

**UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA**



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**“STUDIO DELLE PROPRIETÀ MECCANICHE DEL TENDINE
D'ACHILLE ”**

Relatore: Prof.ssa CHIARA GIULIA FONTANELLA

Laureando: MICHELE TALLONE

ANNO ACCADEMICO 2023 – 2024

19 marzo 2024

INDICE

INDICE	2
ABSTRACT	3
INTRODUZIONE	4
CAPITOLO 1 –MACRO E MICROSTRUTTURA DEL TENDINE D’ACHILLE	6
1.1 –Anatomia del tendine d’Achille	6
1.2 – Microstruttura del tendine d’Achille	8
CAPITOLO 2 – MICROMECCANICA TESSUTO TENDINEO	11
2.1 – Collagene	11
2.2 – Elastina	14
2.3 – Sostanza amorfa	16
CAPITOLO 3 –PROPRIETÁ MECCANICHE DEL TENDINE D'ACHILLE	18
3.1 – Comportamento meccanico dei tendini	18
3.2 – Tipologie di analisi	21
3.2.1 – Prove in vitro: trazione fino a rottura	22
3.2.2 – Prove in vivo	28
3.3 – Effetti dell’età e dell’obesità	34
CAPITOLO 4 – DISCUSSIONE	38
BIBLIOGRAFIA	41
IMMAGINI E TABELLE	44

Abstract

Nella seguente tesi ci siamo posti l'obiettivo di valutare le proprietà meccaniche del tendine d'Achille. Per descrivere al meglio il suo comportamento si è fatto riferimento ad articoli e ricerche presenti all'interno della letteratura scientifica, in particolar modo sono stati presi in considerazione studi sia inerenti ad una caratterizzazione del tendine in vitro, quindi tramite l'uso di campioni prelevati da cadaveri, sia di prove in vivo dove il tendine è analizzato all'interno del suo ambiente fisiologico.

Di conseguenza sono stati riportati i risultati relativi a parametri fondamentali per la descrizione dell'azione meccanica dei materiali quali: rigidità, il modulo di Young e area di isteresi.

Nel complesso è stato fornito un quadro generale sul tendine d'Achille illustrandone in primo luogo gli aspetti anatomici e microstrutturali per poi proseguire evidenziandone gli attributi dal punto di vista matematico-ingegneristico, con un'analisi delle proprietà meccaniche.

INTRODUZIONE

Il corpo umano si compone di un enorme serie di muscoli, tendini e legamenti; elementi fondamentali che collaborano per permettere il corretto movimento e coordinazione dei diversi segmenti anatomici. Dal punto di vista meccanico, rivestono particolare importanza i tendini, parti terminali dei muscoli scheletrici responsabili dell'ancoraggio dei muscoli alle ossa e della conversione della contrazione muscolare in un movimento articolare.

All'interno del complesso schema muscolo-tendineo si distingue il tendine d'Achille principale responsabile della trasmissione della forza durante il movimento di plantar flessione del piede. deputato, inoltre, a sostenere e assorbire le forze di tensione e le potenti sollecitazioni create dal movimento dell'arto inferiore durante una camminata, una corsa o un salto. E' dunque un elemento determinante per una normale deambulazione, è per questo motivo necessario studiare la struttura e le proprietà meccaniche al fine di ridurre gli effetti degli infortuni ad esso legati.

La seguente tesi, pertanto, si pone l'obiettivo di descrivere e caratterizzare il comportamento meccanico del tendine d'Achille attraverso una revisione della letteratura scientifica ad esso associata.

Nello studio sono stati analizzati in primo luogo gli aspetti relativi all'anatomia del tendine.

La struttura, vantando una lunghezza media di 15 cm, rappresenta il tendine più grande all'interno dell'organismo. Collega i muscoli del polpaccio: gastrocnemio e soleo che appartengono alla parte posteriore della gamba, con il calcagno. Inoltre, lungo la sua estensione, presenta uno spessore variabile restringendosi maggiormente vicino al calcagno in un'area chiamata triangolo di Kager dove sono presenti anche altre strutture che collaborano per ridurre l'attrito e di conseguenza migliorare il movimento del tendine.

In secondo luogo, il tendine calcaneare è stato analizzato dal punto di vista microstrutturale e in aggiunta è stato studiato il comportamento meccanico dei suoi componenti, per poter meglio comprendere quello dell'intera struttura. È composto da tessuto connettivo denso, il quale è formato principalmente da matrice extracellulare, che a sua volta è composta da proteine fibrose, come collagene ed elastina, da sostanza amorfa, e da cellule immerse in questa matrice. Il collagene è la componente più abbondante, fornisce resistenza a trazione, l'elastina, la seconda proteina fibrosa per importanza, determina l'elasticità del tessuto mentre la sostanza amorfa attribuisce resistenza a compressione. Tutte queste caratteristiche meccaniche determinano un'ottima resistenza a trazione lungo la direzione di sollecitazione e

permettono alla struttura di tornare alla configurazione iniziale dopo la rimozione del carico grazie all'elasticità.

In seguito è stato descritto il comportamento meccanico del tendine d'Achille. Per illustrare al meglio le sue proprietà è stato fatto riferimento ad articoli e studi condotti sia in vivo che in vitro. Per i primi sono state riportate prove di trazione fino a rottura dove campioni provenienti da cadaveri sono stati testati fino al cedimento. Per le prove in vivo invece mentre i volontari eseguono i movimenti richiesti vengono registrati i dati relativi a forza e allungamento del tendine. Queste diverse tipologie di prove consentono quindi di confrontare i risultati relativi a parametri fondamentali per la descrizione del materiale tendineo come rigidità, modulo di Young, area di isteresi e massima tensione raggiunta, mettendo in relazione quanto ottenuto da canonici test di laboratorio con il comportamento del tendine all'interno del suo ambiente fisiologico.

Nell'ultimo capitolo si sono indagati gli effetti che fattori come l'età e l'obesità hanno sul tendine. Le analisi degli articoli hanno evidenziato in che modo questi elementi alterano le proprietà meccaniche del tessuto e le implicazioni sui soggetti.

CAPITOLO 1

MACRO E MICROSTRUTTURA DEL TENDINE D'ACHILLE

1.1 Anatomia tendine d'Achille

Il tendine D'Achille o calcaneare rappresenta il tendine più grande all'interno del corpo umano, come mostrato in Figura 1.1 origina a metà del polpaccio nel punto di giunzione tra i muscoli gastrocnemio e soleo, per poi terminare con inserzione sul calcagno.[1,2]

I muscoli che contribuiscono alla sua formazione sono situati nel compartimento posteriore della gamba: il polpaccio. Il più superficiale è il muscolo gastrocnemio, un muscolo fusiforme, che si compone di due capi chiamati gemello mediale e gemello laterale, i quali hanno origine, rispettivamente, al di sopra del epicondilo mediale e del epicondilo laterale del femore.

Collocato più internamente, al di sotto dei due gemelli, si trova il muscolo soleo, un muscolo pennato che origina dalla parte posteriore della testa del perone e della tibia.

Il muscolo gastrocnemio e soleo compongono il complesso muscolare denominato tricipite della sura, così detto perché formato da tre ventri muscolari, il quale è collegato al calcagno tramite il tendine d'Achille. [1,2,3]



Figura 1.1 Rappresentazione anatomica del polpaccio, raffigurante i muscoli gastrocnemio e soleo assieme al tendine d'Achille

Mediamente il tendine d'Achille riporta una lunghezza di circa 15cm (11-26cm); la componente proveniente dal muscolo gastrocnemio si estende per circa 11-26 cm; mentre quella del soleo, per circa 3-11 cm. Alla giunzione miotendinea (porzione tessuto che unisce il ventre muscolare al tendine) è largo e piatto con un'ampiezza di circa 6,8cm (1,5- 8,6 cm). Lungo il loro sviluppo le fibre del tendine ruotano internamente in misura variabile con un angolo di circa 90° formando una struttura a spirale .Questa spiralizzazione porta le fibre derivanti dal gastrocnemio ad inserirsi più lateralmente, mentre quelle del soleo più medialmente; inoltre consente un migliore allungamento e un migliore ritorno elastico.[4]

In prossimità al sito di inserzione, lo spessore del tendine si riduce arrivando a misurare all'incirca 1,8cm (1,2 -2,6 cm), per poi allargarsi nuovamente di circa 3,4 cm per l' inserzione. A questo livello, al di sopra della faccia posteriore del calcagno si ha una regione chiamata triangolo di Kager [Figura 1.2] ,caratterizzata dalla presenza di un cuscinetto adiposo che svolge una funzione protettiva nei confronti dei vasi sanguigni presenti nell'area e di ammortizzazione per la caviglia.[5,4]

La borsa retrocalcaneare è un altro elemento compreso nel triangolo, che assieme alla borsa calcaneare subcutanea permette una riduzione dell'attrito a cui è soggetto il tendine. [Figura 1.3] . Altro elemento importante in questo senso ,è il sottile foglio di tessuto connettivo lasso che circonda nella sua totalità il tendine, permettendogli un migliore movimento e scorrimento[3,4,5]

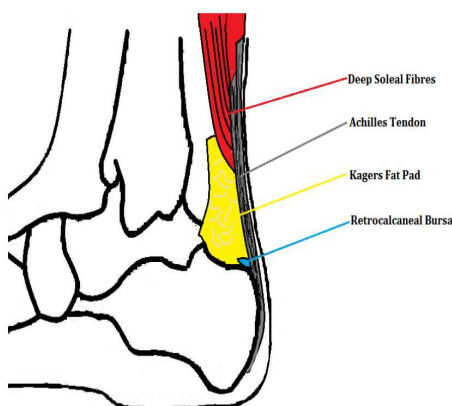


Figura 1.2 Triangolo di Kager

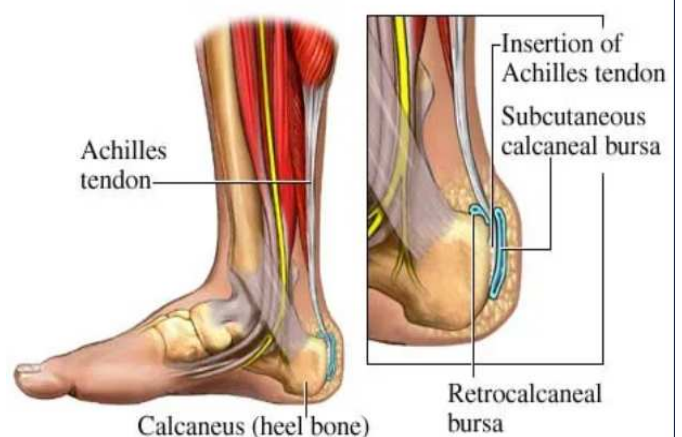


Figura 1.3 Borse retrocalcaneare e subcutanea

1.2 Microstruttura del tendine d'Achille

Dal punto di vista microstrutturale, il tendine d'Achille rappresenta una struttura composta principalmente da tessuto connettivo denso, composto da una componente cellulare e da una matrice extracellulare (ECM).

A sua volta la matrice extracellulare può essere suddivisa in: sostanza amorfa e componente fibrillare.

La sostanza amorfa accoglie nella sua composizione il liquido interstiziale, glicosamminoglicani e proteoglicani. I glicosamminoglicani (GAG) sono indispensabili in quanto conferiscono viscosità alla matrice ed anche a causa della loro natura idrofila che gli consente di legare una notevole quantità di acqua, infatti il 60-65% dell' ECM è costituita da acqua.

Dai GAG derivano i proteoglicani (PGs), macromolecole formate da una componente proteica alla quale si legano numerosi GAG. I proteoglicani svolgono ruoli diversificati in relazione alle loro dimensioni. I "grandi PGs" occupano gli spazi interstiziali tra le fibrille, svolgendo un ruolo cruciale nel prevenire il collasso delle stesse, mentre i "piccoli PGs" contribuiscono all'organizzazione delle fibrille di collagene.[5]

La componente fibrillare è formata da proteine fibrose e determina le proprietà meccaniche e strutturali della matrice. Tra le proteine fibrose, il collagene e l'elastina assumono un ruolo predominante, rappresentando rispettivamente circa il 65-80% e il 2% della frazione solida dell'ECM [5,6]

All'interno del tendine, diversi tipi di collagene collaborano alla formazione della struttura, tuttavia, la predominanza del collagene di tipo I è evidente (corrisponde al 90%), conferendo al tendine una notevole resistenza alle sollecitazioni di tensione.

Seppur presente in quantità decisamente inferiori il collagene di tipo III svolge un ruolo fondamentale nella regolazione della fibrillogenosi e dell'estensibilità del tendine e la sua produzione diminuisce lentamente durante lo sviluppo, per poi riapparire in quantità apprezzabili dopo un infortunio, durante il processo di guarigione.[9]

La disposizione del collagene all'interno del tendine segue una struttura gerarchica, come mostrato in Figura 1.4.

Alla base si ha la formazione di microfibrille, strutture composte da gruppi di circa cinque molecole di tropocollagene, che, attraverso un processo di aggregazione, danno origine alle fibrille di collagene.

