

**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**ANALISI DEI DATI OTTENUTI DA PROVE DI
TRAZIONE EFFETTUATE SUI TENDINI DEL PIEDE**

Relatore: Prof.ssa Chiara Giulia FONTANELLA

Correlatore: Prof.ssa Alice BERARDO

Laureanda: Lara ZIN

ANNO ACCADEMICO 2022 – 2023

Data di laurea: 29 settembre 2023

*A mia nonna,
Bianca*

ABSTRACT

L'oggetto di studio di questa tesi sono i tendini flessori del piede, in particolare lo studio volge alla caratterizzazione della risposta meccanica dei tendini quando sottoposti a una prova di trazione a rottura monoassiale. La valutazione del loro comportamento è importante per stabilire i limiti di rottura del tessuto e le sue proprietà necessarie allo studio di eventuali dispositivi e materiali sostitutivi in caso di danneggiamento.

I dati in esame sono stati ottenuti da prove eseguite *in vitro* su campioni di tendini flessori del piede ricavati da quattro diversi donatori sani, provenienti dalla Clinica Ortopedica dell'Azienda Ospedale - Università Padova (comitato etico AOP2649).

Dall'elaborazione dei dati ottenuti sono state ricavate le relazioni forza-spostamento e tensione-deformazione, sono inoltre stati calcolati i valori di tensione e deformazione a rottura e i moduli di Young della regione lineare a massima rigidità e della regione iniziale.

I risultati possono essere utili alla definizione di un modello costitutivo che interpreta il comportamento meccanico del tessuto tendineo.

INDICE

INTRODUZIONE	1
1 L'ANATOMIA DEL PIEDE	3
1.1. Introduzione	3
1.2. Struttura ossea.....	3
1.3. Legamenti	5
1.4. Articolazioni	6
1.5. Muscoli e tendini	8
2 CONFIGURAZIONE MACROSTRUTTURALE E MICROSTRUTTURALE DEL TENDINE.....	15
2.1. Introduzione	15
2.2. Tendini	15
2.3. Collagene	16
2.4. Elastina.....	19
2.5. Sostanza di fondo.....	20
3 PROVE A TRAZIONE SUI TENDINI DEL PIEDE	23
3.1. Introduzione	23
3.2. Reperimento campioni.....	23
3.3. Preparazione e conservazione dei campioni	24
3.4. Prova di trazione	26
3.5. Elaborazione dei dati	28
4 ANALISI DEI RISULTATI.....	33
4.1. Introduzione	33
4.2. Risultati delle prove a trazione uniassiali	33
4.3. Discussione	42
CONCLUSIONI	45
BIBLIOGRAFIA	47
APPENDICE A	49

INTRODUZIONE

Il piede umano è un segmento anatomico estremamente complesso, composto da un gran numero di ossa, articolazioni, legamenti, muscoli e tendini, che lavorano sinergicamente per garantire la stabilità, un'ottimale distribuzione dei carichi e l'assorbimento degli impatti durante le normali attività giornaliere di una persona; è chiaro quindi come il piede svolga un ruolo fondamentale nella vita di un individuo e debba essere studiato per comprendere al meglio come agisce e come prendersene cura.

I tendini sono strutture di tessuto connettivo fibroso; sono i prolungamenti dei muscoli e li collegano alle rispettive strutture ossee. Il loro compito è quello di trasmettere le forze generate dal muscolo alle ossa e permettere, così, il movimento; durante l'arco di una giornata vengono, quindi, continuamente sollecitati e possono andare incontro a fenomeni di danneggiamento che possono richiedere terapie più o meno complesse a seconda della gravità del danno. Risulta quindi che conoscere le caratteristiche del tessuto tendineo sia di fondamentale importanza in molti ambiti, tra i quali l'ambito chirurgico nel caso sia necessario sostituire il tessuto, oppure l'ambito della costituzione di modelli computazionali per replicarne al meglio l'attività e prevenire danneggiamenti.

La maggior parte degli studi presenti in letteratura si concentra sulle proprietà dei tendini più "rilevanti", come ad esempio il tendine d'Achille, mentre trascura le proprietà di quelli considerati meno importanti, come i tendini dei muscoli flessori. Da qui ha origine l'idea di questo studio che si pone l'obiettivo di contribuire a colmare la mancanza di informazioni sui tendini flessori brevi e lunghi dell'alluce e delle dita tramite l'approfondimento della loro risposta meccanica non-lineare quando sottoposti a trazione.

In particolare, il presente studio tratta l'analisi dei dati provenienti da prove meccaniche di trazione uniassiale eseguite sui tendini flessori del piede, ricavati da quattro donatori, lungo l'asse principale di sviluppo delle fibre. Il lavoro è articolato in quattro capitoli: i primi due sono introduttivi e trattano, rispettivamente, l'anatomia del piede umano e la struttura macro e microscopica dei tendini, soffermandosi sul contributo del collagene, dell'elastina e della sostanza di fondo nella loro risposta meccanica; nel terzo capitolo viene descritta l'esecuzione delle prove sperimentali, illustrando il reperimento e la conservazione dei campioni, il protocollo sperimentale e l'elaborazione eseguita sui dati ottenuti per ricavare informazioni

riguardanti i valori di tensione ultima, di deformazione a rottura e del modulo di Young nella regione iniziale e nella regione a massima rigidità ; nel quarto capitolo viene affrontata l'analisi dei risultati e vengono discussi a confronto con quelli già presenti in letteratura.

CAPITOLO 1

L'ANATOMIA DEL PIEDE

1.1. Introduzione

Il piede è una struttura anatomica situata all'estremità distale della gamba, alla quale è legato mediante l'articolazione della caviglia, e costituisce il segmento terminale dell'arto inferiore. Dal punto di vista funzionale può essere diviso in due unità: quella posteriore (detta "di carico passivo") e quella anteriore (detta "di carico dinamico"); fra queste due sezioni si interpone la volta plantare che assicura un'ottimale distribuzione delle sollecitazioni meccaniche.

Il piede è una delle strutture fondamentali per la stazione eretta e la deambulazione bipodolica; deve, quindi, fornire una base stabile, in grado di adattarsi alle irregolarità del suolo e di fornire una leva rigida durante la fase di spinta, ma anche di assorbire gran parte delle sollecitazioni che andrebbero, altrimenti, a gravare sui segmenti superiori dell'arto.

Per poter proseguire nella valutazione dei suoi elementi più specifici, risulta fondamentale una generale comprensione della sua complessa anatomia.

In particolare, in questo capitolo viene brevemente descritto il sistema osseo, i numerosi legamenti e articolazioni caratteristici del piede, e il suo sistema muscolare.

1.2. Struttura ossea

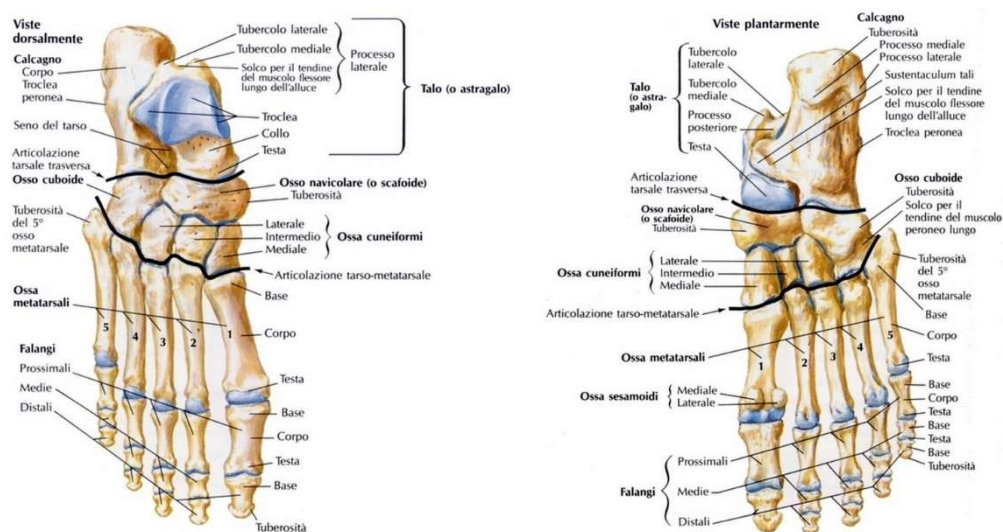


Figura 1.1 - Ossa del piede viste dorsalmente e plantarmente.

Lo scheletro del piede comprende un totale di 26 ossa e può essere suddiviso in tre parti: tarso, metatarso e falangi (figura 1.1). Dal punto di vista funzionale si possono individuare una porzione posteriore, o retropiede, che comprende tarso e metatarso, e una porzione anteriore, o avampiede. Dal punto di vista topografico si individuano una regione dorsale, una calcaneare, un margine mediale e uno laterale.

Il **tarso** è composto da sette ossa brevi disposte su due file: quella prossimale è composta dall'astragalo (o talo) e dal calcagno; quella distale comprende lo scafoide, il cuboide e le tre ossa cuneiformi.

L'*astragalo* è un osso irregolarmente cuboide, posizionato fra le ossa della gamba (superiormente), il calcagno (inferiormente e posteriormente) e lo scafoide (anteriormente). Nell'insieme è possibile individuare nell'astragalo sei facce: superiore, inferiore, mediale, laterale, posteriore e anteriore.

Il *calcagno*, posizionato sotto l'astragalo, è l'osso più voluminoso del tarso ed è anch'esso dotato di sei facce; superiormente è articolato con il talo e anteriormente con il cuboide. La faccia posteriore coincide con la sporgenza del tallone e sulla stessa si ha l'inserzione del tendine calcaneale (o tendine d'Achille).

Il *cuboide* è un osso irregolarmente cubico, posizionato nella regione esterna del piede, lateralmente rispetto allo scafoide e al III cuneiforme, anteriormente rispetto al calcagno e posteriormente al IV e al V osso metatarsale.

Lo *scafoide* (o navicolare) è posto anteriormente rispetto all'astragalo, posteriormente rispetto ai cuneiformi e medialmente rispetto ai cuboidi. La faccia anteriore è suddivisa in tre faccette piane per articolarsi con le tre ossa cuneiformi.

Le tre *ossa cuneiformi* sono a forma di prisma triangolare e formano una fila anteriormente rispetto al navicolare. Con riferimento alla loro posizione, sono rispettivamente denominate: osso cuneiforme mediale, medio e laterale. Oltre che ad articolarsi fra loro, prossimalmente si articolano con lo scafoide, anteriormente con le ossa metatarsali del piede; l'osso laterale si articola anche con il cuboide.

Il **metatarso** è formato da cinque ossa lunghe, dette *ossa metatarsali*, numerate da I a V da mediale a laterale. Ciascun osso presenta un corpo compreso fra una base prossimale e una testa distale.

Le basi si articolano con le ossa del tarso, in particolare con le tre ossa cuneiformi e il cuboide, mentre le teste si articolano con le falangi prossimali delle dita corrispondenti.

Le ossa metatarsali contribuiscono al sostegno del peso del corpo in stazione eretta, durante la deambulazione e la corsa.

Le **falangi** rappresentano lo scheletro delle dita: sono due (prossimale e distale) per il primo dito, o alluce, e sono tre (prossimale, media e distale) nelle altre quattro dita. Consistono in una base, uno stelo e una testa e, insieme alle ossa metatarsali, formano la regione detta “avampiede”.

Oltre alle ossa appena elencate, nel piede è possibile trovare le **ossa sesamoidi**, ovvero delle ossa di pochi millimetri e di forma simile ai semi di sesamo, che si originano da escrescenze cartilaginee e che solidificano nel periodo della pubertà. Si formano in prossimità dei tendini con lo scopo di proteggerli e rafforzarne i punti più deboli.

Assumono forma e numero variabili da persona a persona e solitamente aderiscono alle teste delle ossa metatarsali. Due sono quasi sempre presenti in prossimità dell'articolazione metatarso-falangea del I dito e possono trovarsi anche vicino all'articolazione del II e del V dito; non sono, invece, mai presenti sulle articolazioni del III e del IV dito.

1.3. Legamenti

I legamenti sono dei robusti cordoni di tessuto connettivo fibroso passivo (ovvero, non in grado di contrarsi), hanno diverse funzioni, tra le quali: collegare due ossa differenti, collegare due zone dello stesso osso, mantenere in posizione un organo e delimitare aperture osteofibrose attraverso le quali passano vasi sanguigni, vasi linfatici o tronchi venosi. Sono composti da quantità variabili di collagene (principalmente di tipo I), che influenza la resistenza alla trazione, e di elastina, che influenza l'elasticità, così da ottenere proprietà meccaniche diverse; infatti, un'elevata quantità di elastina porta a un comportamento più elastico che evita la deformazione plastica del legamento per carichi inferiori a una certa soglia di intensità, di tempo di applicazione e di velocità di applicazione.

Nel piede, in particolare, i legamenti svolgono la funzione di stabilizzazione delle articolazioni, permettendo il mantenimento della volta plantare. A causa dell'elevato numero di segmenti ossei, in questa struttura anatomica sono presenti più di 65 legamenti.

La nomenclatura dei legamenti deriva dalle parti ossee e/o dagli organi che mettono in collegamento. I più importanti sono: la fascia plantare, il legamento plantare calcaneo-

navicolare e il legamento calcaneo-cuboide, ma anche i legamenti della caviglia che rinforzano la capsula fibrosa dell'articolazione tibiotarsica (figura 1.2).

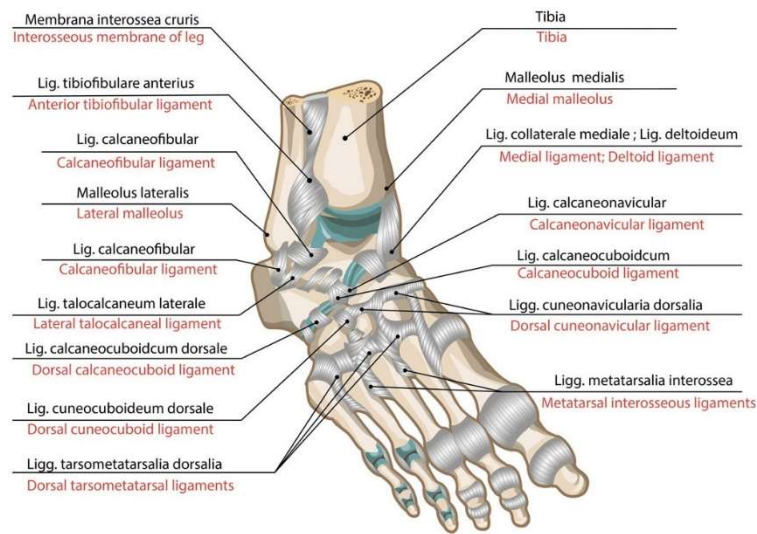


Figura 1.2 - Legamenti del piede.

1.4. Articolazioni

La caviglia e le articolazioni del piede permettono a quest'ultimo un movimento caratterizzato da tre assi e tre gradi di libertà.

Il primo asse è quello trasversale, passante tra i malleoli; attorno a questo asse si effettuano i movimenti di flessione-estensione (rispettivamente flessione dorsale e flessione plantare).

Il secondo asse è quello longitudinale della gamba, attorno al quale vengono effettuati i movimenti di abduzione e adduzione.

Il terzo è quello longitudinale del piede, attorno al quale vengono effettuati i movimenti di rotazione interna-esterna.

Mentre il primo movimento è da attribuire all'articolazione della caviglia, il secondo e il terzo sono dovuti, in rapporti differenti, all'articolazione *astragalo-calcaneare*, *medio-tarsica*, *tarso-metatarsica* e *scafo-cuboidea*.

Il ruolo delle articolazioni nel piede non si limita al fornire i gradi di libertà sopra-citati, ma esse sono fondamentali per far sì che si adatti alle asperità del terreno, modificandone la forma e creando tra suolo e gamba un sistema di ammortizzatori che dia al passo elasticità e scioltezza.

Si procede con una breve descrizione dei gruppi articolari principali:

- L'**articolazione della caviglia** è un'articolazione sinoviale (con elevata mobilità). Si trova fra le estremità distali di tibia e perone e l'estremità superiore dell'astragalo; è resa stabile da un complesso insieme di legamenti. Quest'articolazione rende possibile la dorsiflessione e la plantarflexione del piede.

- Le **articolazioni del tarso** (figura 1.3) agiscono simultaneamente e permettono la rotazione interna ed esterna del piede. Si suddividono in: articolazioni della fila distale, articolazione astragalo-calcaneare (o della fila prossimale) e articolazione tarsale trasversa.

Le *articolazioni della fila distale* sono tutte artrodie (permettono uno scorrimento fra piani) e sono: l'articolazione cuboideo-navicolare, l'articolazione cuneo-cuboidea, le due articolazioni intercuneiformi e l'articolazione cuneo-navicolare.

L'*articolazione astragalo-calcaneare* è anch'essa un'artrodia e contribuisce all'inversione ed eversione del piede.

L'*articolazione tarsale trasversa* unisce le ossa posteriori e anteriori del tarso; comprende l'articolazione astragalo-navicolare e calcaneo-cuboidea.

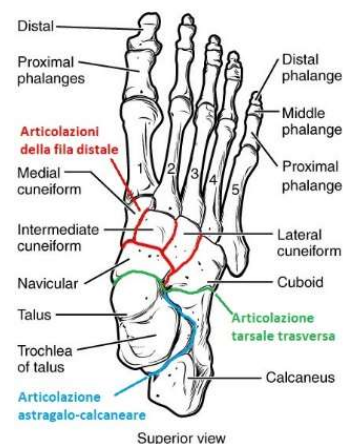


Figura 1.3 - Articolazioni del tarso.

