



**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

EFFETTO DELL'ALLENAMENTO SUL COMPORTAMENTO MECCANICO DEI TENDINI

Relatore: Dott.ssa CHIARA GIULIA FONTANELLA

Laureando: FRANCESCO MANFREDINI

**ANNO ACCADEMICO 2021 – 2022
16 novembre 2022**

INDICE

INDICE.....	1
INTRODUZIONE	3
CAPITOLO I - ANATOMIA DEL GINOCCHIO.....	5
1.1 – Introduzione	5
1.2 – Strutture ossee.....	7
1.3 – Il menisco.....	7
1.4 – Legamenti	9
1.5 – Capsula articolare	11
1.6 – Muscolatura	11
1.7 – Tendini	12
CAPITOLO II - CARATTERIZZAZIONE ISTOLOGICA E MECCANICA DEL TENDINE.....	14
2.1 – Introduzione	14
2.2 – Tendine	14
2.2.1 – <i>Struttura del tendine</i>	14
2.2.2 – <i>Collagene</i>	16
2.2.3 – <i>Elastina</i>	18
2.3 – Proprietà.....	18
2.3.1 – <i>Proprietà meccaniche</i>	18
2.3.2 – <i>Proprietà viscoelastiche</i>	20
2.3.2.1 – <i>Prove di creep</i>	24
2.3.2.2 – <i>Prove di rilassamento delle tensioni</i>	25
CAPITOLO III - PROVE SPERIMENTALI SULL’EFFETTO DELL’ALLENAMENTO	27

3.1 – Introduzione	27
3.2 – Contrazione eccentrica.....	28
3.3 – Contrazione concentrica	30
3.4 – Contrazione isometrica	31
3.4.1 – <i>Knee extension e squat isometrici</i>	31
3.4.2 – <i>Risposta meccanica a diverse frequenze e durata di esercizio</i>	35
3.5 – Prove negli atleti	37
3.5.1 – <i>Sprinters</i>	37
3.5.1.1 – <i>Relazione tra prestazioni e deformabilità tendinea</i>	39
3.5.2 – <i>Corridori di lunghe distanze</i>	40
3.6 – Risposta tendinea all’allenamento negli anziani.....	41
3.7 – Adattamento morfologico e materiale al carico.....	43
CONCLUSIONI	46

INTRODUZIONE

I tendini sono strutture viscoelastiche che giocano un ruolo fondamentale nei movimenti umani trasmettendo agli elementi scheletrici la forza generata dai muscoli, influenzando anche la velocità e la precisione del movimento. Le loro proprietà, perciò, sono in grado di influenzare il comportamento dell'intero complesso muscolo-tendineo. Inoltre, le principali responsabili della trasmissione della forza sono le fibrille di collagene che sono immerse in una matrice extracellulare formata da proteoglicani, glicoproteine e glicosaminoglicani.

Il tessuto tendineo risulta rispondere velocemente alle variazioni nei carichi meccanici in quanto vengono attivati meccanismi biologici che regolano l'adattamento tendineo incrementando la sintesi di proteine della matrice, in particolare collagene.

Lo stimolo meccanico viene trasmesso al nucleo delle cellule causando un aumento delle citochine e dei fattori di crescita del collagene grazie ai quali vengono sintetizzate nuove proteine.

Tale adattamento, in generale, può portare inizialmente a una modifica delle proprietà meccaniche, come il modulo Young, la deformazione a parità di forza applicata o la rigidità. Tendini più rigidi tendono a deformarsi di meno resistendo maggiormente prima di arrivare a rottura.

Una modifica morfologica, come l'aumento della sezione trasversale tendine, avviene quando il carico viene applicato per lungo tempo, in modo quasi abituale.

I tendini, inoltre, hanno anche la funzione di accumulare e restituire energia elastica durante i movimenti. Una variazione ripetuta delle proprietà meccaniche influisce sulla capacità di accumulo energetico del tessuto tendineo influenzando la quantità di lavoro muscolare necessaria.

Da un punto di vista prettamente sportivo, capire con quali tipologie di esercizio e a quali carichi si ha una maggior risposta tendinea diventa molto utile per prevenire infortuni, spesso legati a tendinopatie o a fratture del tessuto tendineo, inserendo programmi appositi all'interno dei protocolli di allenamento. Inoltre, l'adattamento tendineo può essere utilizzato per incrementare le *performances* atletiche riducendo il lavoro muscolare necessario a compiere un determinato movimento o migliorandone la precisione.

Uscendo da tale ambito, siccome le tendinopatie sembrano essere associate a una

disposizione caotica delle fibre di collagene, i migliori esercizi per aumentare la sintesi localizzata di collagene possono essere utilizzati per cercare di migliorare le prestazioni meccaniche di tendini non sani o, quantomeno, di alleviare il dolore di soggetti malati.

Questo può avere un grande impatto in particolare sulla popolazione anziana, nella quale i tendini sembrano conservare la loro mecano-sensibilità nonostante l'invecchiamento produca una riduzione delle proprietà meccaniche; proprio per questo motivo studiare e proporre esercizi volti a migliorare il comportamento meccanico tendineo può diventare molto influente per migliorare la qualità della vita di soggetti più fragili.

Le variabili da analizzare per trovare gli esercizi più adatti a modificare la risposta tendinea al carico sono molteplici e possono essere intensità di carico, durata dell'applicazione, volume totale del carico, tipo di contrazione, frequenza di applicazione e durata dell'allenamento; tutte queste possibilità, inoltre, vanno abbinate agli innumerevoli esercizi conosciuti per poter stilare il miglior protocollo di allenamento.

CAPITOLO I

ANATOMIA DEL GINOCCHIO

1.1 – Introduzione

Le articolazioni sono insiemi di ossa e tessuti connettivi che consentono il collegamento di due o più segmenti anatomici.

Il ginocchio è l'articolazione più complessa e più grande del corpo umano, posizionato tra la coscia e la gamba. Oltre all'articolazione femoro-rotulea è costituito anche dall'articolazione tibiofibulare prossimale e dalle parti molli che le circondano. L'articolazione tibiofibulare è formata dai condili femorali e dal piatto tibiale. L'articolazione femoro-rotulea, invece, è costituita dalla superficie interna della rotula e da una cavità tra i due condili denominata troclea femorale.

L'articolazione del ginocchio è coperta dai muscoli flessori il cui compito è permettere la flessione della gamba sulla coscia nel piano sagittale. Tale flessione può, generalmente, variare tra i 3° in iperestensione e i 155° (flessione massima).



Figura 1.1 Rappresentazione dell'articolazione femoro-rotulea in estensione e in flessione

Tuttavia, al ginocchio sono permesse piccole rotazioni sul piano trasverso la cui entità

varia in funzione del grado di lassità rotazionale del soggetto. Queste rotazioni sono limitate dalla presenza dei legamenti collaterali, dei legamenti crociati e dalla capsula articolare posteriore.

I movimenti sul piano invece, sono ridotti, all'asse della tibia. Essi possono avvenire solo a ginocchio flesso e possono raggiungere un massimo di 30° , mentre non possono sussistere durante l'estensione.

Durante il cammino, in condizioni normali, avvengono solo flessioni sul piano sagittale comprese tra i 20° e i 25° .

Il ginocchio è delimitato da due linee orizzontali, posizionate a una distanza di due dita sopra la patella e sotto la tuberosità della tibia rispettivamente.

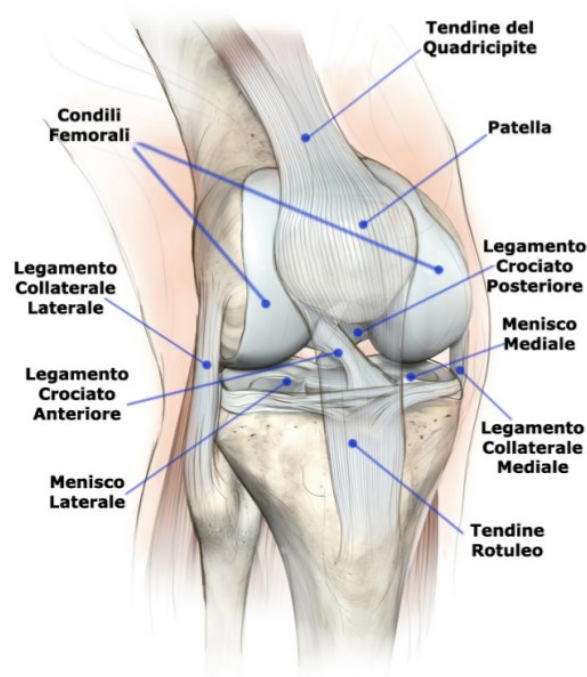


Figura 1.2 Illustrazione del ginocchio e delle principali strutture che lo compongono

L'arto inferiore viene diviso in due parti con angolazioni differenti. L'asse della gamba è verticale, mentre l'asse della coscia, o asse del femore, è inclinato di 10° rispetto al prolungamento dell'asse della gamba. Tra i due assi, quindi, si forma l'angolo femorotibiale, di ampiezza compresa tra i 170° e i 175° [2].

I centri articolari di anca, ginocchio e caviglia sono collegati dall'asse meccanico dell'arto inferiore. Essendo l'articolazione del ginocchio fuori dalla verticale, l'asse meccanico risulta inclinato di 3° rispetto alla verticale.

1.2 – Strutture ossee

La rotula, l'estremità distale del femore e l'estremità prossimale della tibia sono le ossa principali che compongono il ginocchio. Oltre a queste si trova la patella, un osso sesamoide situato nel tendine del muscolo quadricipite femorale, posizionato nella parte anteriore del ginocchio tra i due condili.

Nell'estremità distale del femore si notano due tuberosità: i condili mediale e laterale.

La forma dei condili ricorda una voluta, caratterizzata dalla diminuzione del raggio di curvatura man mano che si va verso la parte posteriore del ginocchio. Questa forma caratteristica permette ai condili di essere più piatti anteriormente e più rotondi posteriormente, quindi più adatti alla flessione [4].

I due condili hanno dimensioni diverse, quello laterale ha un raggio di curvatura maggiore.

Ai lati dei condili si trovano gli epicondili, che hanno la funzione di ancoraggio per muscoli e tendini.

Nell'estremità prossimale della tibia, invece, si trova il piatto tibiale. Su di esso vi sono le glene tibiali (mediale e laterale), due fosse ricoperte da menischi che fungono da superfici di scorrimento per i condili femorali. Tra le due glene si trovano le spine tibiali che formano il margine interno.

Anche le glene presentano due forme diverse, infatti, quella laterale presenta una lieve convessità dall'avanti all'indietro, mentre quella mediale presenta una concavità

Queste peculiarità permettono ai condili di eseguire movimenti vincolati diversamente, quello mediale è più vincolato.

Inoltre, viene impedito il moto di puro rotolamento durante la flessione. Viene eseguito un movimento chiamato "*femoral roll back*" costituito da scivolamento per i primi 15°-20° e poi da rotolamento.

1.3 – Il menisco

I menischi sono strutture fibrocartilaginee posizionate sopra le glene della tibia, hanno la funzione di lubrificare le zone in cui avviene il movimento, limitando lo sfregamento tra i vari elementi scheletrici che compongono il ginocchio; favoriscono, inoltre, la trasmissione dei carichi, il 50% durante l'estensione e il 90% durante la flessione.

Hanno la forma di un cuneo con la parte più alta rivolta esternamente e la parte più bassa verso l'interno; la faccia superiore è concava mentre la faccia inferiore è piatta.

I due menischi hanno ruoli lievemente diversi, il menisco laterale è più coinvolto nella trasmissione delle forze e sopporta circa il 60% del carico applicato a tutta la zona esterna del ginocchio mentre il menisco mediale favorisce la stabilizzazione del ginocchio subendo il 40% del carico applicato su quel lato.

Oltre a ruoli diversi presentano anche forme diverse, il menisco laterale, infatti, è circolare mentre quello mediale è semicircolare e occupa una zona minore del piatto tibiale (figura 1.2).

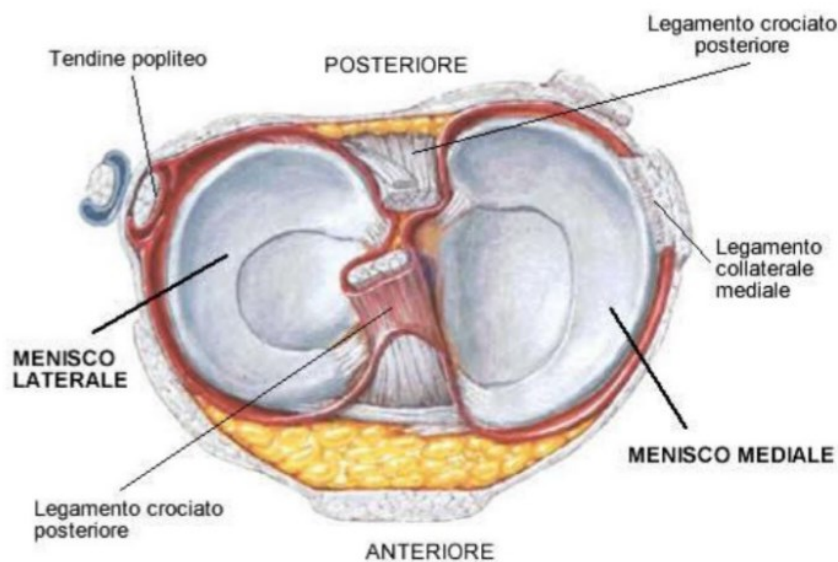


Figura 1.3 Vista dall'alto di una sezione del ginocchio con particolare riferimento ai menischi

Durante i movimenti seguono i due condili, durante la flessione arretrano, mentre durante l'estensione avanzano [27].

Dal punto di vista istologico, invece, possono essere considerati come formati da una materiali bifasico composto sia da una matrice solida e porosa che da un'elevata percentuale di sostanza fluida, principalmente acqua. La componente acquosa può raggiungere anche il 72% del totale e, insieme al collagene (22%), forma una densa matrice extracellulare dentro la quale vi sono fibrocondrociti (cellule specializzate nella sintetizzazione della matrice), proteine, glicoproteine e proteoglicani [3].

Questi ultimi sono molecole idrofiliche che trattengono la maggior parte dell'acqua, situati dentro un insieme di fibrille di collagene. Grazie al loro legame con la componente

fluida forniscono la resistenza alle sollecitazioni di compressione.

1.4 – Legamenti

I legamenti hanno prevalentemente la funzione di trasmettere i carichi tra elementi scheletrici e stabilizzare le articolazioni. Sono strutture robuste organizzate in fasci di fibre costituiti da elastina, collagene di tipo I, glicoproteine, glicosamminoglicani, glicoproteine e acqua (70% circa). All'interno della struttura si trovano i fibroblasti e i fibrociti, cellule che si occupano di sintetizzare i proteoglicani e le fibre di collagene ed elastina che compongono la matrice extracellulare. L'elevata percentuale di acqua conferisce la resistenza alle compressioni.