Le fibrille presentano uno spessore che varia dai 100 ai 300 nm ed una lunghezza di pochi millimetri. Inizialmente si pensava che le fibrille fossero composte da molecole di collagene appartenenti tutte allo stesso tipo, si è invece scoperto essere fibrille eteropoietiche, risultanti quindi dall'assemblaggio di diverse molecole di tropocollagene.

L'unità strutturale del tendine è costituita dalla combinazione di più fibrille, le quali concorrono alla formazione della fibra di collagene. Ogni fibra di collagene è disposta in modo parallelo rispetto alle altre e risulta avvolta da uno strato di tessuto connettivo noto come endomisio, il quale agevola il libero scorrimento delle fibre.

Successivamente, le fibre subiscono un ulteriore livello di organizzazione, aggregandosi in fasci primari, secondari e terziari. Il tendine, quindi, si compone di una pluralità di fasci terziari, i quali a loro volta sono circondati da un secondo strato di tessuto connettivo, denominato epitenonio a diretto contatto con il peritenonio. [6]

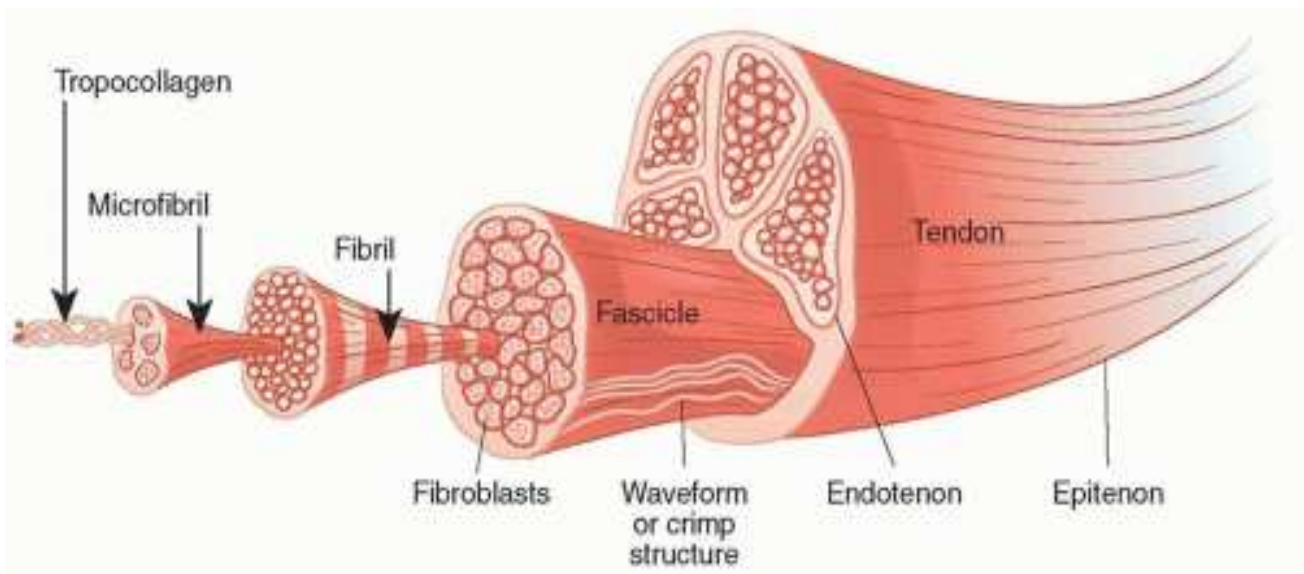


Figura 1.4 Struttura gerarchica delle fibre di collagene

La seconda proteina fibrosa per importanza è l'elastina, che si trova sia sulla superficie delle fibre di collagene che al loro interno. L'elastina conferisce al tendine significative proprietà elastiche, consentendogli di tornare alla sua forma originale dopo aver subito deformazioni. Tuttavia, va notato che un eccesso di elastina potrebbe, paradossalmente, comportare una riduzione della capacità del tendine di trasferire la forza all'osso.[5]

Ad affiancare la matrice extracellulare c'è la componente cellulare, che all'interno del tessuto tendineo è principalmente costituita dai tenociti, rappresentanti circa il 90% delle cellule presenti.

La rimanente parte è composta da macrofagi, fibroblasti, condrociti, cellule vascolari e cellule sinoviali. I tenociti, che presentano una morfologia affusolata, sono disposti in modo lineare tra le fibre di collagene e sono gli artefici principali della sintesi e del mantenimento del collagene e delle altre componenti dell'ECM tendineo.[7]

CAPITOLO 2

MICROMECCANICA TESSUTO TENDINEO

In tutti i processi inerenti alla meccanica dei materiali ricopre fondamentale importanza il rapporto tra macrostruttura e microstruttura, in particolare i meccanismi di deformazione degli elementi unitari sono determinanti per il comportamento globale dell'oggetto sotto analisi.

Per questo all'interno dello studio del tendine d'Achille è prioritaria un'analisi del comportamento dei diversi componenti.

Nel quadro microstrutturale del tendine possiamo riconoscere il collagene e l'elastina come i fattori caratterizzanti delle proprietà meccaniche delle fibre tendinee.

2.1 Collagene

Il collagene è una delle proteine più abbondanti all'interno del corpo umano, essa infatti da sola rappresenta $\frac{1}{4}$ delle proteine totali ed è presente come principale costituente in molti tessuti molli come cute, tendini, organi interni.[9,10]

Sono presenti due grandi famiglie di collagene, il collagene fibrillare e quello non fibrillare. Le diverse forme si contraddistinguono per le diverse funzionalità che ricoprono: da una parte il collagene fibrillare svolge un fondamentale ruolo di supporto meccanico (principalmente collagene di tipo I,II,III), dall'altra la componente non fibrillare risulta importante per l'adesione cellulare e la riparazione dei tessuti. Nonostante le differenze le strutture alla base del collagene sono simili in tutte le diverse tipologie.[11]

Nella sua struttura primaria il collagene si presenta come una lunga catena polipeptidica composta da circa 1400 aminoacidi, tra i quali di fondamentale importanza sono: glicina, prolina e idrossiprolina. L'ultimo di questi aminoacidi, l'idrossiprolina, è fondamentale per la stabilità del collagene, grazie alla sua capacità di formare legami a idrogeno intramolecolare; una sua carenza può portare a malattie come lo scorbuto.[10,11]

Successivamente le lunghe catene polipeptidiche, dette anche catene alpha, si organizzano nella struttura secondaria, ovvero un'elica sinistrorsa risultante dalla repulsione elettrostatica tra prolina e idrossiprolina.

Grazie all'intreccio successivo di tre di queste eliche sinistrorse si arriva alla successiva struttura, il tropocollagene.

Il tropocollagene è un'elica destrorsa, dove gli aminoacidi prolina e idrossiprolina sono disposti all'esterno dell'elica, contrariamente alla glicina che a causa delle sue ridotte dimensioni si colloca facilmente all'interno. La solidità di questa struttura è garantita da interazioni tra le eliche come i legami ionici, le reticolazioni intercatena ed i legami a idrogeno tra i quali ricoprono fondamentale importanza quelli tra i gruppi N-H della glicina e O-H dell'idrossiprolina.

Le molecole di tropocollagene interagiscono tra loro formando le microfibrille. Queste strutture sono composte da gruppi di circa cinque molecole di tropocollagene, che si assemblano seguendo una disposizione testa coda, dove le teste e le code sono sempre distanziate tra loro di 37 nm. Tra molecole successive si ha così una zona vuota denominata "gap".

Anche longitudinalmente possiamo osservare un alto livello di organizzazione data dall'alternanza di bande chiare e scure con una periodicità di 67 nm. Inoltre le molecole di tropocollagene adiacenti risultano sfasate di $\frac{1}{4}$ della loro lunghezza. Di conseguenza le bande chiare corrispondono alle gap zone, mentre quelle scure sono date dalla sovrapposizione delle molecole e sono dette overlap zone. [Figura 2.1]

Questa disposizione e la formazione di legami crociati tra le molecole adiacenti rende massima la resistenza a trazione delle fibre.[9,10]

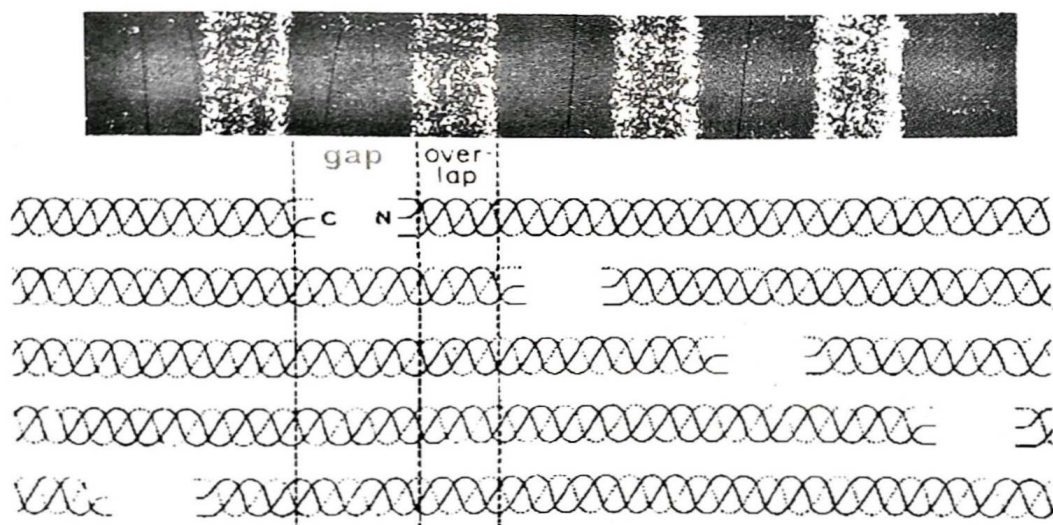


Figura 2.1 Alternanza delle zone di gap e overlap

L'abbondante presenza del collagene nei tessuti connettivi è determinante per la caratterizzazione del loro comportamento meccanico in risposta ad una sollecitazione.

Sottoponendo un tessuto composto prevalentemente da fibre di collagene ad una tradizionale prova di trazione si osserva come la risultante curva sforzo-deformazione possa essere suddivisa in 4 regioni. [Figura 2.2]

Ad ognuna di queste regioni corrispondono diversi effetti macro e microscopici.

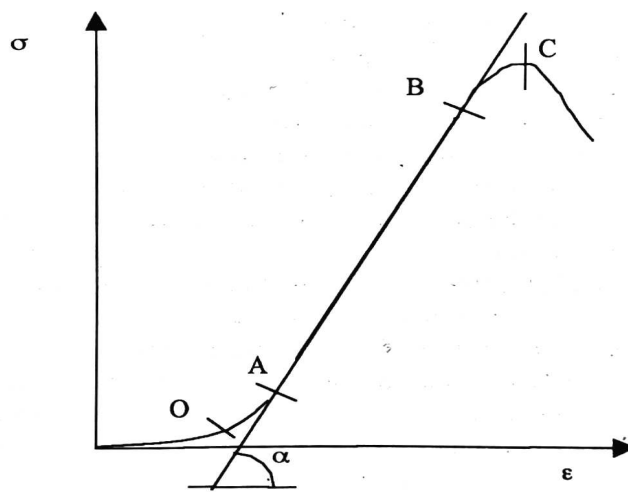


Figura 2.2 Curva forza-deformazione per le fibre di collagene

La prima regione, corrisponde ad una zona dove la tensione rappresenta il carico fisiologico durante le normali condizioni di funzionamento.

In questa sezione ,quindi, si ha il passaggio dalla configurazione crimped a quella uncrimped che corrisponde ad un riallineamento di fibre e fibrille lungo la direzione di carico e a livello microscopico all'allungamento dei fasci di fibrille di 10um e oltre.

Come si può vedere questo tratto di curva, che si estende dall'origine sino al punto O, è caratterizzato da un basso modulo di Young, pertanto si può affermare che il materiale presenta una bassa rigidità ed è dunque facilmente deformabile.

Nella seconda regione, si osserva che la curva inizia ad innalzarsi risultando concava verso l'alto, con conseguente aumento del modulo di Young.

In questa regione le fibre di collagene agiscono attivamente, con una parte di esse completamente distesa e quindi in grado di trasmettere il carico, mentre altre sono ancora in fase di sgrovigliamento. [9]

In quest'area si è scoperto che, sebbene non vi sia una riduzione netta nello spaziamento intermolecolare, il grado di disordine entropico diminuisce in modo significativo.[12]

Al termine di questa fase tutte le fibre sono disposte lungo la direzione del carico e alcune di esse cominciano ad andare in contro a rottura.

In seguito si entra nell'area lineare della curva dove il modulo elastico lega in modo proporzionale la tensione e la deformazione, proseguendo poi finché non si raggiunge il carico di rottura dove come si può visualizzare tramite la Figura 1.6 si ha un brusco decadimento della curva.[9]

2.2 Elastina

L'elastina è una componente importante di tessuti e legamenti perché assieme alle microfibrille di fibrillina costituisce le fibre elastiche.

Queste fibre hanno strutture diverse a seconda del tessuto a cui appartengono, all'interno dei tendini sono più sottili di quelle di collagene e non sono organizzate in modo da formare fasci, ma si aggregano in reticoli.