- Le **articolazioni tarso-metatarsali** sono artrodie che collegano le tre ossa cuneiformi e il cuboide con le ossa metatarsali. Consentono scorrimenti limitati e, insieme all'articolazione tarsale trasversa, hanno un ruolo nella pronazione e supinazione del piede.
- Le **articolazioni intermetatarsali** sono artrodie fra le basi delle ultime quattro ossa metatarsali (tra il I e II dito vi è solo un legamento interosseo).
- Le **articolazioni interfalangee** sono articolazioni a ginglino angolare (permettono la rotazione attorno a un'asse); strutturate come quelle della mano, sono dotate di una capsula articolare.

1.5. Muscoli e tendini

Il piede è interessato da trentadue muscoli e tendini, presenti sia sul dorso che sulla pianta, che ne determinano la funzionalità, ovvero ne permettono i movimenti.

Possono essere divisi in due categorie:

- I **muscoli estrinseci** originano da una struttura diversa rispetto a quella in cui si inseriscono; nello specifico, nascono dalle ossa della gamba per inserirsi nel piede.
- I **muscoli intrinseci** originano e si inseriscono nella stessa struttura, ovvero il piede.

1.5.1. Muscoli estrinseci

I muscoli estrinseci possono essere distinti in tre gruppi, in funzione del compartimento della gamba da cui hanno origine; otteniamo, quindi, il gruppo anteriore, quello laterale e quello posteriore.

I **muscoli del gruppo anteriore** della gamba sono contenuti nella loggia delimitata da una membrana interossea e dai margini anteriori della tibia e della fibula (figura 1.4 (a)).

Il *muscolo tibiale anteriore* è il più mediale di questo gruppo; origina dal condilo laterale e dalla zona superiore della faccia laterale della tibia, prosegue scendendo verticalmente e termina con il tendine d'inserzione che si fissa medialmente al I cuneiforme e alla base del I osso metatarsale. Questo muscolo è responsabile della flessione dorsale, dell'adduzione e della rotazione mediale del piede.

Il *muscolo estensore lungo delle dita* si trova lateralmente al tibiale anteriore; origina dal condilo laterale della tibia e dalla faccia mediale della fibula, procede verso il basso e termina in un tendine robusto che si divide in quattro tendini secondari. Questi, che sono ciascuno destinati a una delle ultime quattro dita, giunti all'articolazione metatarsofalangea, si dividono in tre ulteriori linguette: quella intermedia si fissa alla base della II falange, mentre quella laterale e quella mediale si riuniscono per fissarsi alla base della falange distale. Il muscolo estensore lungo delle dita permette l'estensione delle ultime quattro dita e contribuisce alla flessione dorsale, all'abduzione e alla rotazione esterna del piede.

Il *muscolo estensore lungo dell'alluce* origina dalla faccia mediale della fibula, scende verso il basso, e termina con il tendine d'inserzione che si inserisce sulla faccia dorsale della I falange e alla base della II falange dell'alluce. Estende l'alluce e partecipa alla flessione dorsale e adduzione del piede.

Il *muscolo peroniero anteriore* è situato nella parte inferolaterale della regione anteriore della gamba ed è laterale rispetto al muscolo estensore lungo delle dita, con il quale è fuso. Ha

origine sulla faccia mediale della fibula, scende lungo la gamba e il suo tendine d'inserzione termina sulla superficie dorsale del V osso metatarsale. Contribuisce alla flessione dorsale, abduzione e rotazione esterna del piede.

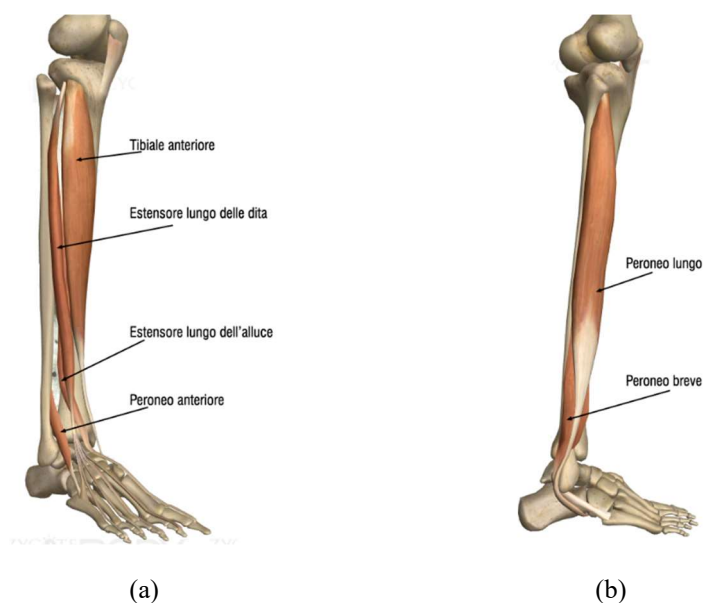


Figura 1.4 - Muscoli del gruppo anteriore (a) e del gruppo laterale della gamba (b).

I **muscoli del gruppo laterale** della gamba sono due: il muscolo peroniero breve e il muscolo peroniero lungo (figura 1.4 (b)).

Il *muscolo peroniero lungo* è il più superficiale dei due. Origina dalla testa e dalla faccia della fibula e dal condilo laterale della tibia, si sviluppa verticalmente verso il basso e termina in un lungo tendine d'inserzione che, passando dietro al malleolo laterale e attraversando la faccia plantare del piede, si inserisce sul I e sul II osso metatarsale e sul I cuneiforme. Con la sua contrazione, contribuisce alla flessione plantare, all'abduzione e alla rotazione esterna del piede; agisce anche sulla volta plantare, accentuandone la curvatura.

Il *muscolo peroniero breve* si trova più in profondità rispetto al precedente e origina dalla faccia laterale della fibula. Le fibre scendono verticali per continuare in un tendine che passa anch'esso dietro al malleolo laterale e si inserisce nella parte dorsale della base del V osso metatarsale. Contribuisce all'abduzione e rotazione esterna del piede.

I **muscoli del gruppo posteriore** della gamba si dispongono su due livelli: uno superficiale e uno profondo (figura 1.5).

I muscoli che compongono lo strato superficiale sono: gastrocnemio, soleo e plantare.

Il *muscolo gastrocnemio* è il più superficiale del gruppo ed è formato da due ventri muscolari, comunemente detti "gemelli"; i due originano dagli epicondili laterale e mediale del femore.

Il *muscolo soleo*, situato sotto al gastrocnemio, origina dalla faccia posteriore della testa della fibula e dall'arcata del soleo; il capo muscolare di questo muscolo si unisce ai due del gastrocnemio nel tendine calcaneare (o d'Achille) che termina sulla faccia posteriore del calcagno. Questi due muscoli costituiscono il *tricipite della sura*, la cui azione ha un ruolo fondamentale nella flessione plantare e rotazione interna del piede; inoltre, con il gastrocnemio, concorre alla flessione della gamba sulla coscia.

Il *muscolo plantare* è un piccolo muscolo situato sulla faccia posteriore dell'articolazione del ginocchio, in una posizione più profonda rispetto al gemello laterale. Ha origine sul ramo laterale della linea aspra del femore e sulla capsula articolare del ginocchio; il corpo muscolare termina in un lungo tendine che scende prima tra gastrocnemio e soleo, successivamente scorre sul margine mediale del tendine calcaneare per inserirsi sulla faccia mediale del calcagno. La sua azione è simile, con minore potenza, a quella del tricipite della sura.

I muscoli che compongono lo strato profondo sono: flessore lungo delle dita, flessore lungo dell'alluce e tibiale posteriore.

Il *muscolo flessore lungo delle dita* è il più mediale dei tre, origina dalla faccia posteriore della tibia, si sviluppa verso il basso e termina in un lungo tendine che, passando dietro al malleolo laterale, attraversa la regione plantare del piede dove si divide nei quattro tendini d'inserzione che si fissano alla base della III falange delle ultime quattro dita. Permette la flessione di queste ultime e concorre alla flessione plantare del piede.

Il *muscolo flessore lungo dell'alluce* è il più laterale dei muscoli dello strato profondo. Origina dalla faccia posteriore della fibula; i fasci muscolari scendono verticalmente e terminano su un tendine che, dopo essere passato sotto al malleolo mediale, dietro all'astragalo e medialmente rispetto al calcagno, incrocia il tendine del muscolo flessore lungo delle dita e si inserisce alla base della falange distale dell'alluce. Consente la flessione dell'alluce e concorre alla flessione delle altre quattro dita e alla flessione plantare del piede.

Il *muscolo tibiale posteriore* si trova in profondità rispetto ai due flessori lunghi delle dita e dell'alluce. Ha origine sulla faccia posteriore della tibia e sulla faccia mediale della fibula; si sviluppa verticalmente terminando in un tendine che, passando dietro al malleolo mediale, si fissa sullo scafoide, sulla superficie plantare dei tre cuneiformi e sull'estremità prossimale del II, III e IV osso metatarsale. La sua azione determina la flessione plantare del piede e contribuisce all'adduzione e rotazione interna del piede, nonché accentua la curvatura della volta plantare.

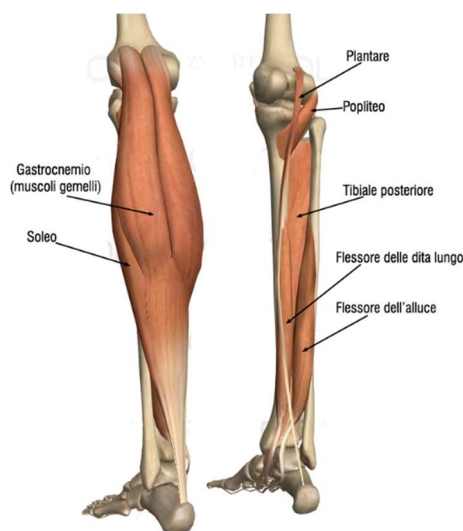


Figura 1.5 - *Muscoli del gruppo posteriore della gamba.*

1.5.2. Muscoli intrinseci

I muscoli del piede vengono distinti in base alla loro regione di appartenenza: quella dorsale e quella plantare (figura 1.6). Quest'ultima è ulteriormente divisibile in regione mediale, intermedia e laterale.

La **regione dorsale** contiene due muscoli: l'estensore breve delle dita e l'estensore breve dell'alluce.

Il *muscolo estensore breve delle dita* è un muscolo piatto, che ha origine nella faccia superiore e laterale del calcagno e si sviluppa in avanti per dividersi in tre capi muscolari, terminanti ciascuno con un proprio tendine. Ciascuno di essi si fonde con il rispettivo tendine dell'estensore lungo delle dita e si fissano poi sul II, III e IV dito.

Il *muscolo estensore breve dell'alluce* origina nello stesso punto del precedente; si sviluppa in un tendine che, penetrando nel tendine dell'estensore lungo dell'alluce senza fondersi, si inserisce alla base della falange prossimale del I dito.

La contrazione di questi muscoli contribuisce, anche se in piccola parte, all'estensione delle prime quattro dita; sono fondamentali per la deambulazione in quanto, permettendo la contrazione della volta longitudinale e trasversale, staccano il piede da terra e sostengono il corpo sull'avampiede.

La **regione plantare mediale** comprende: l'abduktore dell'alluce, il flessore breve dell'alluce e l'adduttore dell'alluce.

Il *muscolo abduktore dell'alluce* è il più lungo e superficiale dei tre; origina dalla tuberosità del calcagno e dalla fascia plantare, prosegue lungo il margine mediale e si inserisce

lateralmente sulla base della falange prossimale dell'alluce. Permette l'abduzione e flessione dell'alluce.

Il *muscolo flessore breve dell'alluce* origina dalla faccia plantare dei tre cuneiformi e dal legamento calcaneocuboideo plantare; si sviluppa in avanti e si divide in due fasci di cui quello mediale va a unirsi al tendine dell'abduzione, mentre quello laterale raggiunge il capo obliquo dell'adduttore. Questo muscolo permette la flessione dell'alluce.

Il *muscolo adduttore dell'alluce* è il più profondo della regione e origina con un capo obliquo e uno trasverso. Il capo obliquo deriva dal cuboide, dal III cuneiforme e dalla base del II, III e IV metatarsale; il capo trasverso sorge dalla III, IV e V articolazione metatarsofalangea. I due capi si sviluppano, rispettivamente, in direzione anteromediale e in direzione laterale. Il tendine del capo obliquo si unisce al tendine laterale del flessore breve dell'alluce, terminando alla base della prima falange; il tendine del capo trasverso si fonde con il tendine del muscolo flessore lungo dell'alluce. Questo muscolo consente la flessione e adduzione dell'alluce.

La **regione plantare laterale** comprende: l'abduzione del V dito, il flessore breve del V dito e l'opponente del V dito.

Il *muscolo abduzione del V dito* è il più superficiale e origina dalla porzione laterale della tuberosità del calcagno e dalla fascia plantare; si sviluppa lungo il margine laterale del piede e termina in un tendine che si inserisce nella tuberosità del V osso metatarsale e nella base della falange prossimale del V dito. Flette e abduce il V dito.

Il *muscolo flessore breve del V dito* è situato profondamente rispetto al precedente, origina dalla base del V osso metatarsale e termina sulla base della I falange del V dito e sulla corrispondente articolazione metatarsofalangea. Flette il V dito.

Il *muscolo opponente del V dito* è situato medialmente rispetto al precedente, origina dal legamento plantare lungo e termina sul margine laterale del V osso metatarsale. Flette e adduce il V dito.

Nella **regione plantare intermedia** i muscoli presenti sono: il flessore breve delle dita, il muscolo quadrato della pianta del piede, i quattro muscoli lombricali e i sette muscoli interossei.

Il *muscolo flessore breve delle dita* è il più superficiale della regione, nasce dal processo mediale della tuberosità del calcagno e dalla fascia plantare, si sviluppa verso avanti e, raggiunta la metà del piede, si divide in quattro fasci muscolari che terminano in altrettanti tendini. Ciascun tendine è destinato a una delle ultime quattro dita e termina con due linguette

che si fissano una sul margine laterale e l'altra su quello mediale della II falange del dito corrispondente. Flette la II falange delle ultime quattro dita.

Il *muscolo quadrato della pianta* origina da due capi, uno laterale e uno mediale. Il primo sorge dalla faccia inferiore del calcagno, l'altro dalla faccia mediale; i capi poi convergono e si fondono in una lamina che si inserisce sul tendine del muscolo flessore lungo delle dita, con il quale coopera per flettere le dita e la pianta del piede.

Ciascuno dei quattro *muscoli lombricali* origina dai tendini contigui del muscolo flessore lungo delle dita, eccetto il primo (il più mediale) che origina dal margine mediale del tendine del II dito. Si sviluppano in avanti e si inseriscono sul lato mediale dell'estremità prossimale della I falange delle ultime quattro dita e sui tendini del muscolo estensore lungo delle dita. Flettono la I falange ed estendono la II e la III falange delle ultime quattro dita.

I *muscoli interossei* del piede sono sette muscoli che occupano gli spazi intermetatarsali e sono divisi in: tre plantari e quattro dorsali. I tre muscoli interossei plantari occupano il II, III e IV spazio intermetatarsale, originano dalle facce mediali del III, IV e V osso metatarsale, si sviluppano in avanti e si fissano sulla porzione mediale della base della falange prossimale del dito corrispondente. La loro azione è correlata alla flessione della I falange ed estensione delle altre due falangi del III, IV e V dito metatarsale. I quattro muscoli interossei dorsali occupano la parte dorsale dei quattro spazi intermetatarsali, hanno origine tramite due capi dalle ossa metatarsali adiacenti e si sviluppano anteriormente per fissarsi alla base delle falangi prossimali: il primo e il secondo si inseriscono sul lato mediale e laterale del II dito, gli altri si inseriscono sul margine laterale del III e IV dito. La loro contrazione causa la flessione della I falange ed estensione delle altre due falangi del II, III e IV dito e, inoltre, allontanano il III e IV dito dal II [1].

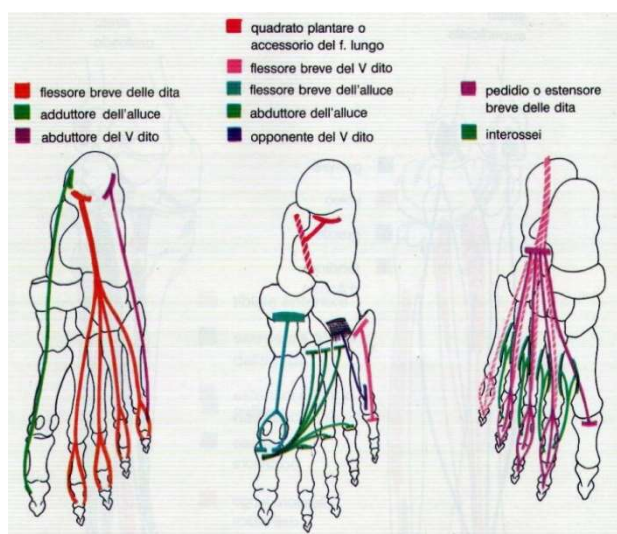


Figura 1.6 - Muscoli intrinseci del piede.

In figura 1.7 sono rappresentati i tendini sottoposti a prova di trazione monoassiale i cui dati sono elaborati in questo studio.