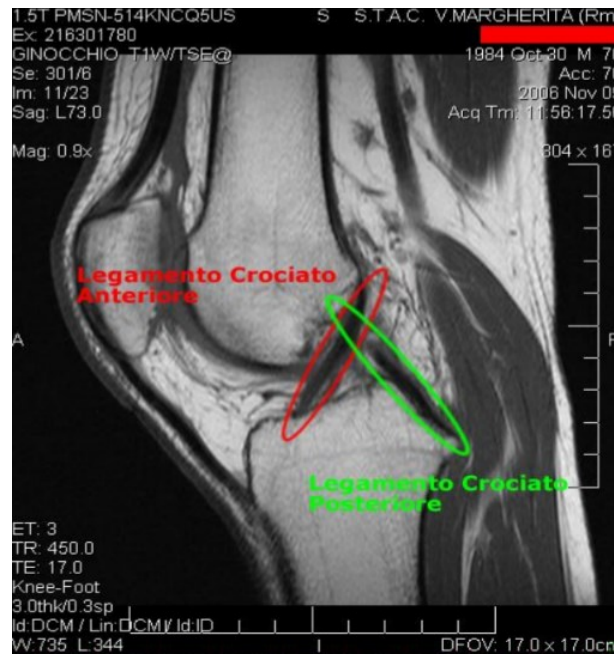


Figura 1.4 Immagine MRI dei legamenti crociati

Nel ginocchio i legamenti servono a evitare deviazioni durante il moto dell'articolazioni e a mantenere il contatto tra piatto tibiale e condili.

I legamenti collaterali rinforzano la capsula lateralmente si possono individuare quello laterale e quello mediale. Il primo è ancorato sul lato esterno del condilo femorale mediale e sul lato mediale tibiale, il secondo collega la parete esterna del condilo laterale femorale e una sporgenza della testa della fibula. Le estremità di questi legamenti si tendono al massimo durante l'estensione siccome il loro ruolo è quello di impedire le inclinazioni

lateralmente della tibia sul ginocchio.

I legamenti crociati si trovano esternamente alla capsula articolare e sono denominati in tal modo a causa della loro disposizione che porta, appunto, ad incrociarli. Essi si distinguono in legamento crociato anteriore e posteriore in funzione del rapporto che hanno con la prominenza situata tra i condili della tibia.

Quello anteriore è ancorato di fronte alla spina tibiale e nella parte posteriore della superficie mediale del condilo laterale, quello posteriore, invece, collega la parte superiore della superficie laterale del condilo mediale e la depressione posizionata dietro la superficie intercondilare tibiale.

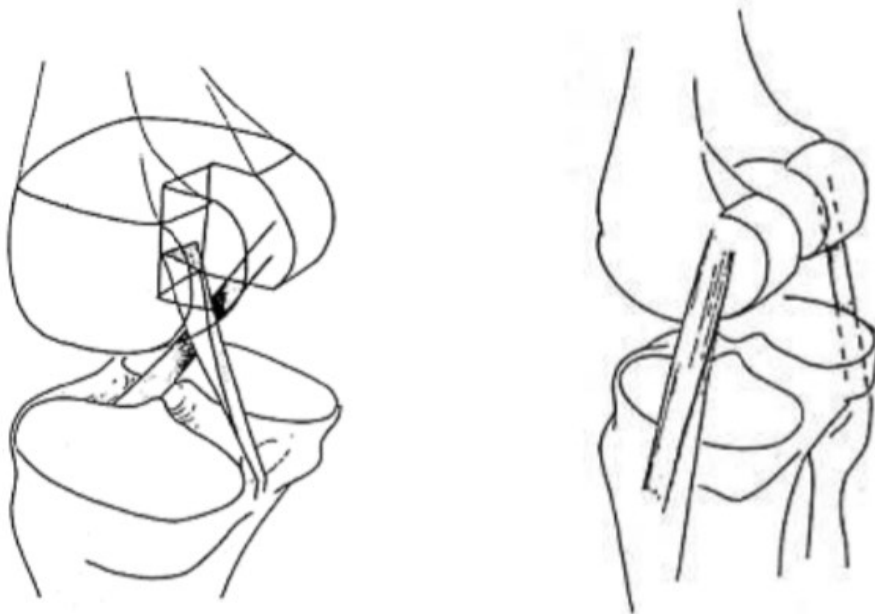


Figura 1.5 Schema dei legamenti crociati a sinistra e collaterali a destra

Il legamento crociato anteriore è robusto e rivestito da una membrana sinoviale, misura circa 3,3 cm [31]. È formato dal fascio postero-laterale e da quello antero-mediale. Durante l'estensione i fasci presentano tensione massima. Tale legamento è la principale guida del movimento articolare e ha un'elevata efficacia nella protezione dalle sollecitazioni.

Il legamento crociato posteriore è più corto di quello anteriore, ha il compito di stabilizzare il ginocchio durante l'estensione, riducendo lo spostamento posteriore della tibia rispetto ai condili femorali [9].

Il legamento popliteo obliquo rinforza e sostiene la zona centrale dell'articolazione,

mentre quella latero-inferiore è rinforzata dal legamento popliteo arcuato.

Durante i movimenti articolari i legamenti sono in grado di incrementare la resistenza all'aumentare dell'intensità di sollecitazioni ripetute. Questo avviene grazie al cosiddetto *crimp pattern* delle fibrille grazie al quale le varie componenti vengono distese in sequenza, inizialmente si tende la componente non fibrillare, successivamente viene coinvolto un numero sempre maggiore di fibre.

La presenza di strutture legamentose, inoltre, consente il mantenimento della pressione corretta per permettere la corretta lubrificazione della cartilagine delle epifisi.

1.5 – Capsula articolare

La capsula articolare è una membrana fibrosa formata da due strati di composizione diversa che circonda l'articolazione.

Lo strato più esterno è detto capsula fibrosa ed è formato da tessuto connettivo denso e fibroso. Quello più interno, invece, è costituito da liquido sinoviale, più sottile ed elastico, che migliora lo scorrimento tra le superfici svolgendo la funzione di lubrificante dell'articolazione.

La capsula posteriore garantisce la stabilità dell'articolazione durante l'estensione.

1.6 – Muscolatura

Nella parte anteriore del ginocchio si trova la parte distale del quadricipite formato da vasto mediale, vasto intermedio, vasto laterale e dal retto anteriore.

Nella parte posteriore si possono individuare il gastrocnemio oltre che i muscoli gemelli (detti anche capi laterale e mediale del gastrocnemio) che consentono la flessione. Sopra al capo laterale del muscolo gastrocnemio si trova il muscolo plantare che si ancora sulla faccia dorsale dell'epicondilo laterale femorale. In questa zona il muscolo principale è il bicipite femorale di cui si possono riconoscere il capo lungo e il capo breve.

Medialmente vi sono i muscoli sartorio, gracile e semitendinoso; questo flette la gamba sulla coscia, è fusiforme e obliquo. Il gracile concorre alla flessione e alla rotazione mediale della gamba ed è un muscolo lungo e nastriforme. Davanti al muscolo semitendinoso è presente quello semimembranoso che scende dietro il condilo mediale femorale ed è

separato dal gastrocnemio dalla borsa del muscolo semimembranoso, una borsa sierosa [5]. Il muscolo popliteo origina dalla faccia laterale del condilo laterale femorale.

Posteriormente la disposizione anatomica dei muscoli crea uno spazio detto fosse poplitea che ha la forma di due triangoli collegati dalla base.

1.7 – Tendini

I tendini sono strutture biologiche che hanno il compito di collegare muscoli ed elementi scheletrici. Oltre a questo, hanno le funzioni di concentrare l'azione di più muscoli su un unico scheletrico, modificare la direzione espressa dal muscolo, ripartire l'azione di un singolo muscolo su più elementi scheletrici. Sono più rigidi dei legamenti ma hanno una peggior capacità di recupero elastico. Sono formati da fibre di collagene, elastina e acqua trattenuta dai proteoglicani.

Nel ginocchio anteriormente si trova il tendine del muscolo quadricipite dove convergono i suoi quattro componenti ancorandosi sulla superficie anteriore, sulla base e sui margini della rotula. Il prolungamento di tale tendine forma il tendine rotuleo: un fascio appiattito lungo tra i 5 e gli 8 cm negli adulti che si connette nei margini della rotula e nella tuberosità tibiale anteriore. È separato dalla capsula articolare del ginocchio dal corpo adiposo infrapatellare (o di Hoffa) che, inoltre, riempie lo spazio compreso tra i condili femorali e altera la sua forma in funzione del movimento dell'articolazione. La borsa infrapatellare profonda separa il tendine rotuleo dalla rotula. Nella medesima zona la patella viene unita ai condili attraverso il complesso fibroso delle ali della patella impedendo così, il suo spostamento laterale e mediale. La borsa sierosa sottotendinea del muscolo sartorio, inoltre, separa da quest'ultimo i tendini dei muscoli gracile e semitendinoso.

La funzione del tendine rotuleo è quella di trasmettere la forza dal quadricipite alla tibia, permettendo così le estensioni della gamba.

Medialmente vi è lo strato profondo della zampa d'oca formato dai tendoni dei muscoli semitendinoso, gracile e sartorio che vanno a inserirsi nella tuberosità della tibia. Lateralmente si trova il tendine del muscolo tensore della fascia lata, che ha la funzione di rinforzo oltre che i tendini dei muscoli popliteo e bicipite femorale. Il primo favorisce una lieve flessione del ginocchio e l'intrarotazione della gamba; il secondo extra-ruota e flette la gamba. Il tendine del muscolo semimembranoso si divide in fascio mediale, laterale e

intermedio. Quest'ultimo è il fascio principale e si inserisce sulla superficie posteriore del condilo mediale tibiale.

CAPITOLO II

CARATTERIZZAZIONE ISTOLOGICA E MECCANICA DEL TENDINE

2.1 – Introduzione

I tendini servono a trasmettere la forza dai muscoli alle ossa, conducendo tensione meccanica. Capire la biomeccanica e il funzionamento dei tendini è stato ed è tutt'ora decisivo nello studio della cura o della prevenzione di tendinopatie.

Le proprietà biomeccaniche del tendine derivano dalla sua organizzazione, dalla sua composizione e dalla presenza sia di componenti cellulari che non. Esse, però, possono anche essere modificate da fattori esterni, un significativo aumento di temperatura, per esempio, può far decrescere rigidità e modulo tendinei; così come carichi ciclici portano all'accumulo di fatica portando anche a rottura.

2.2 – Tendine

2.2.1 – Struttura del tendine

La struttura tendinea è molto complessa, i suoi componenti sono sia cellulari che non. Gli elementi cellulari principali sono i tenociti e i tenoblasti che si occupano di regolare la sintesi di collagene e di riarrangiare la struttura della matrice extracellulare.

Gli elementi non cellulari compongono la matrice extracellulare, formata principalmente da acqua, proteoglicani, elastina e collagene. La componente fluida formata dall'acqua rappresenta il 60%-80% del peso totale e conferisce la particolare resistenza alla compressione. Considerando il tessuto senza la parte acquosa, invece, il collagene è il maggior componente, costituendo circa l'86% del peso. I proteoglicani riescono a trattenere la grande maggioranza dell'acqua in quanto sono altamente idrofili, questo perché sono composti da un elevato numero di carboidrati legati a una struttura proteica centrale.

I tendini sono circondati da varie strutture connettivali, in particolare da peritenonio e guaina sinoviale la cui funzione, oltre a quella di racchiudere il tendine, consiste nel

produrre liquido sinoviale che concorre allo scorrimento tendineo durante i movimenti e fornisce nutrimento alle cellule. Procedendo verso l'interno del tendine si trovano vari fasci disposti parallelamente alla direzione dell'asse legati insieme dall'endotenonio, un tessuto connettivo all'interno del quale vi sono vasi e nervi. I fasci sono formati da fibrille organizzate in parallelo tra loro e immersi in una matrice non organica formata da acqua e proteoglicani. Le fibrille sono formate da sotto-fibrille che, a loro volta, sono composte da microfibrille, un aggregato di cinque molecole di tropocollagene (unità ripetitiva del collagene) reticolate (figura 2.1).

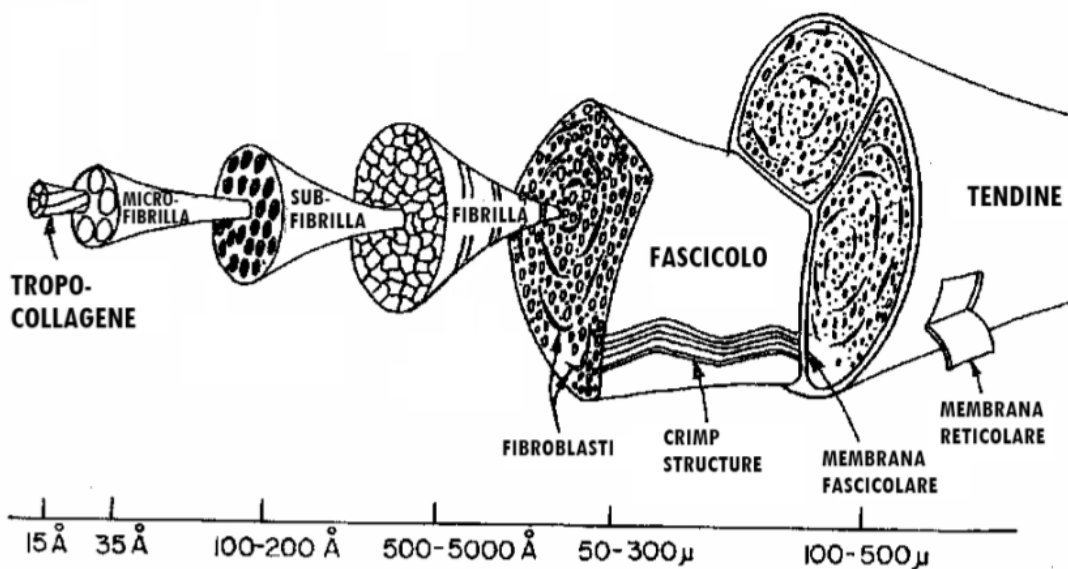


Figura 2.1 Struttura e microarchitettura tendinea [9]

Nella regione di collegamento tra tendine e muscolo si ha la giunzione miotendinea in cui si ha un passaggio netto tra le due strutture.

La giunzione osteotendinea è la regione in cui si verifica il passaggio da tendine a osso permettendo la connessione tra un tessuto duro a uno molle. Questo passaggio può avvenire per unione mediata, in cui i tendini si ancorano nelle metafisi ossee che sono rivestite dal periosteo (tessuto con uno strato esterno fibroso e uno interno di connettivo lasso) oppure per unione immediata, in cui la giunzione è in corrispondenza di epifisi ossee rivestite da tessuto fibrocartilagineo con rigidità intermedia.

