vengono messi a confronto i Moduli di Young del tessuto di pelle plantare nelle diverse orientazioni di taglio. Nella fase iniziale i tessuti con orientazione 45°, 90° e 135°, in media, assumono valori molto simili, si discostano invece i campioni con direzione posteriore-anteriore i quali presentano una maggiore rigidità. Il boxplot relativo alla direzione 135 si differenzia, rispetto agli altri, nel comportamento finale dal comportamento iniziale. I campioni relativi a questa direzione di taglio mostrano un comportamento più rigido, vicino a quello mostrato dai campioni con orientazione a 0°.

3.2.3 Confronto tra le prove a Compressione e a Trazione Uniassiale

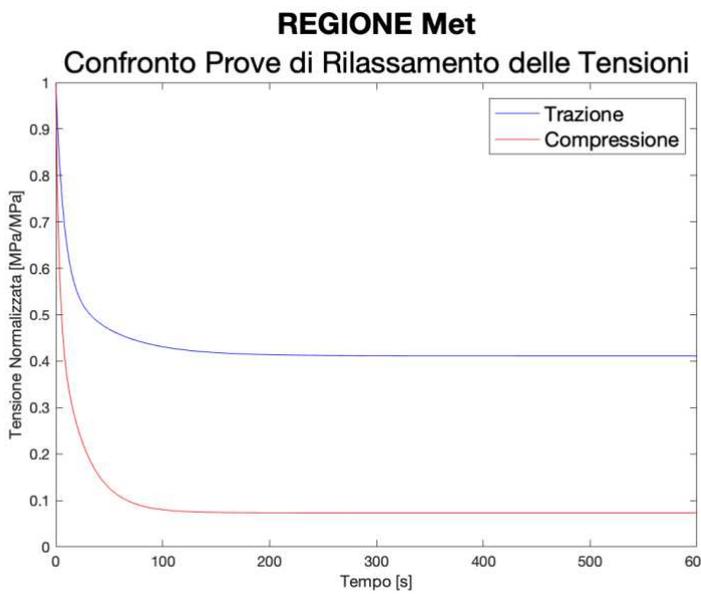


Figura 3.2.23 Media curve normalizzate, confronto Trazione e Compressione per la regione Met.

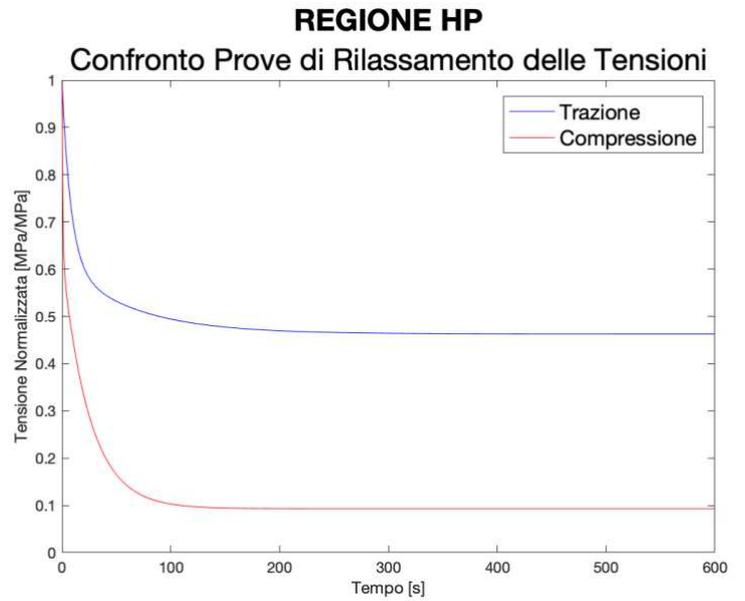


Figura 3.2.24 Media curve normalizzate, confronto Trazione e Compressione per la regione HP.

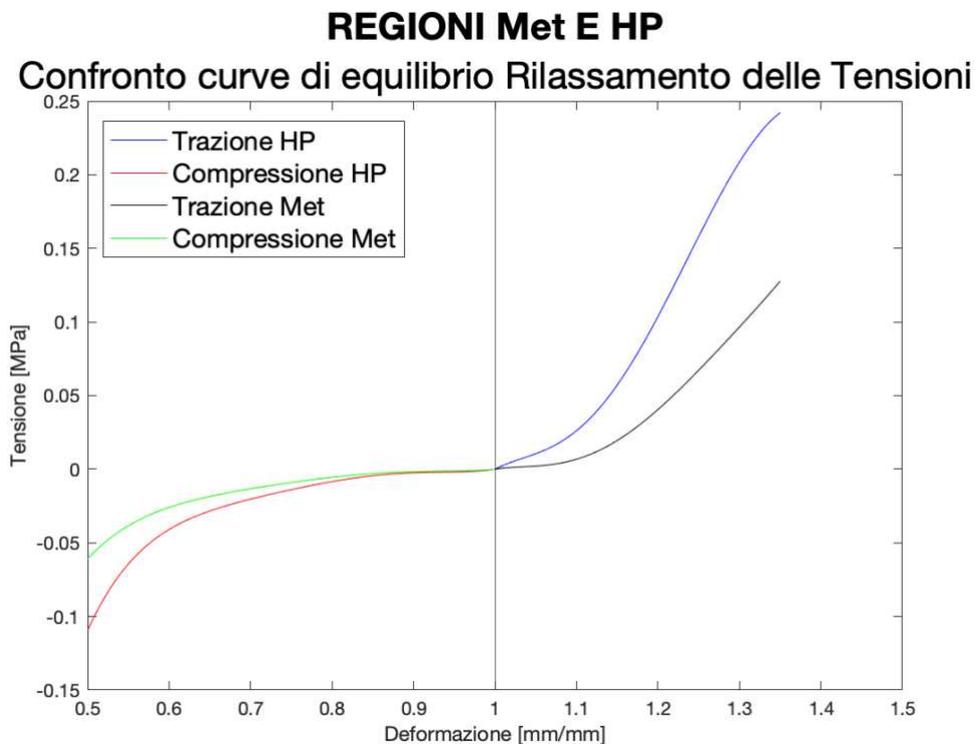


Figura 3.2.25 Media curve di fitting dei punti di equilibrio, confronto Trazione e Compressione per la regione Met ed HP.

| REGIONE METATARSALE | | |
|----------------------------|---|----------------------------------|
| Tipo Prova | Tensione Normalizzata all'equilibrio [MPa/MPa] | Rilassamento Tensioni [%] |
| Trazione | 0,4105 | 59 |
| Compressione | 0,0719 | 93 |

Tabella 3.2.7 Valori relativi alla perdita di tensione nelle prove a Compressione e a Trazione nella regione Metatarsale.

| REGIONE HP | | |
|---------------------|---|----------------------------------|
| Tipo Prova | Tensione Normalizzata all'equilibrio [MPa/MPa] | Rilassamento Tensioni [%] |
| Trazione | 0,4607 | 54 |
| Compressione | 0,0980 | 90 |

Tabella 3.2.8 Valori relativi alla perdita di tensione nelle prove a Compressione e a Trazione nella regione Heel Pad.

Dalle figure e tabelle soprastanti che riportano i risultati di confronto tra prove di Rilassamento delle Tensioni a Compressione e a Trazione Uniassiale, possono emergere alcune peculiarità del tessuto di pelle plantare. Tenendo presente che i campioni a compressione vengono deformati fino al 50%, con cinque step del 10%, mentre i campioni a trazione vengono deformati fino al 35%, con cinque step del 7%, risulta evidente come il tessuto a trazione uniassiale dimostri un comportamento notevolmente più rigido rispetto alle prove svolte a compressione. Dai valori in *Tabella 3.2.7* e *Tabella 3.2.8* risulta che i valori di tensione all'equilibrio si discostano di circa un 35%, infatti per le prove a compressione si arriva a valori percentuali di rilassamento delle tensioni molto alti.

Modulo di Young curva di equilibrio a Compressione e a Trazione Uniassiale

Per eseguire il confronto tra i Moduli di Young a Compressione e a Trazione non è stata considerata la direzionalità dei campioni a trazione, in quanto questa non è stata valutata nei campioni a compressione in cui viene specificata solo la regione di appartenenza. I boxplot sottostanti rappresentano graficamente i valori dei moduli di Young per le regioni metatarsale e dell'Heel Pad.