La grande resistenza elastica e il ritorno elastico delle fibre è reso possibile dall'elastina.

Questa proteina fibrosa è presente in diverse percentuali all'interno di un gran numero di tessuti, permettendo loro di sostenere ripetuti cicli di carico e scarico poiché presenta un'emivita di circa 70 anni. [11]

La componente fondamentale dell'elastina è la tropoelastina, una proteina altamente elastica capace di allungarsi per circa otto volte la sua lunghezza a riposo. Presenta una struttura ad α elica caratterizzata dalla presenza di domini idrofili costituiti da lisina (Lys) e alanina (Ala) e da domini idrofobici, che rappresentano più dell'80% della struttura, costituiti da valina (Val), prolina (Pro) e dalla glicina (Gly) che da sola costituisce un terzo degli aminoacidi totali.

L'elastina deriva dalla struttura altamente reticolata che la tropoelastina forma grazie alla presenza di legami cross-link.

Il cross-linking dei monomeri di tropoelastina avviene tramite residui di lisina presenti nei domini elicoidali attraverso l'azione delle lisil ossidasi

Questo processo stabilizza le microfibrille di elastina e conferisce alle fibre elastiche integrità strutturale e durabilità, contribuendo alla loro alta insolubilità.

Quindi, la solidità ed integrità dell'elastina sono dovute alla presenza di questi legami incrociati, mentre il carattere elastico deriva dalle sequenze specifiche di aminoacidi idrofobici

Si distingue dal collagene, oltre che per l'assenza dell'aminoacido idrossiprolina, proprio per la sua struttura ramificata.

Di conseguenza macroscopicamente l'elastina risulta in una grande massa amorfa e idrofobica, che grazie all'abbondante presenza di legami crociati e ad una configurazione assimilabile a quella di una molla, possiede un comportamento altamente elastico.[9,10]

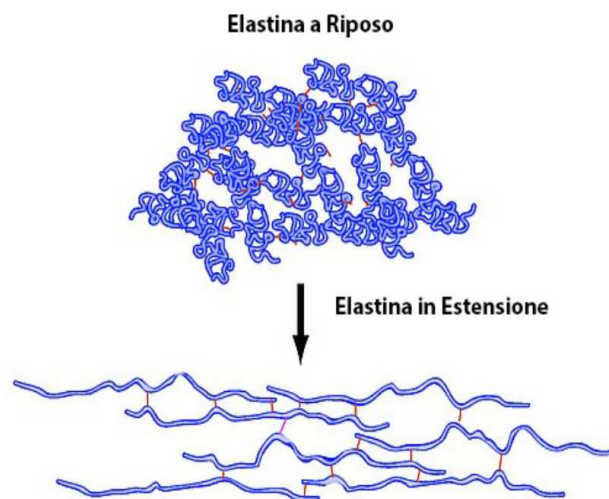


Figura 2.3 Configurazione a riposo e in estensione dell'elastina

La presenza dell'elastina all'interno dei tessuti biologici è di fondamentale importanza, grazie ad essa sono infatti capaci di deformarsi e recuperare la loro forma originaria una volta cessata la sollecitazione dissipando la minor quantità di energia possibile, grazie alle sue proprietà elastiche garantisce quindi l'allungamento ed il recupero elastico.

La grande estensibilità dell'elastina fa sì che il suo modulo di Young sia di almeno due ordini di grandezza inferiori rispetto a quello del collagene, consentendogli una deformazione stimata fino al 200% prima di andare in contro a rottura. [11]

Quando l'elastina è sottoposta a trazione le sue catene ramificate, si sgrovigliano e si estendono così che le catene di tropoelastina risultino parallele tra loro, la presenza dei legami incrociati, però, impedisce uno scivolamento tra i monomeri, agevolando in questo modo il recupero della deformazione subita.

Alla base del meccanismo che consente il ritorno elastico abbiamo due forze motrici principali, la prima dovuta ad una variazione dell'energia interna della molecola che tende sempre verso la configurazione più stabile, l'altra di tipo entropico.

Di conseguenza l'energia che viene spesa per deformare la struttura reticolata dell'elastina viene conservata e trasformata in lavoro meccanico di modo tale che si possa raggiungere nuovamente la configurazione di partenza. [13]

2.3 Sostanza amorfa

La sostanza amorfa (o sostanza fondamentale) costituisce un gel compatto nel quale sono immerse le fibre. Questo composto viscoso è formato da sostanze come i glicosamminoglicani, tra cui l'acido ialuronico, l'acqua e i proteoglicani.

Principalmente è costituita essenzialmente da macromolecole chiamate glicosaminoglicani (GAG), lunghi polimeri costituiti da polisaccaridi presenti in diverse varietà.

Il GAG di gran lunga più abbondante nella matrice è l'acido ialuronico. [14]

Numerosi GAG associati ad una proteina centrale che funge da "scheletro" costituiscono i proteoglicani, più PG possono inoltre unirsi intorno ad una molecola di acido ialuronico centrale, formando delle strutture di ordine superiore, che sono fra le molecole organiche più grandi esistenti in natura, con peso di milioni di una.

I proteoglicani sono caratterizzati dalla presenza di una distribuzione di cariche negative, le quali tendono ad interagire elettrostaticamente con le molecole di acqua e ioni positivi; risulta quindi evidente il carattere idrofilico di queste grandi molecole.[9]

La grande quantità d'acqua che queste molecole riescono a trattenere è fondamentale per una riduzione dell'attrito tra le fibre di collagene durante il movimento ed una corretta idratazione del tessuto tendineo.

In conclusione possiamo osservare come la presenza di GAG influenzi il carattere viscoso della matrice extracellulare, mentre la presenza di proteoglicani permette un migliore assorbimento degli urti; l'applicazione di sforzi di compressione, infatti, tende a riavvicinare i proteoglicani e ad espellere l'acqua interposta tra di essi. La repulsione elettrostatica tra

proteoglicani e l'interazione tra cariche negative si oppongono a questi fenomeni, determinando una certa resistenza a compressione. [15]

CAPITOLO 3

PROPRIETÀ MECCANICHE DEL TENDINE D'ACHILLE

3.1 Comportamento meccanico dei tendini

Grazie ai dati ottenuti tramite la sperimentazione su campioni di tendini umani e animali è stato possibile sintetizzare il comportamento del tessuto tendineo mediante il grafico rappresentante la curva tensione deformazione. [Figura 1.8]

All'interno di questa curva sono identificabili quattro diverse regioni.

la prima regione, detta toe region, rappresenta il primo tratto non lineare della curva in cui i valori di tensione e deformazione sono quelli generati durante il normale funzionamento del tendine. Di conseguenza in questa porzione si ha una distensione graduale delle fibrille di collagene che determina un irrigidimento del tessuto, anche se la deformazione e estensione del tendine risultano modeste.

Raggiunto circa il 2% della deformazione le fibrille di collagene risultano distese e allineate, si entra di conseguenza nella regione lineare.

Qui si ha un netto incremento della pendenza della curva che evidenzia un aumento della resistenza alla trazione. Osservando il grafico si deduce facilmente che se la deformazione non eccede oltre il 4%, allora il tessuto è in grado di tornare reversibilmente alla sua lunghezza a riposo, il che evidenzia il comportamento elastico del tessuto all'interno di questa regione.

Se invece si supera tale livello di deformazione si entra nell'ultimo tratto della curva, è caratterizzato dallo scorrimento reciproco delle fibre, con il conseguente insorgere di deformazioni plastiche e irreversibili. Il tendine viene quindi deformato fino a quando non sopraggiunge il carico di rottura che ne sancisce il collasso della struttura[9,14]. Come si può dedurre dall'andamento della curva [Figura 3.1] e dalle osservazioni fatte in precedenza, il comportamento meccanico dei tendini presenta caratteristiche fondamentali di elasticità e viscosità.

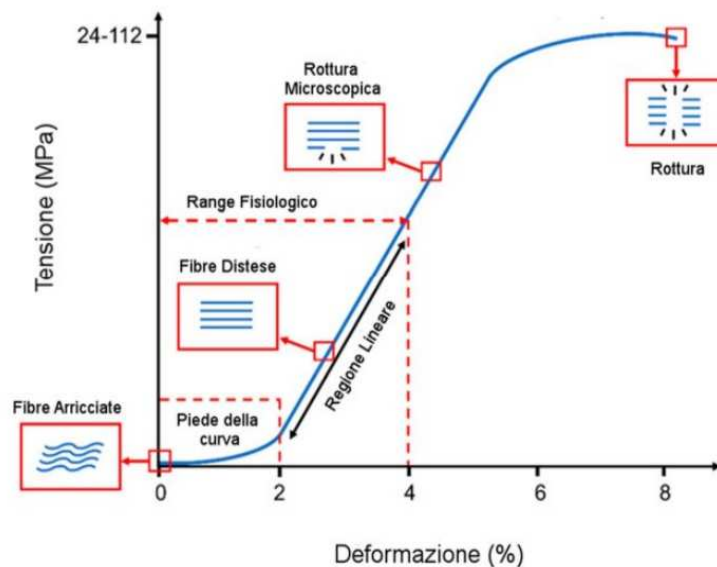


Figura 3.1 Tipico andamento della curva forza-deformazione per i tendini

Le proprietà elastiche sono di fondamentale importanza per il tessuto tendineo in quanto consentono il ritorno alla lunghezza originale una volta cessata la deformazione. Le proprietà viscosi, invece, determinano la dipendenza delle grandezze meccaniche (forza, deformazione, rigidità) dalla velocità di deformazione.

Di conseguenza si può affermare che il tessuto tendineo, incorporando sia proprietà elastiche che viscosi, dimostri un comportamento viscoelastico.

Sottoponendo a prove meccaniche diversi tendini sia di origine animale che umana questa ipotesi è stata poi confermata. Si è inoltre riportata una dipendenza dalla velocità di applicazione del carico per grandezze quali la rigidità, definita come la forza esercitata sul tendine diviso la sua lunghezza, e la deformazione, mentre si è registrato generalmente un basso valore di isteresi, ovvero l'energia dissipata durante le sollecitazioni, per le prove in vitro, circa 10% in opposizione a risultati decisamente più alti per le prove in vivo dove si riportano valori che oscillano dal 7% al 48% [16,17] [Figura 3.2].

Tuttavia per quanto riguarda il tendine d'Achille non sembra esserci un consenso univoco in merito al suo comportamento in relazione a diverse velocità di carico. Vedremo in seguito che alcuni studi riportano l'indipendenza dalla velocità di carico di grandezze come la rigidità e

il modulo di Young, l'indice che rappresenta la pendenza della curva tensione-deformazione ottenuto dividendo il carico per l'area trasversale.

Da quanto ricavato da queste ricerche quindi si potrebbe affermare che il carattere elastico del tendine d'Achille prevalga sul suo comportamento viscoso. La ragione di questo comportamento potrebbe essere legata a condizioni funzionali; il tendine calcaneare ha un ruolo fondamentale nel movimento, e quindi una notevole elasticità è essenziale. Quest'ultima permetterebbe, infatti, di conservare in modo reversibile una grande quantità dell'energia rilasciata durante la contrazione muscolare.[18]

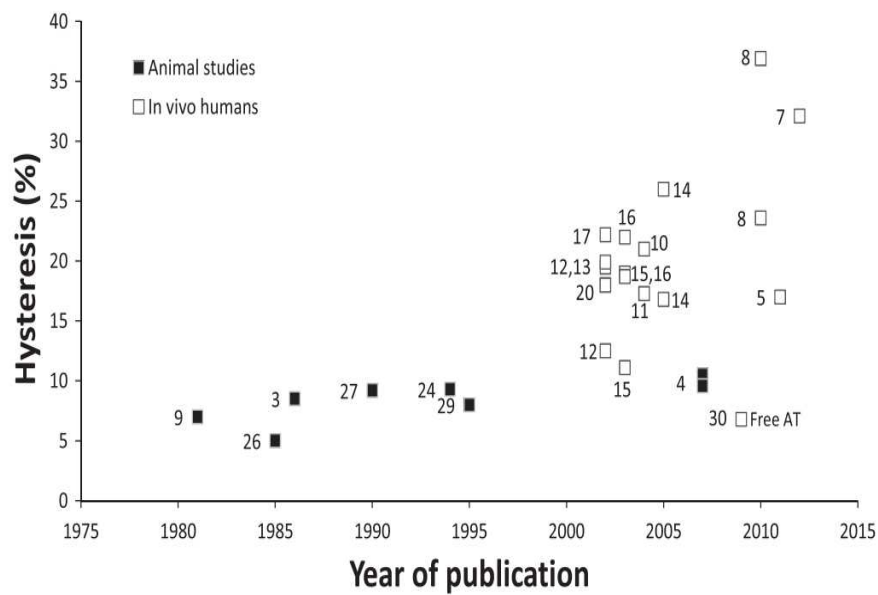


Figura 3.2 Valori di isteresi riportati in letteratura associati al tendine d'Achille in campioni animali e umani

3.2 Tipologie di analisi

Il tendine d'achille è il tendine più lungo e spesso di tutto il corpo; come tutti i tendini presenta una duplice funzione, la prima, connettere i muscoli alle ossa, la seconda convertire la contrazione muscolare in un movimento articolare. Nello specifico il tendine d'Achille connette i muscoli gastrocnemio e soleo al calcagno e tramite la loro contrazione, collaborando assieme alla fascia plantare e alla muscolatura del piede, è il principale responsabile della plantar flessione del piede.