2.2.2 – Collagene

Parlando di collagene, in generale, si intende una proteina a tripla elica destrorsa composta da tre catene polipeptidiche legate da legami covalenti e a idrogeno, formate da amminoacidi basici e acidi. Questa complementarità tra i componenti della molecola conferisce al tendine la sua particolare resistenza. Il collagene è formato da reticolazioni di queste molecole la cui organizzazione può variare a seconda della loro posizione all'interno del tendine influenzando la resistenza alle sollecitazioni. La forma a tripla elica può avvenire se nella terza posizione di ogni catena polipeptidica si trova un residuo di glicina, rigorosamente posizionato nel centro della tripla elica. Gli amminoacidi più ingombranti, invece, sono posizionati verso l'esterno dell'elica, per permettere alle catene di essere più vicine. Gli amminoacidi più frequenti nel collagene sono la prolina e l'idrossiprolina; altri elementi importanti nell'elica sono il C-propeptide, che ha un ruolo fondamentale nell'inizio della formazione dell'elica, e l'N-propeptide che risulta coinvolto nella regolazione del diametro delle fibrille (figura 2.2).

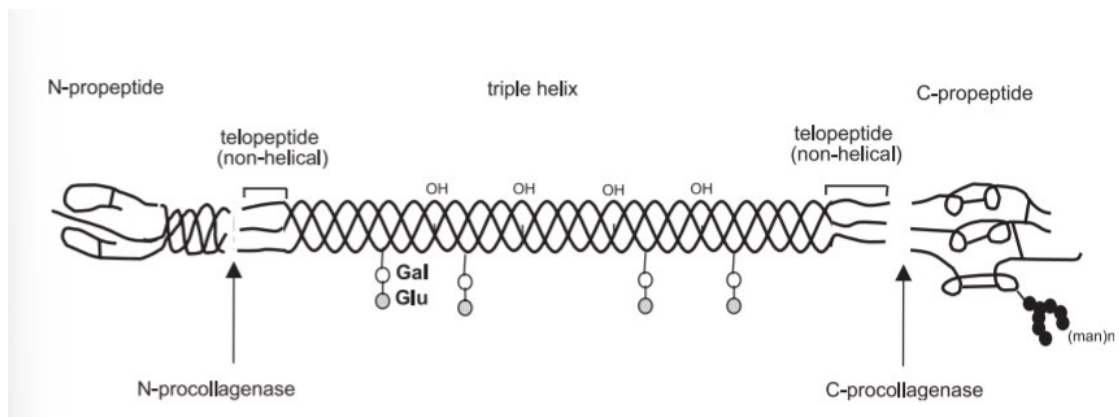


Figura 2.2 Struttura fibrilla di collagene

Come già affermato il collagene è il principale componente del tessuto tendineo. Si possono individuare almeno tre tipi di collagene; quello di tipo I, tipo III e tipo V anche se questi ultimi sono presenti in quantità decisamente inferiore rispetto al primo. Una delle caratteristiche principali di queste tipologie di collagene è rappresentata dall'abilità di assemblarsi in aggregati molecolari altamente orientati formati da unità monomeriche di circa 300 nm. Le fibrille del collagene di tipo I è formato da un motivo a bande [13] in cui i monomeri di tropocollagene sono ripetuti con una periodicità di circa 67 nm (figura 2.3).

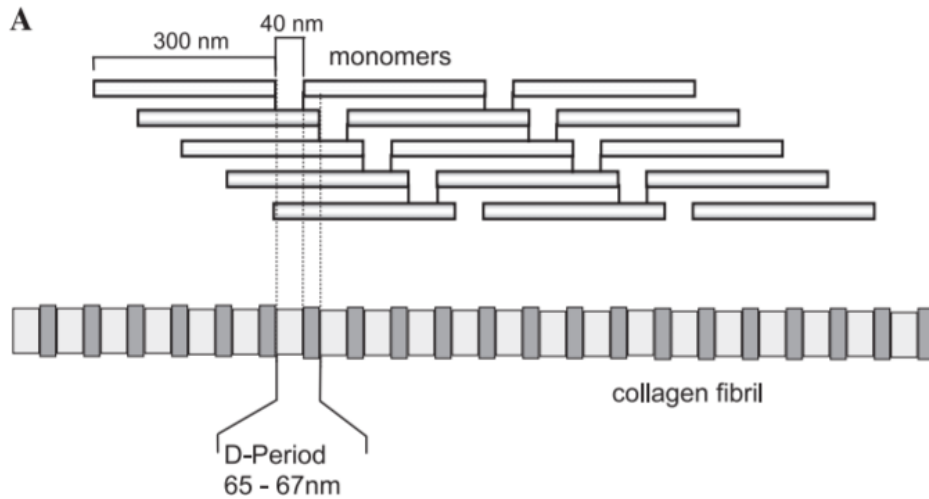


Figura 2.3 Disposizione monomeri di tropocollagene

L'andamento meccanico del collagene è molto simile a quello tendineo, si possono quindi individuare tre regioni: una non lineare, una lineare e infine quella della rottura del materiale. Dal punto di vista molecolare durante una trazione, nella fase lineare si ha un allungamento delle triple eliche di collagene o dei legami tra le eliche causando uno scorrimento tra le molecole, la forza, perciò, viene trasferita grazie alla sovrapposizione delle unità monomeriche attraverso collegamenti che permettono agli aggregati di collagene di scorrere gli uni rispetto agli altri [24].

Nella figura 2.4 è visibile la disposizione delle fibrille di collagene nei tendini.

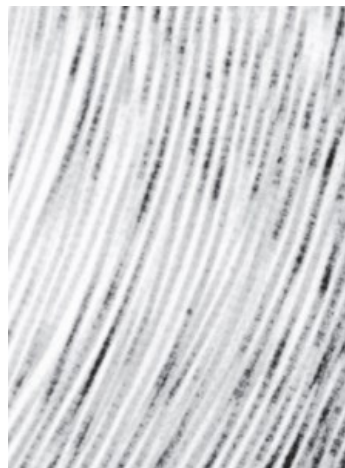


Figura 2.4 Collagene nei tendini

2.2.3 – Elastina

L'elastina presente all'interno dei tendini conferisce proprietà elastiche; la sua unità ripetitiva è la tropoelastina, composta sia da domini altamente idrofili che idrofobici. La componente idrofobica presenta residui di prolina, alanina, valina, leucina, isoleucina e glicina. Le loro proprietà idrofobiche contribuiscono in larga parte a gestire l'entropia del sistema, migliorandola.

I monomeri di tropoelastina sono legati tra loro attraverso legami covalenti formando fibre di elastina matura e insolubile. Le fibre di elastina sono formate per elastogenesi, un complesso processo che avviene all'interno della cellula e che necessita della interazione tra il terminale N della glicoproteina legata alla microfibrilla e il terminale C della tropoelastina.

L'elastina viene spesso associata alla forma “*random coil*” cioè a una struttura disordinata, tuttavia, all'interno sono riconoscibili configurazioni più semplici a α -elica e foglietto- β . Sono stati, perciò, ipotizzati vari modelli strutturali per spiegare l'elasticità tipica dell'elastina; in generale sembra che i ripiegamenti a foglietto- β fungano da spaziatori in un arrangiamento elicoidale chiamato spirale- β [19]. Tra i ripiegamenti sono sospesi dei dipeptidi formati da valina e glicina che possono oscillare con vibrazioni a bassa frequenza ed elevata ampiezza se sottoposti a tensione. Dopo aver tolto il carico, perciò, l'ampiezza delle oscillazioni diminuisce provocando il calo dell'entropia provocando il ritorno allo stato rilassato.

2.3 – Proprietà

2.3.1 – Proprietà meccaniche

Durante i test meccanici una forza esterna viene applicata al provino, provocandone l'allungamento. La forza e l'allungamento diventano quindi i primi parametri utilizzabili nell'analisi delle proprietà meccaniche. Altre informazioni utili vengono fornita dalla rigidità, espressa come il rapporto tra la forza applicata e l'allungamento (calcolato come differenza tra lunghezza finale e lunghezza iniziale del provino), o dal suo reciproco detto *compliance*. Possono, inoltre, essere ricavate la deformazione ε e la tensione σ . La prima calcolabile come il rapporto tra allungamento e lunghezza iniziale, la seconda come il

rapporto tra forza e area trasversale iniziale [29]. La relazione tra queste due grandezze è rappresentata dal modulo, calcolabile come il rapporto tra tensione e deformazione.

Le proprietà meccaniche dei tendini sono principalmente dovute al collagene, le loro curve tensione-deformazione, infatti, sono molto simili. Tale curva, nei tendini presenta tre regioni come si evince dalla figura 2.5.

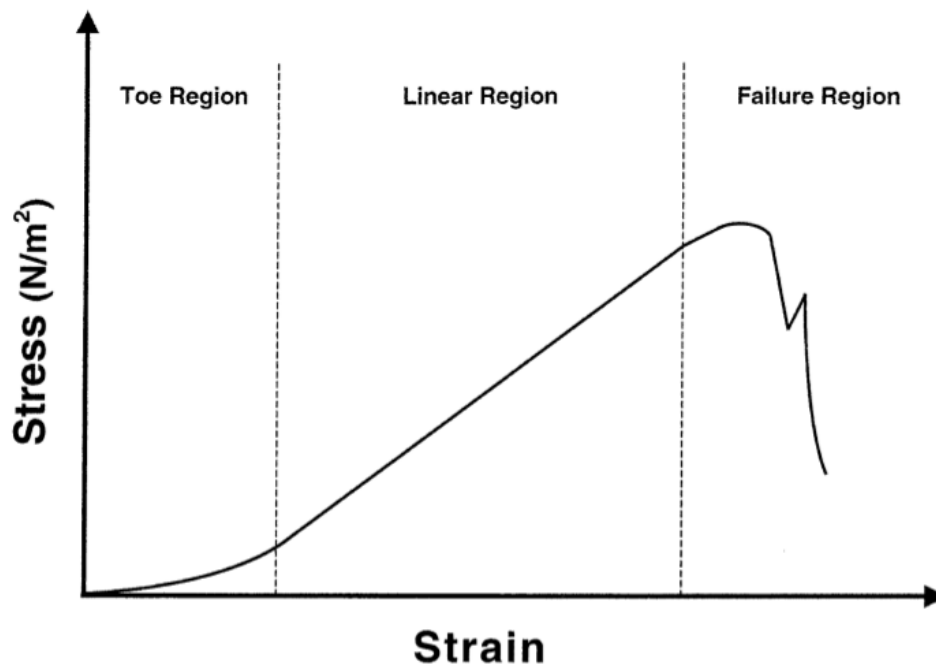


Figura 2.5 Andamento tensione-deformazione tipico del tessuto tendineo

La prima regione (*toe region*) è non lineare ed avviene appena il tendine viene sottoposto al carico. Essa si verifica perché le fibrille di collagene, inizialmente disposte nel tipico *crimp pattern*, iniziano a distendersi lungo la direzione del carico provocando un irrigidimento del tendine prima che arrivi la tensione vera e propria.

Successivamente si nota una regione lineare (*linear region*) in cui la deformazione rimane costante a una determinata tensione. Da questa zona della curva si può ricavare il modulo di Young, calcolato come la pendenza della curva. Tale modulo nell'essere umano può variare tra i 1200 e i 1800 MPa [10].

L'ultima regione (*failure region*) dell'andamento risulta essere una zona critica in quanto si raggiungono deformazioni e tensioni tali da provocare cambiamenti irreversibili nel tendine che nella curva risultano evidenziati da un cambio di pendenza dovuta al fatto che la tensione cala all'aumentare della deformazione; infine, al termine della curva, si arriva

alla rottura del materiale. I valori di tensione di rottura possono variare molto a seconda del tendine esaminato andando dai 50 MPa ai 150 MPa a cui corrispondono allungamenti compresi tra il 9% e il 35% della lunghezza iniziale. I tendini, perciò, risultano essere molto resistenti tanto che, in alcuni casi, i macchinari progettati per lo studio di tessuti biologici risultano inadeguati; un esempio tra questi è rappresentato dal tendine d'Achille. L'area sottesa dalla curva tensione-deformazione, inoltre, rappresenta l'energia totale assorbita dal tessuto durante il test [10].

Le proprietà meccaniche dei tendini sono influenzate anche da fattori fisiologici e patologici oppure anche dall'invecchiamento. È stato, inoltre, evidenziato da diversi studi che attività esterne come l'allenamento o l'immobilizzazione possono modificarle.

2.3.2 – Proprietà viscoelastiche

I materiali con proprietà viscoelastiche sono caratterizzati da un tempo di rilassamento che fa riferimento a una scala dei tempi propria del materiale, per tempi molto minori o molto maggiori del tempo di rilassamento il materiale in esame può non mostrare proprietà viscoelastiche. Generalmente i materiali in esame possono avere tali caratteristiche per due motivi: per flusso anelastico di una di una o più fasi solide (come nei polimeri) oppure per la presenza di una componente fluida che può scorrere durante la deformazione (come nel caso dei tendini). Per determinare la scala dei del materiale un parametro importante è il numero di Deborah (D_e):

$D_e = \frac{\tau}{t}$, con τ = tempo di rilassamento del materiale e t = tempo in cui avviene la deformazione considerata. Se D_e risulta molto minore di 1 (deformazione lenta) il materiale si comporta come un liquido viscoso, se risulta molto maggiore di 1 (deformazione veloce) il materiale si comporta come un solido rigido.

Per quanto riguarda la microstruttura, invece, quando è indeformata si trova in una configurazione di minima energia. I meccanismi di deformazione attraverso lo sviluppo di tensioni provocano un'alterazione della microstruttura che si porta ad una configurazione di energia superiore. La figura 2.6 mostra come a configurazioni diverse da quella indeformata corrisponda un'energia (U) maggiore.