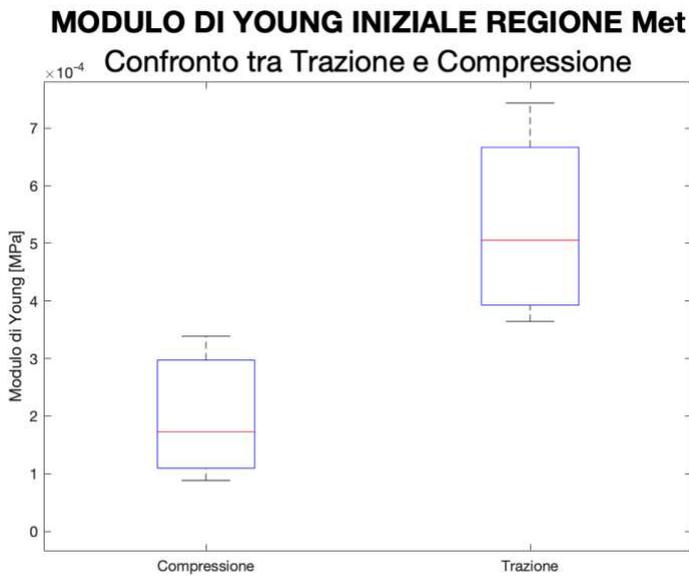


Figura 3.2.27 Modulo di Young iniziale relativo alla regione Metatarsale.

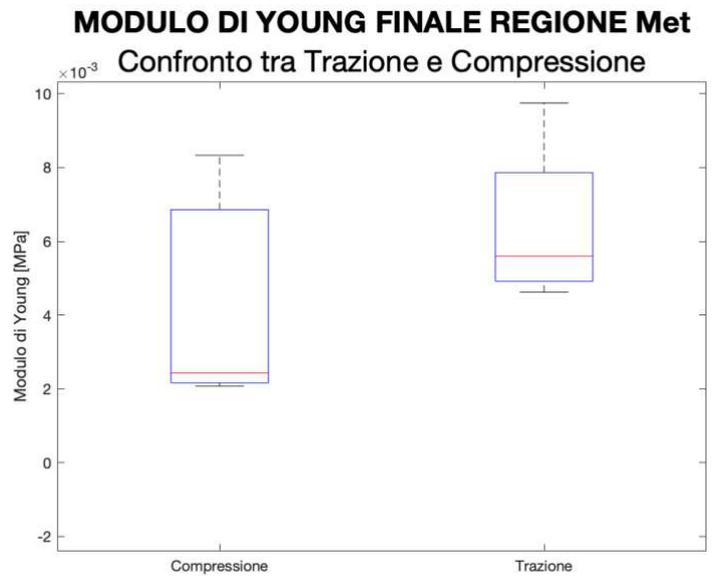


Figura 3.2.28 Modulo di Young finale relativo alla regione Metatarsale.

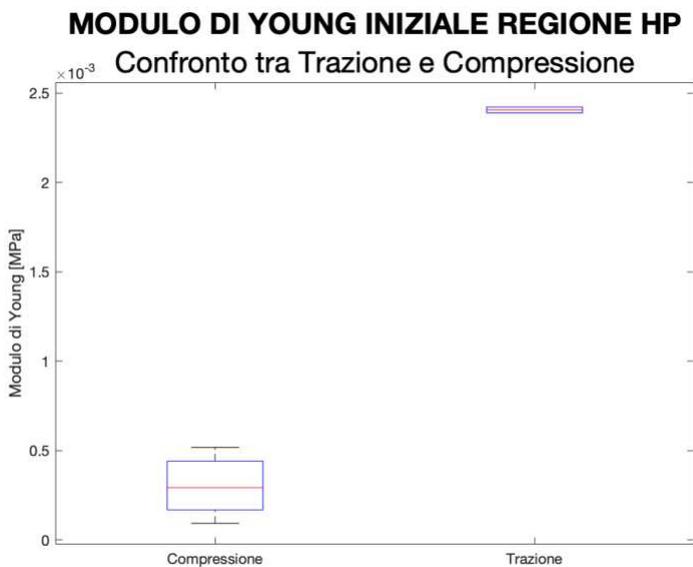


Figura 3.2.29 Modulo di Young iniziale relativo alla regione Heel Pad.

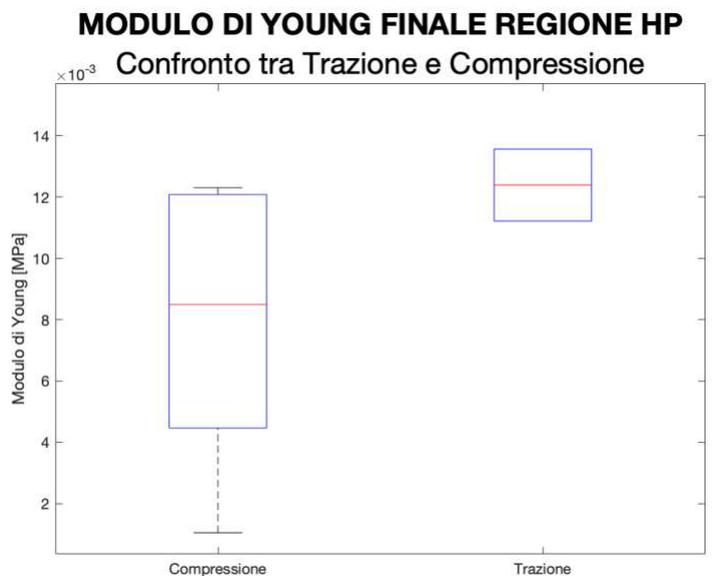


Figura 3.2.30 Modulo di Young finale relativo alla regione Heel Pad.

Per studiare i grafici riportati sopra si dovrà considerare che tra modulo iniziale e modulo finale si differenziano una unità di misura in quanto per la prima parte lineare della curva il modulo ricavato risulta essere dieci volte minore rispetto al valore del modulo calcolato nella parte finale delle curve di equilibrio. Sia per regione metatarsale che per la regione Heel Pad i risultati relativi alle prove a trazione risultano avere moduli più alti rispetto a quelli relativi alle prove a compressione, questo rispecchia il risultato secondo cui il tessuto sottoposto a trazione manifesta un comportamento più rigido, in quanto il Modulo di Young va ad esprimere l'inclinazione della curva e quindi la rigidità del tessuto. In particolare, osservando i boxplot in *Figura 3.2.29* e in *Figura 3.2.30*, riguardanti la regione posteriore del tessuto di pelle plantare, si può constatare che sono stati testati solamente due campioni per la prova a trazione; inoltre, i moduli relativi alla regione iniziale risultano essere molto simili, questo si può dedurre dal fatto che il boxplot corrispondente si assottiglia molto vicino alla linea rossa che rappresenta la mediana.

3.3 Prova di Trazione Uniassiale a Rottura

Per le prove di Trazione Uniassiale a Rottura si è deciso di studiare i seguenti confronti, suddivisi per regione e per direzione:

- Nella regione Metarsale (Met) confronto dei campioni con inclinazione 0° , 45° , 90° e 135° ;
- Nella regione Heel Pad (HP) confronto dei campioni con inclinazione 0° e 90° ;
- Nella regione Centrale (C) confronto dei campioni con inclinazione 45° e 135° ;
- Confronto dei campioni con inclinazione 0° tra le regioni Metatarsale e Heel Pad;
- Confronto dei campioni con inclinazione 45° tra le regioni Metatarsale e Centrale;
- Confronto dei campioni con inclinazione 90° tra le regioni Metatarsale, Mediale, Laterale e Heel Pad;
- Confronto dei campioni con inclinazione 135° tra le regioni Metatarsale e Centrale;

Come per i confronti svolti per le prove di Rilassamento delle Tensioni a trazione, anche per questa tipologia di prove, i campioni che appartengono alla stessa regione e hanno la stessa direzione vengono mediati per poter ricavare un'unica curva di confronto. Altre curve invece sono specifiche di un unico campione.

Come descritto nei capitoli precedenti, le curve utili per i confronti sono state tagliate al 35% di deformazione in modo da escludere la parte di curva relativa alla rottura o allo scivolamento del campione. Per completezza però viene riportato in *Figura 3.3.1* un grafico di confronto tra i campioni appartenenti alla regione metatarsale e alla regione mediale che sono arrivati a rottura.