Svolge di conseguenza un ruolo fondamentale durante l'esecuzione di diversi movimenti come la deambulazione, la corsa, il salto e permette la stabilizzazione e la flessione plantare della caviglia. Per questo motivo è importante studiare la struttura e le proprietà meccaniche, perché possono fornire informazioni su patologie legate a questo tessuto e risultare di elevata importanza nello studio e comprensione di tecniche atte alla prevenzione e riabilitazione di infortuni oltre che anche nell'ambito medico per l'impiego di questo materiale in innesti di tessuto, o per il settore di ricerca (per la realizzazione di tessuto sintetico).

Nell'analisi del comportamento meccanico del tendine d'Achille all'interno della letteratura vengono presentate due tipologie di sperimentazioni diverse: i test in vitro e i test in vivo.

I test in vitro fanno uso di materiale derivante da cadavere, procedura vantaggiosa perché permette un'analisi isolata del campione in esame separandolo dalle altre componenti anatomiche che lo circondano.

E' bene evidenziare che, facendo ricorso a questa modalità, diversi fattori possono influenzare i risultati ottenuti, come ad esempio le tecniche di conservazione e le tecniche di fissaggio dei campioni.

Nel primo caso diverse modalità di conservazione possono indurre a modifiche microstrutturali e pertanto alterare la risposta del tessuto, mentre nel secondo caso il fissaggio dei campioni mediante delle morse, come avviene nelle prove di trazione, comporta uno scivolamento delle fibre o ad accumuli di tensione che possono portare al cedimento strutturale in maniera prematura.

In opposizione ai test in vitro vengono sfruttati come valida alternativa i test in vivo che sin a partire dagli anni '90 hanno riscontrato un largo impiego. Durante lo svolgimento di test in vivo è richiesta la partecipazione di un soggetto, il quale eseguirà dei determinati task motori durante la raccolta dati.

Anche questo tipo di studi non sono esenti da problematiche, risulta infatti difficile imporre un carico omogeneo e finemente controllato durante il movimento, in più durante la raccolta

dati sono presenti delle interferenze dovute alle strutture anatomiche circostanti a quella di interesse. Nonostante queste difficoltà le prove in vivo permettono di caratterizzare il tessuto in esame all'interno del suo ambiente fisiologico.

3.2.1 Prove in vitro: trazione fino a rottura

Il tendine d'Achille risulta essere uno dei tendini più soggetti ad infortuni e quello che più frequentemente va incontro a rottura; e questo è dovuto molto probabilmente agli elevati carichi che è chiamato a sopportare.

Le prove a trazione fino a rottura rappresentano uno dei test più utilizzati per la caratterizzazione del tendine d'Achille. Durante l'esecuzione di questi esperimenti al campione in analisi viene sottoposto un carico crescente secondo una certa velocità, fino al raggiungimento della tensione ultima alla quale il provino in esame cede e si rompe.

Da questo tipo di prove si possono di conseguenza ricavare parametri importanti quali il modulo di Young, il modulo di rigidità, la massima tensione sopportabile e la percentuale di deformazione effettiva.

Lo studio eseguito da Wren *et al.* [19] sottopone a una prova di carico fino a rottura undici paia di tendini d'Achille, comprensivi dei muscoli associati e della metà posteriore del calcagno, ma privi di tutti i tessuti molli circondanti il tendine, come il peritenonio. Tutti i campioni sono stati ottenuti da donatori con età compresa tra i 35 e 80 anni .

L'esperimento prevede l'analisi di parametri costitutivi per il materiale tendineo e di valutare il comportamento in risposta a diverse velocità di deformazione. Di conseguenza come prima procedura è stata calcolata l'area trasversale del tendine, fondamentale per ricavare in seguito i valori di stress e modulo elastico.

Per il calcolo dell'area si è fatto ricorso delle immagini ad ultrasuoni di diverse regioni del tendine distanti rispettivamente 2, 4 e 6 cm dall'inserzione calcaneare, delle tre sezioni è stata poi scelta quella con valore minore per i calcoli.

In seguito i campioni sono stati fissati in una macchina servo-idraulica dove il tendine è stato fissato all'estremità muscolo-tendinea ad una pinza per congelamento, mentre l'estremità calcaneare è stata incorporata in polimetilmetacrilato e fissato in un supporto di alluminio [Figura 3.3].

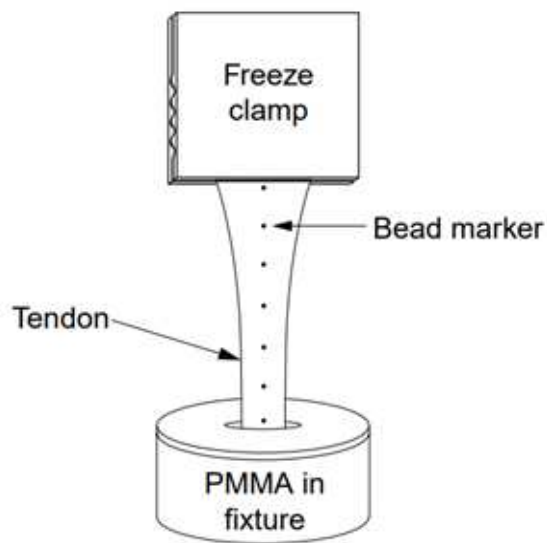


Figura 3.3 Rappresentazione schematica di una macchina servo-idraulica

Ogni campione è stato sottoposto a due velocità di carico: la prima $1 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ che è rappresentativa di un carico quasi statico; la seconda $10 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$ è paragonabile alla velocità di deformazione a cui si assiste durante la camminata.

I risultati ottenuti [Figura 3.4] diversamente da quanto ci si potrebbe aspettare appartengono alla porzione inferiore dei valori presenti in letteratura per altri tendini.

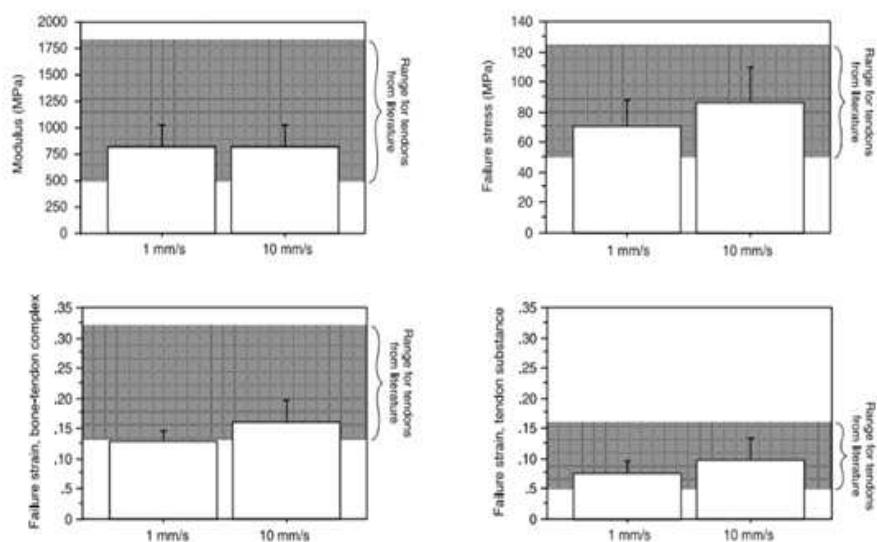


Figura 3.4 Grafici che riportano il valore del modulo di Young ,dello stress a cedimento e delle deformazioni ultime

Questo risulta alquanto sorprendente perchè, come precedentemente accennato, il tendine d'Achille è soggetto ad elevati carichi e di conseguenza ci si aspetterebbe valori decisamente più alti di tensione e deformazione ultima.

Pertanto durante i test si sono registrati valori del modulo pari a 816 MPa e 822 MPa rispettivamente per la velocità di carico minore e maggiore; i valori di stress a rottura risultano 71 MPa e 86 MPa, mentre i valori di deformazione percentuale variano dal 12.8% per la prima prova e 16.1% per la seconda.

Da quanto riportato è evidente come il modulo, diversamente dallo stress e dalla deformazione, non mostri una variazione significativa dovuta alla differente velocità di sollecitazione, invece, la tensione di rottura mostra un incremento di circa il 15%, mentre la deformazione incrementa di circa il 4%.

Un altro studio condotto da C.V. Nagelli *et al.*[20] ripropone lo stesso tipo di prova, in una metodologia molto simile a quella precedentemente presentata. Anche in questo caso i campioni sono stati analizzati tramite una prova di trazione fino a rottura servendosi di una macchina servo-idraulica.

Nonostante i tendini in esame fossero provenienti da cadaveri con diverso sesso non sono state registrate significative differenze nelle proprietà degli uni rispetto agli altri.

Tra i campioni testati, 5 sono andati in contro a cedimento per lacerazione della sostanza tendinea, altri 5 per avulsione calcaneare. I valori della forza a rottura media misurati sono rispettivamente 5649 N e di 4216 N. Inoltre i tendini che si sono rotti per avulsione hanno riportato una rigidità notevolmente minore rispetto agli altri. Un altro importante risultato è stato ottenuto grazie alla correlazioni di immagini digitali; è stato possibile, infatti, determinare l'andamento delle deformazioni all'interno dei tendini durante la prova di carico[Figura 3.5]. In particolare sono state messe a confronto le deformazioni trasversali e longitudinali.

Dai grafici riportati è facile osservare il diverso sviluppo e la non uniformità delle tensione per singole regioni del tendine.

Sotto carico crescente, le regioni 2 e 3 subiscono una maggiore deformazione trasversale rispetto a quella longitudinale, il che indica che sotto sforzo di trazione i campioni si stanno allargando più che allungando, diversamente da quanto osservato nella regione dell'inserzione dove prevale la deformazione longitudinale.

Dalle immagini video si è, inoltre, visto come inizialmente la maggior parte della deformazione venga assorbita dalla porzione prossimale, mentre avvicinandosi al carico di rottura, viene rapidamente scaricata alla porzione libera del tendine.

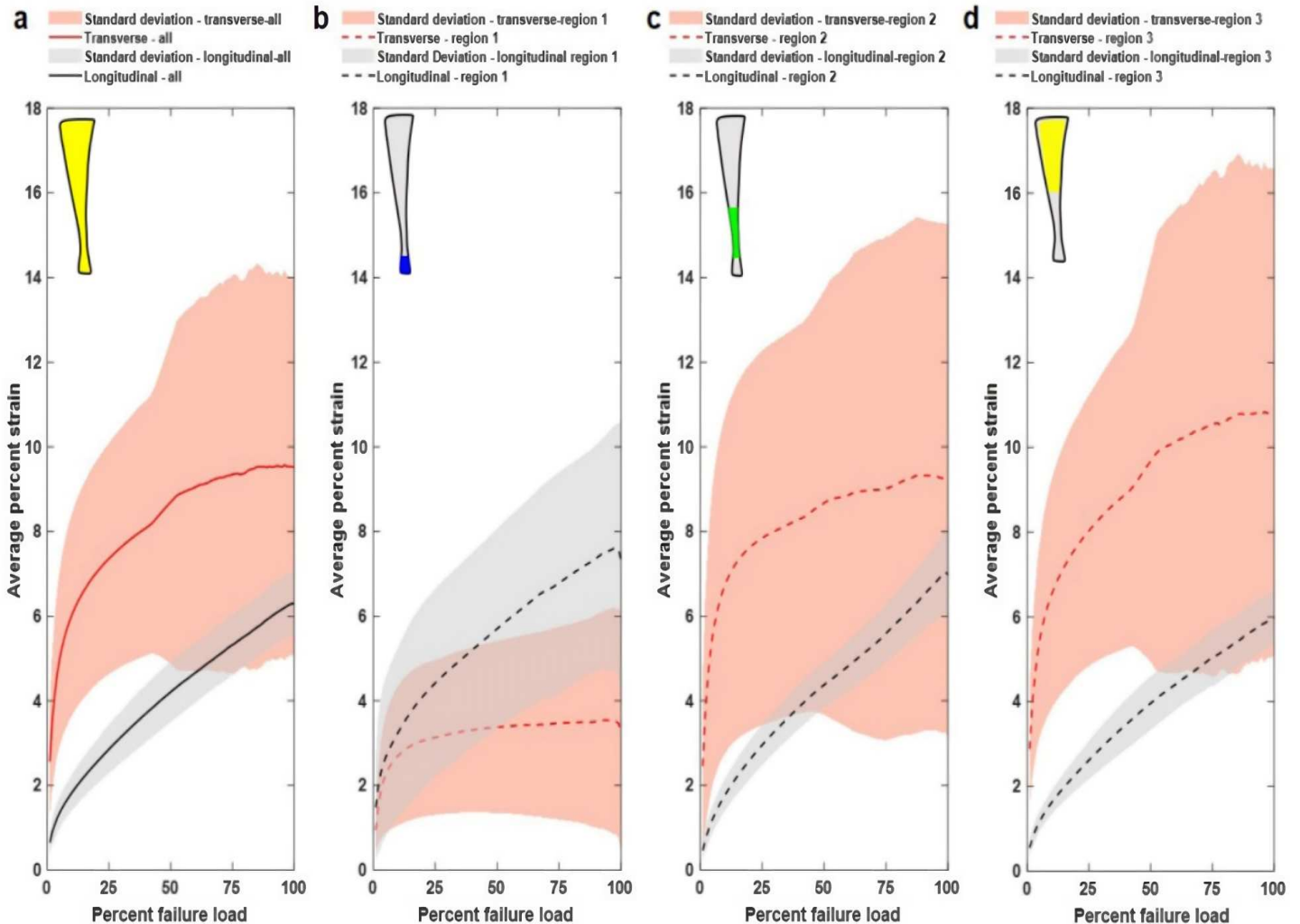


Figura 3.5 Andamento delle tensioni lungo la direzione trasversale (in rosso) e lungo la direzione longitudinale (in grigio) rispetto alla direzione di applicazione del carico

Sebbene le ricerche eseguite da Wren *et al.* [19] e C.V. Nagelli *et al.* [20] forniscano informazioni indispensabili per la caratterizzazione del tendine, bisogna evidenziare come in entrambe le sperimentazioni si sia fatto uso del tendine d'Achille nella sua interezza, ovvero comprensivo sia della porzione ossea del calcagno che della componente muscolare. Di conseguenza, in primo luogo la presenza di tessuto muscolare, ma anche della giunzione muscolare potrebbero aver alterato le misurazioni ottenute, in quanto i muscoli risultano meccanicamente incapaci di assorbire il carico; in secondo luogo si sono misurate grandezze

per il tendine nella sua interezza senza tener conto però della non uniformità nella distribuzione di tensioni e deformazioni.