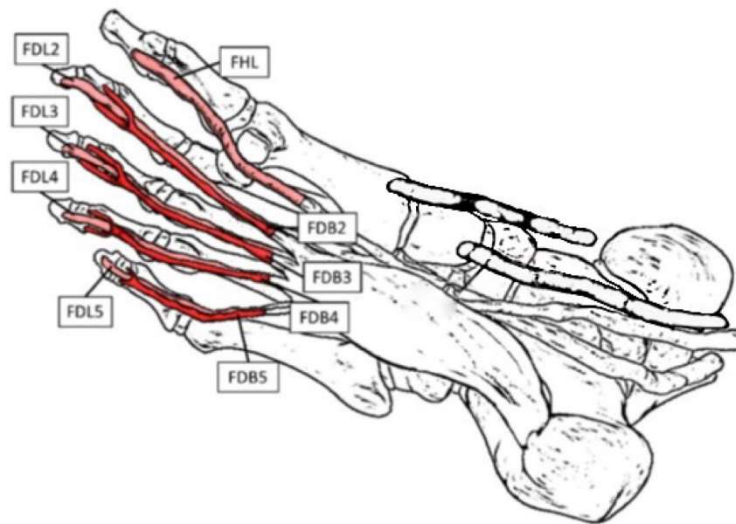


Figura 1.7 - *Tendini testati considerati in questo studio: tendine flessore lungo delle dita (FDL), tendine flessore lungo dell'alluce (FHL), tendine flessore breve delle dita (FDB).*

CAPITOLO 2

CONFIGURAZIONE MACROSTRUTTURALE E MICROSTRUTTURALE DEL TENDINE

2.1. Introduzione

I tessuti biologici sono materiali compositi, costituiti da una quantità variabile di cellule immerse in una sostanza chiamata matrice extracellulare (ECM); quest'ultima è un materiale complesso, dall'aspetto viscoso e gelatinoso, ed è a sua volta suddivisibile in una componente di sostanza di fondo e una di proteine fibrose. La sostanza di fondo è una sostanza amorfa idrofila formata da proteoglicani, glicosamminoglicani (GAGs) e glicoproteine, nella quale sono immerse le fibre di elastina e di collagene che compongono la porzione di proteine fibrose. La matrice extracellulare ha un ruolo fondamentale nella comunicazione, proliferazione e sviluppo delle cellule che contiene. Il numero, la tipologia e la funzione delle cellule contenute nell'ECM differenziano i diversi tipi di tessuti biologici, in quanto ne determinano la struttura e le proprietà.

In questo capitolo si analizza la configurazione microstrutturale del tessuto connettivo propriamente detto che costituisce i tendini, che risulta fondamentale per comprenderne il comportamento meccanico.

2.2. Tendini

I tendini sono costituiti da tessuto connettivo denso, formato da un quantitativo limitato di cellule immerse in un'abbondante matrice extracellulare; di conseguenza quest'ultima caratterizza maggiormente le proprietà meccaniche del tessuto. Essendo formata da sostanza di fondo, collagene ed elastina, l'ECM può essere considerata un materiale composito fibrorinforzato; l'elevata quantità di fibre di collagene rispetto alle componenti cellulare e amorfa caratterizza in modo preponderante le proprietà del materiale. Infatti, l'ECM è composta al 70% da collagene, al 2% da elastina e per la parte restante da acqua e proteoglicani.

Nei tendini, i fasci di fibre di collagene sono disposti in modo ordinato, orientati nella direzione di trazione (figura 2.1); donano l'elasticità e la resistenza a trazione caratteristiche del tessuto. Grazie alla capacità dei proteoglicani e dei glicosamminoglicani di trattenere

grandi quantità di acqua, la sostanza di fondo risulta essere un gel molto idratato, capace di resistere alla compressione e di ottimizzare le proprietà elastiche del tendine.

La prevalenza di matrice extracellulare rispetto alla quantità di cellule dona al tessuto connettivo del tendine proprietà quali: viscosità, resistenza, consistenza, capacità di lubrificare e di ammortizzare gli urti.

Negli interstizi tra le proteine fibrose si trovano le cellule proprie del tendine: i tenociti e i tenoblasti, ovvero particolari fibroblasti che si dispongono parallelamente alle fibre.

In corrispondenza delle inserzioni tendinee, i fasci di fibre di collagene proseguono nella cartilagine fibrosa, un tessuto cartilagineo particolarmente ricco di queste fibre che assicura la connessione fra tendini e segmenti scheletrici.

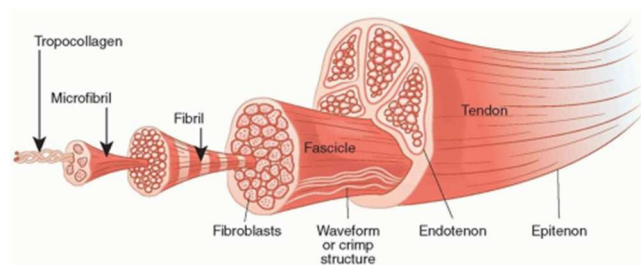


Figura 2.1 - Organizzazione delle fibre nel tendine.

Sottolineato il ruolo della matrice extracellulare nella determinazione delle proprietà meccaniche del tendine, si prosegue con l'analisi dei componenti dell'ECM e del loro comportamento quando sottoposti a uno stimolo meccanico.

2.3. Collagene

Il collagene è una delle proteine fibrose presenti nella matrice extracellulare, costituisce il 25% di tutte le proteine del corpo umano e svolge principalmente una funzione di supporto e di collegamento. Essendo molto resistente, si trova in maggiori quantità nei tessuti che devono resistere alla deformazione, in particolare nel tessuto connettivo dei tendini e in quello epiteliale della cute.

La sua unità fondamentale è il *tropocollagene*, costituito da tre filamenti la cui struttura primaria è dettata dalla ripetizione della sequenza di tre amminoacidi: glicina, prolina, idrossiprolina (Gly-Pro-Hyp). La struttura secondaria di ciascun filamento è stabilizzata dall'ingombro sterico del tratto Pro-Hyp e permette a ciascuna catena di avvolgersi nella

struttura terziaria elicoidale sinistrorsa. Le tre catene interagiscono organizzandosi in una struttura quaternaria a tripla elica destrorsa, determinando così un'unità di tropocollagene.

Le unità di tropocollagene si organizzano in strutture caratteristiche a seconda del tipo di collagene, interagendo l'una con l'altra tramite i legami crociati, o *cross-links*.

Nel collagene di tipo I, di cui i tendini sono ricchi, le unità di tropocollagene si organizzano in file parallele sfalsate; i *cross-links* che si generano impediscono lo scorrimento e sono la ragione per cui questo tipo di collagene è il più resistente alla trazione.

Il tropocollagene si organizza quindi in *microfibrille* che si associano lungo una direzione a formare *fibrille microscopiche* dal diametro di 0,2 - 0,3 μm , che a loro volta si associano in *fibre* di diametro variabile fra 1 e 12 μm (figura 2.2).

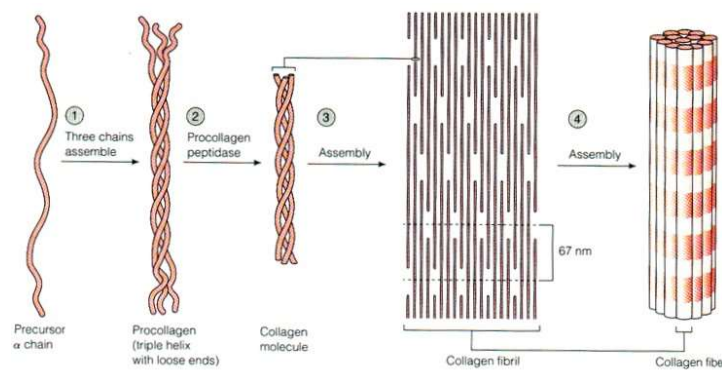


Figura 2.2 - Struttura del collagene.

Come precedentemente accennato, esistono diverse tipologie di collagene a seconda dell'organizzazione del tropocollagene e del tipo di legami intermolecolari. Nei tendini, il collagene prevalente è quello di tipo I e, in misura minore, sono presenti anche quello di tipo III e V; le percentuali dei diversi tipi di collagene possono variare in caso di insorgenza di una patologia o nelle diverse fasi d'età del soggetto.

2.3.1. Comportamento meccanico del collagene

Le fibre di collagene si distinguono per la loro particolare rigidità e resistenza a trazione; offrono scarsa resistenza a compressione a causa della loro forma snella.

Sottoponendo il collagene a una prova a trazione monoassiale lungo la direzione principale di sviluppo delle fibre, si osserva un comportamento non lineare, la cui causa è riconducibile all'organizzazione strutturale delle fibre. L'orientazione spaziale delle stesse determina un comportamento anisotropo: le fibre orientate ortogonalmente si deformano maggiormente rispetto a quelle disposte parallelamente.

A riposo, le fibre di collagene si trovano in una configurazione ondulata, detta “*crimped configuration*”. Sottoponendo le fibre a trazione lungo la direzione principale, si ottiene la seguente curva tensione-deformazione (figura 2.3).

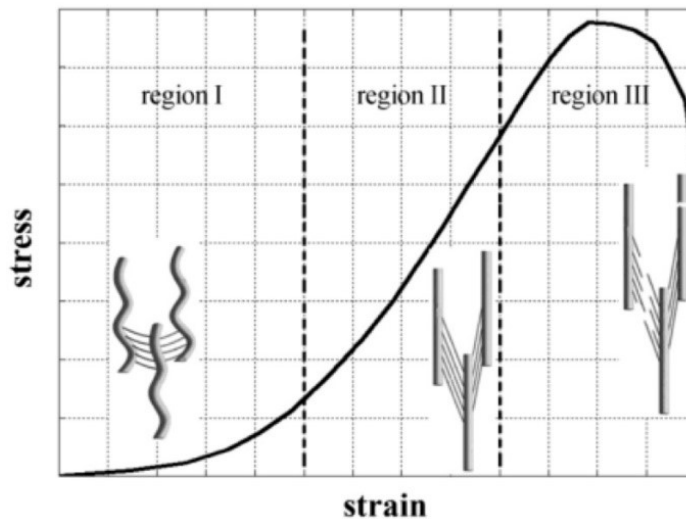


Figura 2.3 - Risposta meccanica a trazione delle fibre di collagene.

La curva è suddivisibile in tre regioni:

- **Regione I:** detta “*Toe region*”, corrisponde alla fase iniziale della prova, in cui le fibre offrono una scarsa resistenza a trazione in quanto passano dalla *crimped configuration* a una configurazione distesa, detta “*uncrimped configuration*”. In questo tratto della curva il comportamento è elastico, con un basso modulo di Young, che aumenta gradualmente: in questo cambio di configurazione, il collagene si sta districando semplicemente e, non essendosi ancora generate tensioni interne, non si sta ancora opponendo alla trazione.
- **Regione II:** detta “*Linear region*”, corrisponde alla zona in cui la capacità resistente aumenta linearmente in quanto le fibre, ora completamente distese, iniziano ad opporsi alla trazione tramite il meccanismo di dilatazione dei legami inter e intra-fibrillari. In corrispondenza di questa regione si osserva un comportamento lineare elastico.
- **Regione III:** detta “*Yield region*”, corrisponde alla fase finale della prova, in cui le fibre iniziano a cedere irreversibilmente, ovvero si iniziano a rompere i legami e le fibre subiscono il cosiddetto *elasto-danno*. Sulla curva si osserva il raggiungimento di un valore massimo e successivamente un’immediata riduzione della resistenza. Se il carico viene rimosso prima del superamento della soglia massima, le fibre tornano alla loro configurazione ondulata iniziale.

2.4. Elastina

I tessuti molli sono ricchi di elastina, una proteina fibrosa che dona loro elasticità e capacità di adattamento al carico. Come il collagene, la struttura primaria dell'elastina è caratterizzata da elevate quantità di prolina e glicina, ma presenta solo alcune tracce di idrossiprolina.

L'unità precursore è la tropoelastina, una molecola che si avvolge in una struttura secondaria a α -elica, caratterizzata da un dominio idrofilo (dovuto alla presenza di lisina e alanina) e da uno idrofobo (dovuto alla presenza di valina, prolina e glicina).

L'elastina si presenta come un avvolgimento disordinato ("*random coil*") di catene peptidiche legate l'una all'altra da legami covalenti, risultando in un composto insolubile ricco di resistenti legami crociati. Questa struttura determina la sua particolare capacità di deformarsi reversibilmente quando sottoposta a sollecitazioni esterne; infatti, rimosso lo stimolo meccanico, l'elastina torna alla sua configurazione iniziale, in quanto risulta essere una condizione di maggior equilibrio (figura 2.4).

Nei tessuti, l'elastina è intrecciata con le fibre di collagene che ne limitano la deformazione ed evitano eventuali lacerazioni dei tessuti.

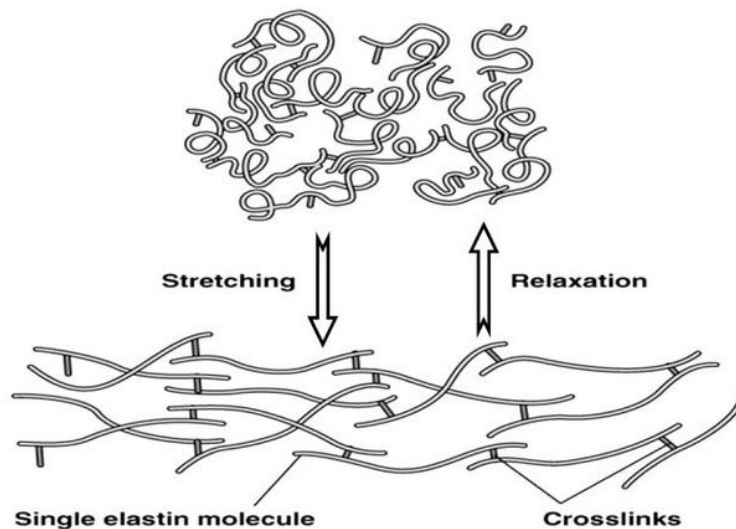


Figura 2.4 - Configurazione a riposo e configurazione tensionata dell'elastina.

2.4.1. Comportamento meccanico dell'elastina

Effettuando una prova a trazione sull'elastina si ottiene una curva sforzo-deformazione che ne sottolinea la particolare capacità di estensione, reversibile anche per grandi deformazioni.

La curva (figura 2.5) è divisibile in due regioni.

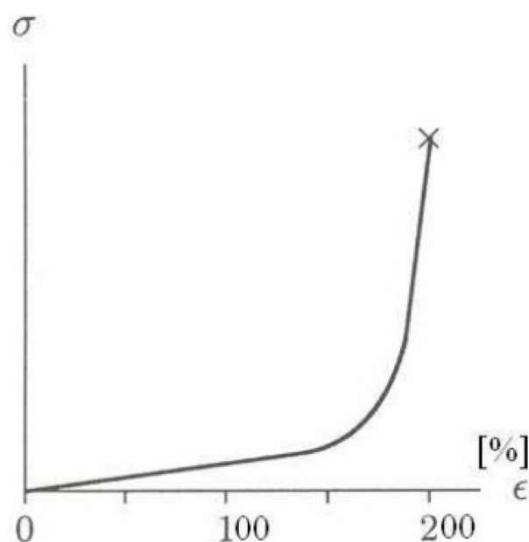


Figura 2.5 - Risposta meccanica a trazione dell'elastina.

Nella prima regione si osserva un comportamento elastico con un basso modulo di Young fino a deformazioni molto elevate (anche del 200%); in questa regione avviene il cambio di configurazione mostrato in figura 2.4.

Una volta che tutta l'elastina è passata dalla configurazione a riposo a quella tensionata, si entra nella seconda regione, più stretta della prima, in cui si osserva un importante incremento della rigidità, fino a raggiungere la rottura. L'incremento della rigidità è dovuto al fatto che, mentre nella prima regione il meccanismo di deformazione principale era lo sgrovigliamento delle catene, nella seconda il meccanismo di deformazione in atto è quello di allungamento dei legami chimici.

Considerando trazioni cicliche, si osserva l'ottenimento di deformazioni plastiche trascurabili e di un'area d'isteresi nel percorso carico-scarico non significativa.

2.5. Sostanza di fondo

La sostanza di fondo, detta anche *sostanza amorfa*, costituisce il terzo elemento della matrice extracellulare dei tessuti molli. È formata da acqua con glicosamminoglicani (GAGs), proteoglicani e ioni disciolti; la consistenza risulta essere quella di un gel viscoso.

I *glicosamminoglicani* sono una famiglia di polimeri lineari, costituiti dalla ripetizione di monomeri formati da un amminosaccaride e un monosaccaride acido. I GAGs sono in grado di legarsi facilmente con molecole d'acqua, creando una molecola idratata e "rigonfiata"; di conseguenza conferiscono alla matrice un comportamento viscoso e rendono più elastici e resistenti i tessuti. In questi ultimi, i GAGs sono legati ad altre proteine extracellulari per formare i proteoglicani.

I *proteoglicani* sono enormi aggregati, composti al 95% da polisaccaridi. In particolare, possiedono una lunga proteina centrale di ialuronato a cui sono legate numerose unità proteiche a intervalli regolari; ogni proteina, a sua volta, lega covalentemente piccole molecole di GAGs, formando aggregati a elevato peso molecolare e molto idratati che conferiscono viscoelasticità ai tessuti (figura 2.6). I proteoglicani, insieme ai GAGs, giocano un ruolo fondamentale come agenti lubrificanti fra le microfibrille di collagene ed elastina.