CAMPIONI ARRIVATI A ROTTURA

Prova di trazione uniassiale (regione metatarsale e mediale)

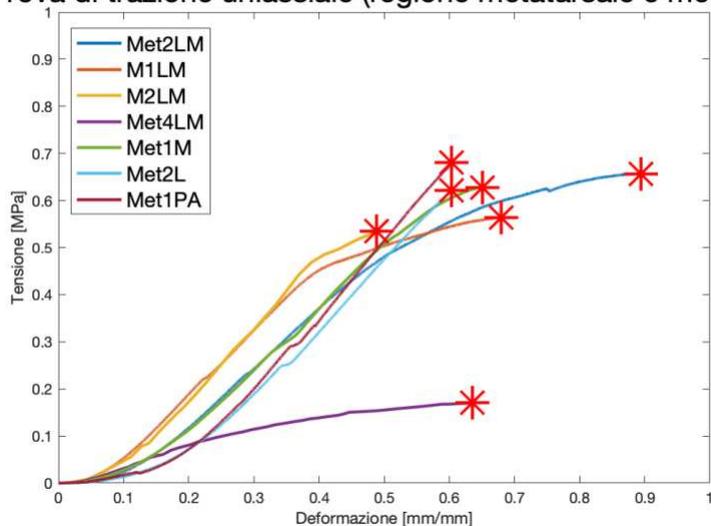


Figura 3.3.1 Campioni arrivati a rottura della regione metatarsale e mediale.

| Campioni | σ_{rott} [MPa] | ϵ_{rott} [%] |
|---------------|-----------------------|-----------------------|
| Met2LM | 0,6569 | 89% |
| M1LM | 0,5640 | 68% |
| M2LM | 0,5344 | 49% |
| Met4LM | 0,1702 | 64% |
| Met1M | 0,6281 | 65% |
| Met2L | 0,6220 | 60% |
| Met1PA | 0,6807 | 60% |

Tabella 3.3.1 Valori di tensione e deformazione percentuale a rottura.

Dalla Figura 3.3.1 e dalla Tabella 3.3.1 è possibile confrontare come arrivano a rottura i campioni testati appartenenti alla regione metatarsale (Met) e la regione mediale (M) in diverse direzioni. Considerando la percentuale di deformazione a cui i campioni arrivano a rottura, si può notare che rientra tra il 60% e il 70% di deformazione, ad esclusione di due campioni: M2LM (appartenente alla regione mediale con direzione a 90°) e Met2LM (appartenente alla regione metatarsale con direzione di 90°) che si discostano dagli altri risultati; infatti, il primo arriva a rottura al 49% di deformazione e il secondo all'89% di deformazione. Per quanto riguarda il valore di tensione a rottura, il campione Met4LM (appartenente alla regione metatarsale con inclinazione di 90°) si discosta dai valori ottenuti per gli altri campioni che in media si aggirano intorno a 0,6144 MPa, questo arriva a rottura a con una tensione minore di 0,1702 MPa. Confrontando le dimensioni del campione con gli altri si nota che risulta essere il provino con la lunghezza utile maggiore misurando 28 mm, sopra la media di quasi 10mm, questo può aver influenzato il risultato della prova.

Una peculiarità delle curve di una prova di Trazione a Rottura che è possibile apprezzare da questo grafico, si può vedere che prima di rompersi, in seguito alla

risalita ripida che manifesta la rigidità di tessuto, si ha una fase in cui questa resistenza alla deformazione diminuisce e la curva tende ad appiarsi, questo è dovuto alla rottura dei legami che precedono la lacerazione del tessuto di pelle plantare.

Confronti suddivisi per regione

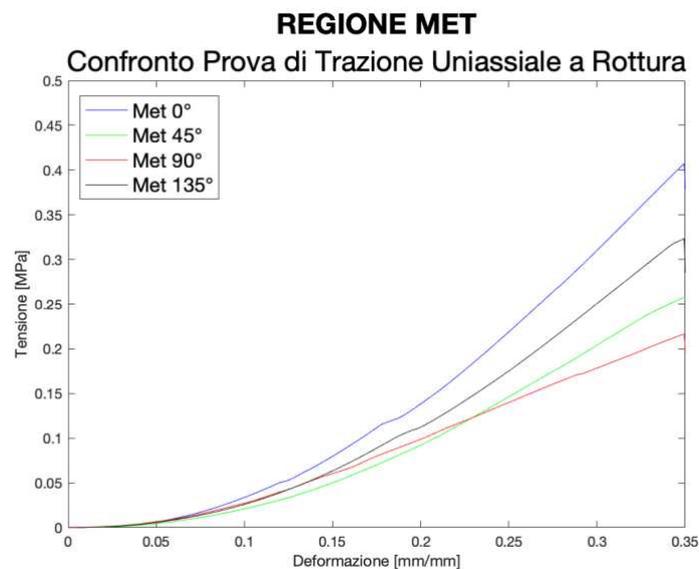


Figura 3.3.2 Grafico Tensione-Deformazione dei campioni della regione metatarsale con cut-off al 35% di deformazione.

Per la regione metatarsale è possibile mettere a confronto le curve descrittive dei risultati per ogni direzione di taglio. La direzione posteriore-anteriore a 0° risulta essere quella che manifesta una maggiore rigidità. Mentre il tessuto metatarsale che è stato tagliato in direzione 90° inizialmente presenta un comportamento leggermente più rigido al pari del tessuto metatarsale con orientazione di 135°, poi risulta avere un rapporto Tensione-Deformazione minore rispetto agli altri campioni.

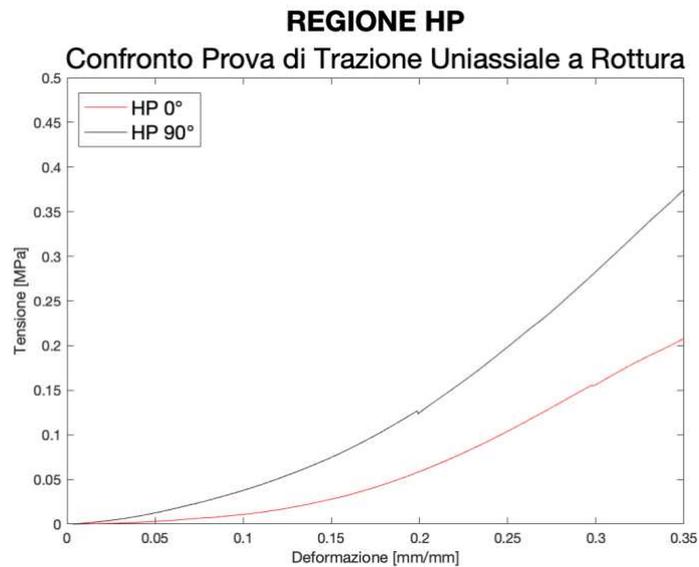


Figura 3.3.3 Grafico Tensione-Deformazione dei campioni della regione Heel Pad con cut-off al 35% di deformazione.

Al contrario del grafico visto in *Figura 3.2.10*, per le prove di Rilassamento delle tensioni, in questo caso nella regione Heel Pad la curva relativa alla direzione 90° mostra un comportamento più resistente alla deformazione rispetto alla direzione 0°.

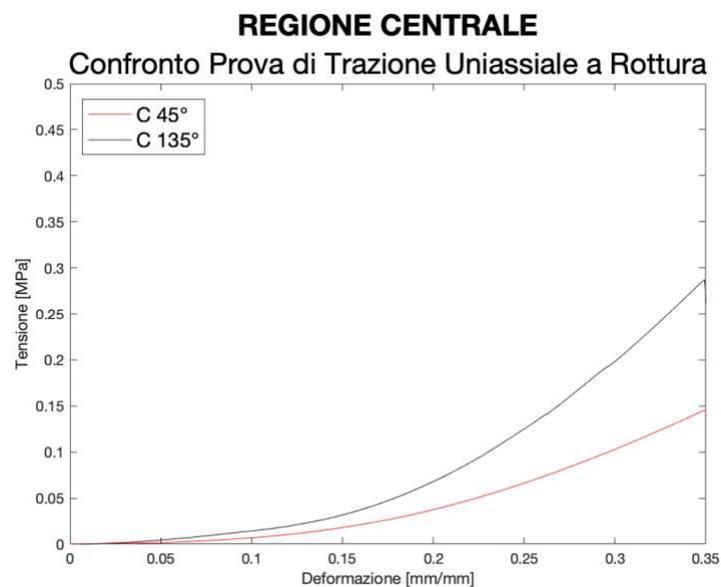


Figura 3.3.4 Grafico Tensione-Deformazione dei campioni della regione centrale con cut-off al 35% di deformazione.