Per far fronte a queste possibili cause d'errore nell'articolo prodotto da Louis E. Defrate *et al.*[21] sono state effettuate prove di trazione uniassiale su otto innesti tendinei ricavati dalla porzione centrale del tendini d'Achille da pazienti con età compresa tra i 50 e 60 anni.

Inizialmente agli innesti è stata calcolata l'area trasversale e successivamente sono state applicate delle sfere radiopache in modo da poter misurare le deformazioni locali nelle diverse regioni tendinee.

Per ogni campione durante la prova si sono registrati i valori di tensione e allungamento nelle diverse regioni identificando attraverso i marker la regione che presenta il minore allungamento (Min) e quella che invece presentava il massimo allungamento (Max) [Figura 3.6].

Per una tensione di 10 MPa, la deformazione minima del tessuto era circa del 2.53%, la deformazione media del tessuto era del 4.74%, la deformazione massima del tessuto era del 8,74% e la deformazione da morsetto a morsetto era del 15.87%.

Questi risultati sono in accordo con quelli derivati dallo studio di Wren *et al.* [19], dove tra le diverse regioni delimitate dai marker le deformazioni locali variano dal 3% al 15%, con un apice del 20% tra i marker e la morsa inferiori.

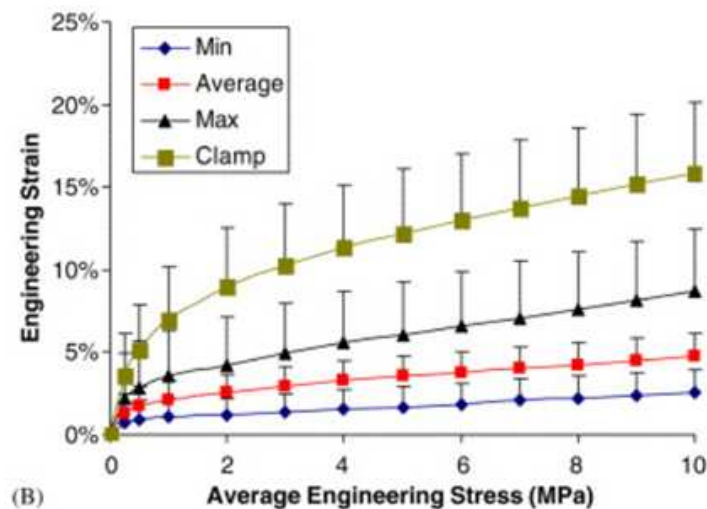


Figura 3.6 Curva stress-deformazione per le diverse aree del tendine identificate attraverso i marker

Successivamente sono stati calcolati i moduli di Young, utilizzando la deformazione minima è stato calcolato il modulo più grande corrispondente a 897 ± 323 MPa, mentre il modulo minore di 143 ± 2 MPa si è ricavato utilizzando la deformazione tra morsetto e morsetto (con deformazione morsetto a morsetto si sono assunte deformazioni e tensioni uniformi).

Nonostante i risultati ottenuti siano in linea con quelli presentati da Wren *et al.* [19], è facile osservare come sia le variazioni del modulo che dell'allungamento nei provini ponga particolare attenzione sull'assunzione di tensioni e deformazioni uniformi.

In conclusione tramite il consulto di queste trattazioni siamo riusciti a stimare parametri importanti, caratterizzanti il comportamento meccanico del tendine d'Achille osservando anche quali siano le possibili cause a cui imputare la disomogeneità dei dati raccolti.

	Wren et al.	Luis E.Defrate et al.	C.V.Nagelli er al.
Modulo di Young (MPa)	816-822	143 - 897	-
Carico di rottura (N)	4617-5579	-	4216 - 5649
Deformazione percentuale	12.8% - 16.1%	15.87%	8%

Tabella 1. Riassunto dei risultati ottenuti dalle tre prove in vitro riportate.

3.2.2 Prove in vivo

Durante l'esecuzione degli esperimenti di diverse prove in vivo spesso si fa ricorso all'utilizzo dell'ultrasonografia per svolgere indagini sullo stato dei tendini. L'impiego dell'ultrasonografia risulta, infatti, indispensabile perchè è una tecnica non invasiva e di conseguenza di facile applicabilità; in più permette un'acquisizione in tempo reale di immagini rendendo possibile un'analisi dei parametri di interesse anche in condizioni dinamiche: ad esempio mentre il soggetto dell'esperimento sta svolgendo movimenti come la camminata, il salto e la corsa.

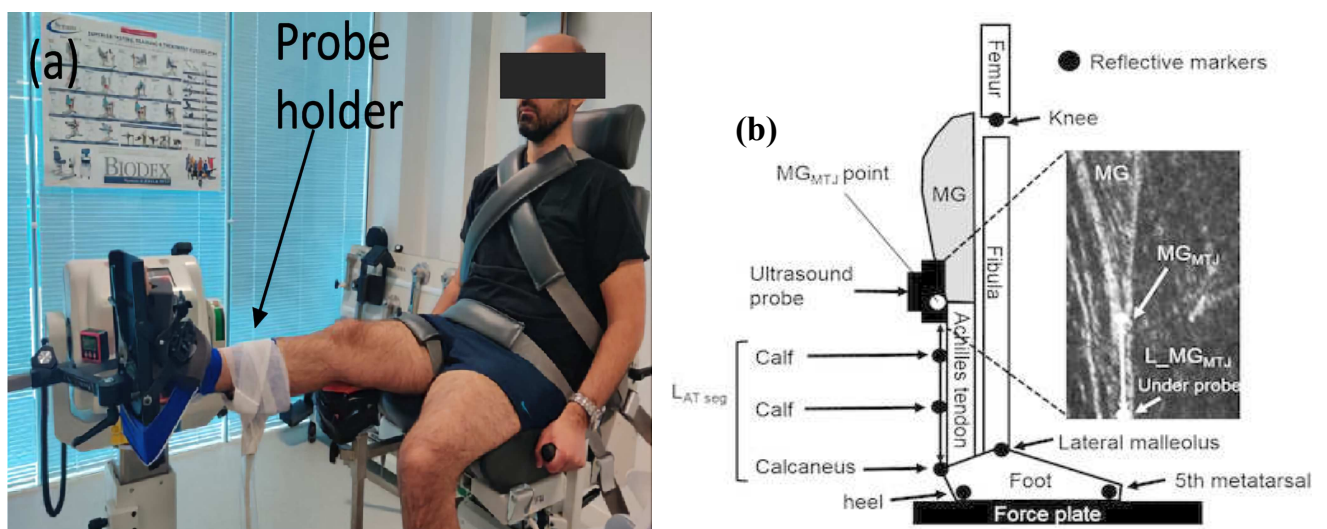


Figura 3.7 e 3.8 (a) immagine raffigurante paziente con il piede agganciato ad un dinamometro per caviglia e la sonda ad ultrasuoni fissata in corrispondenza della giunzione miotendinea tra gastrocnemio e tendine d'Achille. (b) Schema riassuntivo del set-up utilizzato in alcune prove in vivo con pedana di forza

Un esempio di come queste tecnologie vengano applicate nell'ambito delle prove in vivo è lo studio proposto da Kongsgaard *et al.* [22]

Nel loro articolo il comportamento meccanico del tendine d'Achille è valutato tramite lo svolgimento di contrazioni massimali.

Dieci soggetti maschi con un'età media di 30.6 ± 6.1 anni sono stati sottoposti allo studio. Inizialmente per ciascun volontario sono stati calcolati i valori della lunghezza a riposo, dell'area trasversale media e del braccio di momento del tendine; grandezze fondamentali per

il calcolo dell'allungamento, della tensione e della forza sviluppati nel tendine durante l'esercizio.

In seguito sono stati applicati degli elettrodi per monitorare il contributo dei muscoli sia antagonisti che agonisti nell'esecuzione del movimento. Successivamente è stato applicato il trasduttore ad ultrasuoni sulla pelle in modo tale da riuscire a monitorare il comportamento della porzione libera del tendine d'Achille e valutare contemporaneamente gli spostamenti della giunzione miotendinea del muscolo soleo e della giunzione osteo-tendinea [Figura 3.7].

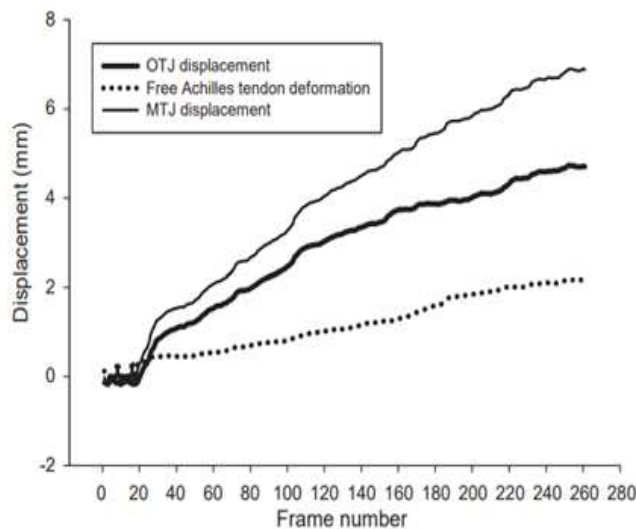


Figura 3.9 Grafico rappresentante gli spostamenti della porzione libera del tendine d'Achille, della giunzione miotendinea del muscolo soleo e della giunzione osteo-tendinea

Conseguentemente i pazienti sono stati posizionati su una panca con il piede posizionato su una pedana collegata ad un tensiometro dove sono stati eseguite contrazioni massimali dalla durata di 10 secondi ciascuna, con una pausa di 2 minuti tra una ripetizione e l'altra. Lo stesso tipo di prova è stata riproposta in due giorni distinti distanti una settimana l'uno dall'altro. I dati registrati sono riportati nella Tabella 2.

Free Achilles tendon mechanical properties and reproducibility hereof.

	AT max. force (N)	AT max. def. (mm)	AT max. stress (MPa)	AT max. strain (%)	AT stiffness (N/mm)	AT modulus (GPa)
Day 1	1924 (SD 229)	2.2 (SD 0.6)	29 (SD 3)	4.2 (SD 1.1)	2622 (SD 534)	2.0 (SD 0.4)
Day 2	2011 (SD 667)	2.4 (SD 0.7)	31 (SD 4)	4.5 (SD 1.4)	2497 (SD 584)	1.9 (SD 0.5)

AT = Achilles tendon, def. = deformation, Max. = Maximal. Values are mean (SD).

Tabella 2. Tabella con riportati i valori di rigidità, modulo elastico, massima forza, massima tensione, massima deformazione e massima deformazione percentuale del tendine.

I risultati dimostrano l'efficacia dell'esperimento nella sua riproducibilità tra diverse giornate, in più, confrontando quanto ottenuto con le grandezze riportate precedentemente, si osserva come le misurazioni in vivo riportino valori decisamente più alti. Il largo aumento delle grandezze registrate è molto probabilmente dovuto al fatto che in questo studio tutti i valori di forza relativi al tendine sono stati ricavati dalle misurazioni del momento articolare, di conseguenza anche piccoli errori nella stima del braccio del tendine possono aver portato ad una sopravvalutazione dei parametri.