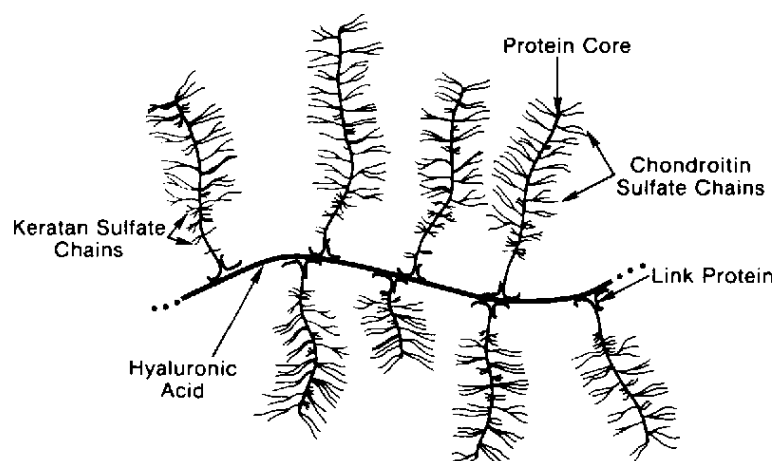


Figura 2.6 – Struttura dei proteoglicani.

2.5.1. Comportamento meccanico della sostanza di fondo

Poiché la sostanza di fondo è un gel viscoso, l'unica prova meccanica interessante è quella a compressione. In particolare, si osservano due fenomeni importanti:

- Alla compressione, poiché l'acqua è costretta a fluire altrove, si osserva uno scorrimento della parte fluida.
- Rimuovendo la componente liquida, le cariche negative dei GAGs non sono più neutralizzate e conseguentemente sono soggette a fenomeno di repulsione elettrostatica che aumenta esponenzialmente la capacità di opporsi alla compressione della sostanza di fondo.

Sottoponendo a compressione un provino di sostanza di fondo, si può osservare un comportamento non lineare: nella prima fase la rigidità è dovuta principalmente al flusso dell'acqua, mentre nella seconda è dovuta alla repulsione elettrostatica fra cariche dello stesso segno.

La sostanza di fondo contribuisce in modo significativo alla rigidità a compressione di un tessuto molle, una caratteristica non particolarmente rilevante nel caso in esame [1][2].

CAPITOLO 3

PROVE A TRAZIONE SUI TENDINI DEL PIEDE

3.1. Introduzione

Le informazioni che si possono acquisire sulle proprietà meccaniche dei tendini del piede umano sono di fondamentale importanza per quei rami della scienza medica che si interfacciano, più o meno direttamente, con il piede e le patologie ad esso collegate. Ad esempio, in chirurgia ortopedica, la conoscenza delle caratteristiche specifiche di diversi tendini può permettere una valutazione più ponderata dei materiali per la sostituzione degli stessi. Un altro importante utilizzo di queste informazioni serve per la costituzione di modelli computazionali che descrivano e replichino nel modo più accurato possibile i movimenti del piede e le forze che agiscono sui suoi singoli elementi.

In questo capitolo, si procederà con la descrizione dei campioni e della loro preparazione, si proseguirà poi con la descrizione del protocollo sperimentale utilizzato per eseguire le prove a trazione monoassiale e si concluderà con la descrizione dell'elaborazione dei dati.

3.2. Reperimento campioni

I dati delle prove considerate in questo studio sono stati ottenuti da campioni prelevati dai piedi di quattro donatori maschi adulti di diverse età. I piedi provengono da interventi di amputazione eseguiti nella Clinica di Ortopedia e Oncologia Ortopedica dell'Azienda Ospedale - Università Padova. La sperimentazione è stata possibile con l'approvazione del comitato etico AOP2649 e con il consenso da parte dei donatori al trattamento delle parti anatomiche e alla pubblicazione dei dati.

Si fa riferimento alla tabella 3.1 che ne riassume l'anamnesi.

I soggetti AFA07091980 e ZSA14101972 hanno subito un intervento di amputazione interileoaddominale in seguito a recidiva da condrosarcoma, mentre i soggetti SLA30101966 e RGA07091940 hanno subito un'amputazione transfemorale a seguito rispettivamente di condrosarcoma e leiomiomasarcoma.

I prelievi sono stati eseguiti nell'arco di 17 mesi, con il primo eseguito il 15/10/2020 e l'ultimo il 16/03/2022. Le prove sono state eseguite dal 21/06/2022 al 25/07/2022.

Codice soggetto	AFA07091980	SLA30101966	ZSA14101972	RGA07091940
Data prelievo	15/10/2020	14/09/2020	25/02/2021	16/03/2022
Sesso	M	M	M	M
Data di nascita	07/09/1980	30/10/1966	14/10/1972	07/09/1940
Età al momento dell'intervento	40	54	49	80
Intervento	Amputazione interileoaddominale	Amputazione coscia	Amputazione interileoaddominale	Amputazione coscia
Patologia	Recidiva condrosarcoma	Condrosarcoma	Recidiva condrosarcoma	Leiomiomasarcoma
Lato	Dx	Dx	Sx	Dx
BMI [kg/m ²]	25,3	23,7	28,72	26,72
Fumo	No	No	No	No

Tabella 3.1 - Dati dei soggetti da cui sono stati prelevati i campioni.

3.3. Preparazione e conservazione dei campioni

I piedi donati sono stati dissezionati e sono stati estratti, oltre ai tendini a cui questo studio fa riferimento, anche altri tipi di tessuti destinati ad altri studi. In particolare, in questo studio verranno elaborati i dati relativi alle prove eseguite sui tendini flessori estratti da tutti e quattro i soggetti. Dopo l'estrazione, i tendini sono stati curati con un bisturi rimuovendo i tessuti circostanti (figura 3.1); successivamente sono stati suddivisi in 41 campioni (11 dei quali destinati a prove di stress-relaxation, non trattate in questo studio) per ottenere provini con una lunghezza massima di circa 40 mm (figura 3.2). Questo valore permette di ottenere una lunghezza netta di prova di 15 mm (sottraendo i tratti di tendine necessari al fissaggio alle morse), scelta con lo scopo di mantenere un rapporto medio lunghezza/larghezza di 3.

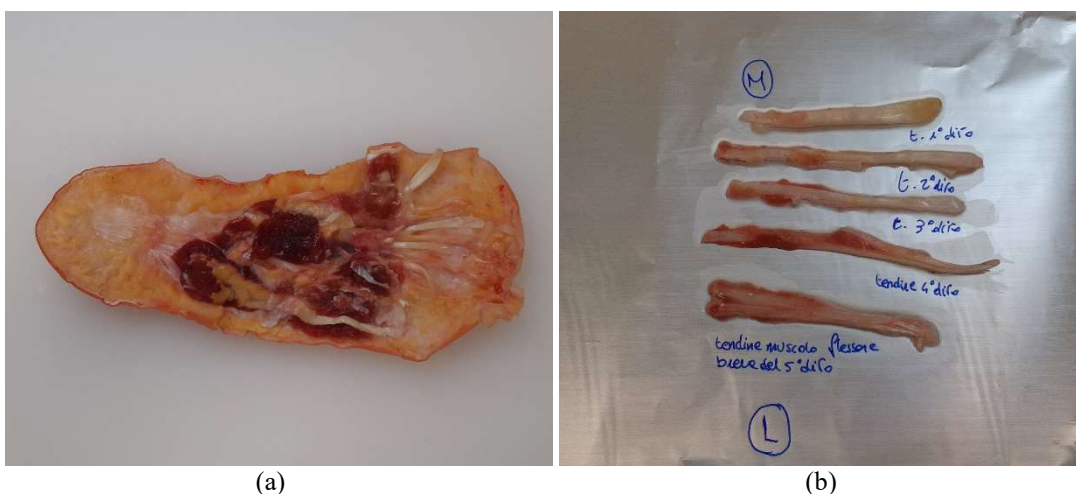
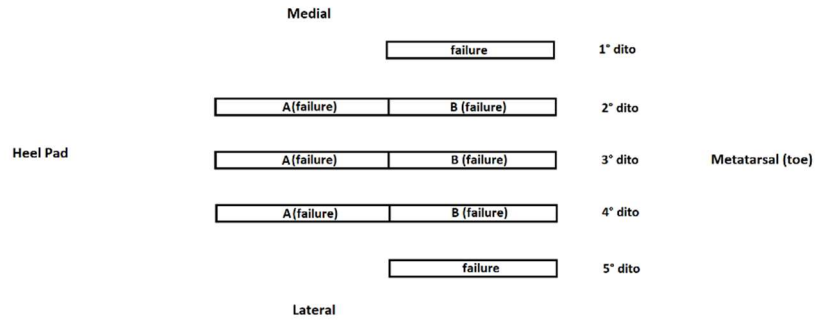
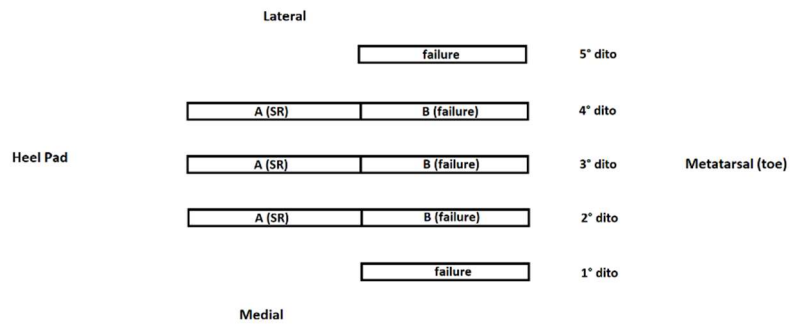


Figura 3.1 - Tendini del soggetto AFA07091980 prima dell'estrazione (a) e dopo la pulizia (b).

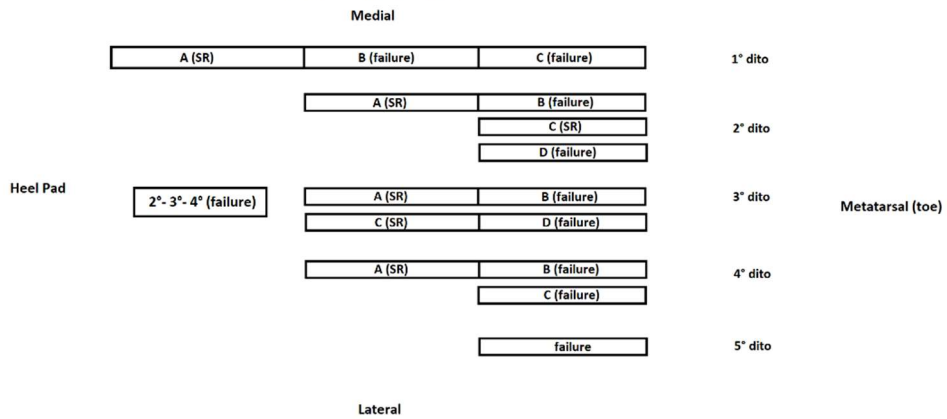
TENDINI AFA07091980 (piede dx)



TENDINI ZSA14101972 (piede sx)



TENDINI RGA07091940 (piede dx)



TENDINI SLA30101966 (piede dx)

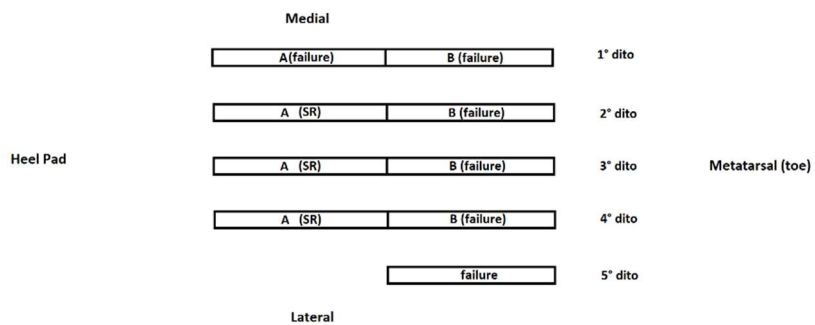


Figura 3.2 - Suddivisione dei campioni dei tendini flessori.

Per quanto concerne la conservazione, tutti i campioni sono stati sottoposti a due cicli di congelamento a -20° per conservarne le proprietà. Prima del loro utilizzo per i test, sono stati scongelati a 25° per 30 minuti con l'ausilio di soluzione fisiologica; durante l'esecuzione dei test, i campioni non ancora testati sono stati regolarmente irrorati della stessa soluzione per mantenerli idratati.

3.4. Prova di trazione

La prova a trazione monoassiale consiste nell'applicazione di una deformazione assiale a trazione, al fine di misurare le tensioni che si generano al suo interno fino al momento della rottura, quindi al cedimento ultimo del provino stesso.

Il macchinario su cui si esegue la prova registra, a intervalli di tempo regolari, i dati di forza e spostamento relativi a ciascun istante; con una semplice elaborazione si possono ottenere informazioni riguardanti la rigidità caratteristica del provino, la curva sforzo-deformazione, il modulo di Young e i valori di tensione e deformazione massima a rottura del materiale.

Per le prove considerate in questo studio la macchina utilizzata è il tester multiasse Mach-1TM v500csst (MA009) di Biomomentum (figura 3.5). Questo dispositivo è dotato di tre bracci motorizzati che consentono il movimento nelle tre direzioni spaziali con risoluzione che può raggiungere i 100 nm. Può essere configurata in diversi modi, con celle di carico mono o triassiali che consentono carichi compresi tra $\pm 0,1$ N e ± 250 N, e permette quindi l'esecuzione di diverse prove: non solo a trazione e a compressione, ma anche a taglio, a torsione, di attrito e di indentazione dei tessuti e biomateriali con dimensioni comprese fra decine di micron e pochi centimetri.

In questo caso, le prove sono state eseguite sotto il controllo di spostamento con una precisione di 0,001 mm, utilizzando la cella di carico da 250 N e impostando una frequenza di campionamento a 100 Hz.

Il sistema utilizzato per fissare e collegare il provino in macchina consiste in un sistema di grippaggio a piastre testurizzate parallele, che si stringono sulle estremità del provino e garantiscono una presa adeguata sui tessuti deformabili. Per prevenire ulteriormente lo scivolamento, ciascun provino è stato incollato con cianoacrilato su un porta-campione a C rivestiti da velcro adesivo; questi, con il campione installato, sono stati montati sui grip e chiusi fra le morse (figure 3.3, 3.4).

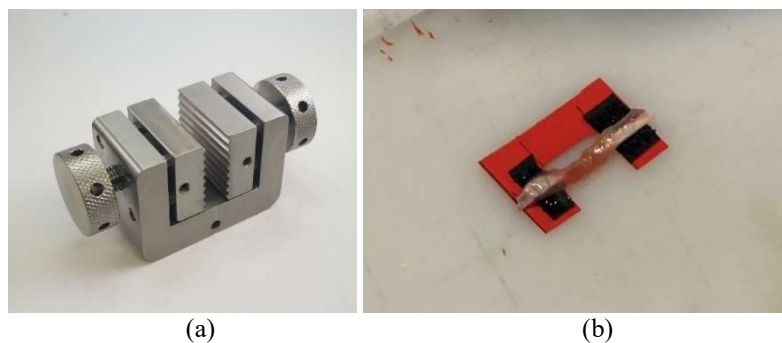


Figura 3.3 - Sistema di fissaggio dei campioni: morsa (a) e porta-campione (b).

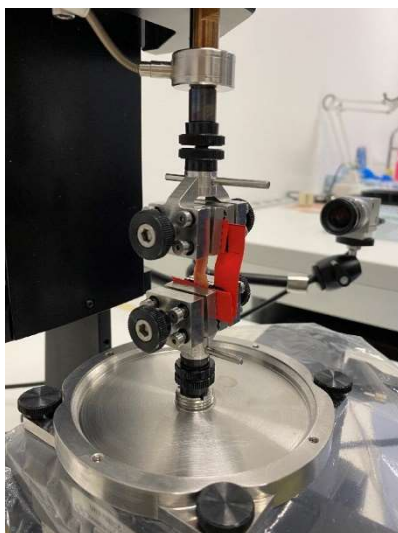


Figura 3.4 - Provino montato in macchina.

Per eseguire le prove e visualizzarne i risultati sono stati rispettivamente usati i software Mach-1 Motion e Mach-1 Analysis. Il primo, in particolare, permette di impostare il protocollo di prova, selezionando una serie di sequenze di operazioni, e di osservare in tempo reale, con l'ausilio di una telecamera, il campione testato.

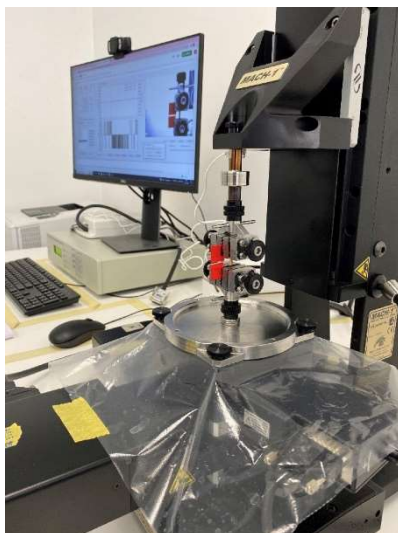


Figura 3.5 - Postazione del laboratorio.

3.4.1. Protocollo sperimentale

Dopo un'opportuna calibrazione, le prove sono state eseguite secondo il seguente protocollo: prima viene eseguito il preconditionamento, successivamente il provino viene lasciato riposare per 30 secondi e infine viene eseguita la prova di trazione vera e propria.