Nella regione centrale, come nella regione metatarsale il tessuto di pelle plantare tagliato in direzione 135° risulta essere più rigido rispetto alla direzione di taglio 45°.

Confronti suddivisi per direzione

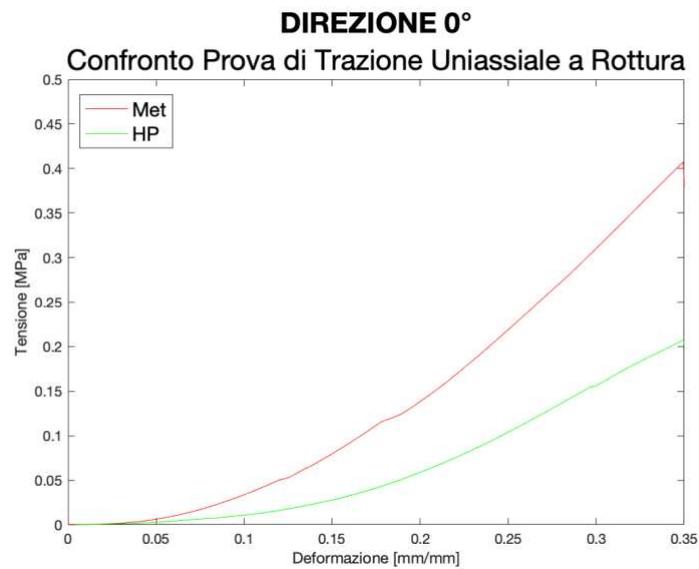


Figura 3.3.5 Grafico Tensione-Deformazione dei campioni nella direzione 0° con cut-off al 35% di deformazione.

Come è stato riscontrato anche nelle altre prove e come si può vedere in *Figura 3.3.5* il tessuto appartenente alla regione di pelle plantare dell'Heel Pad risulta essere più rigido rispetto alla regione metatarsale, questo potrebbe essere dovuto alla conformazione della pelle nella parte del tallone.

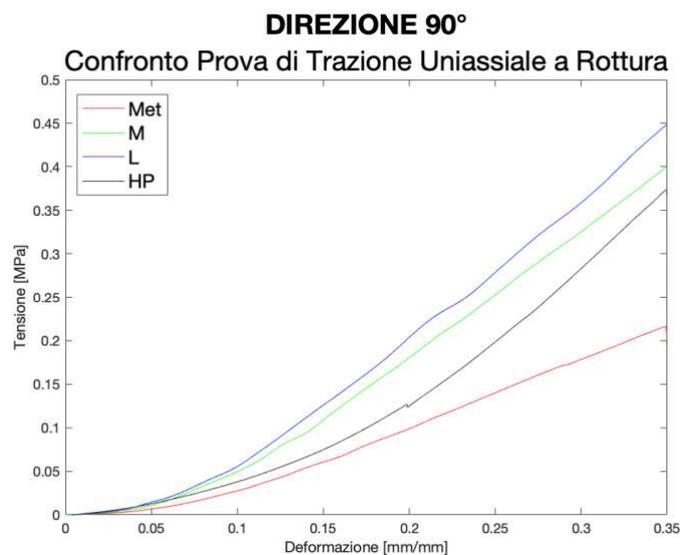


Figura 3.3.6 Grafico Tensione-Deformazione dei campioni nella direzione 90° con cut-off al 35% di deformazione.

In direzione 90° si sono potuti confrontare campioni appartenenti ad ogni regione: metatarsale, mediale, laterale e Heel Pad. Il tessuto relativo alle regioni mediale e laterale ha un comportamento piuttosto rigido, la regione metatarsale come per altri confronti visti in precedenza risulta rispecchiare caratteristiche meno rigide.

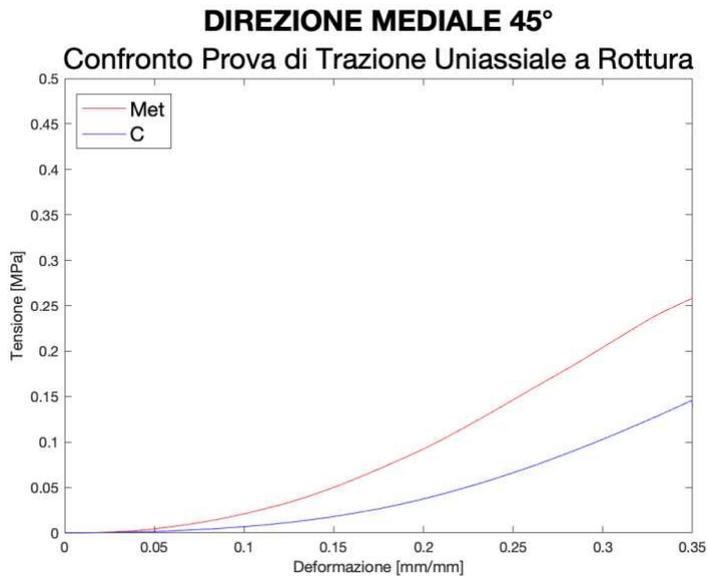


Figura 3.3.7 Grafico Tensione-Deformazione dei campioni nella direzione 45° con cut-off al 35% di deformazione.

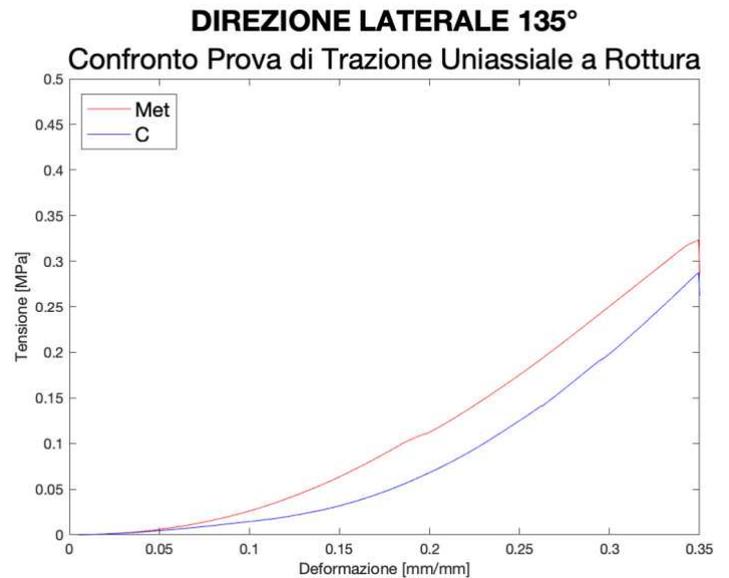


Figura 3.3.8 Grafico Tensione-Deformazione dei campioni nella direzione 135° con cut-off al 35% di deformazione.

Come viene mostrato dai grafici in *Figura 3.3.7* e in *Figura 3.3.8*, sia in direzione mediale a 45° che in direzione laterale a 135° il tessuto metatarsale manifesta un comportamento più rigido rispetto al tessuto centrale, in particolare si può notare una differenza più marcata nel grafico rappresentativo dei campioni con orientazione di 45°.

Modulo di Young Prove a Trazione Uniassiale a rottura

MODULO DI YOUNG INIZIALE

Confronto tra le regioni a Trazione a Rottura

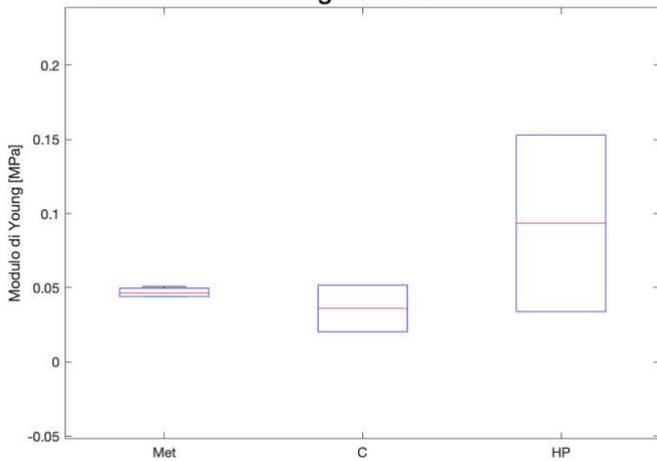


Figura 3.3.9 Modulo di Young iniziale relativo alle prove di Trazione Uniassiale a Rottura, confronto tra regioni.