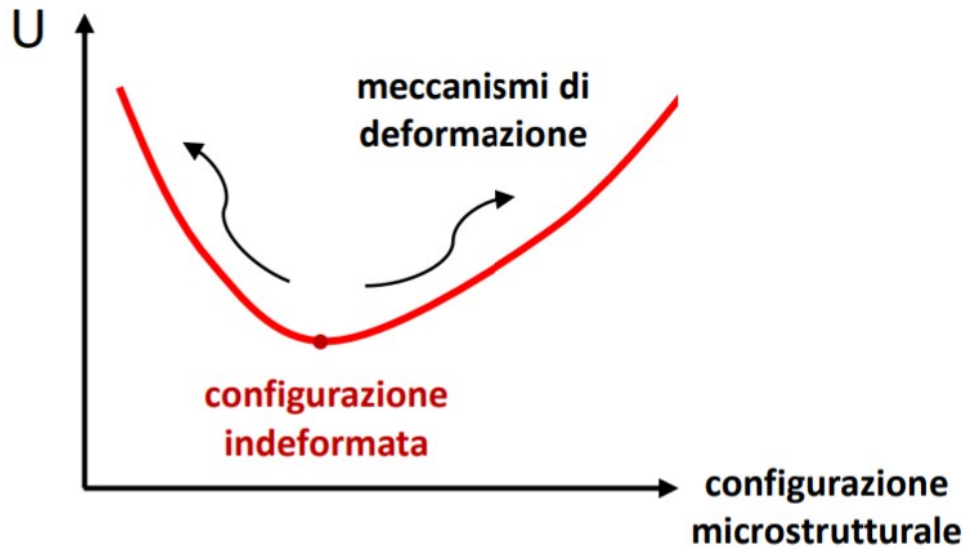


Figura 2.6 Variazione della configurazione microstrutturale in funzione dell'energia [30]

Le tensioni forniscono mediante lavoro l'energia necessaria per sviluppare i meccanismi di deformazione all'interno del materiale. Tale lavoro (L_{int}) corrisponde all'area sottesa dalla curva tensione-deformazione (figura 2.7) ed è calcolabile con la formula:

$$L_{int} = \int_0^{\varepsilon} \sigma d\varepsilon$$

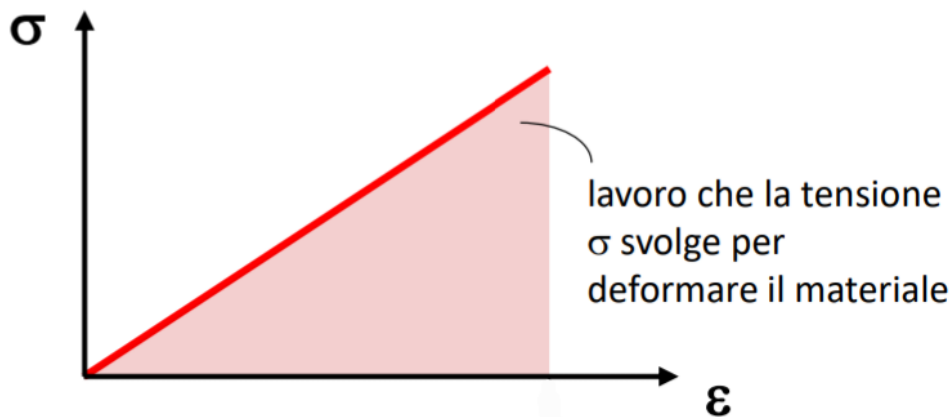


Figura 2.7 Area sottesa da una curva tensione-deformazione lineare [30]

Nei tendini sono presenti fenomeni tempo-dipendenti che coincidono con le proprietà visco-elastiche. Per determinarle possono essere eseguite prove di *creep* o di rilassamento delle tensioni. Sono stati riscontrati anche fenomeni di isteresi in cui la deformazione ottenuta a una certa tensione dipende dalla storia recente del tessuto. Nella figura 2.8, oltre al fenomeno di isteresi, si nota come il comportamento meccanico del tessuto tendineo vari al variare del numero di carichi applicati. Questo avviene perché durante la fase

di carico è presente una tendenza a continuare l'allungamento per strisciamento, mentre durante la fase di scarico fenomeni di attrito rallentano il ritorno alla lunghezza originale. L'isteresi non rappresenta altro che l'energia dissipata.

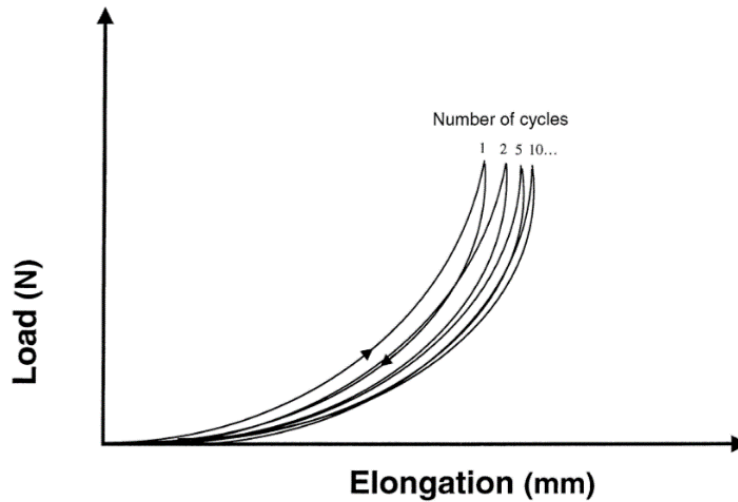


Figura 2.8 Andamento forza-allungamento rappresentativo dei fenomeni di isteresi

I materiali viscoelastici, in prima approssimazione, possono essere ben descritti dal modello di Zener, detto anche modello solido lineare standard. Si tratta di un modello a blocchi costituito da due rami in parallelo. Uno è un ramo esclusivamente elastico, rappresentato da una molla con costante elastica E_a , l'altro ramo è composto dalla serie di un componente elastico (molla E_m) e di un componente viscoso rappresentato dal pistone μ_m (figura 2.9).

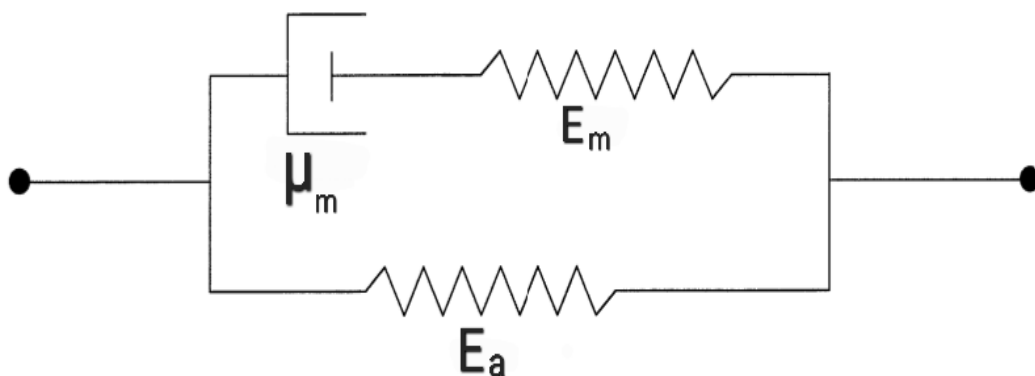


Figura 2.9 Modello di Zener per materiali viscoelastici

Nei modelli a blocchi la componente elastica viene rappresentata da una molla la cui costante elastica equivale al modulo elastico E . Applicando una tensione di trazione σ , la deformazione ε può essere calcolata come:

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{E}$$

Imponendo una deformazione ε , invece, la tensione σ può essere calcolata dalla formula:

$$\sigma = E\varepsilon$$

L'elemento viscoso, invece, viene rappresentato da un pistone, con viscosità μ . Applicando una tensione σ , la deformazione ε viene così calcolata:

$$\varepsilon = \frac{\sigma}{\mu} t \quad \text{con } t \text{ tempo}$$

La tensione σ , invece, viene ricavata secondo la formula:

$$\sigma = \mu \frac{d\varepsilon}{dt}$$

Nel modello di Zener la deformazione risulta uguale per entrambi i rami e corrisponde alla deformazione totale. La tensione totale, invece, corrisponde alla somma delle tensioni ottenute nel ramo esclusivamente elastico e nel ramo con componente viscosa. Questo modello è in grado di rappresentare bene sia le prove di *creep* che le prove di rilassamento delle tensioni eseguibili anche sui tessuti tendinei.

Il modello lineare standard, tuttavia, è caratterizzato da un solo tempo di rilassamento mentre i materiali viscoelastici generalmente ne hanno più di uno su scale diverse, nei materiali polimerici, per esempio, possono esserci cinque o più processi di rilassamento. Per ovviare a questo problema una migliore rappresentazione dei materiali viscoelastici viene offerta dal modello di Zener generalizzato che consiste nel parallelo tra il ramo elastico e n rami con componente viscosa (figura 2.10). Più sono i rami viscosi e più il modello riesce a seguire fedelmente i dati sperimentali.

Il tempo di rilassamento i -esimo viene calcolato come il rapporto tra la viscosità del ramo i -esimo e il modulo elastico del medesimo ramo.

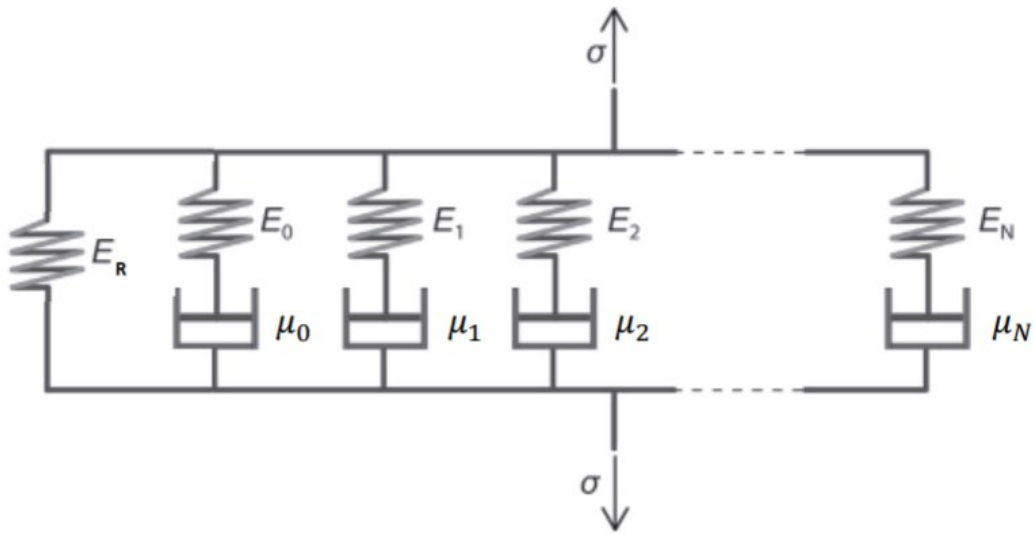


Figura 2.10 Modello di Zener generalizzato

2.3.2.1 – Prove di *creep*

Nelle prove di *creep* viene applicata al provino una tensione mantenuta costante nel tempo. Tale tensione deve essere applicata molto rapidamente, idealmente in modo istantaneo per non far sviluppare fenomeni viscosi prima dell'inizio della prova, che inizia quando la tensione raggiunge il valore che verrà mantenuto costante. La deformazione aumenterà in modo non lineare a partire da un valore ε_0 (quando si raggiunge la tensione costante σ_0), che caratterizza la risposta istantanea, fino a un valore limite ε_∞ che viene definito risposta all'equilibrio termodinamico (figura 2.11).

Eseguendo diverse prove di *creep* sullo stesso materiale a diversi valori di tensione si nota che all'aumentare della tensione aumenta anche la risposta istantanea.

Considerando un istante t^* per ogni prova eseguita si può ricostruire la curva tensione-deformazione, detta curva isocrona al tempo t^* .

Si può inoltre definire il modulo di *creep* (E_{creep}) come la pendenza delle curve isocrone a diversi istanti ottenute da prove di *creep*. Vale inoltre:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} E_{\text{creep}} = E_\infty \quad \text{con } E_\infty \text{ modulo all'equilibrio termodinamico.}$$

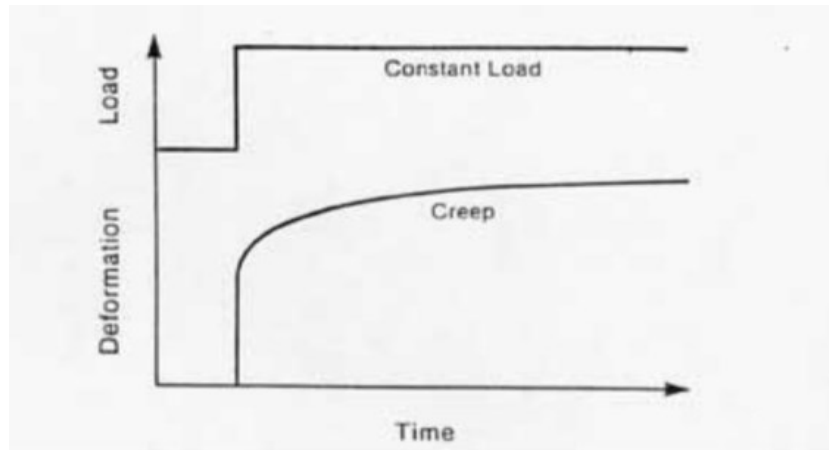


Figura 2.11 Andamento di tensione e deformazione in una prova di *creep* con carico istantaneo

Il modello di Zener riesce a rappresentare bene questa prova. Il modulo elastico di Zener per bassi valori di tempo (risposta istantanea) risulta essere uguale alla somma tra il modulo elastico del ramo viscoso E_m e del ramo elastico E_a , il provino, perciò, si comporta come un solido rigido. Per elevati valori di tempo il modulo elastico di Zener è uguale al solo modulo del ramo puramente elastico E_a . In particolare, se E_m è molto maggiore di E_a il modulo elastico istantaneo è circa uguale a E_m , mentre il modulo all'equilibrio termodinamico è circa uguale a E_a .

Nei tendini quando viene applicato il carico i tessuti si tensiona e si riorganizza con le fibre che si distendono e si distribuiscono lungo la direzione di carico.

2.3.2.2 – Prove di rilassamento delle tensioni

Nelle prove di rilassamento delle tensioni viene applicata al provino una deformazione che poi viene mantenuta costante nel tempo. Per farlo bisogna portare il tessuto ad un nuovo equilibrio termodinamico, valutando attentamente il tempo di durata della prova. La deformazione deve essere applicata più velocemente possibile, idealmente in modo istantaneo per evitare che si verifichino fenomeni viscoelastici durante il raggiungimento della deformazione scelta. La valutazione delle tensioni inizia nell'istante in cui si raggiunge tale deformazione. La tensione iniziale σ_0 viene detta risposta istantanea a cui corrisponde un modulo elastico istantaneo E_0 . Procedendo con la prova le tensioni tendono a calare asintoticamente in modo non lineare fino al valore all'equilibrio termodinamico σ_∞ a cui si associa il modulo all'equilibrio termodinamico E_∞ (figura 2.12).

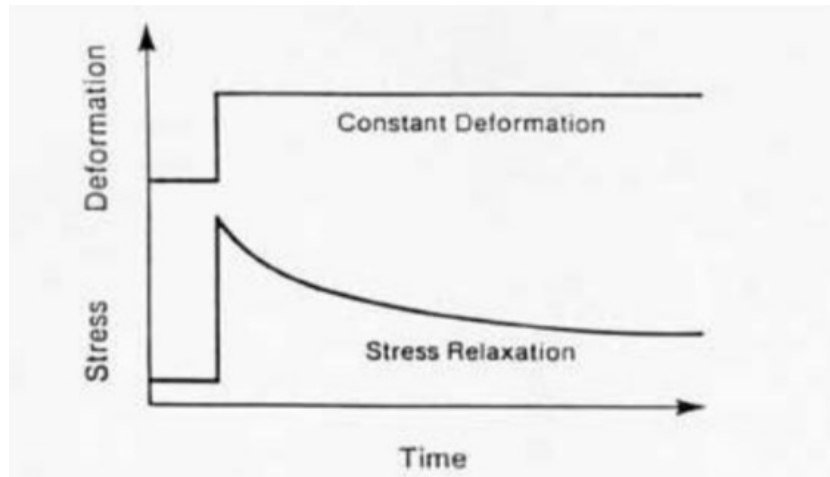


Figura 2.12 Andamento di tensione e deformazione in una prova di rilassamento delle tensioni con carico istantaneo

Eseguendo prove di rilassamento delle tensioni a diversi livelli deformativi si nota un aumento del valore della tensione alla risposta istantanea. Considerando nelle diverse prove la relazione tensione-deformazione allo stesso istante t^* si può ricostruire la curva isocrona all'istante t^* da cui si può definire il modulo di rilassamento E_{relax} come la pendenza delle curve isocrone ottenute da prove di rilassamento delle tensioni. Vale inoltre:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} E_{relax} = E_{\infty}$$

A differenza di altri modelli a blocchi il modello di Zener rappresenta bene l'andamento asintotico della tensione che non arriva a zero.