Tuttavia, nella letteratura per le prove in vivo, vengono riportati valori di forza e modulo di Young che oscillano rispettivamente tra i 200-3800 N e i 0,3-1,4 GPa, di conseguenza quanto ottenuto da Kongsgaard *et al.* risulta essere in linea con questi dati. [17]

Diversamente, lo studio riportato da Finni *et al.*[23] utilizza tecniche ecografiche per osservare il comportamento del tendine in risposta a due distinte velocità di carico, confrontando principalmente le diverse rigidità ottenute e i diversi valori di isteresi calcolati. In particolare, l'obiettivo era valutare come la natura viscoelastica del materiale incidesse sulle proprietà meccaniche e sulla capacità del tendine di immagazzinare energia in forma reversibile.

L'impostazione sperimentale risulta simile a quella precedentemente esposta. I soggetti, di cui 10 maschi e 4 femmine con età media di 36 anni, sono stati fatti sedere con il ginocchio esteso e il piede collegato ad un dinamometro per caviglia, ovvero un pedale collegato ad un trasduttore di forza. La lunghezza del tendine è stata monitorata con l'utilizzo di un motion-capture ad ultrasuoni e, in aggiunta, è stato anche valutato lo spostamento della giunzione miotendinea attraverso l'applicazione di una sonda ad ultrasuoni.

Prima della raccolta dati effettiva è stato determinato il valore corrispondente alla massima contrazione volontaria (MVC), successivamente ai singoli soggetti è stato chiesto di

raggiungere la forza target (80% del valore corrispondente alla massima contrazione volontaria) eseguendo contrazioni lente e veloci dalla durata complessiva rispettivamente di 7s e 1s.

In seguito, il valore della forza esercitata sul tendine d'Achille è stato calcolato moltiplicando la forza di reazione registrata dal pedale per il rapporto tra la leva del piede e quella del tendine; la rigidezza è stata definita come la pendenza della linea data dai minimi quadrati del ramo ascendente della curva forza-allungamento, mentre i valori di isteresi sono stati ottenuti sottraendo l'area sottesa alla curva di scarico all'area sottostante la curva di carico del grafico forza-allungamento [Figura 3.8].

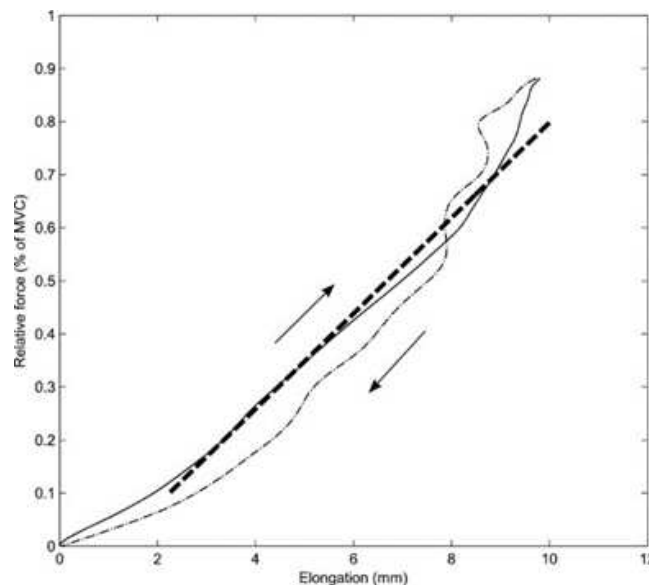


Figura 3.10 Curva di carico-scarico durante l'esecuzione di una contrazione massimale

Sebbene le velocità di carico risultassero considerevolmente diverse: $120 \pm 6\% \text{ MVC} \cdot \text{s}^{-1}$ contro $21 \pm 1\% \text{ MVC} \cdot \text{s}^{-1}$, non si sono registrate notevole differenze nelle proprietà del tendine. I valori medi di rigidezza variano da $193 \text{ N} \cdot \text{mm}^{-1}$ per il carico veloce e $207 \text{ N} \cdot \text{mm}^{-1}$ per il carico lento, anche per quanto riguarda l'allungamento non si sono misurati considerevoli disparità osservando una variazione da 13.0 mm a 14.3 mm tra i due carichi. Quindi possiamo considerare la rigidezza e l'allungamento indipendenti dalla rapidità della sollecitazione applicata, in accordo con quanto rilevato dallo studio in vitro di Wren *et al.*[19]. precedentemente esposto.

Diversamente, i risultati relativi all'isteresi sono stati ottenuti considerando soltanto le curve ottenute alla velocità più alta. Da quanto riportato i valori di isteresi oscillano tra il 7% e il 21%, misure che eccedono quelle riportate per i tendini durante test in vitro. Tuttavia va osservato che spesso per le prove in vivo vengono riportati valori decisamente più alti per quanto riguarda l'isteresi, questo fenomeno è principalmente associato al fatto che in queste prove si generano attriti tra il tendine e le componenti ad esso adiacenti, in più i dati risultano maggiori perché si deve anche tenere conto del contributo dovuto alla generazione di calore durante gli esercizi.

Oltre a quanto appena riportato, la sperimentazione in vivo risulta fondamentale per la caratterizzazione del tendine d'Achille durante lo svolgimento di azioni dinamiche quali la camminata e la corsa.

Diversi studi hanno indagato come il tendine si comportasse durante l'esecuzione di questi movimenti monitorando principalmente parametri come la forza che si sviluppa nella regione tendinea e l'area di isteresi ottenuta durante lo svolgimento dei diversi movimenti.

Il set-up dei diversi esperimenti varia da caso a caso, anche se recentemente la maggioranza delle sperimentazioni in vivo mira ad adottare tecniche non invasive, in letteratura vengono riportati anche casi in cui ciò non avviene. Finni *et al.*[24], ad esempio, nella loro ricerca hanno optato per una metodologia di indagine decisamente più invasiva rispetto alle tecniche ecografiche facendo ricorso all'uso di fibre ottiche direttamente impiantate nel tessuto tendineo; diversamente da studi come quello di P. Tecchio *et al.*[25] dove si sono utilizzate pedane di pressione per il calcolo delle forze di reazione al suolo e una sonda ad ultrasuoni direttamente legata alla gamba per registrare l'allungamento del tendine.

Nel primo studio condotto da Finni *et al.*[24] ai soggetti è stato chiesto di camminare lungo una pedana di forza lunga 10m a tre velocità diverse. Durante tutte e tre le prove a diversa velocità sono stati misurati i valori di forza e tensione; i primi oscillavano in un range di 750-2360 N con il picco massimo per un singolo soggetto è stato registrato ad un valore di 2,4 kN, mentre la tensione registrata varia tra $19 \text{ N} \cdot \text{mm}^{-2}$ e $22 \text{ N} \cdot \text{mm}^{-2}$ in relazione alla velocità. Questi dati inerenti la tensione risultano relativamente bassi se confrontati con altri riportati nella letteratura per le prove in vivo, dove si raggiungono i 59 MPa per la camminata e 111 MPa nella fase di corsa. Tuttavia la differenza nei risultati può essere attribuita alle diverse metodologie impiegate per l'analisi delle forze durante il movimento o per il calcolo dell'area trasversale. [26]

Nello studio di P.Tecchio *et al.*, invece, il valore massimo di forza ricavato durante la camminata, condotta mediamente a $1,5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, risulta di 2047 N di conseguenza appare in linea con quanto riportato dallo studio precedente se si considera che in quel caso la massima velocità non eccede i $1,8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Durante la corsa, invece il picco raggiunge valori di circa 3021 N.

L'impiego di prove in vivo nello studio del tendine d'Achille, come dimostrato da tutti gli studi riportati in precedenza, si rivela una strategia indispensabile per ottenere una comprensione approfondita delle sue proprietà meccaniche in condizioni fisiologiche e dinamiche. Attraverso analisi biomeccaniche in vivo, è infatti possibile acquisire dati in tempo reale che riflettono la complessità delle sollecitazioni meccaniche a cui il tendine è sottoposto durante l'attività umana quotidiana. Le prove in vivo dunque consentendo una valutazione accurata delle caratteristiche del tendine.

Kongsrad et al.		Finni et al. [23]			Finni et al. [24]			P.Tecchio	
Giorni dei test	1 2	Velocità di deformazione (MCV/s)	$21 \pm 1\%$	$120 \pm 6\%$	Velocità di deformazione (m/s)	1.1 1.5 1.8	Velocità di deformazione(m/s)	1.5 2.48	
Forza (N)	1924 2011	Allungamento (mm)	13.0	14.3	Forza massima (kN)	1.32 1.48 1.49	Forza massima (N)	2047 3021	
Rigidezza (N/mm)	2497 2622	Rigidezza (N/mm)	193	207	Tensione massima (MPa)	19 21 22	Forza media (N)	822 1530	
Tensione (MPa)	29 31	Isteresi (%)	7	21	Forza (N)	750 - 2360			
Deformazione (mm)	2.2 2.4								
Modulo di Young (MPa)	1.9 2.0								

Tabella 3. Riassunto dei dati ottenuti mediante le diverse prove

3.3 Effetti dell'età e dell'obesità

Nel capitolo precedente abbiamo analizzato diverse prove al fine di riuscire a descrivere in modo completo il comportamento meccanico del tendine d'Achille. Tuttavia è importante osservare come i diversi risultati siano influenzati dalle diverse metodologie di sperimentazione che inevitabilmente producono diversi errori. In questo capitolo esamineremo ulteriori cause, non dovuti alle tecniche di indagine, che incidono sulla risposta meccanica del tendine.

L'età è sicuramente uno dei fattori che incide maggiormente sulla risposta meccanica dei tessuti. Osservando come il tendine cambia con l'invecchiamento, si assiste ad un decremento della rigidità ed un peggioramento per quanto ne riguarda la resistenza: ciò è dovuto ad un incremento di legami cross-link tra catene di collagene e probabilmente anche correlato con il minore livello di attività fisica svolto da soggetti in età avanzata.

Nel loro studio G. Lewis *et al.*[27] hanno analizzato 29 campioni di tendine d'Achille raccolti da 16 donatori diversi con un'età che varia tra i 37 e i 100 anni per indagare come l'effetto dell'età avesse inciso sul loro comportamento meccanico. Inizialmente, questi campioni sono stati sottoposti a 10 cicli di carico e scarico, applicando una deformazione del 2% a una frequenza di 0.5 Hz. Dopo questa fase, sono stati posti in riposo per 30 minuti per neutralizzare gli effetti viscoelastici. Successivamente i campioni sono stati sottoposti ad una trazione unidirezionale fino al punto di rottura, utilizzando due diverse velocità di deformazione per diversi campioni: una del 10%/s e l'altra del 100%/s. Dall'analisi dei dati risultanti si è ottenuta una forte relazione tra età e massima tensione sopportabile e anche una relazione, seppur debole, con il modulo di Young: per entrambi i parametri, infatti, i provini appartenenti a soggetti più giovani hanno riportato valori maggiori rispetto a i campioni di età avanzata [Figura 3.11]. Diversamente da quanto è possibile immaginare, invece, non è stata registrata nessuna correlazione con la massima deformazione possibile dei campioni e non è stato possibile dire nulla nemmeno per quanto riguarda il rapporto con il modulo di rigidità. Si è ricavato così che secondo questo studio queste due proprietà non sono direttamente influenzate dall'avanzamento dell'età.

Donor age group	Ultimate strength (MPa)	Ultimate strain (%)	Tangent modulus of elasticity (MPa)
36 - 50	73 ± 8 ^(b)	21 ± 4 ^(b)	459 ± 54 ^(b)
52-67	73 ± 13 ^(b) 81 ± 14 ^(c)	25 ± 3 ^(b) 21 ± 1 ^(c)	401 ± 59 ^(b) 545 ± 43 ^(c)
79-100	48 ± 16 ^(b)	22 ± 8 ^(b)	333 ± 109 ^(b)
36-100	59 ± 16 ^(b)	22 ± 7 ^(b)	375 ± 102 ^(b)

^(a)Given as mean ± standard deviation

^(b)Loading rate = 10 %/s.

^(c)Loading rate = 100 %/s.

Figura 3.11 Differenze nelle proprietà meccaniche del tendine per i gruppi nelle diverse fasce di età

In accordo con i risultati appena esposti troviamo anche quanto riportato nello studio di D.J.Tomlinson *et al.*[28]

In questo caso gli effetti dell'età sono non stati analizzati tramite prove in vitro, bensì attraverso esperimenti in vivo, mediante l'utilizzo di dinamometri per la derivazione della forza e dello stress agenti sul tendine d'Achille e l'impiego di tecniche ecografiche per la misurazione della sezione trasversale e dell'allungamento. I soggetti presi in considerazione per l'esperimento appartenenti al gruppo "giovani" hanno un'età compresa tra i 18 e i 49 anni, mentre quelli appartenenti al gruppo "vecchi" presentano un'età tra i 50 e gli 80 anni. I partecipanti hanno eseguito tre contrazioni massimali per una durata di 6s ciascuna.

Dalla curva forza-elongazione ottenuta possiamo osservare la differenza tra la risposta meccanica esercitata dai due gruppi, anche se la deformazione non risulta differire notevolmente possiamo vedere come i soggetti più giovani riportino valori di forza maggiori.