MODULO DI YOUNG FINALE

Confronto tra le regioni a Trazione a Rottura

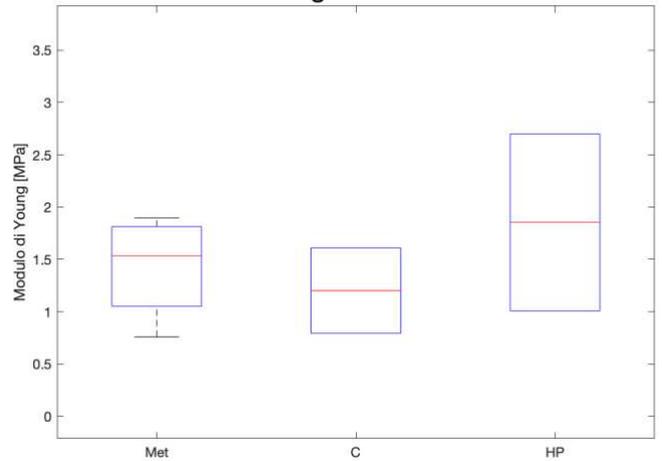


Figura 3.3.10 Modulo di Young iniziale relativo alle prove di Trazione Uniassiale a Rottura, confronto tra regioni.

MODULO DI YOUNG INIZIALE

Confronto tra le direzioni a Trazione a Rottura

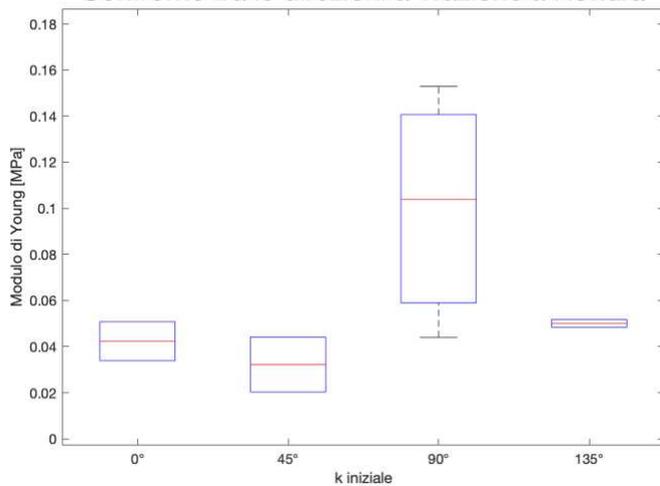


Figura 3.3.11 Modulo di Young iniziale relativo alle prove di Trazione Uniassiale a Rottura, confronto tra direzioni.

MODULO DI YOUNG FINALE

Confronto tra le direzioni a Trazione a Rottura

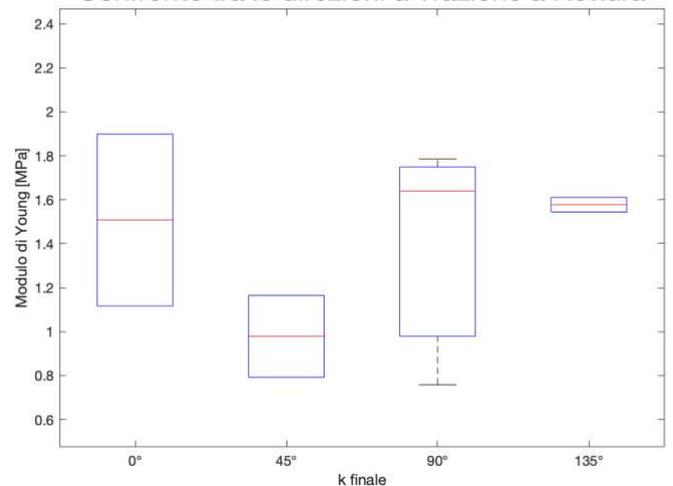


Figura 3.3.12 Modulo di Young finale relativo alle prove di Trazione Uniassiale a Rottura, confronto tra direzioni.

I risultati emersi dai boxplot rispecchiano ciò che si è descritto per le curve, una peculiarità da sottolineare è come i Moduli di Young relativi alla direzione 90° mostrano avere una grande varianza, questo rispecchia il diverso comportamento mostrato in *Figura 3.3.2* e in *Figura 3.3.3*. Il tessuto tagliato con orientazione 45° sia in fase iniziale che in fase finale risulta essere il tessuto con meno resistenza alla trazione.

3.4 Modello Costitutivo

Lo scopo finale dello studio relativo al modello costitutivo è quello dell'identificazione dei parametri, che interpretano al meglio la relazione tensione-deformazione rilevata dai dati sperimentali, e del fitting di modello. Per poter fornire un quadro più completo e generico del comportamento meccanico del tessuto di pelle plantare e per definire in maniera univoca i parametri sarebbe necessario svolgere altri tipi di prove (oltre che mono assiale, biassiale e di taglio), dato anche il numero significativo di parametri da stimare. Si è utilizzato un approccio che si basa sull'analisi inversa dei modelli costitutivi, dove con analisi inversa viene assunta la storia tensione-deformazione come data dalle procedure sperimentali e si cerca di stimare i valori dei parametri costitutivi che fittino al meglio il comportamento meccanico rilevato. Come descritto nel capitolo relativo al modello costitutivo osserviamo separatamente i risultati relativi alle formulazioni del modello viscoelastico e al modello iperelastico.

Modello viscoelastico

Per interpretare la risposta viscosa del tessuto, evidenziata dalle prove di Rilassamento delle Tensioni a compressione e a trazione, si è utilizzato il seguente modello:

$$\sigma_{\text{norm}}(t) = 1 - \left\{ \gamma_1 \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau_1}\right) \right] \right\} - \left\{ \gamma_2 \left[1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right) \right] \right\}$$

Utilizzando questa formula per eseguire il fitting dei dati sperimentali, sono stati ottenuti i parametri costitutivi γ_1 , γ_2 , τ_1 e τ_2 . Dei parametri ricavati per ogni campione, è stata poi calcolata una media tra le regioni, quindi per la regione metatarsale e Heel Pad per le prove a compressione, mentre per le prove a trazione le regioni di riferimento sono quella metatarsale, centrale, laterale ed Heel Pad. Di seguito vengono riportate le tabelle e i grafici di fitting relativi alle prove di compressione e le prove di trazione:

| PROVE DI RILASSAMENTO DELLE TENSIONI A COMPRESSIONE | | | | |
|---|------------|------------|----------|----------|
| SLA30101966 | γ_1 | γ_2 | τ_1 | τ_2 |
| Met | 0,4306 | 0,4959 | 23,91 | 3,031 |
| HP | 0,5351 | 0,3717 | 24,95 | 0,7524 |

Tabella 3.4.1 Parametri costitutivi relativi al modello Viscoelastico per le Prove di Rilassamento delle Tensioni a Compressione.

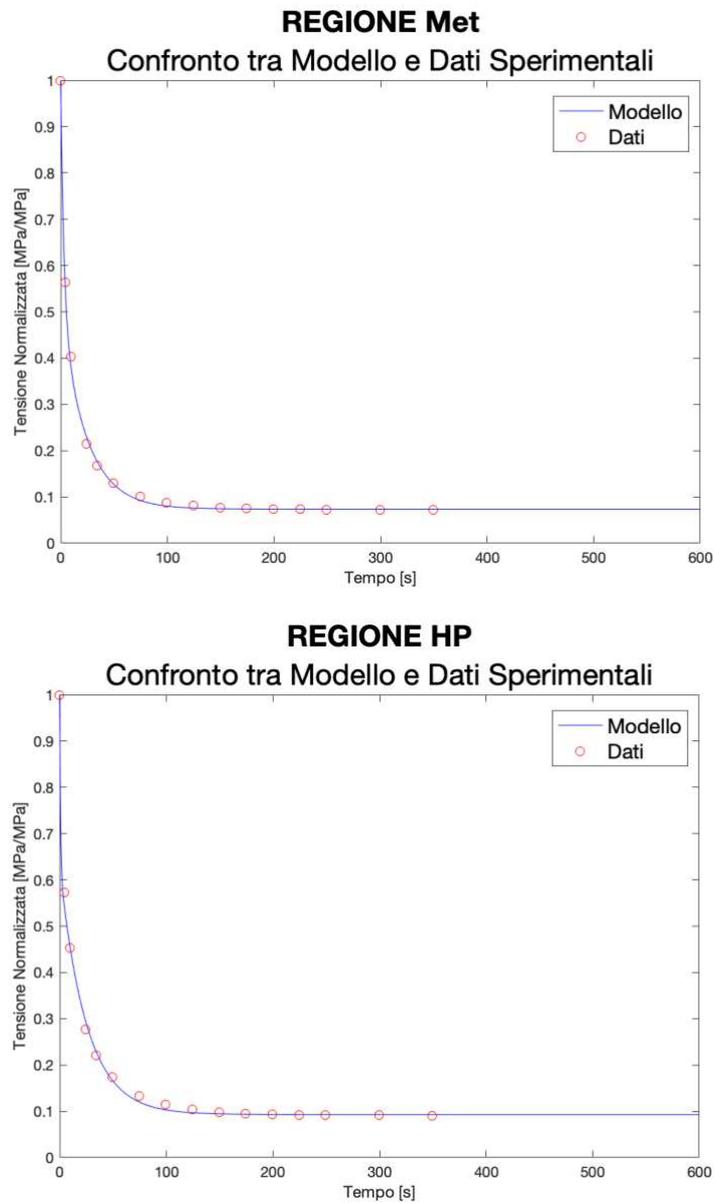


Figura 3.4.1 Confronto tra modello viscoelastico e dati sperimentali per le prove a Compressione.