Nel caso reale bisogna prestare particolare attenzione alla struttura del tessuto tendineo siccome prove come questa tendono a disidratare il tessuto facendolo degradare, un'eventuale reidratazione, però, non deve incrementare il peso del provino e alterare le caratteristiche di partenza.

CAPITOLO III

PROVE SPERIMENTALI SULL'EFFETTO DELL'ALLENAMENTO

3.1 – Introduzione

Nonostante la risposta muscolare all'allenamento sia ben conosciuta, fino a pochi decenni fa si avevano poche informazioni sull'impatto che l'attività fisica provoca sui tendini.

Tuttavia, è stato dimostrato che i tendini sono in grado di immagazzinare e rilasciare energia. Per esempio, è stato osservato che il tessuto tendineo del gastrocnemio rilascia circa 1,3 J durante la camminata e 38 J durante un salto verticale monopodalico che corrispondono rispettivamente circa al 6% e al 16% del lavoro totale [28].

La risposta *in vivo* del tessuto tendineo a un carico meccanico può avvenire con una modifica della morfologia (modifica della sezione trasversale etc.), con un adattamento del tessuto tendineo (quantità di collagene, di proteine etc.) o con una combinazione di entrambi. Generalmente avviene prima l'adattamento, che quindi sembra essere la prima risposta del tessuto, successivamente la variazione della morfologia che quindi può essere considerata la risposta a lungo termine.

Diventa, quindi, importante studiare i migliori parametri di allenamento per l'adattamento dei tendini per poter migliorare la performance e prevenire gli infortuni.

Un tendine più rigido determina un aumento della velocità di sviluppo della forza in quanto si riduce il ritardo elettromeccanico, cioè il tempo che intercorre tra l'esordio dell'attività elettrica e lo sviluppo di tensione meccanica nel muscolo.

Inoltre, i tendini con un'area trasversale maggiore sono soggetti a una tensione media minore, riducendo quindi il rischio di andare incontro a rottura.

Uscendo dall'ambito sportivo da questi studi si possono trarre informazioni su come trattare al meglio tendinopatie attraverso modalità di allenamento specifiche, anche nella popolazione più anziana.

Le tendinopatie, infatti, sono classificate come una condizione degenerativa dei tessuti. Esami istologici rivelano un aumento nella quantità di cellule e di proteoglicani, mentre

il collagene risulta carente o difettoso; tuttavia, non presenti cellule riconducibili a una possibile infiammazione. Le fibrille non presentano differenza in diametro rispetto a quelle sane lasciando ipotizzare che il problema principale sia situato tra le fibrille stesse. Alcuni studi (Alfredson *et al.*, 1998; Langberg *et al.*, 2007) hanno mostrato buoni risultati nel trattamento di tendinopatie attraverso l'allenamento, questo perché dopo un infortunio al tendine si ha un aumento della produzione di matrice extracellulare che sembra possa essere ulteriormente stimolata attraverso esercizi mirati. All'aumento della sintesi di collagene, inoltre, risulta associato un calo del dolore, indicando come la condizione dolorosa sia dovuta a una mancata corrispondenza resistenza tissutale e carichi applicati durante l'attività.

3.2 – Contrazione eccentrica

La contrazione eccentrica prevede la generazione di tensione muscolare durante la fase di allungamento muscolare.

Nello studio [25] di questo particolare tipo di contrazione trentotto uomini non allenati di età compresa tra i 18 e i 35 anni è stato diviso in 4 sotto gruppi: controllo (senza allenamento)(C), allenamento con contrazione concentrica (80% concentrica e 20% eccentrica 4x7/8 ripetizioni, di cui si discuteranno i risultati successivamente)(AC), allenamento con contrazione eccentrica e carico "standard" (80% concentrica e 20% eccentrica 4x12/15 ripetizioni)(AES), allenamento con contrazione eccentrica e carico elevato (80% concentrica e 20% eccentrica, 4x7/8 ripetizioni)(AEA).

I partecipanti si sono sottoposti a 12 settimane di allenamento attraverso estensioni delle ginocchia, dopo le quali sono stati calcolati forza del tendine rotuleo, tensione e deformazione (al 25%, 50%, 75% e 100% del momento massimo durante una contrazione isometrica), rigidità e modulo (a intervalli del momento tra 50–75% e 75–100%).

Per calcolarli è stato necessario misurare il momento massimo a ginocchio disteso, l'area trasversale del tendine (CSA) e il suo allungamento con l'utilizzo di un dinamometro e un sistema di imaging ad ultrasuoni. La CSA è stata misurata a metà del tendine.

Nella figura 3.1 si può notare come gli andamenti di forza-allungamento e tensione-deformazione siano risultati traslati a sinistra nei gruppi AES e AEA, questo significa che a parità di forza l'allungamento è minore dopo l'allenamento, quindi si è verificato un

aumento della rigidità.

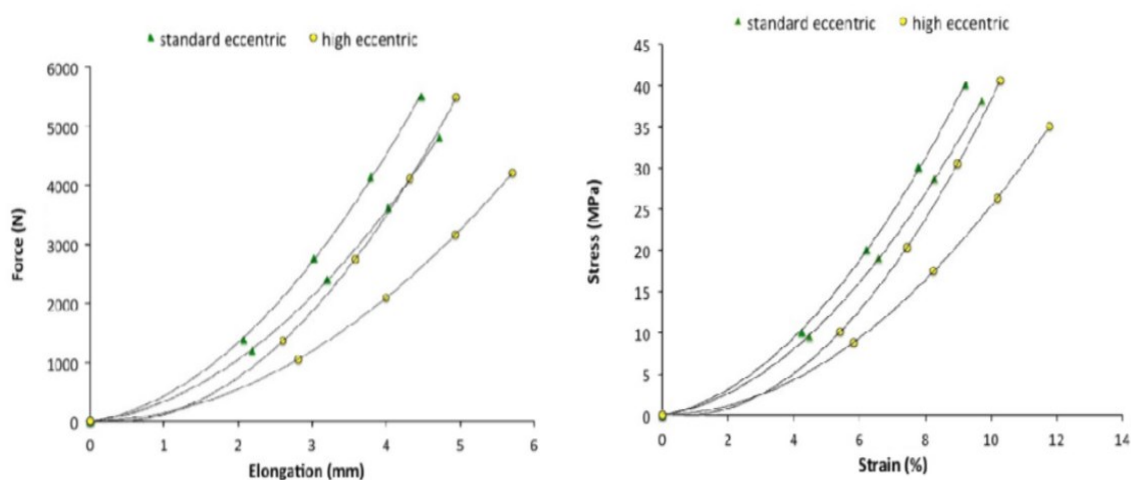


Figura 3.1 Andamenti forza-allungamento e tensione-deformazione dei gruppi AES e AEA

Per quanto riguarda il modulo nei gruppi con contrazione eccentrica si ha un aumento in entrambi, in particolare nell'intervallo tra il 75% e il 100% della contrazione massima. L'aumento più significativo, però, si registra nel gruppo AEA con un aumento del 84.2%, il modulo passa infatti da 570.4 MPa a 1011.2 MPa.

In corrispondenza a queste variazioni si ha un aumento significativo della tensione nel gruppo ad alto carico di lavoro (+24%), mentre nel gruppo a carico di lavoro "standard" l'aumento non è particolarmente rilevante.

All'aumento della rigidità corrisponde un calo della deformazione (-1.2% in AES e -10.3% in AEA) e dell'allungamento (-8.4% in AES e -13.9% in AEA).

A queste alterazioni, però, non corrisponde un altrettanto significativo aumento della CSA, questo sembra confermare l'ipotesi secondo cui la modifica della CSA avvenga a lungo termine.

Tuttavia, studi che si sono occupati di misurare la CSA in diverse posizioni del tendine rotuleo dopo 6 settimane di single-leg decline squat hanno evidenziato un aumento dello spessore al livello del polo inferiore della patella (7% ca.) e della tuberosità tibiale (10% ca.) lasciando intendere che si può registrare una variazione morfologica nelle prime settimane di allenamento nelle zone di maggior sollecitazione. Inoltre, il tipo e la velocità di adattamento possono anche essere influenzati dall'esercizio a cui si viene sottoposti

La differenza nella risposta tra alto carico e carico "standard" lascia ipotizzare che ci sia

un carico (o deformazione) limite oltre il quale si possono attivare i meccanismi che producono l'adattamento del tessuto tendineo.

3.3 – Contrazione concentrica

Nel medesimo studio [25] è stata analizzata la contrazione concentrica (gruppo AC), questo tipo di contrazione consente lo sviluppo di forza durante la fase di accorciamento del muscolo interessato, come per esempio durante un *curl* con i manubri che prevede di portare i manubri verso il bicipite stesso; generalmente produce meno forza rispetto alla contrazione eccentrica.

Come si può notare nella figura 3.2, risulta più efficace della contrazione eccentrica a carico "standard" in quanto, prima dell'allenamento, l'allungamento a parità di forza era decisamente più marcato nella contrazione concentrica. Successivamente la differenza di allungamento risulta minore e all'aumentare della forza applicata tende a calare sempre di più, questo si riflette in un modulo maggiore per quanto riguarda la contrazione concentrica, se paragonata con la contrazione eccentrica a carico "standard".

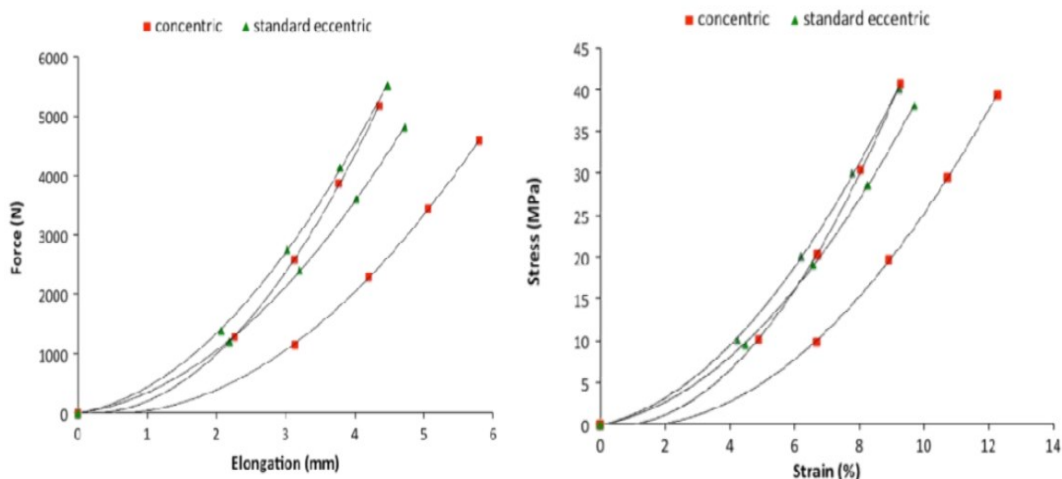


Figura 3.2 Andamenti forza-allungamento e tensione-deformazione dei gruppi AES e CA

Confrontando il gruppo CA e il gruppo AEA, invece, il secondo risulta migliore per quanto riguarda l'aumento della rigidezza (+87.3% contro +80.7%) e del modulo in qualsiasi intervallo considerato. Il gruppo CA, invece, ha avuto il calo più significativo di allungamento (-26%) e deformazione (-25%).

Considerando questi elementi si può affermare che l'adattamento dei tendini dipenda

principalmente dall'intensità del carico applicato, tuttavia, in secondo luogo, anche il tipo di contrazione può essere un fattore determinante. La contrazione eccentrica, infatti, sembra garantire prestazioni migliori e questo può essere attribuito al fatto che genera forze maggiori, le quali implicano deformazioni localizzate maggiori.

3.4 – Contrazione isometrica

La contrazione isometrica prevede l'attivazione muscolare senza che vi sia variazione di lunghezza da parte del muscolo, nel caso di sollevamento di pesi, per esempio, questi non vengono spostati ma mantenuti in una determinata posizione.

3.4.1 – *Knee extension* e squat isometrici

In uno dei primi studi [15] che vertono sulla modifica del tessuto tendineo sottoposto a contrazione isometrica 8 uomini non allenati sono stati sottoposti a 12 settimane di allenamento con *knee extensions* unilaterali al 70% della massima contrazione volontaria per 20 secondi.

Questo tipo di allenamento rientra tra quelli considerati “di resistenza” che sembrano avere un maggior impatto sull'adattamento dei tendini e, inoltre, modificano la dimensione e la robustezza muscolare.

Prima e dopo l'allenamento è stata misurata l'area trasversale del tendine (CSA) del muscolo *vastus lateralis* (VL) attraverso una risonanza magnetica. La rilevazione è stata effettuata con i soggetti proni. Sono state effettuate due misurazioni in due posizioni diverse (una sopra la patella e l'altra a 10 mm dalla parte prossimale della patella), la CSA considerata è quindi la media delle due.

Un sistema di imaging ad ultrasuoni è stato utilizzato per effettuare le misurazioni dell'allungamento del tendine. Per misurarlo è stato considerato il punto in cui uno dei fasci del tendine si collega all'aponeurosi, rilevando il suo spostamento durante l'esecuzione dell'esercizio.

Per calcolare le proprietà elastiche è stato necessario misurare il momento articolare del ginocchio (TQ) con l'ausilio di un dinamometro il cui braccio è stato allineato al centro di rotazione del ginocchio.

Il momento misurato è stato convertito in forza tendinea (Ft) secondo la formula:

$$F_t = TQ \cdot MA^{-1}$$

dove MA è la lunghezza del braccio del quadricipite femorale (44.1 ± 1.9 mm).

Successivamente la forza muscolare (Fm) è stata calcolata come:

$$F_m = k \cdot F_t$$

con k contributo relativo di VL al quadricipite femorale.

La tensione è stata calcolata come il rapporto tra Ft e CSA, la deformazione invece è stata calcolata come il rapporto tra allungamento (lunghezza finale – lunghezza iniziale) e lunghezza iniziale del tendine.

L'elettromiografia di superficie è stata utilizzata per ricavare il tasso di sviluppo del momento e il ritardo elettromeccanico durante una contrazione isometrica massimale eseguita a un angolo del ginocchio di 80°.