[Figura 3.12]

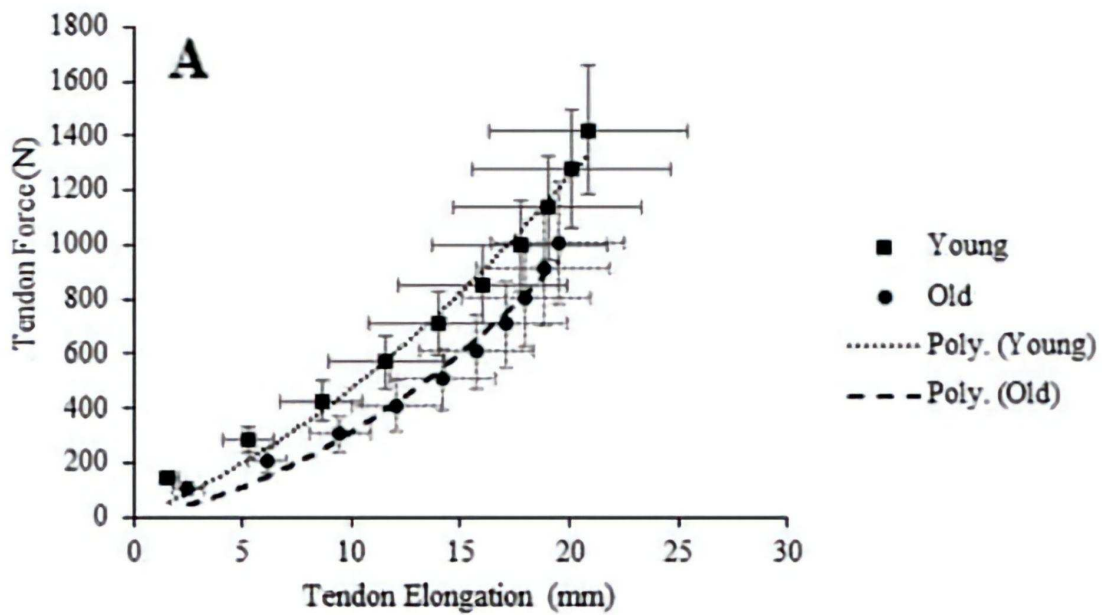


Figura 3.12 Confronto dell'andamento del grafico forza-deformazione per soggetti giovani e vecchi

Confrontando quanto ricavato da questa prova con lo studio precedentemente esposto, si consolida la correlazione esistente tra età e le grandezze di stress e modulo di Young, infatti, i partecipanti tra i 18 e 49 anni presentano valori più grandi per entrambe le caratteristiche, rispettivamente 82 MPa e 866 MPa rispetto ai 59 MPa e 675 MPa ottenuti per i soggetti più anziani.

Un altro interessante aspetto su cui indaga la ricerca di D.J.Tomlinson et al. [28] è l'effetto dell'obesità e della massa corporea sulle proprietà del tendine d'Achille. L'obesità rappresenta un tipo di malattia associata ad uno stato di infiammazione cronica a intensità ridotta che ha conseguenze negative sulla salute muscolo-scheletrica e accelera il deterioramento cellulare. Sebbene ci sia ancora una mancanza di informazioni concrete sugli impatti diretti dell'obesità sui tendini in condizioni reali, ci sono collegamenti tra le modifiche biomeccaniche e alterazioni di caratteristiche fondamentali come la resistenza, essenziale per lo svolgimento di azioni quotidiane e il mantenimento della postura. Anche se si conosce l'abilità dei tendini di adattarsi a differenti carichi, non è del tutto chiaro come l'eccesso di grasso corporeo possa modificare queste caratteristiche.

I volontari che hanno partecipato allo studio sono stati categorizzati per indice di massa corporea (BMI espressa in Kg/m²; peso normale ($\geq 18,5$ - < 25); sovrappeso (≥ 25 - < 30); obesi

(≥ 30)), percentuale di grasso corporeo (adiposità normale ($< 28\%$); alta adiposità ($\geq 28\%$)) e indice di massa grassa (FMI; normale (3-6); eccesso di grasso ($> 6-9$); alto contenuto di grasso (> 9). La composizione corporea è stata determinata utilizzando l'assorbimetria a raggi X a doppia energia, ovvero uno strumento diagnostico capace di misurare direttamente il peso e la percentuale della massa magra e della massa grassa nei vari distretti corporei.

Come precedentemente descritto le proprietà del tendine sono state indagate facendo eseguire ai soggetti delle contrazioni massimali. Come riportato nella Tabella 4, in accordo con le ipotesi sperimentali i risultati mostrano come un maggiore indice di massa corporea (BMI) e di massa grassa (FMI) siano correlati ad un aumento della sezione trasversale del tendine, circa il 25%, ed anche ad un incremento nella rigidità del tendine in relazione al BMI raggiunge un valore di 83 N/mm le persone obese contro i 66 N/mm associati ai soggetti ritenuti normopeso; al contrario considerando la tensione del tendine in rapporto ai parametri per l'obesità si osserva come un peggioramento della condizione fisica sia associato ad un decremento del carico.

	Body mass index				Body fat %			Fat mass index			
	NW (n = 18)	Ov (n = 14)	Ob (n = 8)	P	NA (n = 20)	HA (n = 20)	P	Normal (n = 15)	Excess fat (n = 17)	High fat (n = 8)	P
Ankle joint range of motion											
Plantar flexion (°)	43 ± 6	40 ± 8	40 ± 3	0.505	43 ± 6	40 ± 6	0.077	43 ± 6	40 ± 7	42 ± 5	0.584
Dorsiflexion (°)	-12 ± 4 ^a	-7 ± 4 ^b	-10 ± 4 ^{ab}	0.007	-11 ± 5	-8 ± 4	0.020	-12 ± 4 ^a	-7 ± 3 ^b	-9 ± 4 ^{ab}	0.004
Total (°)	55 ± 9 ^a	47 ± 8 ^b	50 ± 6 ^{ab}	0.037	54 ± 9	48 ± 7	0.014	55 ± 9 ^a	47 ± 8 ^b	51 ± 6 ^{ab}	0.039
Peak RTD 0-200ms (Nm/s)	420 ± 124	307 ± 162	351 ± 208	0.137	439 ± 144	294 ± 147	0.003	453 ± 107 ^a	330 ± 184 ^{ab}	280 ± 127 ^b	0.019
GM/AT properties											
AT mean CSA (mm ²)	65 ± 12 ^a	73 ± 13 ^{ab}	81 ± 17 ^b	0.030	68 ± 14	74 ± 16	0.198	66 ± 13	72 ± 14	80 ± 17	0.078
GM tendon resting length (mm)	195 ± 22	178 ± 25	199 ± 17	0.058	195 ± 23	187 ± 24	0.346	195 ± 22	183 ± 27	195 ± 17	0.414
GM force (N)	1258 ± 246	1175 ± 358	1234 ± 371	0.758	1302 ± 281	1145 ± 322	0.108	1309 ± 236	1161 ± 354	1198 ± 329	0.396
GM stiffness (N/mm)	66 ± 19	68 ± 18	83 ± 32	0.199	70 ± 22	70 ± 22	0.950	67 ± 20	70 ± 21	77 ± 29	0.604
Standardised GM tendon stiffness (N/mm)	29 ± 16	23 ± 17	35 ± 24	0.138	30 ± 18	26 ± 19	0.265	32 ± 16	25 ± 19	28 ± 21	0.231
Young's modulus (MPa)	810 ± 268	703 ± 347	826 ± 307	0.316	814 ± 299	737 ± 307	0.369	812 ± 284	751 ± 342	759 ± 272	0.845
Standardised young's modulus (MPa)	356 ± 193	245 ± 223	349 ± 218	0.087	357 ± 209	274 ± 208	0.121	382 ± 197	275 ± 230	276 ± 177	0.125
AT stress (MPa)	79 ± 18	66 ± 23	62 ± 17	0.065	78 ± 20	63 ± 18	0.018	82 ± 18 ^a	66 ± 21 ^a	61 ± 17 ^a	0.026
GM tendon strain (%)	11.0 ± 1.9 ^{ab}	11.6 ± 2.7 ^a	9.0 ± 1.6 ^b	0.033	11.0 ± 1.8	10.6 ± 2.8	0.596	11.1 ± 1.8	10.9 ± 2.7	9.9 ± 2.4	0.465

Tabella 4. Classificazioni delle caratteristiche meccaniche del tendine d'Achille in relazione con gli indici BMI, BF%, FMI.

CAPITOLO 4

DISCUSSIONE

L'analisi degli studi effettuati sul tendine d'Achille mette in luce quanto sia importante conoscere a fondo il comportamento meccanico di questo tessuto, affinché si possano attuare strategie utili alla prevenzione e gestione delle lesioni, per l'elaborazione di tecniche mirate per migliorare le prestazioni atletiche e per lo sviluppo protocolli di riabilitazione.

Tramite l'analisi di diverse prove sperimentali è stato possibile descrivere il comportamento meccanico del tendine d'Achille. I risultati sono simili a quelli ottenuti anche per altri tendini. Sottoponendo il materiale a una prova di trazione, infatti, è possibile ricostruire la tipica curva tensione deformazione. Seguendo il tracciato di questa curva si osserva una bassa rigidità iniziale che aumenta progressivamente all'aumentare della tensione, poiché le fibre di collagene si distendono passando alla configurazione uncrimped. Raggiunto il 4% della deformazione le fibre risultano completamente distese, di conseguenza un'ulteriore deformazione condurrebbe all'interno della regione plastica dove il materiale subisce alterazioni irreversibili. Proseguendo nel processo di deformazione si assiste alla rottura delle fibre di collagene fino al collasso definitivo della struttura.

Questo tipo di risposta da parte del tessuto è reso possibile grazie all'unione di proprietà elastiche e viscosi. Tuttavia nello studio del tendine d'Achille si osserva una scarsa dipendenza dal tempo di grandezze come la rigidità e il modulo di Young, di conseguenza sembra che l'influenza del carattere viscoso sia ridotta in favore di una maggiore elasticità. Un elevato carattere elastico risulta fondamentale perché permette al tendine di immagazzinare una grande quantità di energia in forma reversibile, che può di conseguenza essere sfruttata per ottimizzare l'attività motoria.

Per valutare al meglio parametri importanti e necessari per descrivere il comportamento meccanico del tendine d'Achille si può fare ricorso a due distinte tipologie di test: quelli in vitro e in vivo .

Le prove in vivo coinvolgono l'utilizzo di campioni di tendine isolati, spesso prelevati post-mortem, per valutare le proprietà meccaniche in un ambiente controllato. Questi test forniscono informazioni dettagliate sulla resistenza, l'elasticità e la deformabilità del tessuto tendineo. Diversamente, le prove in vivo coinvolgono l'analisi dei tendini all'interno

dell'organismo, valutando il loro comportamento sotto carichi dinamici e condizioni fisiologiche reali. Mentre le prove in vitro consentono una maggiore precisione e ripetibilità, le prove in vivo riflettono meglio la complessità delle forze e delle tensioni che i tendini sperimentano durante le attività quotidiane.

Attraverso l'analisi di test in vitro riportati in letteratura è stato possibile osservare come l'ipotesi di tensioni e deformazioni omogenee spesso utilizzata non sia opportuna in quanto potrebbe portare ad una stima errata dei parametri meccanici.

L'integrazione di prove in vivo si rivela una strategia indispensabile per ottenere una comprensione approfondita delle sue proprietà meccaniche in condizioni fisiologiche e dinamiche, tuttavia bisogna considerare anche le problematiche annesse a queste prove principalmente relative alla difficoltà nell'ottenere risultati precisi e riproducibili, dovute alla variabilità individuale.

Quindi, tramite il consulto di queste trattazioni siamo riusciti a stimare parametri importanti, caratterizzanti il comportamento meccanico del tendine d'Achille osservando anche quali siano le possibili cause a cui imputare la disomogeneità dei dati raccolti.

In conclusione si può evidenziare come sia l'età che malattie come l'obesità influenzano negativamente la risposta del tessuto tendineo. Gli effetti dovuti all'invecchiamento sono deleteri, come riportato la forza, la rigidità e il modulo di Young sono minori in soggetti più anziani e lo stesso vale anche per la capacità di generare coppia e sull'ampiezza del movimento della caviglia. Questi deficit funzionali legati all'invecchiamento possono portare a una diminuzione della velocità di camminata e a un aumento del rischio di caduta. Per quanto riguarda la correlazione con l'obesità possiamo affermare che il tendine per far fronte ad un incremento della massa corporea e di conseguenza ad un carico più elevato si adatta attraverso modificazioni sia della struttura come visto con l'aumento dell'area trasversale, ma anche delle sue proprietà come avviene per la rigidità.