| PROVE DI RILASSAMENTO DELLE TENSIONI A TRAZIONE | | | | |
|---|------------|------------|----------|----------|
| SLA30101966 | γ_1 | γ_2 | τ_1 | τ_2 |
| Met | 0,1646 | 0,4239 | 46,89 | 7,520 |
| C | 0,1569 | 0,3740 | 50,76 | 7,429 |
| L | 0,2087 | 0,3891 | 80,73 | 4,324 |
| HP | 0,1486 | 0,3885 | 64,42 | 8,077 |

Tabella 3.4.2 Parametri costitutivi relativi al modello Viscoso per le Prove di Rilassamento delle Tensioni a Trazione.

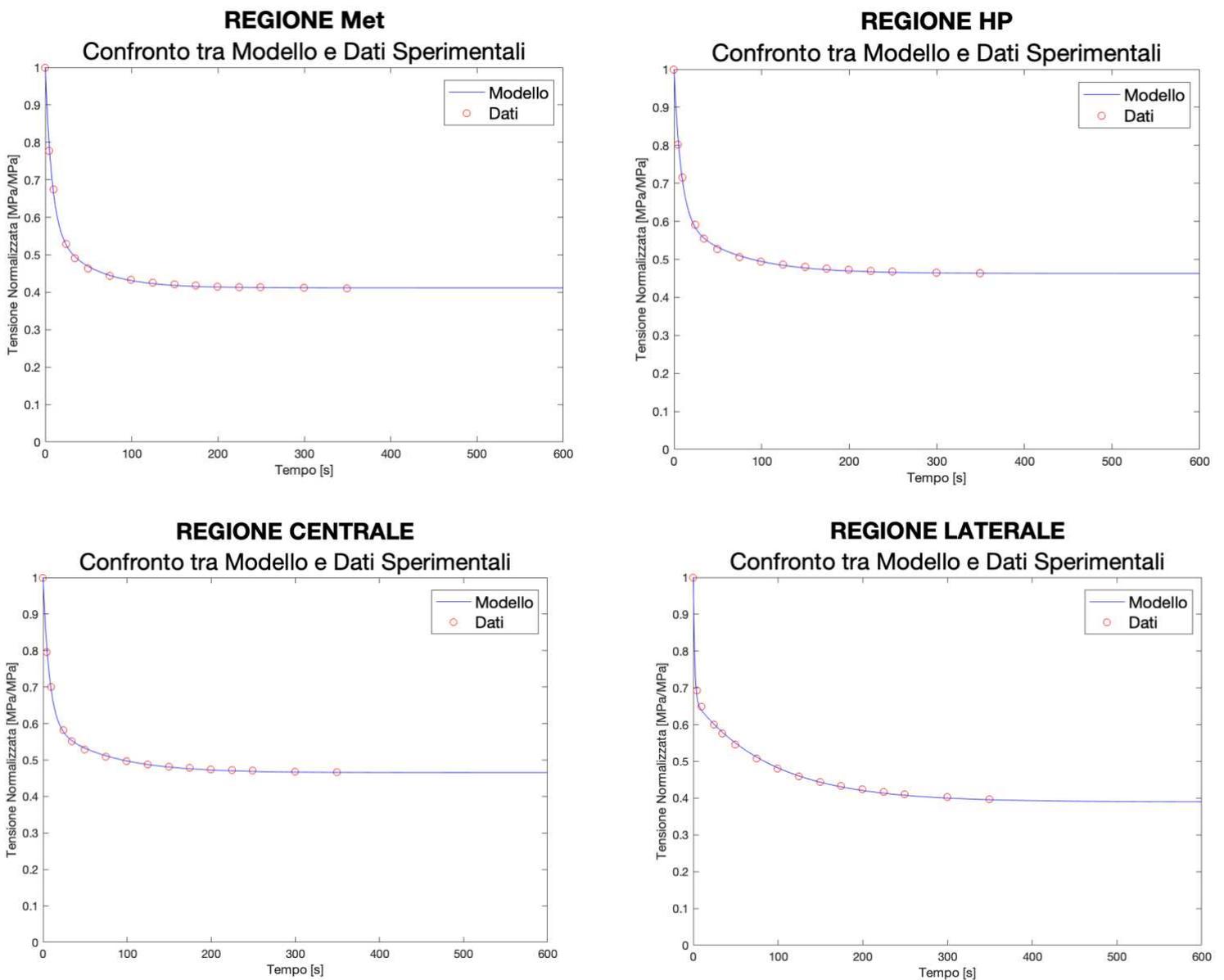


Figura 3.4.2 Confronto tra modello viscoelastico e dati sperimentali per le prove a Trazione.

Com'è possibile verificare dai grafici soprastanti il modello viscoelastico va dare un buon fitting dei dati sperimentali ricavati dalle prove di Rilassamento delle Tensioni, sia a compressione che a trazione.

Modello Iperelastico

Per interpretare la risposta non lineare e anisotropa del tessuto di pelle plantare si è formulata la seguente formula per il calcolo della tensione per una prova di trazione e compressione lungo la direzione 1:

$$\sigma_{11} = 2k_v(J - 1) + \left(2\lambda^2_1 - \frac{2}{3}I_1\right) C_1 J^{-\frac{5}{3}} \exp\left[\alpha_1 \left(J^{-\frac{2}{3}}I_1 - 3\right)\right] + 2 \frac{C_4}{\alpha_4} [\exp[\alpha_4(\lambda^2_1 - 1)] - 1] \lambda^2_1$$

Sono stati ricavati i parametri costitutivi (k_v , C_1 , α_1 , C_4 , α_4) dalla minimizzazione della funzione costo:

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

I valori dei parametri riportati in *Tabella 3.4.3* sono stati ricavati, utilizzando i dati relativi dalla media dei campioni appartenenti alla regione metatarsale e Heel Pad delle prove a compressione e a trazione. Di seguito vengono poi riportati i fitting del modello che viene confrontato con i dati sperimentali.

| PROVE A COMPRESSIONE E TRAZIONE REGIONE METATARSALE | | | | | |
|--|-------------------------|-------------------------|------------------------------|-------------------------|------------------------------|
| Parametri | K_v | C_1 | α_1 | C_4 | α_4 |
| VALORI | 0,0632 | 0.0014 | 2,762 | 0,0615 | 0,9755 |

Tabella 3.4.3 Parametri costitutivi relativi al modello Iperelastico per le Prove di Rilassamento delle Tensioni a Compressione E Trazione della regione Metatarsale.

| COMPRESSIONE | |
|----------------------------|---------------|
| Regione Metatarsale | |
| λ_1 | σ_{11} |
| 1 | -0,0008 |
| 0,95 | -0,0012 |
| 0,90 | -0,0017 |
| 0,85 | -0,0030 |
| 0,80 | -0,0056 |
| 0,75 | -0,0092 |
| 0,70 | -0,0136 |
| 0,65 | -0,0189 |
| 0,60 | -0,0267 |
| 0,55 | -0,0399 |
| 0,50 | -0,0609 |

Tabella 3.4.4 Dati ricavati dalle prove sperimentali a Compressione.

| TRAZIONE | |
|----------------------------|---------------|
| Regione Metatarsale | |
| λ_1 | σ_{11} |
| 1 | 0,0019 |
| 1,05 | 0,0112 |
| 1,10 | 0,0273 |
| 1,15 | 0,0588 |
| 1,20 | 0,1053 |
| 1,25 | 0,1592 |
| 1,30 | 0,2091 |
| 1,35 | 0,2422 |

Tabella 3.4.5 Dati ricavati dalle prove sperimentali a Trazione.