La tabella 3.1 mostra come il comportamento meccanico sia variato significativamente, soprattutto per quanto concerne la rigidità, il modulo di Young e la massima contrazione volontaria (MVC)

	Before	After
MVC, Nm	219 ± 37	310 ± 45*
Maximum L, mm	32.6 ± 3.7	31.9 ± 3.7
Tendon CSA, mm ²	212 ± 18	215 ± 21
Stiffness, N/mm	67.5 ± 21.3	106.2 ± 33.4*
Young's modulus, MPa	288 ± 26	433 ± 35*

Tabella 3.1, paragona i dati prima e dopo l'allenamento (* = incremento significativo)

La conferma dell'aumento della rigidità dovuta alla contrazione isometrica arriva anche dalle relazioni tensione-deformazione e forza-allungamento. L'allungamento, infatti, risulta particolarmente inferiore oltre i 550 N di Fm come si può notare dalla figura 3.3. Dalla medesima figura si può evincere l'aumento del modulo di Young considerando la pendenza della curva tensione deformazione.

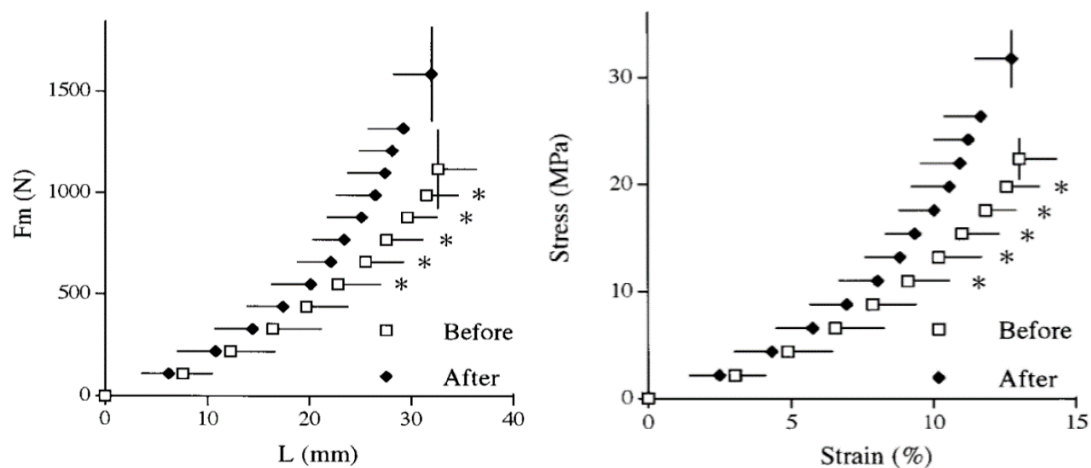


Figura 3.3 Andamenti forza-allungamento e tensione-deformazione prima e dopo l'allenamento
 (* = incremento significativo)

In questo studio, inoltre, sono stati indagati il tasso di sviluppo di momento e il ritardo elettromeccanico. Il primo è aumentato significativamente (302 ± 107 %MVC/s prima, 343 ± 71 %MVC/s dopo) confermando l'ipotesi secondo la quale tendini più rigidi sono migliori per trasmettere la forza in modo più efficace.

Siccome il ritardo elettromeccanico dipende dalla MVC, dal tasso di sviluppo di momento e dalla composizione delle fibre risulta corretto il calo significativo ottenuto (52.6 ± 5.1 ms prima, 37.3 ± 4.9 dopo). Anche questo risultato conferma l'aumento della rigidità del tessuto tendineo permette una trasmissione della forza muscolare più efficace.

Il *set up* precedentemente descritto è stato utilizzato anche per studiare l'effetto di squat isometrici sulla rigidità tendinea (in particolare del tendine del *vastus lateralis* e del tendine rotuleo) e sulla performance di salto, per quest'ultima sono state effettuate prove di *squat jump* (SJ) e di salti in contromovimento (CMJ) prima e dopo l'allenamento.

Quattordici soggetti sono stati divisi in due gruppi: 8 si sono allenati per 12 settimane effettuando *squat* isometrici bilaterali al 70% della MVC per 15 secondi (15 s x 10 ripetizioni, 1 minuto tra le ripetizioni) (A), 6 sono stati inseriti nel gruppo di controllo (C).

Gli *squat* sono stati eseguiti con l'ausilio di una *leg press* orizzontale (fig. 3.4); gli angoli di fianchi, ginocchia e caviglie sono rispettivamente di 110° , 90° e 80° .

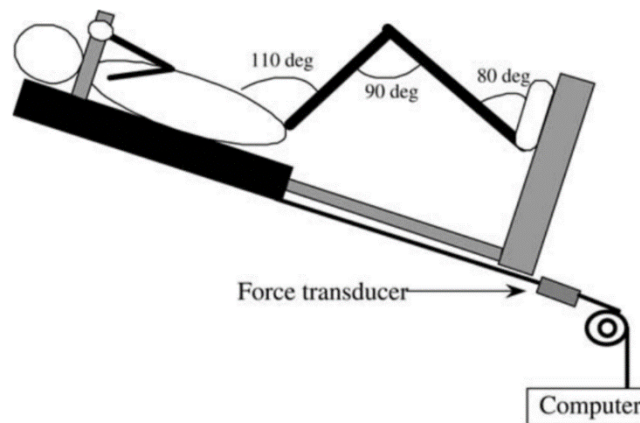


Figura 3.4 posizione soggetto, *leg press*

I salti per valutare la variazione di performance sono stati effettuati su una pedana di forza. Durante gli SJ si sono posizionati su di essa con un angolo alle ginocchia di 90°, per quanto riguarda i CMJ, invece, i soggetti sono rimasti in posizione eretta effettuando un contromovimento finché le ginocchia non hanno raggiunto un angolo di 90° prima di effettuare il salto.

Cinque marcatori riflettenti sono stati posizionati sul lato destro dei soggetti, per poter misurare gli angoli anatomici durante il salto dopo averlo ripreso con una videocamera digitale.

L'altezza del salto (H) è stata calcolata dalla velocità iniziale del salto (V_i) a sua volta ricavata dal tempo di volo misurato (t_{air}):

$$V_i = \frac{1}{2} \cdot t_{air} \cdot g, \quad H = V_i^2 \cdot (2g)^{-1}$$

con g accelerazione di gravità (9.81 m/s²).

La differenza relativa (DR) tra SJ e CMJ è stata calcolata secondo la formula:

$$DR = [(CMJ - SJ) \cdot SJ^{-1}] \cdot 100.$$

Nel gruppo di controllo non sono state riscontrate significative differenze prima e dopo le 12 settimane, né per quanto riguarda la rigidità dei tendini, né per le performances di salto.

Per entrambi i gruppi non vi sono state particolari alterazioni nella CSA e nella rigidità del tendine rotuleo.

Il gruppo A, invece, mostra significativo aumento di rigidità del complesso tendineo-aponeurosi oltre i 300 N di forza (+16.1 ± 14.5%).

L'altezza degli SJ è aumentata ($+4.9 \pm 4.7\%$) mentre quella dei CMJ no; la DR è calata in modo significativo ($-28.3 \pm 18.4\%$).

Studi precedenti hanno lasciato ipotizzare che la rigidità tendinea sia direttamente correlata con gli esercizi pliometrici basati sul ciclo di allungamento-accorciamento, in particolare diminuendo la differenza tra salti verticali con e senza contromovimento, ottenendo, quindi, un effetto negativo sulla fase di pre-allungamento dei suddetti esercizi. I risultati ottenuti non fanno altro che confermare questa tesi.

Confrontando invece l'adattamento dei tendini ai due esercizi mostrati, *knee extension* e *squat* isometrici, si nota come il primo causi un aumento della rigidità del 57% mentre il secondo del 16%.

Con l'obiettivo di migliorare aspetti come il tasso di sviluppo della forza e la trasmissione di forza tra muscolo e ossa, che si è visto essere correlati in modo direttamente proporzionale all'aumento di rigidità, conviene utilizzare l'esercizio *knee extension*.

3.4.2 – Risposta meccanica a diverse frequenze e durata di esercizio

Oltre al tipo di contrazione e al tipo di esercizio diventa rilevante indagare quale sia la miglior frequenza per poter massimizzare l'effetto sui tendini.

Si possono quindi individuare protocolli a lunga durata di contrazione (LC) e a corta durata di contrazione (SC) [18].

Nel seguente studio 8 uomini sono stati allenati con entrambi i protocolli per 12 settimane, che si è visto essere la durata di allenamento minima per poter ottenere effetti rilevanti, utilizzando un protocollo per gamba.

Il protocollo LC prevede quattro *knee extensions* della durata di 20 secondi al 70% della massima contrazione volontaria (MVC) con 1 minuto di recupero tra ogni ripetizione.

Il protocollo SC, invece, è caratterizzato da 3 *set* da 50 *knee extension* della durata di 2 secondi ognuna con 1 minuto di recupero tra ogni *set*.

Il volume totale di allenamento, considerato come l'integrale del momento, è lo stesso per entrambi i protocolli.

Allungamento, rigidità, deformazione e tensione sono stati misurati e calcolati con le medesime procedure già descritte (dinamometro, risonanza magnetica, sistema di imaging ad ultrasuoni). Inoltre, nel presente studio è stata indagata l'assorbimento di energia

dalle strutture tendinee, calcolando area sotto sottesa dalla curva forza muscolare-allungamento da 0 a 100% della MVC.

Nella figura 3.5 si può notare come oltre i 550 N di forza muscolare vi sia un calo significativo dell'allungamento a parità di forza applicata solo per quanto riguarda LC. A cui corrisponde un notevole aumento di rigidità (tabella 3.2).

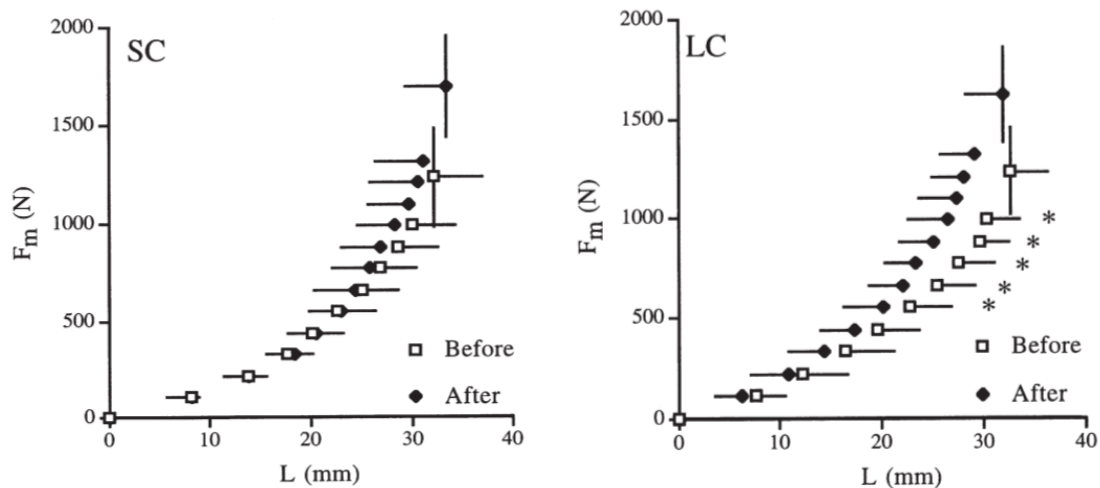


Figura 3.5 Andamenti forza-allungamento dei protocolli a corta durata e a lunga durata (* = incremento significativo)

Il protocollo SC non ha provocato la medesima variazione e ha mostrato uno scarso incremento della rigidità, come si può notare nella tabella 3.2.

Nella medesima tabella si può notare, invece, un aumento dell'energia assorbita maggiore nel SC, rispetto a LC.

Il protocollo SC, infatti, può essere considerato come un protocollo di tipo “esplosivo” caratterizzato da un aumento del momento ad elevate velocità di contrazione, che migliora le *performances* atletiche, in particolare per quanto riguarda esercizi a ciclo di allungamento-accorciamento che necessitano un maggiore rilascio di energia, anche da parte dei tendini. Questo, inoltre, lascia intendere che tendini più rigidi abbiano un contributo minore nel computo dell'energia elastica necessaria durante attività con ciclo di allungamento-accorciamento.

Il protocollo LC, perciò, diventa utile qualora si voglia migliorare la rigidità tendinea, per esempio per prevenire infortuni, ma non è altrettanto valido quando l'obiettivo è aumentare le prestazioni atletiche di attività che prevedono cicli di allungamento-accorciamento.

Protocol	Maximum L (mm)		Tendon CSA (mm^2)		Stiffness (N mm^{-1})		Elastic energy (J)	
	Before	After	Before	After	Before	After	Before	After
SC	32.1 ± 4.8	33.4 ± 4.0	210 ± 16	213 ± 19	67.3 ± 23.4	79.1 ± 17.8	14.8 ± 2.2	$18.6 \pm 1.9^*$
LC	32.6 ± 3.7	31.9 ± 3.7	212 ± 18	215 ± 21	67.5 ± 21.3	$106.2 \pm 33.4^*$	15.0 ± 3.1	$16.8 \pm 3.1^*$

Values are means \pm s.d. *Significantly different from before.

Tabella 3.2, variazioni proprietà prima e dopo l'allenamento (* = incremento significativo)

Un ulteriore studio ha confermato che i protocolli ad alta durata (o a bassa frequenza) siano più adatti ad un aumento della rigidità tendinea rispetto a quelli a corta durata, dimostrando, inoltre, come questo risultato venga messo in risalto già a differenze di durata inferiori a quelle dello studio precedente

Infatti, si è ottenuto un maggior adattamento con un protocollo a 0.17 Hz di frequenza (3 s di contrazione e 3 s di recupero) rispetto ad uno a 0.5 Hz di frequenza (1 s di contrazione e 1 s di recupero) [1].

In accordo con altri studi, si può, quindi, ipotizzare che a causa delle proprietà elastiche della matrice extracellulare che compone i tendini, questi si deformino di più per durate di contrazione maggiori.

Inoltre, è stato dimostrato che all'interno dei tendini vi sono cellule mecano-sensibili che dovrebbero produrre una maggiore risposta anabolica per contrazioni più lunghe, siccome in tal caso aumenta la trasmissione di sollecitazioni verso l'interno della struttura tendinea.

3.5 – Prove negli atleti

Finora sono stati analizzati i risultati di allenamenti svolti da persone non sportive, con protocolli mirati e di durata limitata.

Diventa quindi interessante vedere gli effetti di allenamenti non mirati su atleti che praticano tale attività da anni.

3.5.1 – Sprinters

Gli *sprinters* hanno una tipologia di corsa che induce cicli di allungamento-

accorciamento (SSC) nei complessi muscolo-tendinei degli arti inferiori. Negli esercizi in cui sono coinvolti questi cicli l'energia è immagazzinata nei tendini durante la fase di allungamento per poi essere rilasciata nella fase di accorciamento.