Il **precondizionamento** è una fase fondamentale, eseguita prima dell'inizio della prova vera e propria allo scopo di "ricordare" al tendine il proprio comportamento meccanico dopo il congelamento. L'obiettivo è, infatti, quello di ottenere una risposta stabile e ripetibile, il più vicina possibile al comportamento *in vivo*. È stato dimostrato come l'applicazione di cicli di carico-scarico nei tessuti biologici prima della prova meccanica comporta dei cambiamenti nella risposta viscoelastica del materiale, in particolare una riduzione dell'area d'isteresi e uno spostamento verso destra della risposta sforzo-deformazione per deformazioni crescenti.

Nel caso delle prove prese in considerazione, il preconditionamento consiste nell'applicazione di una deformazione con andamento sinusoidale pari al 4% della lunghezza iniziale netta L_0 del campione, per 10 cicli a 1 Hz.

Terminata la fase di preconditionamento, dopo 30 secondi, inizia la **prova di trazione uniassiale** vera e propria. Lo spostamento imposto ha una velocità di $0,01 \text{ s}^{-1}$, ovvero il provino viene allungato dell'1% della L_0 al secondo; l'allungamento prosegue fino alla rottura del provino oppure al raggiungimento del valore di forza massimo registrabile dalla cella di carico. Durante lo svolgimento della prova, la cella di carico restituisce informazioni sulla forza esercitata per effettuare l'allungamento imposto, che viene valutato considerando lo spostamento del braccio meccanico [3].

3.5. Elaborazione dei dati

Il software Mach-1 Analysis restituisce per ciascuna prova una matrice con due colonne (la prima per i valori di posizione, la seconda per i valori di forza) e un numero di righe pari alla quantità di acquisizioni. Queste matrici sono state tutte salvate su un file Excel; di conseguenza il primo step dell'elaborazione è stato tagliare questi dati, rimuovendo i valori corrispondenti all'assestamento del provino all'inizio della prova, e renderli fruibili a MATLAB R2022a, un software di calcolo numerico e analisi statistica con cui sono stati programmati i file per l'elaborazione di ciascun set di dati.

La cella di carico restituisce i valori di forza nell'unità di misura grammi-forza; quindi, è stato necessario convertire la forza in Newton.

La prima analisi fatta è quella riguardante la **curva forza-allungamento**. Tramite una prima analisi visiva è stato possibile verificare l'andamento non lineare della curva, caratterizzata da una prima fase a bassa rigidità, una regione centrale con andamento quasi lineare e rigidità elevata e infine una regione di snervamento in cui viene raggiunta la forza massima, dopo la quale avviene il cedimento del provino. Questo comportamento richiama fortemente quello del collagene, di cui il tessuto tendineo è principalmente costituito.

Successivamente sono stati individuati il valore massimo di forza e il corrispondente valore massimo di allungamento, la rigidità corrispondente alla *Toe region* e quella rispettiva alla regione lineare.

Per questi ultimi due passaggi sono state utilizzate le funzioni *createFitLinearToe* e *createFitLinear*: due funzioni create per eseguire l'interpolazione lineare di tratti del grafico; la prima genera il coefficiente di pendenza di una retta passante per l'origine, la seconda genera i coefficienti di pendenza e intersezione di una retta generica.

Si inserisce una porzione del codice relativa all'utilizzo delle funzioni *createFitLinearToe* e *createFitLinear* per il campione AFA07091980_tendiniP_5dito nel calcolo della rigidità:

```
% calcolo rigidità (stiffness N/mm)
[fitresult1, gof1] = createFitLinearToe(displacement(1:find(displacement>0.2)), ...
    force(1:find(displacement>0.2)));
stiffness_toe = coeffvalues(fitresult1);
K_toe=stiffness_toe;

[fitresult2, gof2] =
createFitLinear(displacement(find(displacement>1.2):find(displacement>2.25)), ...
    force(find(displacement>1.2):find(displacement>2.25)));
stiffness_lin = coeffvalues(fitresult2);
K_lin=stiffness_lin(1);

fit_toe = stiffness_toe*displacement;
fit_lin = stiffness_lin(1)*displacement + stiffness_lin(2);
```

In riferimento alla porzione di codice appena riportata, gli intervalli entro cui sono stati fatti i fit lineari sono stati scelti osservando attentamente l'aspetto di ciascuna curva (figura 3.6); i coefficienti generati dalle due funzioni sono stati utilizzati per definire la rigidità della *Toe region* (K_{toe}), la rigidità della regione lineare (K_{lin}) e le rette che approssimavano la curva negli intervalli definiti.

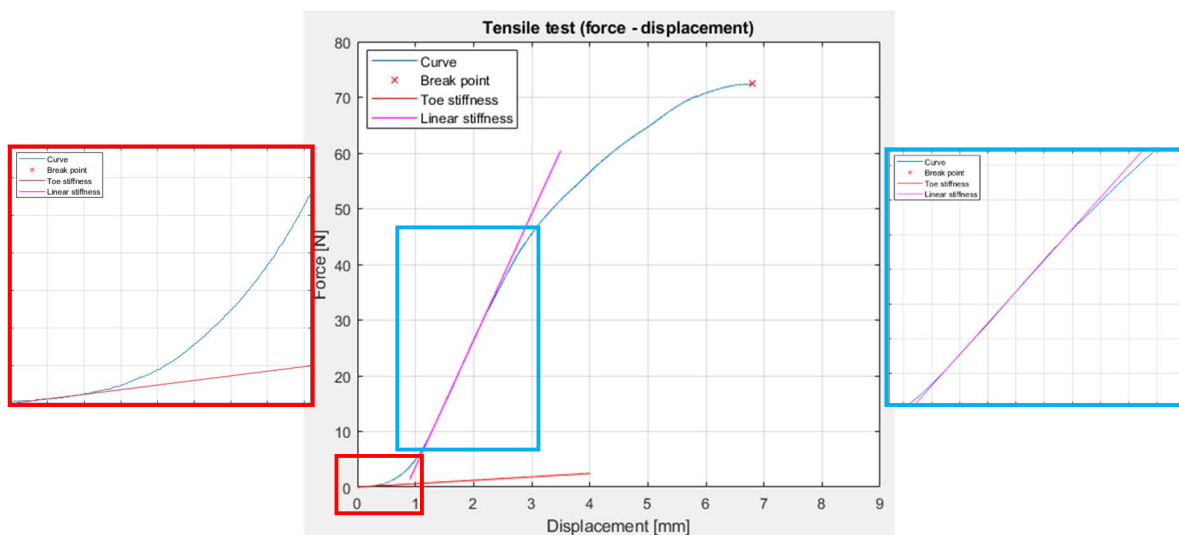


Figura 3.6 - Esempio di individuazione dell'intervallo entro il quale calcolare la rigidezza tramite l'osservazione della curva tensione-deformazione per il campione AFA07091980_tendiniP_5dito.

La seconda analisi fatta è quella riguardante la **curva tensione-deformazione**; dividendo il vettore allungamento per la lunghezza iniziale del provino, si è ottenuto il vettore relativo alla deformazione nominale; dividendo, invece, il vettore forza per l'area trasversale non deformata del campione, si è ottenuto il vettore relativo alla tensione nominale.

Le formule utilizzate sono quelle definite nell'analisi fenomenologica della prova di trazione nella Scienza delle Costruzioni:

$$\sigma_N = \frac{F}{A_0} \quad (3.1)$$

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (3.2)$$

Dove: σ_N è la tensione nominale, ε è la deformazione, F e L sono rispettivamente la forza e la lunghezza del provino all'istante considerato, A_0 è l'area trasversale iniziale e L_0 è la lunghezza iniziale.

La tensione calcolata con la formula (3.1) è detta “nominale” in quanto non corrisponde esattamente alla tensione reale all'interno del provino. Osservando l'evoluzione della prova, infatti, si osserva che il campione non solo va incontro ad allungamento, ma anche a una riduzione dell'area trasversale; quindi, per calcolare la tensione reale a cui è soggetto il materiale sarebbe necessario avere un modo di misurare l'area trasversale del provino in ogni istante della prova. Poiché l'evoluzione in tempo reale dell'area resistente è estremamente difficile da misurare, convenzionalmente si preferisce approssimare la tensione a quella nominale; l'approssimazione è valida in quanto, fino al momento dello snervamento (e quindi

fino alla fine della zona in cui il materiale ha un comportamento elastico), la riduzione di area trasversale è trascurabile.

Per quanto riguarda la formula (3.2), è opportuno specificare che lo spostamento misurato dalla macchina su cui è stata eseguita la prova corrisponde proprio all'allungamento al numeratore, in quanto lo zero dell'asse verticale è stato tarato sulla posizione iniziale della prova per ciascun campione. La lunghezza iniziale L_0 è stata misurata tramite il sistema di visione della macchina. Il valore medio di lunghezza è risultato pari a 11,62 mm (SD: 4,13 mm).

L'area trasversale iniziale è stata ottenuta dalle misure, eseguite con un calibro a corsoio, di larghezza (w) e spessore (s) iniziali del provino secondo la formula (3.3) approssimando la sezione del provino a un'ellisse. L'area trasversale media misurata è stata pari a 6,79 mm² (SD: 4,77 mm²).

I valori di L_0 e A_0 di ciascun campione sono illustrati nella tabella A.1.

$$A_0 = \pi \cdot \frac{w}{2} \cdot \frac{s}{2} \quad (3.3)$$

Sulla curva tensione-deformazione sono stati definiti il valore di tensione massima (UTS, *Ultimate Tensile Strength*), quello di deformazione massima (SF, *Strain at Failure*), il valore del modulo di Young nella *Toe region* (E_{toe}) e quello nella regione lineare della curva (E_{lin}). Anche in questo caso i moduli di resistenza a trazione sono stati calcolati con l'ausilio delle funzioni *createFitLinearToe* e *createFitLinear*, utilizzate come già spiegato in precedenza (figura 3.7).

Si inserisce una porzione del codice relativa all'utilizzo delle funzioni *createFitLinearToe* e *createFitLinear* per il campione AFA07091980_tendiniP_5dito nel calcolo del modulo di Young:

```
% calcolo Modulo di Young (E MPa)
[fitresult1, gof1] = createFitLinearToe(strain(1:find(strain>0.01 ...
    )), stress(1:find(strain>0.01)));
Young_toe=coeffvalues(fitresult1);
E_toe=Young_toe;

[fitresult2, gof2] =
createFitLinear(strain(find(strain>0.07):find(strain>0.125)), ...
    stress(find(strain>0.07):find(strain>0.125)));
Young_lin=coeffvalues(fitresult2);
E_lin=Young_lin(1);

fit_toe = Young_toe*strain;
fit_lin = Young_lin(1)*strain + Young_lin(2);
```

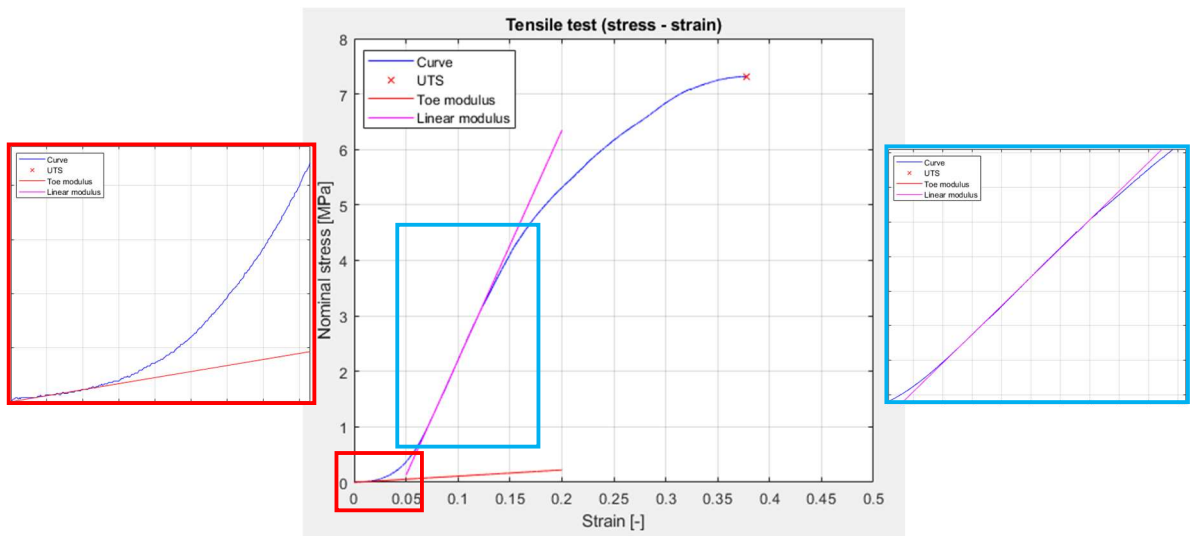


Figura 3.7 - Esempio di individuazione dell'intervallo entro il quale calcolare il modulo di Young tramite l'osservazione della curva tensione-deformazione per il campione AFA07091980_tendiniP_5dito.

CAPITOLO 4

ANALISI DEI RISULTATI

4.1. Introduzione

Nell'introduzione del capitolo precedente è già stata sottolineata l'importanza dell'analisi sperimentale sui tendini del piede e dell'utilità dei risultati in diversi campi applicativi.

Dei risultati ottenuti dall'analisi dei dati delle prove di trazione, è particolarmente interessante confrontare quelli relativi all'elaborazione della curva tensione-deformazione, in quanto svincolati dalle dimensioni proprie di ciascun provino.

In questo capitolo i risultati ottenuti vengono, dapprima, esposti, confrontando fra loro le curve stesse, i valori di tensione massima, deformazione a rottura, modulo di Young iniziale e modulo di Young nella regione lineare; infine, vengono discussi in relazione alla letteratura già disponibile e inerente a questo tipo di tendini.

4.2. Risultati delle prove a trazione uniassiali

Come già spiegato nel capitolo precedente, i dati di tensione e di deformazione sono stati ottenuti, rispettivamente, dividendo la forza per la sezione trasversale iniziale del campione e dividendo l'allungamento per la lunghezza iniziale del campione.

Nelle seguenti figure vengono presentati i grafici delle curve sforzo-deformazione ottenuti dall'elaborazione dei dati svolti sui tendini flessori dei quattro soggetti. Si precisa che per i tendini del soggetto SLA30101966 è stato cambiato il metodo di fissaggio dei campioni nei grip rispetto ai soggetti precedenti; in particolare, oltre alle normali operazioni di fissaggio, questi provini sono stati stretti con una brugola per valutare quanta differenza questo passaggio causasse nella loro risposta meccanica.

In figura 4.1 sono riportate le curve dei campioni divisi per soggetto. Sono stati inclusi tutti i provini, anche quelli che sono scivolati durante le prove, in quanto le loro curve sono state comunque utilizzate per il calcolo dei moduli di Young iniziale e lineare. Le curve medie sono state calcolate per un intervallo tale da garantire che tutte le altre fossero ancora in fase lineare di massima rigidità.

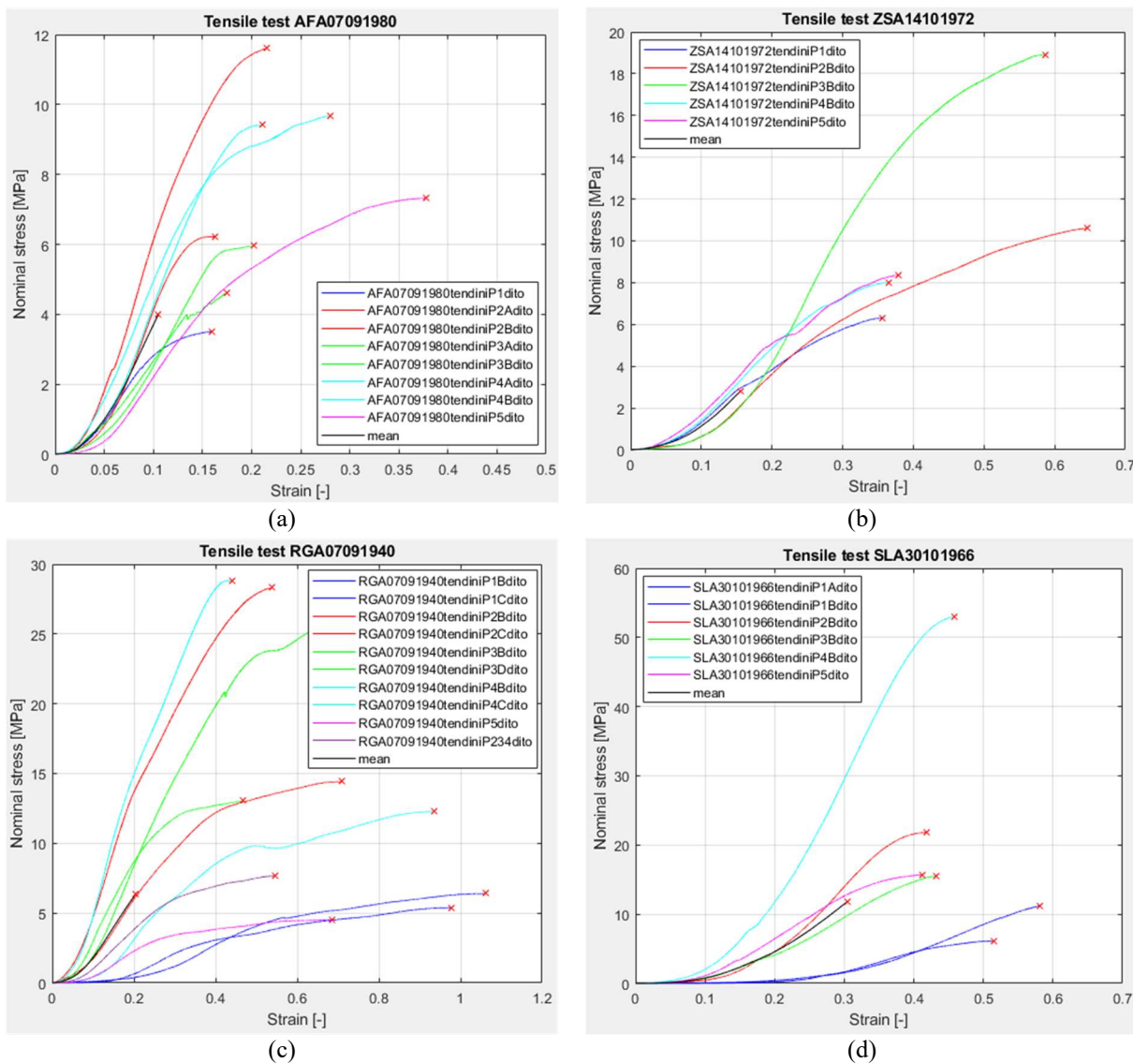
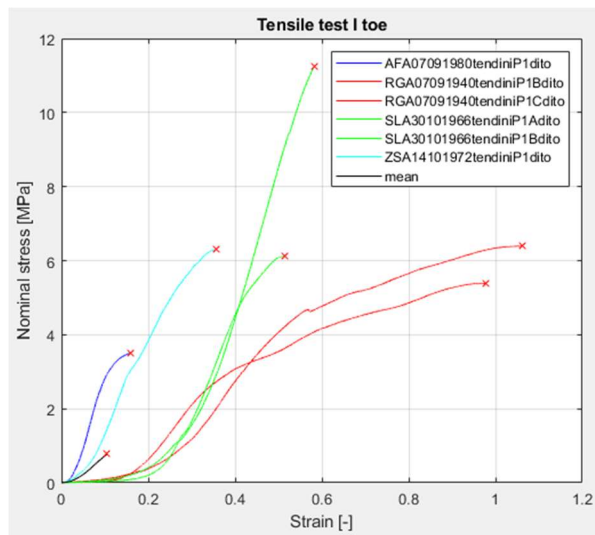