BIBLIOGRAFIA

- [1] *Achilles tendon: functional anatomy and novel emerging models of imaging classification* Angelo Del Buono, Otto Chan, and Nicola Maffulli. *International Orthopedics*. 2013 Apr; pages:715-21. doi: 10.1007/s00264-012-1743-y. Epub 2012 Dec 20. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23254856/>
- [2] Doral MN, Alam M, Bozkurt M, Turhan E, Atay OA, Dönmez G, Maffulli N. *Functional anatomy of the Achilles tendon*; *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*.2010 May; pages:638-43. doi: 10.1007/s00167-010-1083-7. Epub 2010 Feb 25. PMID:20182867.
- [3] *The Anatomy of the Achilles Tendon*. O'Brien, Moira (2005) ;*Foot and Ankle Clinics Volume 10, pages 225–238*. doi:10.1016/j.fcl.2005.01.011
- [4] *ANATOMIA CHIRURGICA E BIOMECCANICA DEL SISTEMA ACHILLEO-PLANTARE* Umberto Alfieri Montrasio, Valentina Rita Corbo, Mauro Magnani, Daniele Marcolli, Maria Palmucci.
- [5] *Functional anatomy, histology and biomechanics of the human Achilles tendon - A comprehensive review*. Kamil Winnicki , Anna Ochała-Kłos , Bartosz Rutowicz , Przemysław A Pękala , Krzysztof A Tomaszewski; 2020 May; doi: 10.1016/j.aanat.2020.151461. Epub 2020 Jan 21.
- [6] *The Achilles Tendon. Treatment and Rehabilitation*; Edited by James A. Nunley, MD; Duke University Medical Center, Durham, NC, USA; Publisher Springer New York, NY; DOI <https://doi.org/10.1007/978-0-387-79205-7>
- [7] Yang Liu; H.S. Ramanath; Dong-An Wang (2008). *Tendon tissue engineering using scaffold enhancing strategies. , 26(4), 201–209*. doi:10.1016/j.tibtech.2008.01.003
- [8] *Tendon's ultrastructure* Ilaria Tresoldi, Francesco Oliva, Monica Benvenuto, Massimo Fantini, Laura Masuelli, Roberto Bei and Andrea Modesti ;*Muscles Ligaments Tendons J. ; 2013 Jan-Mar; Published online 2013 May 21; doi:10.11138/mltj/2013.3.1.002*
- [9] *BIOMECCANICA:Analisi multiscala di tessuti biologici* ; Alberto Redaelli, Franco Montevecchi; PATRON EDITORE, Bologna 2007
- [10] *BIOMECCANICA:Dalla scienza dei materiali alle applicazioni cliniche*; Carlo Di Bello, Andrea Bagno; PATRON EDITORE, Bologna 2007
- [11] *Fibrous Proteins: Structures and Mechanisms*; Editors:David A.D. Parry, John M. Squire; Publisher:Springer Cham; DOI:<https://doi.org/10.1007/978-3-319-49674-0>

- [12] *Collage: Structure and Mechanics*; Editors: Peter Fratzl; Publisher: Springer New York, NY; DOI: <https://doi.org/10.1007/978-0-387-73906-9>
- [13] *Mechanical Properties and Functions of Elastin: An Overview*; Hanna Trębacz and Angelika Barzycka; Published online 2023 Mar 22; doi: 10.3390/biom13030574; Vladimir N. Uversky, Academic Editor
- [14] Fung, Y. C. (1981). *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. Springer-Verlag.
- [15] B. Young, J. W. Heath, A. Stevens, J. S. Lowe, «*Wheater. Istologia e anatomia microscopica*», 2000.
- [16] Wang, J. H.-C. (2006). *Mechanobiology of tendon* ;Journal of Biomechanics Journal of Biomechanics ;Volume 39, Issue 9, 2006, Pages 1563-1582
- [17] *Biomechanics of the Achilles tendon*; Constantinos N. Maganaris , Marco V. Narici1 & Nicola Maffulli; Institute for Biophysical & Clinical Research into Human Movement (IRM), Manchester Metropolitan University, Alsager, and Department of Trauma & Orthopaedic Surgery, Keele University School of Medicine, North Staffordshire Hospital, Stoke-on-Trent, UK
- [18] *Viewpoint: On the hysteresis in the human Achilles tendon*; Taija Finni, Jussi Peltonen, Lauri Stenroth, Neil J Cronin; J Appl Physiol (1985) 2013 Feb 15;114(4):515-7. doi: 10.1152/jappphysiol.01005.2012. Epub 2012 Oct 18.
- [19] *Mechanical properties of the human achilles tendon*. Tishya A.L Wren; Scott A Yerby; Gary S Beaupré; Dennis R Carter ;April 2001 ;Clinical Biomechanics 16(3):245-51
- [20] *Mechanical and strain behavior of human achilles tendon during in vitro testing to failure*; C.V. Nagelli, A. Hooke, N. Quirk, C.L. De Padilla, T.E. Hewett, M. van Griensven,1,3 M. Coenen, L. Berglund, C.H. Evans and S.A. Müller ;Eur Cell Mater. 2022 Apr 21; 43: 153–161; Published online 2022 Apr 21. doi: 10.22203/eCM.v043a12
- [21] *The measurement of the variation in the surface strains of Achilles tendon grafts using imaging techniques*; Louis E Defrate ,Alexander van der Ven ,Patrick J Boyer ,Thomas J Gill, Guoan Li; Journal of Biomechanics Volume 39, Issue 3, 2006, Pages 399-405
- [22] *Mechanical properties of the human Achilles tendon, in vivo*; M. Kongsgaard , C.H. Nielsen , S. Hegnsvad , P. Aagaard b, S.P. Magnusson a c ;Clinical Biomechanics Volume 26, Issue 7, August 2011, Pages 772-777

[23] *Viscoelastic properties of the Achilles tendon in vivo*; Jussi Peltonen* ,Taija Finni, Neil J Cronin, Lauri Stenroth, Janne Avela ;Peltonen et al. SpringerPlus 2013, 2:212 <http://www.springerplus.com/content/2/1/212>

[24] *Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique*; T.Finni, P.V.Komi, J.Lukkariniemi; Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1998 Feb;77(3):289-91. Affiliations expand PMID: 9535592DOI: 10.1007/s004210050335

[25] *Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion*
P.V. Komi, S. Fukashiro, M. Järvinen ;Clin. Sports Med., 11 (3) (1992 Jul), pp. 521-531
PMID: 1638639

[26] *Achilles tendon mechanical properties during walking and running are underestimated when its curvature is not accounted for* ;P Tecchio, P Zamparo, F Nardello, A Monte - Journal of Biomechanics, 2022 - Elsevier

[27] *Tensile properties of human tendo Achillis: effect of donor age and strain rate*
Gladys Lewis; Kevin M. Shaw (1997)., J Foot Ankle Surg. 1997 Nov-Dec;36(6):435-45.
doi: 10.1016/s1067-2516(97)80096-8.

[28] *The combined effects of obesity and aging on skeletal muscle function and tendon properties in vivo in men*; David J. Tomlinson, Robert M. Erskine, Christopher I. Morse, Joseph M. Pappachan, Emmanuel Sanderson-Gillard & Gladys L. Onambélé-Pearson
Endocrine (2021) 72:411–422 <https://doi.org/10.1007/s12020-020-02601-0>;Received: 23 September 2020 / Accepted: 24 December 2020 / Published online: 23 January 2021 © The Author(s) 2021

IMMAGINI

Figura 1.1

Sintomi e Rimedi Contrattura Polpaccio

<https://www.cervicalevertigini.it/contrattura-polpaccio/>

Figura 1.2

Kager's Fat Pad Inflammation - Ankle, Foot and Orthotic Centre

<https://ankleandfootcentre.com.au/kagers-fat-pad-inflammation/>

Figura 1.3

Podiatric Associates Foot & Ankle Center | Retrocalcaneal Bursa in Pembroke Pines

<https://www.podiatryinthepines.com/retrocalcaneal-bursa>

Figura 1.4 Tendons and Ligaments | Musculoskeletal Key

<https://musculoskeletalkey.com/tendons-and-ligaments-2/>

Figura 2.1

Biomeccanica: analisi multiscala di tessuti biologici; autori Alberto Radaelli, Franco Montevecchi; Editore: Patron Editore Bologna 2007; Figura 10, pagina 163

Figura 2.2

Biomeccanica: analisi multiscala di tessuti biologici; autori Alberto Radaelli, Franco Montevecchi; Editore: Patron Editore Bologna 2007; Figura 17, pagina 169

Figura 2.3

Elastina: che cos'è e come agisce questa proteina della pelle - NonSoloBenessere.it
<https://www.nonsolobenessere.it/elastina-che-cos-e-e-come-agisce-questa-proteina-della-pelle.html>

Figura 3.1

Biofabrication of Electrospun Scaffolds for the Regeneration of Tendons and Ligaments by Alberto Sensini and Luca Cristofolini. <https://www.mdpi.com/1996-1944/11/10/1963>

Figura 3.2

Commentaries on Viewpoint: On the hysteresis in the human Achilles tendon Lichtwark, G. A.; Cresswell, A. G.; Ker, R. F.; Reeves, N. D.; Maganaris, C. N.; Magnusson, S. P.; Svensson, R. B.; Coupe, C.; Hershenhan, A.; Eliasson, P.; Nordez, A.; Foure, A.; Cornu, C.; Arampatzis, A.; Morey-Klapsing, G.; Mademli, L.; Karamanidis, K.; Vagula, M. C.; Nelatury, S. R. ;J Appl Physiol 114: 518 –520, 2013; Letter To The Editor doi:10.1152/jappphysiol.01525.2012.

Figura 3.3

Mechanical properties of the human achilles tendon. Tishya A.L Wren; Scott A Yerby; Gary S Beaupré; Dennis R Carter ;April 2001 ;Clinical Biomechanics 16(3):245-51

Figura 3.4

Mechanical properties of the human achilles tendon. Tishya A.L Wren; Scott A Yerby; Gary S Beaupré; Dennis R Carter ;April 2001 ;Clinical Biomechanics 16(3):245-51

Figura 3.5

Mechanical and strain behavior of human achilles tendon during *in vitro* testing to failure; C.V. Nagelli, A. Hooke, N. Quirk, C.L. De Padilla, T.E. Hewett, M. van Griensven,1,3 M. Coenen, L. Berglund, C.H. Evans and S.A. Müller ;Eur Cell Mater. 2022 Apr 21; 43: 153–161;Published online 2022 Apr 21. doi: 10.22203/eCM.v043a12

Figura 3.6

The measurement of the variation in the surface strains of Achilles tendon grafts using imaging techniques; Louis E Defrate ,Alexander van der Ven ,Patrick J Boyer ,Thomas J Gill, Guoan Li; Journal of Biomechanics Volume 39, Issue 3, 2006, Pages 399-405

Figura 3.7

Supersonic shear wave elastography of human tendons is associated with *in vivo* tendon stiffness over small strains;March 2023;Tiziana Mifsud; Constantinos N. Maganaris Panagiotis Chatzistergos; Nachiappan Chockalingam ;Journal of Biomechanics DOI:10.1016/j.jbiomech.2023.111558

Figura 3.8

Neuromechanical Modulation of the Achilles Tendon During Bilateral Hopping in Patients with Unilateral Achilles Tendon Rupture, Over 1 Year After Surgical Repair; Hiroyuki Oda, Kanae Sano Yoko Kunimasa , Paavo V Komi, Masaki Ishikawa; June 2017; Sports Medicine 47(6); DOI:10.1007/s40279-016-0629-3

Figura 3.9

Mechanical properties of the human Achilles tendon, *in vivo*; M. Kongsgaard , C.H. Nielsen , S. Hegnsvad , P. Aagaard b, S.P. Magnusson a c ;Clinical Biomechanics Volume 26, Issue 7, August 2011, Pages 772-777

Figura 3.10

Viscoelastic properties of the Achilles tendon *in vivo*; Jussi Peltonen* ,Taija Finni, Neil J Cronin, Lauri Stenroth, Janne Avela ;Peltonen et al. SpringerPlus 2013, 2:212 <http://www.springerplus.com/content/2/1/212>

Figura 3.11

Tensile properties of human tendo Achillis: effect of donor age and strain rate

Gladius Lewis; Kevin M. Shaw (1997)., J Foot Ankle Surg. 1997 Nov-Dec;36(6):435-45. doi: 10.1016/s1067-2516(97)80096-8.

Figura 3.12

The combined effects of obesity and aging on skeletal muscle function and tendon properties in vivo in men; David J. Tomlinson, Robert M. Erskine, Christopher I. Morse, Joseph M. Pappachan, Emmanuel Sanderson-Gillard & Gladys L. Onambélé-Pearson Endocrine (2021) 72:411–422 <https://doi.org/10.1007/s12020-020-02601-0>;Received: 23 September 2020 / Accepted: 24 December 2020 / Published online: 23 January 2021 © The Author(s) 202

Tabella 1

Mechanical properties of the human Achilles tendon, in vivo; M. Kongsgaard , C.H. Nielsen , S. Hegnsvad , P. Aagaard b, S.P. Magnusson a c ;Clinical Biomechanics Volume 26, Issue 7, August 2011, Pages 772-777

Tabella 2

he combined effects of obesity and aging on skeletal muscle function and tendon properties in vivo in men; David J. Tomlinson, Robert M. Erskine, Christopher I. Morse, Joseph M. Pappachan, Emmanuel Sanderson-Gillard & Gladys L. Onambélé-Pearson Endocrine (2021) 72:411–422 <https://doi.org/10.1007/s12020-020-02601-0>;Received: 23 September 2020 / Accepted: 24 December 2020 / Published online: 23 January 2021 © The Author(s) 202