Dieci *sprinters* con esperienza nella corsa compresa tra i 4.8 e i 10.0 anni sono stati sottoposti alla misura di momento e allungamento tendineo durante una estensione del ginocchio e una flessione plantare attraverso l'utilizzo di un dinamometro e di un sistema di imaging ad ultrasuoni in tempo reale [17].

Il momento ottenuto è stato poi convertito in forza attraverso la formula:

$$F = k \cdot T \cdot M^{-1}$$

dove k è il contributo relativo dell'area trasversale del muscolo *vastus lateralis* al quadricipite femorale (22%, Narici *et al.* 1992) o del gastrocnemio al muscolo flessore plantare (18%, Fukunga *et al.* 1996), T è il momento ottenuto e M è il braccio di momento del quadricipite femorale a 80° (43 mm, Smidt 1973) e del muscolo *triceps surae* a 90° (50 mm, Rugg *et al.* 1990).

Le misure sono state effettuate durante contrazioni massimali graduali incrementando la forza in 5 secondi.

I risultati ottenuti sono poi stati paragonati a quelli di quattordici soggetti non allenati con variabili antropometriche e momenti isometrici massimi simili a quelli degli *sprinters*.

Per quanto riguarda il muscolo mediale gastrocnemio (MG) non vi sono evidenti differenze tra gruppo di *sprinters* e gruppo di controllo. Tuttavia il muscolo *vastus lateralis* (VL) risulta subire un allungamento maggiore per gli *sprinters*, dimostrando che anni di allenamento volto a migliorare le prestazioni di pura velocità rendono i tendoni più deformabili.

Tuttavia, le differenze non sono particolarmente significative tra i due gruppi, lasciando supporre che gli allenamenti per la velocità pura non modifichino particolarmente la struttura tendinea.

Nella figura 3.6 viene mostrato il paragone tra *compliance* (dL/dF), inteso come il tasso di variazione nell'allungamento (dL) rispetto a quello della forza (dF) al 10% della massima contrazione volontaria, nei due gruppi di lavoro per MG e VL; viene quindi evidenziata la relazione forza-*compliance*.

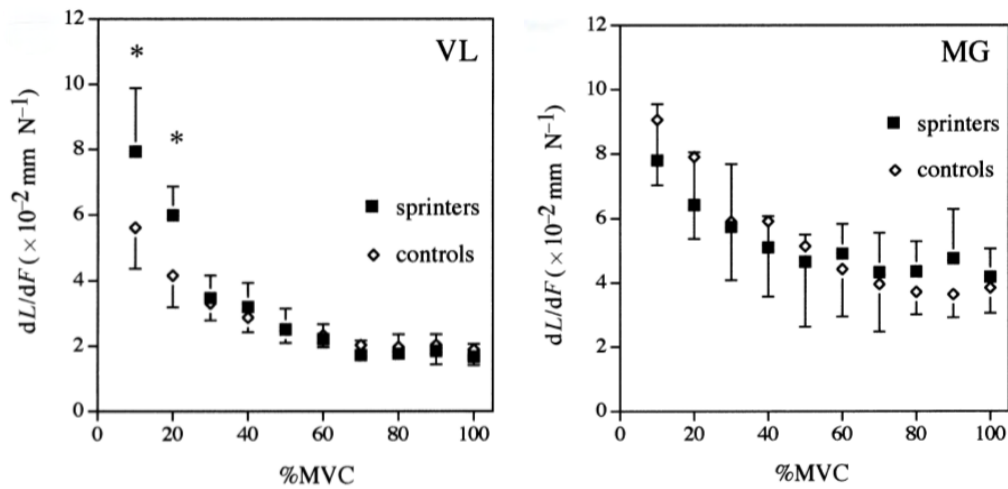


Figura 3.6 Andamenti forza-*compliance* di protocolli MG e VL (* = incremento significativo)

3.5.1.1 – Relazione tra prestazioni e deformabilità tendinea

È stata studiata, inoltre, la relazione tra deformabilità del complesso muscolo tendineo del VL con i tempi degli *sprinters* nei 100 m piani (figura 3.7). Si è evidenziato un andamento negativo, suggerendo che tendini più deformabili possano essere vantaggiosi per migliorare gli *sprint*. Strutture tendinee degli estensori delle ginocchia più deformabili sembrano aiutare lo sviluppo di forze elevate quando il piede è a contatto con il suolo.

I risultati ottenuti confermano studi precedenti secondo cui una maggior deformabilità tendinea aumenti la quantità di energia immagazzinata e quindi rilasciata, influenzando positivamente le *performances* di esercizi basati su SSC.

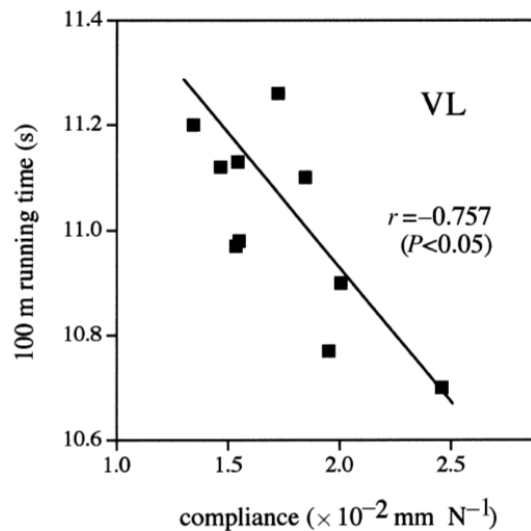


Figura 3.7 Andamenti tempo di corsa-deformabilità

3.5.2 – Corridori di lunghe distanze

I risultati sulla biomeccanica dei tendini e sulle *performances* di salto ottenuti da tredici corridori di lunghe distanze sono stati paragonati a quelli ottenuti da quattordici soggetti non allenati.

I corridori si allenano da almeno 3.4 anni, fino a un massimo di 9.8 anni.

Le analisi meccaniche sono state fatte dopo che ai soggetti è stato chiesto di effettuare una *knee extension* isometrica in cui bisognava raggiungere la massima contrazione volontaria (MVC) in 7 secondi [16].

Il momento è stato misurato con l'ausilio di un dinamometro, l'allungamento del complesso muscolo-tendineo è stato misurato utilizzando un sistema di imaging *B-mode* a ultrasuoni in tempo reale.

Come riferimento per lo spostamento è stato considerato il punto in cui uno dei fasci del tendine si collega all'aponeurosi (P). Sulla cute è stato posizionato un marker (X) per verificare un suo eventuale spostamento durante l'esecuzione che potesse modificare il risultato (figura 3.8).

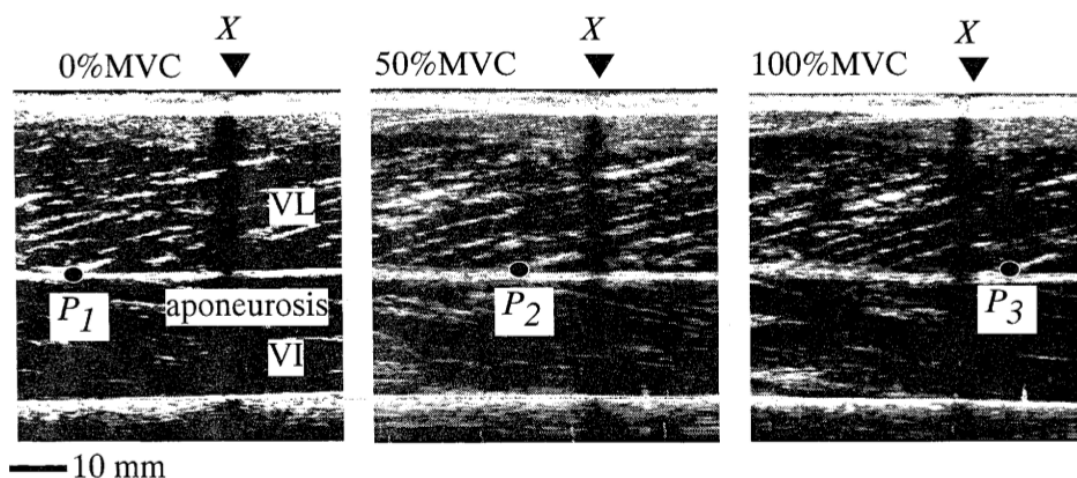


Figura 3.8 Spostamento di P a 0%, 50% e 100% di MVC

Il metodo per il calcolo della altezza e della velocità di salto è già stato descritto nel paragrafo precedente.

Nella MVC non è stata evidenziata una particolare differenza tra corridori (224.0 ± 20.1 Nm) e gruppo di controllo (234 ± 38.9 Nm). Tutta via è emerso come, oltre gli 880 N di forza muscolare prodotta, l'allungamento del complesso muscolo-tendineo dei corridori fosse decisamente inferiore a quello del gruppo di controllo, dimostrando una minor

elasticità (29.9 ± 3.9 mm contro 33.3 ± 5.5 mm).

È stata notata, inoltre, una minor energia assorbita dai tendini dei corridori; questa osservazione, aggiunta alle peggiori prestazioni degli stessi in salti con e senza contromovimento (Tabella 3.3), lascia intendere che i loro tessuti tendinei, essendo meno deformabili, siano meno adatti rispetto a quelli di soggetti non allenati per immagazzinare energia durante la fase di allungamento.

	LDR ($n = 13$)		CON ($n = 14$)	
	Mean	SD	Mean	SD
SJ height (cm)	25.8	3.7*	33.4	3.2
CMJ height (cm)	27.8	4.3*	37.3	3.1
Pre-stretch augmentation (%)	7.7	3.9*	11.9	6.2

Tabella 3.3 Paragone delle prestazioni di *squat jump* (SJ) e salti con contromovimento (CMJ) tra corridori (LDR) e soggetti non allenati (CON) (* = significativamente inferiore)

Questo risultato sembra essere in contrasto con l'idea secondo cui tendini più deformabili siano vantaggiosi per sportivi che basano la loro attività su cicli di allungamento-accorciamento, come la corsa.

Tuttavia, sembra che l'adattamento tendineo nei corridori di lunghe distanze verta nell'avvantaggiare una struttura che consenta movimenti rapidi e precisi, ottenibili con tendini più rigidi, in quanto permettono di ridurre il ritardo elettromeccanico.

Tendini più deformabili, inoltre, si allungano più lentamente, aumentando il tempo necessario per raggiungere una determinata tensione portando più facilmente a errori di posizionamento dell'arto.

3.6 – Risposta tendinea all'allenamento negli anziani

Evidenziate ora le modifiche subite dai tendini grazie ad esercizi specifici, si può considerare il loro utilizzo oltre che per migliorare le prestazioni, anche per migliorare le condizioni di soggetti più predisposti a contrarre tendinopatie, come la popolazione più anziana, spesso dovute a una maggior deformabilità.

È risaputo che con l'aumentare dell'età la rigidità tendinea tenda a diminuire, riducendo

anche la tensione di rottura a parità di area trasversale

Un ulteriore motivo per analizzare l'effetto dell'allenamento sui tendini degli anziani riguarda il loro effetto sulla decelerazione della massa corporea durante la locomozione.

Come già dimostrato, infatti, la rigidità tendinea influenza il tempo per allungare le componenti elastiche, modificando il ritardo elettromeccanico e il tasso di sviluppo di momento. Quest'ultimo è direttamente collegato al tempo di decelerazione del corpo, un suo calo non fa altro che aumentare il tempo necessario.

Diciotto soggetti sono stati divisi in due gruppi: uno sottoposto ad allenamento (A) e uno di controllo (C) [23].

Il protocollo prevedeva in 14 settimane di allenamento isotonic di resistenza. Tutti gli esercizi sono stati eseguiti con una contrazione concentrica di 2 secondi seguita da una contrazione eccentrica di 3 secondi.

Per raccogliere i dati di momento e allungamento del tendine rotuleo è stato chiesto ai soggetti di eseguire una *knee extension* isometrica in cui bisognava raggiungere la massima contrazione volontaria in 4 secondi.

Sono state effettuate misure elettromiografiche del *vastus lateralis* e del bicipite femorale utilizzando elettrodi ad argento-argento cloruro in configurazione bipolare posti a 20 mm uno dall'altro. Questo ha permesso di valutare il ritardo elettromeccanico e calcolare il tasso di sviluppo di momento.

Uno scanner a risonanza magnetica è stato utilizzato per misurare il braccio di momento del tendine rotuleo al fine di calcolare la forza tendinea.

L'allungamento del tendine rotuleo è stato misurato attraverso un sistema di imaging ad ultrasuoni.

Dopo l'allenamento le curve forza-allungamento e tensione-deformazione hanno mantenuto il loro andamento ma sono state traslate verso sinistra (figura 3.9) indicando un calo dell'allungamento e della deformazione, quindi un aumento della rigidità.

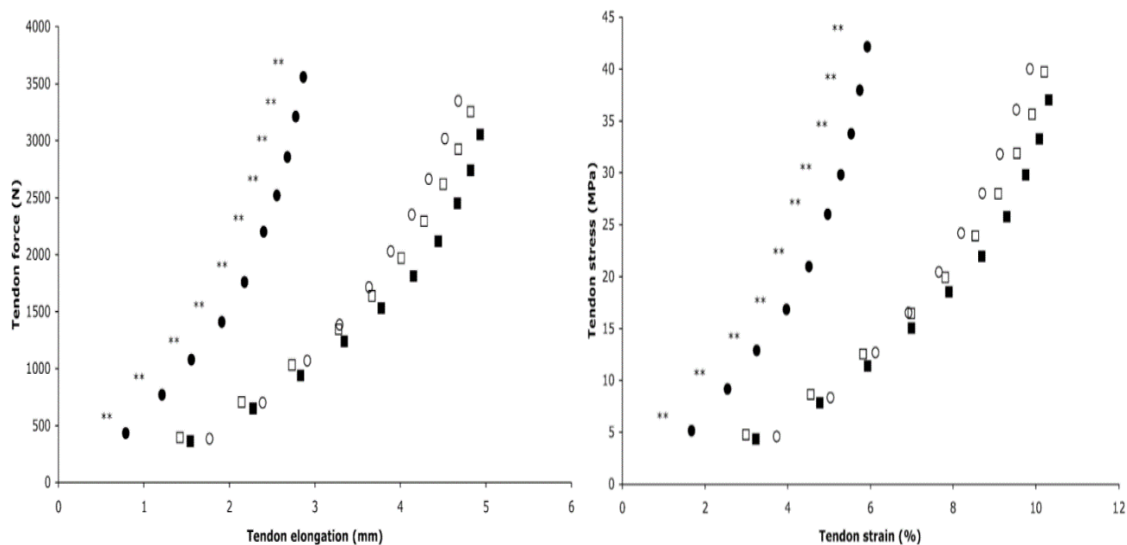


Figura 3.9 Andamenti forza-allungamento e tensione-deformazione (** = incremento significativo, ○ = gruppo A prima dell'allenamento, ● = gruppo B dopo l'allenamento, □ = gruppo C prima delle 14 settimane, ■ = gruppo C dopo le 14 settimane)

Il modulo di Young, calcolato moltiplicando la rigidità per il rapporto tra la lunghezza tendinea e l'area trasversale, è aumentato del 69% circa in seguito all'allenamento (1.03 ± 0.3 GPa prima, 2.2 ± 0.8 GPa dopo).