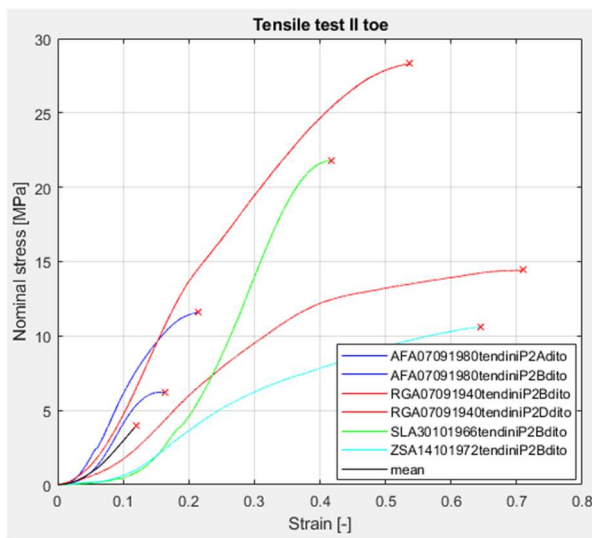
Figura 4.1 - Grafici tensione-deformazione di tutti i campioni suddivisi per soggetto. Da in alto a sinistra: AFA07091980 (a), ZSA14101972 (b), RGA07091940 (c), SLA30101966 (d).

In figura 4.2, le curve sono suddivise in base alle dita relative al tendine da cui il provino è stato ricavato. Anche in questa figura sono stati inclusi tutti i provini e le medie sono state calcolate con lo stesso criterio sopra-citato. Questo tipo di confronto delle curve può essere utile per mettere in relazione la variabilità delle proprietà meccaniche e la zona anatomica di appartenenza.

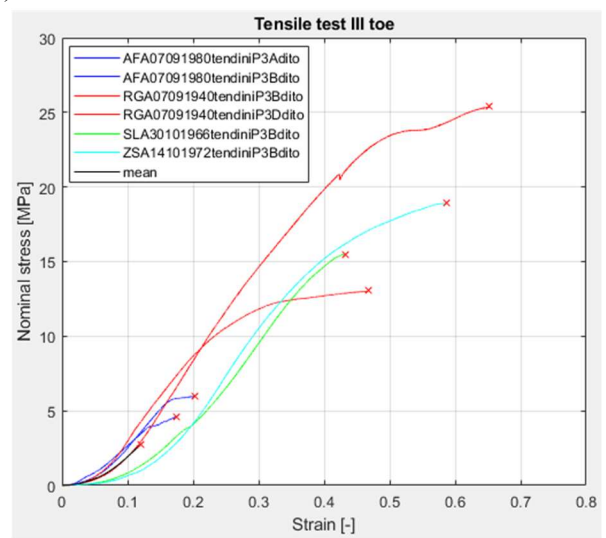
È necessario, tuttavia, un ulteriore approfondimento per quanto riguarda le curve del I dito: è evidente, infatti, come il comportamento dei campioni provenienti dai soggetti RGA07091940 e SLA30101966 è quantitativamente differente rispetto ai campioni provenienti dagli altri soggetti e questo vada a impattare molto sulla curva media. Questo comportamento è da ricondurre al fatto che questi provini sono scivolati durante l'esecuzione delle prove di trazione.



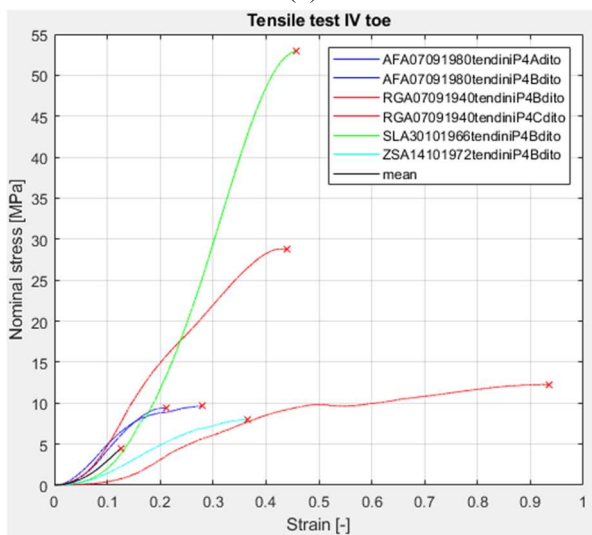
(a)



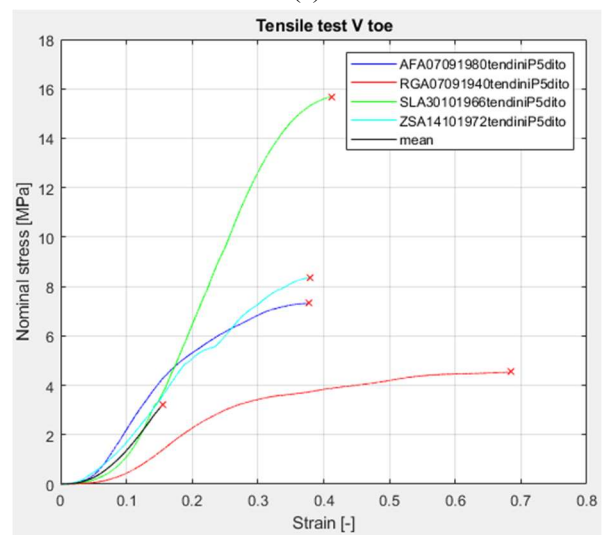
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 4.2 - Grafici tensione-deformazione di tutti i campioni suddivisi per dito di appartenenza. Dall'alto: I dito (a), II dito (b), III dito (c), IV dito (d) e V dito (e).

Per scegliere se escludere effettivamente i due campioni dal confronto delle curve del I dito, sono state calcolate le curve medie nel caso in cui si considerino solo i provini provenienti dai soggetti AFA07091980 e ZSA14101972 e nel caso in cui si considerino solo i campioni dei soggetti RGA07091940 e SLA30101966 (figura 4.3).

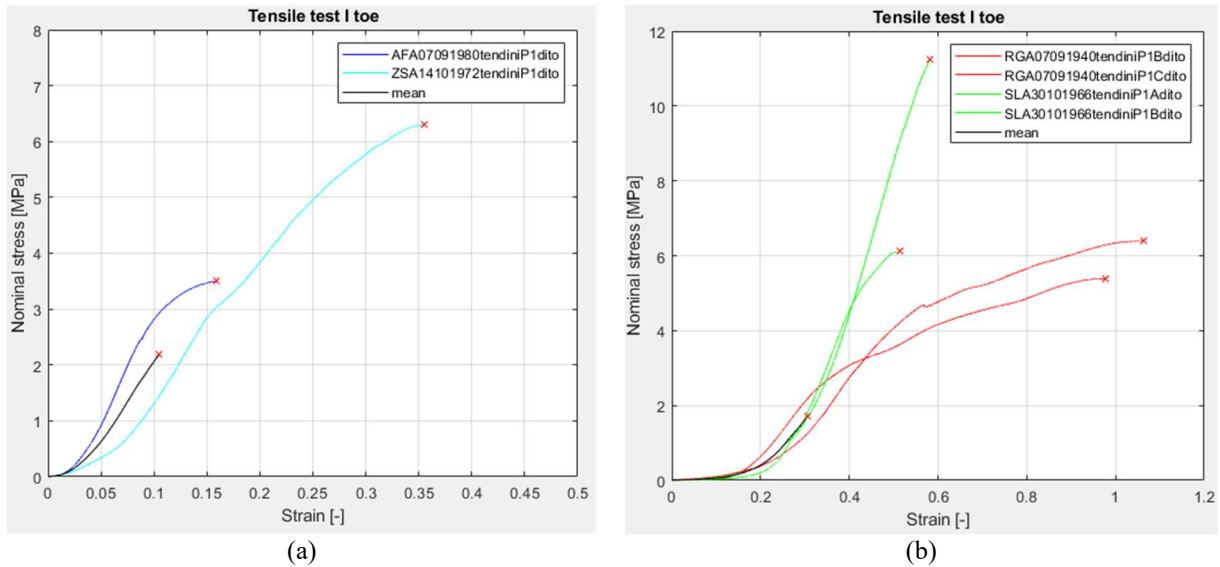


Figura 4.3 - Curve medie per il I dito considerando solo i dati dai soggetti AFA07091980 e ZSA14101972 (a) e i dati dai soggetti RGA07091940 e SLA30101966 (b).

Confrontando le curve tensione-deformazione medie appena ottenute con quelle relative alle altre dita (figura 4.4), è evidente come il comportamento anomalo sia, proprio, quello dei provini provenienti dai soggetti RGA07091940 e SLA30101966; il comportamento degli altri provini, invece, è molto più in linea con quello delle altre dita. Ne risulta che le curve relative alla media di tutti i campioni del primo dito e a quella dei campioni del primo dito provenienti solo dai soggetti RGA07091940 e SLA30101966, non vanno considerate.

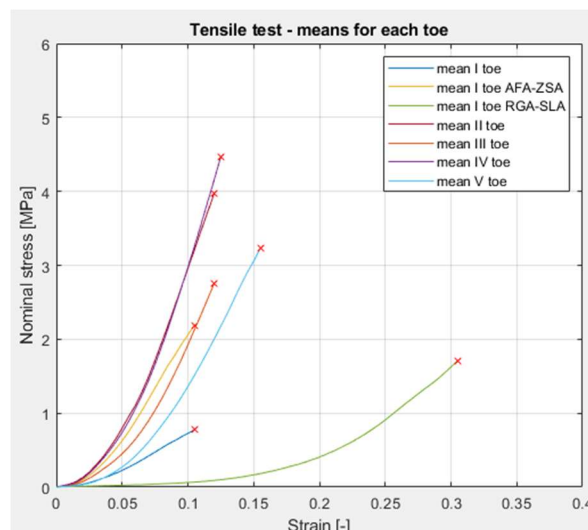


Figura 4.4 - Confronto fra le curve tensione-deformazione medie per dito di appartenenza.

Di seguito (figura 4.5) viene riportato, per completezza, il confronto fra le curve medie per soggetto, dal quale non si evince alcun comportamento particolarmente anomalo.

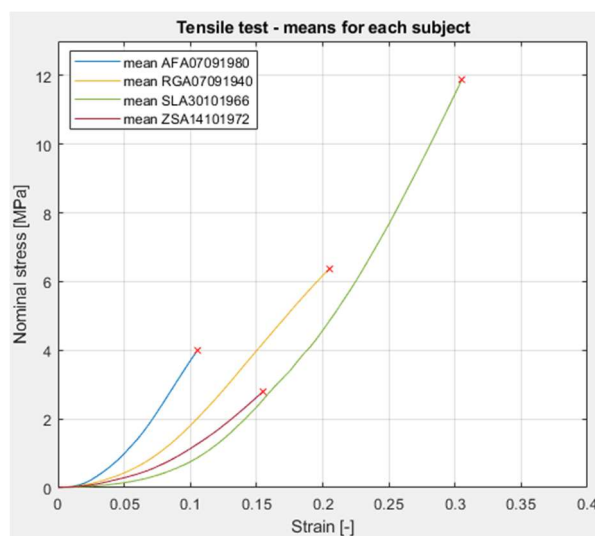


Figura 4.5 - Confronto fra le curve tensione-deformazione medie per soggetto di appartenenza.

In generale, tutti i provini hanno mostrato, in risposta a una sollecitazione a trazione, un comportamento non lineare con rigidità crescente. Per ciascuna curva tensione-deformazione è stato calcolato: il valore di tensione massima (UTS, *Ultimate Tensile Strength*), oltre il quale si ha il cedimento del tessuto; il corrispondente valore di deformazione a rottura (SF, *Strain at Failure*); il valore del modulo di Young iniziale, come pendenza della curva nella *Toe region*, e quello del modulo di Young nella regione lineare a massima rigidità.

I valori di tensione ultima e di deformazione a rottura di alcuni campioni non sono stati considerati nelle analisi che seguono in quanto i provini sono scivolati durante la prova; anche quelli del campione 1B del tendine flessore del I dito del soggetto SLA30101966 sono stati esclusi in quanto è stato raggiunto il valore di fondo scala della cella di carico impedendo, quindi, il completamento della prova. Per tutti questi campioni sono stati mantenuti però i valori dei moduli elastici.

In Tabella A.2 sono riportati tutti i risultati dell'elaborazione per ciascun campione testato; di seguito, vengono riportate le tabelle che li riassumono, suddivisi per dito di appartenenza (tabelle 4.1-4.5).

I DITO	Stress-strain			
	UTS [MPa]	SF [%]	E _{toe} [MPa]	E _{lin} [MPa]
AFA07091980	3,4969	15,9200	2,1975	42,7699
ZSA14101972	6,3008	35,5400	2,5327	31,9761
RGA07091940	/	/	0,5750	16,2750
SLA30101966	/	/	0,4201	36,2048
Valore medio inter-soggetto	4,8989	25,7300	1,1201	29,9509

Tabella 4.1 - Valori medi dei campioni provenienti dal tendine flessore lungo dell'alluce per ciascun soggetto.

II DITO	Stress-strain			
	UTS [MPa]	SF [%]	E _{toe} [MPa]	E _{lin} [MPa]
AFA07091980	8,9161	18,9300	2,8147	84,9771
ZSA14101972	10,5965	64,5600	2,1944	33,8563
RGA07091940	28,3129	53,7300	6,9421	70,2528
SLA30101966	21,8045	41,8000	1,3111	110,4663
Valore medio inter-soggetto	15,4975	44,8133	3,8365	75,7971

Tabella 4.2 - Valori medi dei campioni provenienti dai tendini flessori del II dito per ciascun soggetto.

III DITO	Stress-strain			
	UTS [MPa]	SF [%]	E _{toe} [MPa]	E _{lin} [MPa]
AFA07091980	5,2851	18,8550	2,9503	45,9480
ZSA14101972	18,9049	58,6400	1,9183	65,8060
RGA07091940	19,2296	55,9750	2,3816	64,1575
SLA30101966	15,4973	43,2100	1,1492	61,0528
Valore medio inter-soggetto	13,9052	41,9183	2,2885	57,8450

Tabella 4.3 - Valori medi dei campioni provenienti dai tendini flessori del III dito per ciascun soggetto.

IV DITO	Stress-strain			
	UTS [MPa]	SF [%]	E _{toe} [MPa]	E _{lin} [MPa]
AFA07091980	9,5429	24,5800	3,4548	72,7694
ZSA14101972	8,0194	36,5600	2,2244	35,5073
RGA07091940	/	/	3,0923	77,5707
SLA30101966	52,9797	45,7700	2,7550	208,0501
Valore medio inter-soggetto	20,0212	32,8725	3,0123	90,7063

Tabella 4.4 - Valori medi dei campioni provenienti dai tendini flessori del IV dito per ciascun soggetto.

5° DITO	Stress-strain			
	UTS [MPa]	SF [%]	E _{toe} [MPa]	E _{lin} [MPa]
AFA07091980	7,3188	37,7400	1,1155	41,4445
ZSA14101972	8,3723	37,8400	2,1654	38,0738
RGA07091940	/	/	0,5810	20,5672
SLA30101966	15,6660	41,1400	1,1272	63,0242
Valore medio inter-soggetto	10,4524	38,9067	1,2473	40,7774

Tabella 4.5 - Valori medi dei campioni provenienti dai tendini flessori del V dito per ciascun soggetto.