REGIONE METATARSALE

Confronto tra Modello e Dati Sperimentali

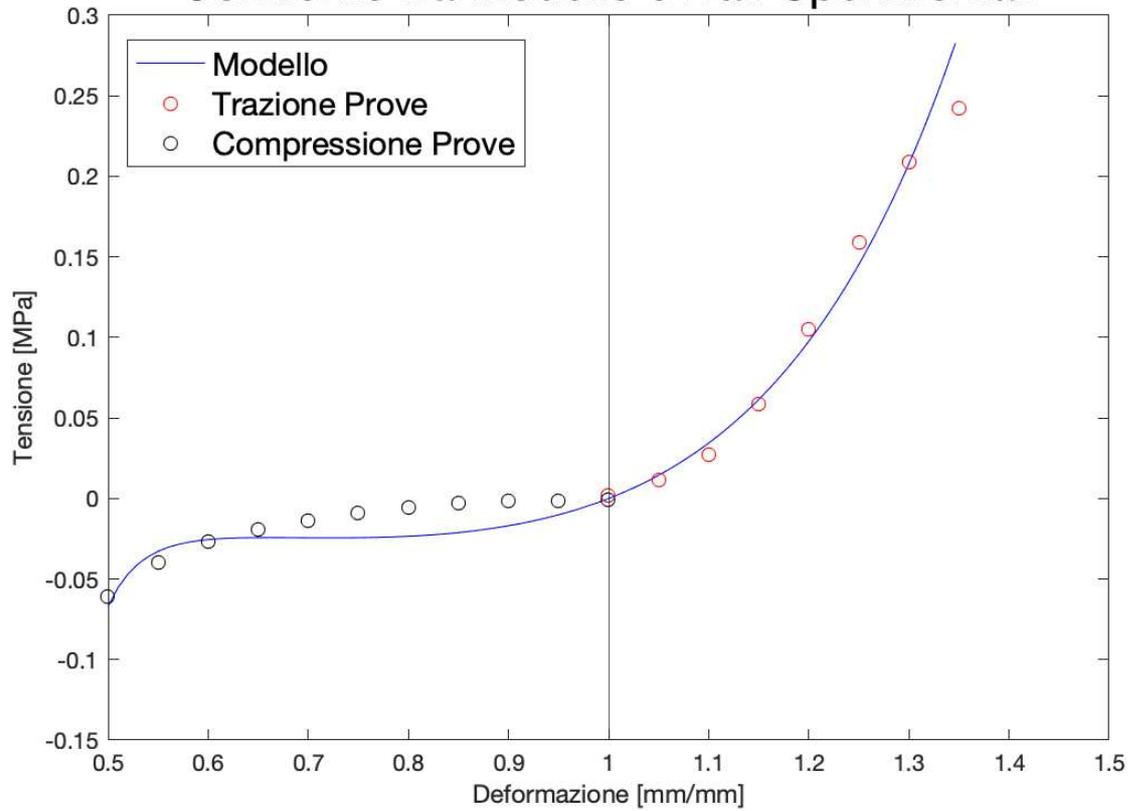


Figura 3.4.3 Confronto tra il Modello costitutivo e i dati sperimentali relativi alle prove a trazione e compressione della regione Metatarsale.

| PROVE A COMPRESSIONE E TRAZIONE REGIONE HEEL PAD | | | | | |
|---|-------------------------|-------------------------|------------------------------|-------------------------|------------------------------|
| Parametri | K_v | C_1 | α_1 | C_4 | α_4 |
| VALORI | 0,597 | 0.0070 | 1,521 | 0,0156 | 2,0708 |

Tabella 3.4.7 Parametri costitutivi relativi al modello Iperelastico per le Prove di Rilassamento delle Tensioni a Compressione e Trazione della regione Heel Pad.

| COMPRESSIONE | |
|-------------------------|---------------|
| Regione Heel Pad | |
| λ_1 | σ_{11} |
| 1 | -0,0009 |
| 0,95 | -0,0019 |
| 0,90 | -0,0024 |
| 0,85 | -0,0045 |
| 0,80 | -0,0086 |
| 0,75 | -0,0142 |
| 0,70 | -0,0207 |
| 0,65 | -0,0290 |
| 0,60 | -0,0423 |
| 0,55 | -0,0674 |
| 0,50 | -0,1096 |

Tabella 3.4.9 Dati ricavati dalle prove sperimentali a Compressione.

| TRAZIONE | |
|-------------------------|---------------|
| Regione Heel Pad | |
| λ_1 | σ_{11} |
| 1 | 0,0009 |
| 1,05 | 0,0023 |
| 1,10 | 0,0072 |
| 1,15 | 0,0202 |
| 1,20 | 0,0413 |
| 1,25 | 0,0678 |
| 1,30 | 0,0969 |
| 1,35 | 0,1277 |

Tabella 3.4.10 Dati ricavati dalle prove sperimentali a Trazione.

REGIONE HEEL PAD

Confronto tra Modello e Dati Sperimentali

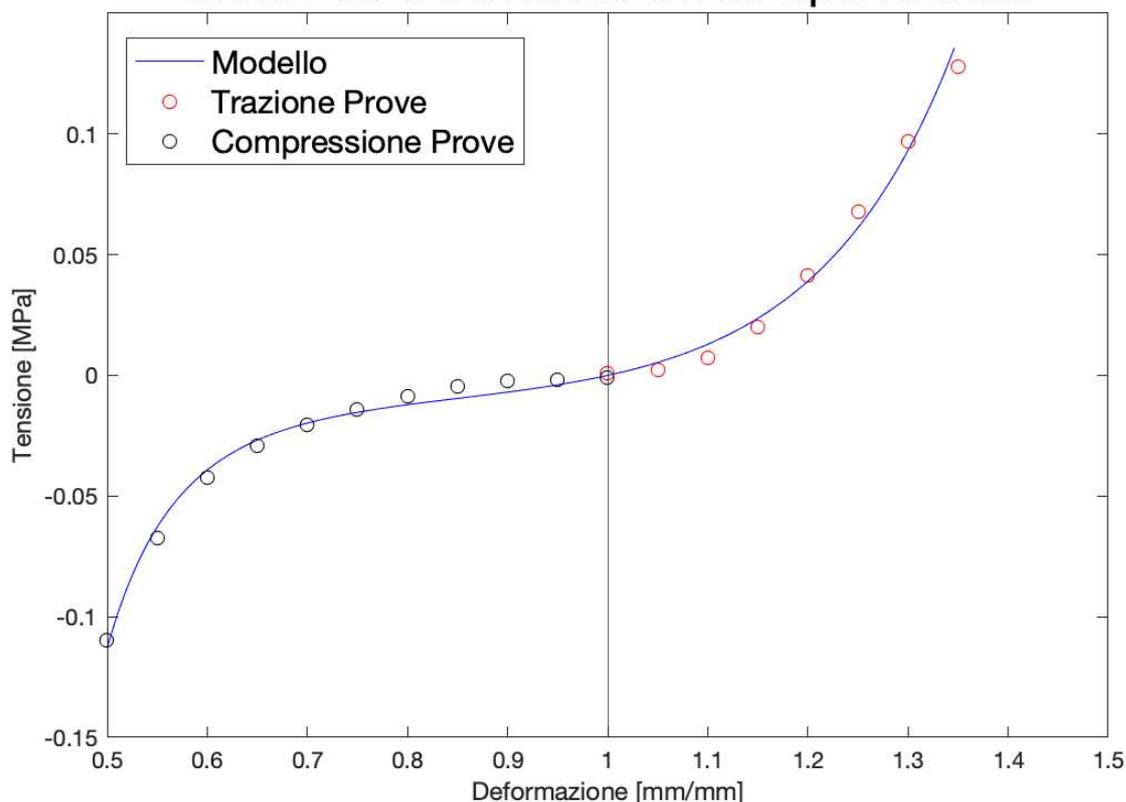


Figura 3.4.4 Confronto tra il Modello costitutivo e i dati sperimentali relativi alle prove a trazione e compressione della regione Heel Pad.