Nel gruppo A non vi è stata una modifica del ritardo elettromeccanico, mentre è aumentato del 27% circa il tasso di sviluppo di momento per quanto riguarda complesso muscolo-tendineo del *vastus lateralis*.

Per il gruppo C, invece non sono state riscontrate particolari differenze nelle grandezze analizzate.

Grazie agli esercizi hanno permesso di migliorare le proprietà critiche per la popolazione anziana nell'ambito dei tendini. La deformabilità, infatti, è calata, lasciando ipotizzare una riduzione del rischio di andare in contro a tendinopatie dovute all'eccessiva deformazione.

Un migliore tasso di sviluppo di momento, inoltre, dovrebbe permettere esecuzioni più rapide per quanto riguarda *task* motori, situazioni a volte critiche per quanto riguarda la popolazione più anziana.

3.7 – Adattamento morfologico e materiale al carico

Cercando di capire le cause che determinano le modifiche delle proprietà meccaniche è

stato evidenziato che, innanzitutto, all'allenamento corrisponde un aumento della sintesi di collagene, in particolare di tipo I, all'interno dei tendini.

L'incremento del modulo di Young potrebbe essere dovuto a un aumento della concentrazione di collagene nella matrice extracellulare. Tale aumento potrebbe, inoltre, essere causato da una maggior idratazione dovuta alla proliferazione di proteoglicani.

È stato evidenziato su soggetti che hanno eseguito l'esercizio *one-legged kick* per un'ora che la sintesi di collagene nella gamba sottoposta all'attività era circa 1.7 volte quella nella gamba che non ha lavorato dopo sole 6 ore dalla prova ed era ancora significativamente elevata dopo 72 ore [6].

Sembra che un ruolo fondamentale nell'adattamento tendino sia svolto dai fibroblasti che, *in vitro*, formano un denso citoscheletro di actina con filamenti posti in parallelo. Questa struttura, una volta stimolata e danneggiata, si riarrangia rapidamente.

In vivo le connessioni di actina sono sottoposte a carichi meccanici che tendono a rompere i legami, provocando un riarrangiamento e un incremento delle connessioni.

Ulteriori studi hanno cercato di spiegare quali fattori sono coinvolti in tale regolazione.

La peggior risposta al carico da parte dei tendini femminili rispetto a quelli maschili ha lasciato ipotizzare che l'ormone estradiolo potesse giocare un ruolo nell'adattamento ed è emerso che riesce ad avere un effetto diretto di inibizione sulla sintesi di collagene.

Inoltre, l'estradiolo potrebbe anche provocare un'inibizione indiretta, infatti la differenza di genere nella risposta tendinea sembra non sia dovuta alla differenza di quantità di estradiolo ma, bensì, dalla sua influenza sul fattore di crescita IGF-I che accelera la sintesi di proteine all'interno dei tendini.

Tale fattore di crescita, infatti, è presente nel tendine d'Achille umano sia legato ai fibroblasti, sia in posizione interstiziale.

Altri fattori di crescita sembrano giocare un ruolo fondamentale nella sintesi di collagene di tipo I o III nel tendine rotuleo.

Per capire se questi fattori rientrano completamente nell'adattamento una volta rilasciato il carico, essi dovrebbero calare; questo, tuttavia non si verifica.

È stato mostrato, però, che la sintesi di collagene può continuare anche per 4 giorni dopo lo stimolo spiegando, in parte, il mancato calo della concentrazione dei fattori di crescita in seguito al rilascio dello sforzo meccanico.

Sembra, perciò, che i fattori di crescita siano fondamentali nell'adattamento tendineo ma

anche per motivazioni etiche non si è ancora riusciti a spiegare il fenomeno con certezza [21].

CONCLUSIONI

L'adattamento tendineo all'allenamento attraverso l'applicazione di carichi meccanici si riflette, in generale, in un aumento moderato della rigidità, elevato del modulo e piccole variazioni nell'area trasversale. Quest'ultimo elemento risulta meno modificato dall'allenamento in quanto sembra variare principalmente a lungo termine, dopo stimoli applicati per almeno un anno, mentre la maggior parte degli studi analizzati nella presente tesi prevedono protocolli di circa dodici settimane, non sufficienti, quindi, per far aumentare significativamente l'area trasversale dei tendini.

L'aumento di modulo e rigidità è dovuto alla sintesi di collagene che avviene in risposta allo stimolo meccanico già negli istanti immediatamente successivi all'applicazione.

La contrazione eccentrica sembra ottenere la miglior risposta tendinea provocando incrementi di modulo e rigidità non raggiungibili dalle altre contrazioni, probabilmente perché il muscolo riesce a produrre forze più elevate, le quali generano deformazioni maggiori all'interno dei tendini; sembra, infatti che deformazioni maggiori (in generale superiori al 5%) generino una risposta più intensa da parte del tessuto tendineo [32].

Tuttavia, nonostante le peggiori prestazioni fornite dalle contrazioni isometrica e concentrica, possono essere comunque utilizzate nei protocolli di allenamento per migliorare le proprietà meccaniche dei tendini; il preparatore può, perciò, scegliere gli esercizi sia in base agli obiettivi muscolari sia in base alle proprietà meccaniche tendinee necessarie all'attività fisica considerata.

A questo riguardo l'analisi su diverse modalità di corsa ha mostrato significative differenze tra i tendini degli *sprinters* e quelle dei fondisti; i primi presentano un tessuto tendineo più simile a quello di soggetti che non praticano attività sportiva in modo continuativo, inoltre, è stato notato come a tendini più deformabili corrispondano prestazioni migliori sui 100 m piani. I preparatori atletici, perciò, possono sfruttare indicazioni come questa, soprattutto negli atleti di *élite*, per migliorare i protocolli di allenamento, cercando di preferire esercizi che modificano di meno le proprietà tendinee, compatibilmente con il miglioramento delle prestazioni muscolari; dall'altro lato questo riduce la possibilità di prevenire infortuni tendinei attraverso allenamenti mirati. Questo perché tendini più rigidi e con un'area trasversale maggiore riducono la tensione media sul tessuto, facendo calare il rischio di andare incontro a rottura.

I fondisti, invece, presentano tendini più rigidi e con area trasversale maggiore della media, in quanto queste caratteristiche favoriscono movimenti rapidi e precisi; queste peculiarità possono, dunque, essere accentuati attraverso allenamenti specifici che oltre a ridurre la probabilità di infortuni possono migliorare le prestazioni atletiche.

In ambito clinico, invece, non è necessario coordinare prestazioni muscolari e adattamento tendineo, questo, perciò, permette di scegliere esercizi completamente atti alla modifica della struttura tendinea per ridurre il tempo necessario alla guarigione da tendinopatie. Dai dati ottenuti dalla presente tesi, per esempio, nel caso di tendinopatie al tendine rotuleo, si può utilizzare una combinazione di *knee extension* con contrazione eccentrica e un protocollo a lunga durata siccome tutti questi fattori di esercizio forniscono un maggior miglioramento delle proprietà meccaniche; essendo esse direttamente collegate alle tendinopatie.

Diventa, perciò, importante valutare la modifica delle proprietà meccaniche di un numero sempre maggiore di esercizi e tipologie di allenamento per fornire a preparatori atletici e fisioterapisti il più alto numero di informazioni per stilare protocolli di allenamento sempre più efficaci sia per quanto riguarda il miglioramento delle prestazioni sportive sia per favorire la guarigione da tendinopatie.

BIBLIOGRAFIA

1. Adamantios Arampatzis, Andreas Peper, Stefanie Bierbaum, Kirsten Albracht (2010). Plasticity of human Achilles tendon mechanical and morphological properties in response to cyclic strain. *Journal of Biomechanics*.
2. Alessandro Nutini (2016). Sistema a ‘centro di rotazione variabile’: il ginocchio in movimento. *Chinesiologia n.1*.
3. Andrea Furcas (2016). Variazione delle proprietà meccaniche del menisco in funzione dello stato di crescita. *Politecnico di Milano*.
4. Andrea Ottoboni (2006). Analisi e sintesi di meccanismi spaziali per lo studio del moto passivo del ginocchio umano. *Università degli Studi di Bologna*.
5. Barajon Isabella, Benagiano Vincenzo, Businaro Rita, Cappello Francesco, Castorina Sergio, Celeghini Claudio, Di Baldassarre Angela, Frontini Andrea, Gesi Marco, Geuna Stefano, Giordano Antonio, Magaudo Ludovico, Murtas Daniela, Nottola Stefania A., Onori Paolo, Pacini Alessandra, Renò Filippo, Ribatti Domenico, Rodella Luigi Fabrizio, Saverino Daniele, Sorci Guglielmo, Tacchetti Carlo, Vertemati Maurizio (2019). *Anatomia Umana Topografica*, Edi.Ermes.
6. Benjamin F. Miller, Jens L. Olesen, Mette Hansen, Simon Døssing, Regina M. Crameri, Rasmus J. Welling, Henning Langberg, Allan Flyvbjerg, Michael Kjaer¹, John A. Babraj, Kenneth Smith and Michael J. Rennie (2005). Coordinated collagen and muscle protein synthesis in human patella tendon and quadriceps muscle after exercise. *J Physiol*.
7. Cindy I. Buchanan, Richard L. Marsh (2002). Effects of exercise on the biomechanical, biochemical and structural properties of tendons. *Elsevier*
8. Fernando Martínez, Pablo Abián, Fernando Jiménez and Javier Abián-Vicén (2022). The Effects of Eccentric Contraction Execution Time on the Properties of the Patellar Tendon. *International Journal of Environmental Research and Public Health*.
9. Giorgia Rocatello (2012). Segmentazione di immagini digitali da legamenti di ginocchio umano e ricostruzione tridimensionale delle strutture fasciolari. *Università degli Studi di Padova*.

10. Howard J. Goodman, MD, Jack Choueka, MD (2005). Biomechanics of the Flexor Tendons. *Elsevier Saunders*.
11. <https://www.my-personaltrainer.it/fisiologia/articolazioni1.html>
12. James H.-C. Wang (2006). Mechanobiology of tendon. *Elsevier*
13. K. Gelse, E. Pöschl, T. Aigner (2003). Collagens—structure, function, and bio-synthesis. *Elsevier*.
14. Keitaro Kubo, Hideaki Yata, Hiroaki Kanehisa, Tetsuo Fukunaga (2006). Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *Eur J Appl Physiol*.
15. Keitaro Kubo, Hiroaki Kanehisa, Masamitsu Ito and Tetsuo Fukunaga (2001). Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol*.
16. Keitaro Kubo, Hiroaki Kanehisa, Yasuo Kawakami, Tetsuo Fukunaga (1999). Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *Eur J Appl Physiol*.
17. Keitaro Kubo, Hiroaki Kanehisa, Yasuo Kawakami, Tetsuo Fukunaga (1999). Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiol Scand*.
18. Keitaro Kubo, Hiroaki Kanehisa and Tetsuo Fukunaga (2001). Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *Journal of Physiology*.
19. L. DeBelle, A.M. Tamburro (1997). Elastin: molecular description and function. *The International Journal of Biochemistry & Cell Biology*.
20. Ludovico Panarella (2008). Studio anatomico sul trapianto meniscale esterno: una tecnica innovativa sviluppata per via artroscopica. *Università degli Studi di Roma "Tor Vergata"*.
21. M. Kjær, H. Langberg, K. Heinemeier, M. L. Bayer, M. Hansen, L. Holm, S. Doessing, M. Kongsgaard, M. R. Krogsgaard, S. P. Magnusson (2009). From mechanical loading to collagen synthesis, structural changes and function in human tendon. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.
22. Marco P. E. Wenger, Laurent Bozec, Michael A. Horton and Patrick Mesquidaz (2007). Mechanical Properties of Collagen Fibrils. *Biophysical Journal*.

23. N. D. Reeves, C. N. Maganaris and M. V. Narici (2003). Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J Physiol*.
24. Peter Fratzl, Klaus Misof, and Ivo Zizak (1997). Fibrillar Structure and Mechanical Properties of Collagen. *Journal of Structural Biology*.
25. Peter Malliaras, Beenish Kamal, Alastair Nowell, Theo Farley, Hardev Dhamu, Victoria Simpson, Dylan Morrissey, Henning Langberg, Nicola Maffulli, Neil D. Reeves (2013). Patellar tendon adaptation in relation to load-intensity and contraction type. *Journal of Biomechanics*.
26. Peter P. Purslow, Tim J. Wess and David W. L. Hukins (1997). Collagen Orientation and Molecular Spacing During Creep and Stress-Relaxation in Soft Connective Tissues (1997). *The Journal of Experimental Biology*.
27. Renato Gatto, Maria Luisa Tenaglia (2012). Il ginocchio in medicina manuale. *Il medico sportivo*.
28. S. Peter Magnusson, Marco V. Narici, Constantinos N. Maganaris and Michael Kjaer (2008). Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol*.
29. S. P. Magnusson, P. Hansen, M. Kjær (2002). Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*.
30. Silvia Todros (2022). Lezioni di meccanica dei materiali. *Università degli Studi di Padova*.
31. Stefano Bellin (2011). LARS® (Ligament Augmentation & Reconstruction System): tecniche per la ricostruzione dei legamenti del ginocchio. *Università degli studi di Padova*.
32. Stephanie L. Lazarczuk, Nirav Maniar, David A. Opar, Steven J. Duhig, Anthony Shield, Rod S. Barrett, Matthew N. Bourne (2022). Mechanical, Material and Morphological Adaptations of Healthy Lower Limb Tendons to Mechanical Loading: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Medicine*.

RINGRAZIAMENTI

Questa tesi sancisce la fine del mio percorso universitario triennale, ritengo quindi doveroso ringraziare chiunque mi sia stato vicino e mi abbia sostenuto in questo tragitto.

In primis non posso che ringraziare i miei genitori, Orietta e Rodolfo, che non mi hanno mai fatto mancare il loro supporto, soprattutto nei momenti più difficili, quando anche solo il superamento di un esame sembrava un'utopia. Li ringrazio, inoltre, per avermi spinto e spronato a fare esperienze lavorative extra-universitarie, nonostante comportassero rallentamenti nel percorso, ma che mi hanno aiutato a crescere sia come studente che come uomo.

Doveroso un ringraziamento anche al resto della mia famiglia che non mi ha mai fatto mancare l'appoggio necessario.

Voglio, inoltre, ringraziare i miei amici, sempre pronti a farmi tornare il sorriso, a distrarmi o ad ascoltare i miei sfoghi; senza di loro sarebbe stato tutto più difficile e noioso.

Infine, con un pizzico di egoismo, voglio ringraziare me stesso, per non aver mai mollato, per averci sempre creduto, nonostante le difficoltà iniziali.

È stato un viaggio fantastico, un “grazie” a chi ha contribuito a renderlo tale.

Ottobre 2022,

Francesco