La **tensione massima** è stata individuata considerando il punto massimo della curva, dopo il quale il provino è soggetto a un rapido cedimento dei legami interfibrillari con conseguente rottura. I valori ottenuti vengono riassunti, confrontandoli divisi per soggetto e per dito di appartenenza, nei seguenti *boxplot* (figura 4.6). Tale rappresentazione permette di visualizzare l'intervallo entro cui sono contenuti i risultati di tensione a rottura per ciascun soggetto e per ciascun dito; la linea rossa indica la mediana dei valori, i bordi inferiore e superiore del riquadro (detto “*box*”) indicano rispettivamente il 25° e 75° percentile, le linee tratteggiate (dette “*baffi*”) rappresentano i valori massimi e minimi, mentre i simboli “+” rappresentano gli *outliers*.

Il valore medio di tensione massima riscontrato è pari a 13,85 MPa. Per ciascun soggetto, la rottura è avvenuta in corrispondenza di una media di 7,29 MPa per il soggetto AFA07091980, di 10,44 MPa per il soggetto ZSA14101972, di 18,61 MPa per il soggetto RGA07091940 e di 26,49 MPa per il soggetto SLA30101966.

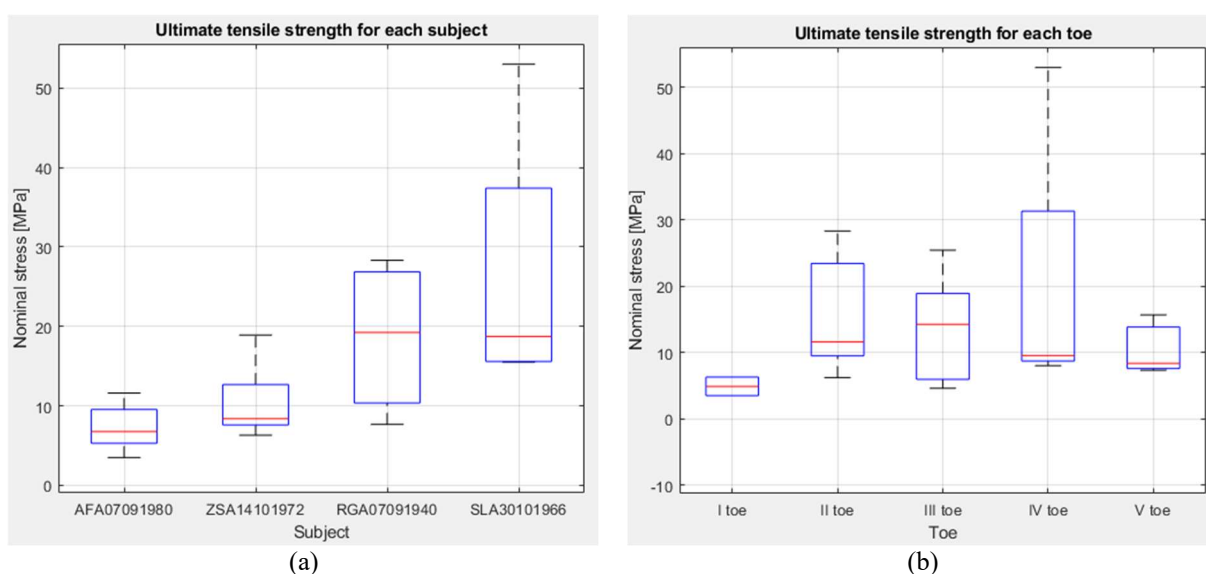


Figura 4.6 - Boxplot dei valori di tensione a rottura nei i tendini flessori suddivisi per soggetto (a) e per dito di appartenenza (b).

Alla tensione ultima è associato un valore di **deformazione a rottura**. Per ciascun soggetto, il valore di deformazione medio attorno al quale è avvenuto il cedimento del tessuto è pari a 22,30% per AFA07091980, 46,63% per ZSA14101972, 55,08% per RGA07091940 e 42,98% per SLA30101966. In generale, il valore medio di deformazione ultima riscontrato nel presente studio è stato pari a 38,27%.

Seguono i *boxplot* dei valori confrontati per soggetto e per dito di appartenenza (figura 4.7).

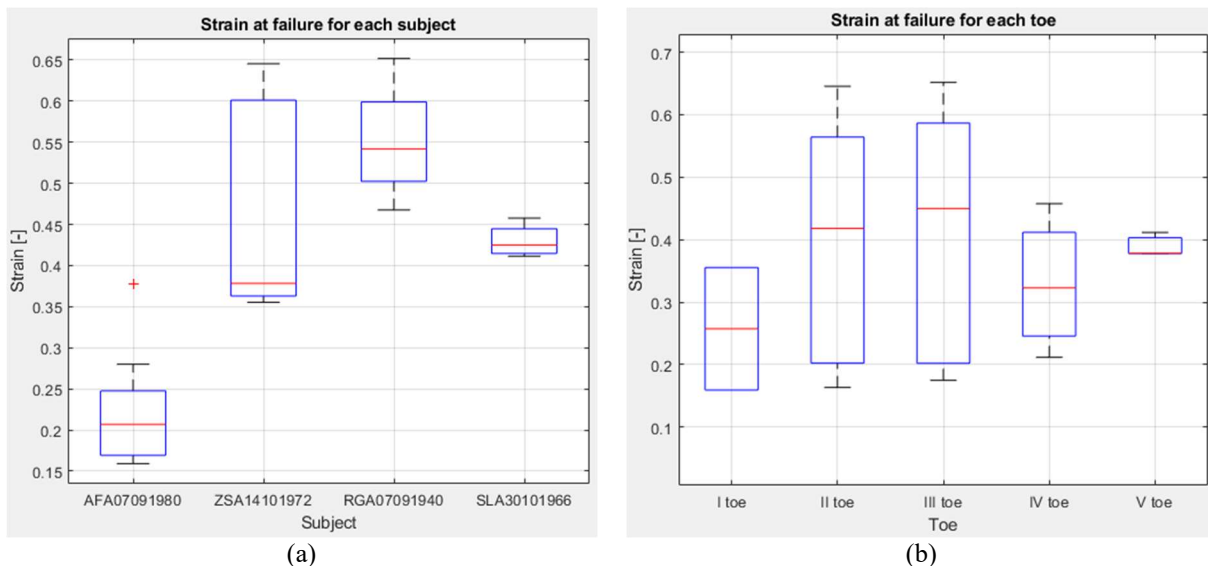


Figura 4.7 - Boxplot dei valori di deformazione a rottura nei tendini flessori suddivisi per soggetto (a) e per dito di appartenenza (b).

Il **modulo elastico iniziale** è ricavato dalla pendenza della curva nella *Toe region*. Valutato tramite un fit lineare della curva per deformazioni minori del 2%, rappresenta la rigidità iniziale del tessuto, corrispondente alla fase in cui le fibrille di collagene si distendono passando dalla configurazione *crimped* alla configurazione *uncrimped*; la microstruttura del tendine si sta quindi assestando e si sta preparando a resistere alla deformazione imposta.

Il modulo di Young iniziale medio è stato valutato essere pari a 2,33 MPa; con valori medi specifici per ciascun soggetto pari a 2,72 MPa per AFA07091980, 2,21 MPa per ZSA14101972, 2,76 MPa per RGA07091940 e 1,20 MPa per SLA30101966.

Seguono i *boxplot* dei valori confrontati per soggetto e per dito di appartenenza (figura 4.8).

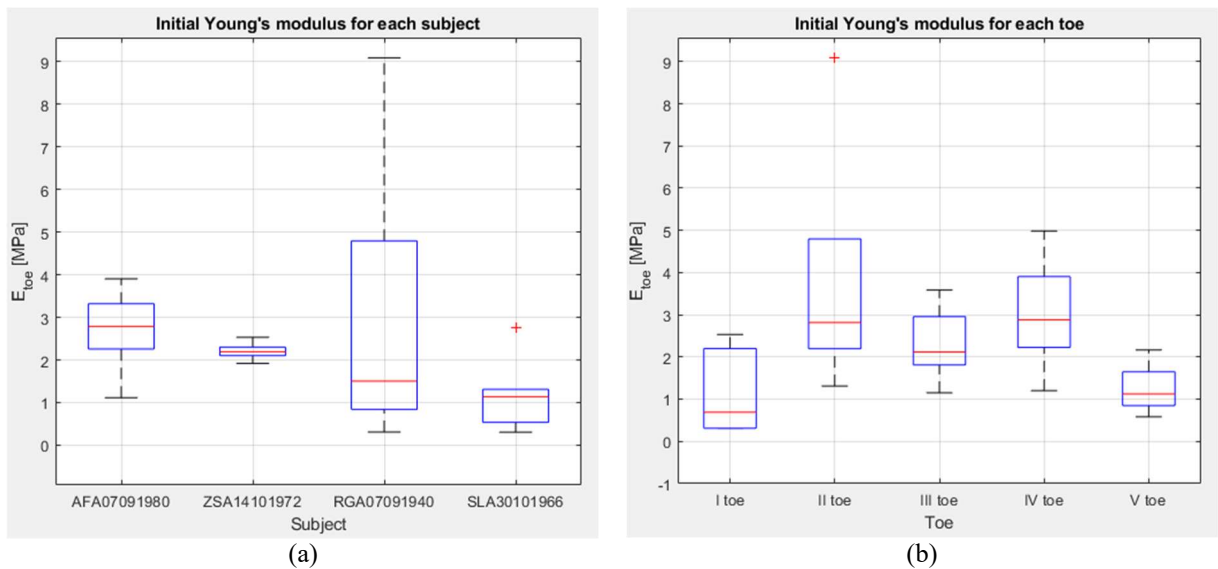


Figura 4.8 - Boxplot dei valori del modulo di Young iniziale nei i tendini flessori suddivisi per soggetto (a) e per dito di appartenenza (b).

Il **modulo elastico lineare** è valutato come pendenza della curva tensione-deformazione nella regione lineare; l'intervallo nel quale è stato calcolato varia da campione a campione, a seconda dell'estensione della regione lineare.

Il modulo di Young dei campioni è stato valutato attorno a 59,21 MPa con valori medi per ciascun soggetto pari a 61,45 MPa per AFA07091980, 41,04 MPa per ZSA14101972, 50,54 MPa per RGA07091940 e 85,83 MPa per SLA30101966.

Seguono i *boxplot* dei valori confrontati per soggetto e per dito di appartenenza (figura 4.9).

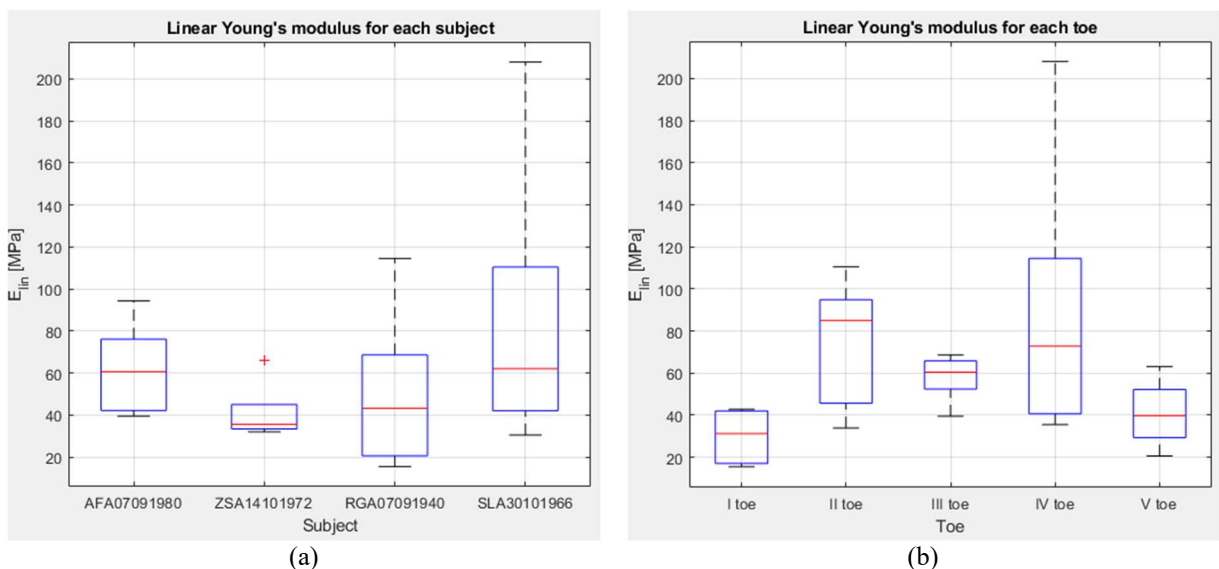


Figura 4.9 - Boxplot dei valori del modulo di Young nei i tendini flessori suddivisi per soggetto (a) e per dito di appartenenza (b).

4.3. Discussione

Per raggiungere lo scopo di questo studio, ovvero contribuire a integrare con ulteriori informazioni la scarsa letteratura sui tendini flessori del piede umano, è stata scelta l'analisi dei dati provenienti da prove di trazione monoassiale eseguite su questo tessuto.

La prova a trazione permette di valutare in modo sufficientemente approfondito la non-linearità della risposta meccanica del tessuto connettivo proprio del tendine nella direzione principale di sviluppo delle fibre.

I dati ottenuti dalle prove sono stati elaborati ricavando, per prima cosa, la curva tensione-deformazione. Tutti i campioni hanno mostrato un comportamento elastico non-lineare, con concavità della curva verso l'alto; in ogni grafico sono risultate chiaramente distinguibili le due regioni di interesse: la regione iniziale (o "*Toe region*") e la regione lineare.

La risposta meccanica del tessuto tendineo quando viene sottoposto a trazione è facilmente riconducibile e attribuibile alla risposta meccanica del collagene di cui è ricco. Infatti, la prima regione è caratterizzata da un modulo elastico molto basso, circa pari a 2,33 MPa, con pendenza crescente verso la fine; questa corrisponde proprio alla fase iniziale in cui la microstruttura tendinea si assesta, con il collagene che subisce un progressivo "*uncrimping*" delle fibrille che si dispongono lungo la direzione di trazione.

Dopo una certa deformazione, si entra nella seconda regione del grafico nella quale il campione mostra un comportamento quasi lineare, con un'elevata pendenza della curva e un rapido aumento della resistenza a trazione per deformazioni crescenti. Questa regione corrisponde alla fase in cui il collagene è completamente disteso e avviene un tensionamento progressivo dei legami chimici inter e intra-fibrillari. La tensione continua ad aumentare fino a raggiungere una fase di snervamento, seguita dal raggiungimento della tensione massima e il conseguente cedimento del tessuto e rottura del provino.

Dalle curve tensione-deformazione sono stati ricavati, come precedentemente descritto, i valori di tensione ultima, deformazione a rottura, modulo di Young nella regione iniziale e modulo di Young nella regione lineare. Confrontando i valori ottenuti con quelli disponibili in letteratura [1][4][5], si possono effettuare le seguenti considerazioni.

I valori medi di tensione a rottura nei differenti soggetti, appartenenti all'intervallo che va da 7 a 26 MPa, sono in linea con i risultati ottenuti in altri studi eseguiti su tendini dello stesso tipo. I valori medi di deformazione a rottura, invece, compresi fra il 22% e il 55%, risultano più elevati rispetto a quelli rilevati dalla letteratura che, invece, arrivano a un massimo di 32%

di deformazione. Collegati alla deformazione ultima più elevata, i valori medi del modulo di Young, riscontrati entro l'intervallo che va da 41 MPa a 85 MPa, sono più bassi rispetto a quelli riportati in altri studi, compresi fra 188 MPa e 505 MPa.

Osservando le tabelle e i *boxplot* che confrontano i valori suddivisi per dito di appartenenza si può notare un andamento dei valori medi di ciascuna grandezza strettamente correlato alla zona del piede da cui provengono.

La differenza dei risultati ottenuti rispetto a quelli presenti in letteratura può essere ricondotta a diverse cause.

Per prima cosa, si specifica che non esiste un criterio univoco per individuare le regioni iniziale e lineare del grafico, di conseguenza gli intervalli entro cui calcolare le pendenze della curva per determinare il modulo elastico iniziale e quello lineare possono variare a seconda dell'operatore che esegue l'elaborazione. In questo caso, l'intervallo di calcolo è stato adattato ad ogni campione, nel tentativo di mantenere lo stesso criterio di precisione tra il fit lineare e la quasi-linearità della curva.

Un'ulteriore causa di differenze rispetto alla letteratura è sicuramente il metodo scelto per fissare il provino in macchina. Infatti, lo scivolamento del campione è stato un problema rilevante durante l'esecuzione delle prove, al punto che è stato cambiato il protocollo di fissaggio per il set di campioni dell'ultimo soggetto da testare (SLA30101966), introducendo l'utilizzo di una brugola per stringere ulteriormente le morse. I valori di tensione massima e deformazione a rottura dei provini scivolati durante lo svolgimento della prova sono stati esclusi dall'analisi dei risultati, in quanto non attendibili.

Al fattore riguardante il fissaggio, si può ricondurre anche l'andamento crescente dei valori di tutti i parametri andando dal primo all'ultimo soggetto: con il procedere delle prove, i provini venivano fissati in modo più solido. Questo ha prevenuto lo scivolamento, ma può aver indotto degli errori dovuti alla rottura prematura del campione a causa della distorsione significativa e delle complesse tensioni che si generano nella parte bloccata fra le morse; si specifica, infatti, che, nei campioni che sono andati incontro a rottura, questa è avvenuta in corrispondenza della zona di bloccaggio.

In un altro studio [6] è stato dimostrato che anche i cicli di congelamento possono influire sulle proprietà istologiche e meccaniche riducendo i valori di resistenza a trazione del tessuto; tale studio, però, fa riferimento al fatto che i campioni che hanno subito fino a tre cicli di congelamento hanno mostrato un comportamento molto simile a quelli freschi. Nel presente

studio, tutti i campioni considerati hanno subito due cicli di congelamento, di conseguenza questo fattore non dovrebbe aver particolarmente influenzato i risultati.