Dai grafici riportati in *Figura 3.4.3* e *Figura 3.4.4* si può notare come il modello costitutivo studiato per il tessuto di pelle plantare descrive in modo adeguato i dati ricavati dalle prove sperimentale di Rilassamento delle Tensioni.

In questo ultimo capitolo si è mostrato un approccio per la ricerca del modello costitutivo, risulta essere una versione semplificata del modello che andrebbe a descrivere le caratteristiche meccaniche reali del tessuto di pelle plantare. Questo perché per formulare un modello che descriva univocamente il comportamento meccanico del tessuto servirebbe realizzare altri tipi di prove in diverse direzioni.

CAPITOLO 5: CONCLUSIONI

Studi come questo hanno l'obiettivo di mostrare una panoramica sul comportamento meccanico del tessuto di pelle plantare. Tramite analisi specifiche è possibile monitorare gli effetti di malattie, droghe e cosmetici nel tempo nella specifica area esaminata [18]. In uno stato patologico, come può essere, per esempio, il diabete, come anche in caso di lesioni accidentali, come ustioni, la pelle risulta essere il primo tessuto ad essere danneggiato. Per questo risulta importante conoscere a fondo come esso reagisce agli stimoli meccanici, per poter eventualmente valutare la realizzazione di pelle sintetica o altri materiali sostitutivi. Ad oggi non sono ancora molti gli articoli scientifici e studi che mostrano il comportamento esibito dalla pelle plantare, i risultati riportati in questa tesi possono aggiungere informazioni rilevanti sull'argomento, tramite protocolli sperimentali e analisi computazionali.

In primo luogo, si è valutata l'anatomia e la morfologia della pelle evidenziando le caratteristiche specifiche della pelle plantare nelle sue diverse regioni (Posteriore, Centrale, Mediale, Laterale e Metatarsale). La caratterizzazione meccanica del tessuto analizzato è dovuta principalmente alla conformazione microstrutturale e macrostrutturale, alla disposizione delle fibre di collagene ed elastina e alle peculiarità della matrice extracellulare. Le prove effettuate in questo studio sono suddivise in prove a trazione e a compressione, di Carico-Scarico, Rilassamento delle Tensioni, Trazione uniassiale a Rottura. Dalle analisi effettuate è emerso un comportamento principalmente viscoso, non lineare con una notevole anisotropia.

Le prove sono state svolte per diverse regioni e diverse direzioni, si è potuto constatare come il tessuto relativo alla regione Heel Pad mostra una maggiore resistenza rispetto alle altre regioni; nelle varie regioni i campioni con orientazione obliqua risultano più rigidi rispetto ai campioni che hanno orientazione a 0° e a 90° , in particolare i campioni con orientazione a 135° hanno una minore resistenza alla deformazione. Inoltre, nella regione metatarsale viene manifestata una minore

anisotropia, questo dovuto alla distribuzione delle fibre e allo spessore della pelle. La differenza che emerge tra le regioni suggerisce una differenza nella morfologia e nella struttura del tessuto. Per comprendere al meglio questa caratteristica del tessuto di pelle plantare si dovrebbero fare analisi maggiormente specifiche per comprendere la reale direzione della componente fibrosa. In ogni caso si è potuto notare come il comportamento del tessuto di pelle plantare nelle diverse regioni e direzioni dimostra un'ottimizzazione nella distribuzione in base alla funzione designata.

Un'altra caratteristica notata dai risultati delle prove di Carico-Scarico è la relazione tra la risposta meccanica e la velocità di applicazione della sollecitazione. Il tessuto deformato ad una velocità maggiore manifesta una spiccata rigidità rispetto al caso in cui viene svolta la prova a una velocità più bassa, questo dovuto alla conformazione caratteristica delle fibre di collagene e di elastina che necessitano di tempo per arrivare alla fase di uncrimping.

Le prove di Rilassamento delle Tensioni sono state utili per evidenziare la risposta viscoelastica del tessuto, dalle curve di tensione normalizzata, e la risposta iperelastica, riconosciuta anche negli altri tipi di prove, nelle curve di fitting dei punti di equilibrio.

Queste considerazioni sono state esplicitate nella formulazione del modello costitutivo che meglio potesse indagare i dati sperimentali ottenuti dalle prove eseguite. Quello riportato risulta essere una prima proposta di modello viscoelastico e iperelastico quasi incomprimibile del tessuto di pelle plantare, che può predire in modo adeguato il suo comportamento meccanico.

In conclusione, questo studio si pone l'obiettivo di fornire delle linee guida per lo svolgimento di tre differenti tipologie di prove sperimentali, partendo da come ricavare i campioni dal tessuto di interesse, fino al post-processing dei dati. Fornendo, alla letteratura già esistente, una proposta di modellazione costitutiva che, anche se semplificata, può risultare una prima analisi utile per eventuali studi futuri più specifici ed approfonditi sul tessuto di pelle plantare.

CAPITOLO 6: BIBLIOGRAFIA

- [1] Thomas F. Smith, Brian N. Bennett, The plantar skin and soft tissues: Surgical Anatomy Review, Chapter 15.
- [2] Boyle CJ, Plotczyk M, Villalta SF, Patel S, Hettiaratchy S, Masouros SD, Masen MA, Higgins CA. Morphology and composition play distinct and complementary roles in the tolerance of plantar skin to mechanical load. *Sci Adv.* 2019 Oct 9.
- [3] Beltramini M, Santovito G, dispense corso “BIOLOGIA, FISIOLOGIA E ANATOMIA 2018/2019”
- [4] Bottoni U, Epidermide, Dizionario di medicina, 2010.
- [5] Graham Johnson, Jennifer Lippincott-Schwartz, Thomas D. Pollard, William C. Earnshaw Cell Biology, Saunders 2019.
- [6] Stal S, Spira M, Hamilton S. Skin morphology and function. *Clin Plast Surg.* 1987 Apr;14(2):201-8. PMID: 3581655.
- [7] Fontanella C.G., dispense corso “MECCANICA DEI TESSUTI BIOLOGICI 2020/2021”.
- [8] Pontieri G.M. Elementi di Patologia Generale e Fisiopatologia Generale, IV Edizione, Piccin, 2017.
- [9] Holzapfel, G. A, *Computational Biomechanics of Soft Biological Tissue*, John Wiley & Sons, Ltd., Hoboken, NJ, 2004.

- [10] Mostafavi Yazdi SJ, Baqersad J. Mechanical modeling and characterization of human skin: A review. *J Biomech.* 2022 Jan;130:110864. doi: 10.1016/j.jbiomech.2021.110864. Epub 2021 Nov 13. PMID: 34844034.
- [11] Dunn MG, Silver FH. Viscoelastic behavior of human connective tissues: relative contribution of viscous and elastic components. *Connect Tissue Res.* 1983;12(1):59-70. doi: 10.3109/03008208309005612. PMID: 6671383.
- [12] Seyed Jamaledin Mostafavi Yazdi, Javad Baqersad, Mechanical modeling and characterization of human skin: A review, *Journal of Biomechanics*, Volume 130, 2022.
- [13] Natali A. Appunti dispense Corso “Meccanica dei tessuti biologici“ 2017/2018.
- [14] E. L. Carniel, dispense del corso “MECCANICA DEI TESSUTI BIOLOGICI” 2020/2021.
- [15] E. L. Carniel, dispense del corso “METODI INGEGNERISTICI NELLA PROGETTAZIONE DI DISPOSITIVI E PROCEDURE CLINICO-CHIRURGICHE“ 2021/2022.
- [16] A. N. Natali, C. G. Fontanella, E. L. Carniel, —A numerical model for investigating the mechanics of calcaneal fat pad region, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials* 5 (2012) 216-223
- [17] Jor JW, Nash MP, Nielsen PM, Hunter PJ. Estimating material parameters of a structurally based constitutive relation for skin mechanics. *Biomech Model Mechanobiol.* 2011 Oct;10(5):767-78. doi: 10.1007/s10237-010-0272-0. Epub 2010 Nov 25. PMID: 21107636.
- [18] Bazin R, Flament F, Colonna A, Le Harzic R, Bückle R, Piot B, Laizé F, Kaatz M, König K, Fluhr JW. Clinical study on the effects of a cosmetic product on dermal

extracellular matrix components using a high-resolution multiphoton tomograph.
Skin Res Technol. 2010 Aug;16(3):305-10. doi: 10.1111/j.1600-0846.2010.00432.x.
PMID: 20636999.