Altri fattori da tenere in considerazione quando si valuta la variabilità dei risultati sono: il tempo trascorso dall'amputazione del piede da cui sono stati recuperati e la variabilità inter-soggetto; infatti, l'età, l'indice di massa corporea e la presenza di diverse patologie sono tutti fattori che possono alterare la risposta meccanica dei tessuti del soggetto [1][7][8].

Infine, un ultimo fattore che può aver influenzato negativamente i risultati è quello riguardante le imprecisioni nella misura delle dimensioni dei provini; infatti, dalla lunghezza iniziale di prova e dall'area trasversale iniziale dipendono i valori di tensione e deformazione analizzati, nonché gli stimoli a cui ciascun campione è soggetto durante la prova come l'ampiezza e la velocità di deformazione. I campioni presi in considerazione in questo studio sono stati misurati tramite il sistema di visione del provino; le misure possono però essere influenzate dall'angolazione della telecamera o dalla distanza del sistema di riferimento per la misurazione.

CONCLUSIONI

Questo studio è nato con l'obiettivo di sopperire alla mancanza di letteratura specifica sui tendini flessori del piede umano. In particolare, sono state approfondite le informazioni riguardanti la risposta meccanica non-lineare a trazione del tessuto dei tendini, implementando un codice MATLAB per l'elaborazione di dati provenienti da prove di trazione monoassiali eseguite lungo la direzione principale di sviluppo delle fibre dei tendini flessori reperiti dai piedi di quattro donatori.

Tramite l'utilizzo dei dati sopra-citati, sono state determinate le curve tensione-deformazione di ciascun campione; da esse sono, poi, stati ricavati i valori di tensione ultima, di deformazione a rottura, del modulo di Young iniziale e del modulo di Young nella regione di massima rigidità. I valori ottenuti sono risultati essere generalmente in linea con quanto riscontrato in studi precedenti, nonostante i valori di deformazione massima e del modulo di Young nella regione lineare siano risultati, rispettivamente, mediamente più alti e mediamente più bassi di quelli già presenti in letteratura. I fattori, già discussi nel Capitolo 4, che possono aver influenzato questi risultati sono molteplici, tra i quali: l'assenza di un criterio univoco nella determinazione delle regioni del grafico, il metodo scelto per il fissaggio dei provini sulla macchina utilizzata per le prove, il metodo e la durata di conservazione dei provini, e la variabilità fra i soggetti dei parametri di età, indice di massa corporea e patologie.

Per quanto riguarda il fissaggio dei provini, questo fattore si è decisamente rivelato un limite di questo studio in quanto, durante l'esecuzione delle prove, molti campioni sono stati soggetti a scivolamento. Questo aspetto può essere migliorato in studi futuri tramite l'individuazione di un nuovo metodo che prevenga questo fenomeno.

Un altro limite di questo studio riguarda la selezione degli intervalli per il calcolo delle pendenze nell'algoritmo di elaborazione; nel codice, infatti, gli intervalli devono essere individuati osservando la curva e devono essere adattati manualmente per ciascun campione analizzato. Anche questo aspetto può essere ottimizzato con l'approfondimento dell'argomento in studi futuri.

Infine, questo studio può essere considerato come punto di partenza per arrivare alla definizione di un modello costitutivo per l'interpretazione del comportamento meccanico del tessuto dei tendini flessori.

BIBLIOGRAFIA

- [1] Trentin S. *Caratterizzazione biomeccanica dei tendini e dei legamenti del piede* [tesi di laurea triennale]. Padova: Università degli Studi di Padova; 2010.
- [2] Meulli D. *Biomeccanica dei tendini del piede* [tesi di laurea triennale]. Padova: Università degli Studi di Padova; 2022.
- [3] Callegaro A. *I tendini del piede umano: identificazione del comportamento meccanico mediante prove sperimentali* [tesi di laurea magistrale]. Padova: Università degli Studi di Padova; 2022.
- [4] Abrahams M. *Mechanical behaviour of tendon in vitro: a preliminary report*, in *Med Biol Eng*, vol. 5, n. 5, pagg. 433-443, sett. 1967. DOI: 10.1007/BF02479137
- [5] Morales-Orcajo E., Becerro de Bengoa Vallejo R., Losa Iglesias M., Bayod J. *Structural and material properties of human foot tendons*, in *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 37, pagg 1-6, ago. 2016. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.05.014
- [6] Huang H., Zhang J., Sun K., Zhang X., Tian S. *Effects of repetitive multiple freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of human flexor digitorum superficialis and flexor pollicis longus tendons*, in *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, vol. 26, n. 4, pagg. 419-423, mag. 2011. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2010.12.006
- [7] Lewis G., Shaw K. M. *Tensile properties of human tendo achillis: Effect of donor age and strain rate*, in *J Foot Ankle Surg*, vol. 36, n. 6, pagg. 435-445, nov. 1997. DOI: 10.1016/S1067-2516(97)80096-8
- [8] Carniel E. L. *et al. Biomechanics of stomach tissues and structure in patients with obesity*, in *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 110, ott. 2020. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.103883

APPENDICE A

Specifiche dei campioni

Num.	Soggetto	Nome del campione	Origine	L0 [mm]	Larghezza [mm]	Spessore [mm]	A0 [mm ²]
1	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_5dito	V dito	18,00	7,00	9,90	1,80
2	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_4Adito	IV dito	17,00	5,50	6,48	1,50
3	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_4Bdito	IV dito	17,00	5,10	6,01	1,50
4	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_3Adito	III dito	16,00	5,60	4,84	1,10
5	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_3Bdito	III dito	15,00	3,30	2,85	1,10
6	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_2Adito	II dito	17,00	3,70	5,23	1,80
7	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_2Bdito	II dito	17,00	3,20	4,52	1,80
8	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_1dito	I dito	17,00	5,40	8,91	2,10
9	ZSA14101972	ZSA14101972_tendiniP_2Bdito	II dito	8,00	2,72	3,20	1,50
10	ZSA14101972	ZSA14101972_tendiniP_1dito	I dito	19,00	5,02	9,86	2,50
11	ZSA14101972	ZSA14101972_tendiniP_3Bdito	III dito	8,00	3,19	2,51	1,00
12	ZSA14101972	ZSA14101972_tendiniP_4Bdito	IV dito	8,00	2,80	3,30	1,50
13	ZSA14101972	ZSA14101972_tendiniP_5dito	V dito	9,00	3,70	2,91	1,00
14	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_1Bdito	I dito	6,00	5,40	8,48	2,00
15	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_1Cdito	I dito	7,00	6,30	9,90	2,00
16	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_2Bdito	II dito	8,00	2,10	1,65	1,00
17	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_2Ddito	II dito	8,00	4,00	3,93	1,25
18	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_3Bdito	III dito	7,00	2,90	2,28	1,00
19	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_3Ddito	III dito	9,00	5,00	5,89	1,50
20	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_4Bdito	IV dito	8,00	3,15	2,47	1,00
21	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_4Cdito	IV dito	7,00	4,10	4,83	1,50
22	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_5dito	V dito	9,00	8,10	12,72	2,00
23	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_234dito	II-III-IV dito	11,00	6,87	10,79	2,00
24	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_5dito	V dito	14,00	5,29	8,31	2,00
25	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_4Bdito	IV dito	11,00	3,47	2,73	1,00
26	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_3Bdito	III dito	11,00	5,13	6,04	1,50
27	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_2Bdito	II dito	13,00	3,80	5,97	2,00
28	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_1Bdito	I dito	10,00	7,90	21,72	3,50
29	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_1Adito	I dito	12,00	6,80	18,69	3,50

Tabella A.1 - Dati sulle dimensioni dei campioni testati con le prove a trazione considerate in questo studio.

Codice MATLAB per l'elaborazione dei dati delle prove di trazione uniassiali

Si riporta di seguito nella sua integrità e si commenta il codice MATLAB utilizzato per l'elaborazione dei dati del primo campione testato, ovvero il campione ricavato dal tendine del muscolo flessore breve delle dita relativo al V dito, identificato dal nome AFA07091980_tendiniP_5dito.

```
close all
clear all
clc

load('Ris_AFA07091980_tendiniP_5dito.mat')

%% Force-Displacement

disp=-Ris_AFA07091980_tendiniP_5dito(:,1);
force=-Ris_AFA07091980_tendiniP_5dito(:,2)/100;
```

Tramite il comando `load` si carica la matrice che contiene i dati di posizione (nella prima colonna) e quelli di forza (nella seconda colonna). Poiché il sistema di riferimento della macchina su cui sono state eseguite le prove considera negativi i dati ottenuti in una prova a trazione, questi devono essere invertiti di segno; inoltre la forza, restituita in grammi forza da parte della cella di carico, deve essere convertita in Newton.

```
BRK_pt = max(force);
i = max(find(force==BRK_pt));
disp_brk = disp(i);

disp = disp(1:i);
force = force(1:i);

figure(1)
plot(disp,force)
grid on
hold on
plot(disp_brk,BRK_pt,'rx')
title('Tensile test (force - displacement)')
xlabel('Displacement [mm]')
ylabel('Force [N]')
axis([0 9 0 80])
```

Si individua la forza massima (`BRK_pt`) e il corrispettivo allungamento a rottura (`disp_brk`), dopo i quali il provino cede e va incontro a rottura. I vettori di allungamento (`disp`) e di forza (`force`) sono tagliati in corrispondenza del punto di rottura. Si crea, poi, il

grafico che rappresenta la curva forza-allungamento e che evidenzia il punto in cui il provino ha ceduto (figure (1)).

```
% calcolo rigidezza (stiffness N/mm)
[fitresult1, gof1] = createFitLinearToe(displacement(1:find(displacement>0.2)),
force(1:find(displacement>0.2)));
stiffness_toe = coeffvalues(fitresult1);
K_toe=stiffness_toe;

[fitresult2, gof2] =
createFitLinear(displacement(find(displacement>1.2):find(displacement>2.25)),
force(find(displacement>1.2):find(displacement>2.25)));
stiffness_lin = coeffvalues(fitresult2);
K_lin=stiffness_lin(1);

fit_toe = stiffness_toe*displacement;
fit_lin = stiffness_lin(1)*displacement + stiffness_lin(2);
```

Si calcolano, tramite fit lineari (createFitLinearToe, createFitLinear), i coefficienti delle rette (fit_toe, fit_lin) che rappresentano le tangenti alla curva nella regione iniziale e in quella lineare; gli intervalli di calcolo devono essere regolati in funzione della curva ottenuta nel grafico figure (1). I coefficienti di pendenza delle rette rappresentano il modulo di rigidezza iniziale (K_toe) e il modulo di rigidezza lineare (K_lin).

```
figure(1)
hold on
plot(displacement(1:find(displacement>4)), fit_toe(1:find(displacement>4)), 'r')
plot(displacement(find(displacement>0.9):find(displacement>3.5)), fit_lin(find(displacement>0.9):find(
displacement>3.5)), 'm')
legend('Curve', 'Break point', 'Toe stiffness', 'Linear stiffness')

save('STIFFNESS_AFA07091980_tendiniP_5dito', 'stiffness_toe', 'K_toe', '
stiffness_lin', 'K_lin')
```

Al grafico in figure (1) si aggiungono le rette che rappresentano i moduli di rigidezza. Si salvano i dati relativi all'analisi forza-allungamento.

```
%% Stress-Strain

% dimensioni provino
L0=18; %lunghezza/altezza iniziale L0 [mm]
Width0=7; %[mm]
thickness0=1.8; %[mm]
A0=pi*(Width0/2)*(thickness0/2); %sezione iniziale A0 [mm^2]

% calcolo tensione/deformazione
strain=displacement/L0; %[0-->1] oppure [0%-->100%]
stress=force/A0; %[MPa=N/mm^2]
```

Si definiscono le dimensioni caratteristiche del provino; la sezione trasversale (A_0) viene approssimata a un'ellisse. Si trasformano i vettori di forza (*force*) e di allungamento (*disp*) in vettori di tensione (*stress*) e di deformazione (*strain*).

```
UTS = max(stress);
i = max(find(stress==UTS));
SF = strain(i);

figure(4)
plot(strain, stress, 'b')
grid on
hold on
plot(SF, UTS, 'rx')
title('Tensile test (stress - strain)')
xlabel('Strain [-]')
ylabel('Nominal stress [MPa]')
axis([0 0.5 0 8])
```

Si identifica la tensione massima (UTS) e la corrispondente deformazione ultima (SF). Si crea poi il grafico tensione-deformazione evidenziando il punto di rottura.

```
% calcolo Modulo di Young (E MPa)
[fitresult1, gof1] = createFitLinearToe(strain(1:find(strain>0.01)),
stress(1:find(strain>0.01)));
Young_toe=coeffvalues(fitresult1);
E_toe=Young_toe;

[fitresult2, gof2] =
createFitLinear(strain(find(strain>0.07):find(strain>0.125)),
stress(find(strain>0.07):find(strain>0.125)));
Young_lin=coeffvalues(fitresult2);
E_lin=Young_lin(1);

fit_toe = Young_toe*strain;
fit_lin = Young_lin(1)*strain + Young_lin(2);
```

Si calcolano, tramite fit lineari, i coefficienti delle rette che rappresentano le tangenti alla curva nella regione iniziale e in quella lineare; gli intervalli di calcolo devono essere regolati in funzione della curva ottenuta nel grafico `figure (4)`. I coefficienti di pendenza delle rette rappresentano il modulo di Young iniziale (E_{toe}) e il modulo di Young lineare (E_{lin}).

```
figure(4)
hold on
plot(strain(1:find(strain>0.2)), fit_toe(1:find(strain>0.2)), 'r')
plot(strain(find(strain>0.05):find(strain>0.2)), fit_lin(find(strain>0.05):find(strain>0.2)), 'm')
legend('Curve', 'UTS', 'Toe modulus', 'Linear modulus')

save('E_AFA07091980_tendiniP_5dito',
'Young_toe', 'E_toe', 'Young_lin', 'E_lin')
save('Stress_strain_AFA07091980_tendiniP_5dito',
'UTS', 'SF', 'stress', 'strain')
```

Al grafico in figure (4) si aggiungono le rette che rappresentano i moduli elastici. Si salvano i dati relativi all'analisi forza-allungamento.

```
%% Preparazione dati per calcolo curve medie

lambda_T=[0:0.005:0.4]';
[strain, index] = unique(strain);

P_T=interp1(strain, stress(index), lambda_T);

figure(7)
plot(lambda_T, P_T, '*')
grid on
title('prova a trazione')
xlabel('strain [-]')
ylabel('stress [MPa]')
axis([0 0.5 0 8])

save dati_tens_AFA07091980_tendiniP_5dito lambda_T P_T
```

La curva sforzo-deformazione viene campionata a intervalli regolari per rendere più agevole il calcolo delle curve medie per il confronto fra diversi campioni.

Risultati dell'elaborazione

Numero	Soggetto	Nome del campione	Stress-strain			
			UTS [MPa]	SF [%]	E_{toe} [MPa]	E_{lin} [MPa]
1	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_5dito	7,3188	37,74	1,1155	41,4445
2	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_4Adito	9,4169	21,16	3,0035	76,5873
3	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_4Bdito	9,6689	28,00	3,9061	68,9514
4	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_3Adito	5,9609	20,21	2,3152	52,4042
5	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_3Bdito	4,6092	17,50	3,5853	39,4918
6	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_2Adito	6,2215	16,34	2,5725	75,5975
7	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_2Bdito	11,6106	21,52	3,0569	94,3566
8	AFA07091980	AFA07091980_tendiniP_1dito	3,4969	15,92	2,1975	42,7699
9	ZSA14101972	ZSA14101972_tendiniP_2Bdito	10,5965	64,56	2,1944	33,8563
10	ZSA14101972	ZSA14101972_tendiniP_1dito	6,3008	35,54	2,5327	31,9761
11	ZSA14101972	ZSA14101972_tendiniP_3Bdito	18,9049	58,64	1,9183	65,8060
12	ZSA14101972	ZSA14101972_tendiniP_4Bdito	8,0194	36,56	2,2244	35,5073
13	ZSA14101972	ZSA14101972_tendiniP_5dito	8,3723	37,84	2,1654	38,0738
14	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_1Bdito	/	/	0,8414	17,0672
15	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_1Cdito	/	/	0,3085	15,4828
16	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_2Bdito	28,3129	53,73	9,0881	94,8547
17	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_2Ddito	/	/	4,7961	45,6509
18	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_3Bdito	25,4215	65,18	2,9540	68,6162
19	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_3Ddito	13,0376	46,77	1,8091	59,6987
20	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_4Bdito	/	/	4,9837	114,5255
21	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_4Cdito	/	/	1,2009	40,6159
22	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_5dito	/	/	0,5810	20,5672
23	RGA07091940	RGA07091940_tendiniP_234dito	7,6620	54,64	0,9891	28,3087
24	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_5dito	15,6660	41,14	1,1272	63,0242
25	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_4Bdito	52,9797	45,77	2,7550	208,0501
26	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_3Bdito	15,4973	43,21	1,1492	61,0528
27	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_2Bdito	21,8045	41,80	1,3111	110,4663
28	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_1Bdito	/	/	0,5357	41,9703
29	SLA30101966	SLA30101966_tendiniP_1Adito	/	/	0,3045	30,4393

Tabella A.2 - Risultati di tensione ultima (UTS), deformazione a rottura (SF), modulo di Young della regione iniziale (E_{toe}) e della regione lineare (E_{lin}).