



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE
CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN BIOINGEGNERIA
INDUSTRIALE

**COMPORAMENTO MECCANICO DEI TENDINI DELLA MANO:
TENDINI FLESSORI ED ESTENSORI**

Relatore:

Prof.ssa Fontanella Chiara Giulia

Laureando:

Alessandro Sartori

Correlatore:

Dott.ssa Sofia Pettenuzzo

Anno Accademico: 2023-2024

Data di laurea: 23/04/2024

Abstract

I tendini sono strutture fibrose robuste di collegamento tra muscoli ed elementi scheletrici o altre strutture di inserzione, la cui funzione biomeccanica consiste nella trasmissione della forza sviluppata nella contrazione muscolare ad elementi scheletrici rendendo possibili i movimenti articolari.

In particolare, in questo lavoro vengono considerati i tendini della mano, altamente specializzati in modo tale da fornirle movimenti di precisione e suddivisi, in base al loro ruolo meccanico, in tendini flessori ed estensori.

I campioni sono stati prelevati da un paziente con l'ausilio del Dipartimento di Scienze Chirurgiche Oncologiche e Gastroenterologiche dell'Azienda Ospedale-Università di Padova e sottoposti a prove di trazione monoassiali a rottura e prove di stress-relaxation, in condizioni idratate a temperatura ambiente.

Le prove meccaniche eseguite, per valutare il comportamento meccanico dei tendini della mano, prevedevano due diverse tipologie di protocollo: le prime ovvero le prove di trazione monoassiale a rottura sono state eseguite tramite due diversi dispositivi, quali il sistema micromeccanico Mach-1™, la cui velocità di spostamento imposta al sistema di fissaggio è stata di $0,01 * L_0 \text{ mm/s}$, proporzionale alla lunghezza a riposo L_0 del campione testato e con un carico massimo applicabile di 250N, ed il dispositivo di controllo MTS FlexTest®, una cella di carico di 25kN, invece le seconde ovvero le prove di stress-relaxation sono state eseguite il sistema micromeccanico Mach-1™ tramite 5 cicli, suddivisi in due gruppi, i primi tre della durata di 300s e i restanti due di 400s.

In particolare, nelle prove sperimentali eseguite sono stati valutati parametri come il modulo elastico in determinate regioni del comportamento meccanico, la tensione a rottura e la relativa deformazione, osservandone il tipico comportamento tensione-deformazione di tipo non lineare.

I risultati ottenuti dal seguente elaborato possono essere considerati come un punto di partenza per ampliare la letteratura e per lo studio di nuovi approcci chirurgici o riabilitativi per lesioni tendinee della mano

Indice

Introduzione	8
Capitolo 1: Anatomia della mano	10
1.1 Struttura scheletrica della mano	10
1.1.1 Carpo	11
1.1.2 Metacarpo	17
1.1.3 Falangi	18
1.2 Articolazioni della mano	19
1.2.1 Articolazioni delle ossa carpali.....	19
1.2.2 Articolazioni delle ossa metacarpali.....	21
1.2.3 Articolazioni delle falangi	22
1.3 Muscolatura della mano.....	22
1.3.1 Muscoli estrinseci	23
1.3.2 Muscoli intrinseci	27
1.4 Legamenti della mano	29
Capitolo 2: Configurazione microstrutturale del tessuto tendineo e comportamento meccanico	31
2.1 Tessuto tendineo: struttura.....	31
2.1.1 Il collagene	31
2.1.2 L'elastina	33
2.1.3 La sostanza di fondo	34
2.2 Comportamento meccanico del collagene.....	36
2.3 Comportamento meccanico dell'elastina.....	38
2.4 Struttura gerarchica del tendine	39
Capitolo 3: Tendini flessori ed estensori della mano	41
3.1 Analisi macroscopica del tendine	41
3.2 Tendini flessori della mano	46
3.2.1 Zone anatomiche.....	50

3.2.2 Condizioni patologiche e approcci chirurgici.....	52
3.2.3 Riparazione secondaria dei tendini flessori	58
3.3 Tendini estensori delle dita.....	61
3.3.1 Zone anatomiche.....	65
3.3.2 Lesioni dei tendini estensori delle dita	66
Capitolo 4: Materiali e metodi.....	72
4.1 Mechanical Testing System Mach-1™	72
4.2 Campioni tendinei e trattamento.....	78
4.3 Prove di trazione monoassiale	86
4.4 Prove di rilassamento delle tensioni	89
Capitolo 5: Risultati delle prove sperimentali	93
5.1 Risultati delle prove di trazione monoassiale	93
5.2 Risultati delle prove di stress-relaxation	99
5.3 Analisi dei risultati delle prove di trazione monoassiale.....	105
5.4 Analisi dei risultati delle prove di stress-relaxation	112
Conclusioni.....	118
Bibliografia.....	121

Introduzione

I tendini della mano sono strutture fibrose robuste di collegamento che hanno origine nella porzione più distale dell'avambraccio e che, decorrendo all'interno di canali (guaine tendinee) si inseriscono all'altezza delle falangi. Sono strutture appartenenti ad una classe di tessuto connettivo caratterizzata dalla presenza di un'abbondante matrice extracellulare costituita da fibre di collagene (~70%), elastina (~2%), acqua, proteoglicani e da una scarsa componente cellulare composta da fibroblasti, i quali si dispongono in file parallele alle fibre di collagene. La funzione biomeccanica dei tendini consiste nella trasmissione della forza sviluppata nella contrazione muscolare ad elementi scheletrici rendendo possibili i movimenti articolari.

I tendini della mano si suddividono in due gruppi principali: tendini flessori, situati nel lato palmare della mano e del polso, e tendini estensori, situati nel lato dorsale della mano e del polso. La loro denominazione è relativa, inoltre, alla funzione biomeccanica che svolgono: infatti, come suggerisce il nome, i tendini flessori permettono i movimenti di flessione delle dita, mentre i tendini estensori, consentono i movimenti di estensione delle dita.

Tuttavia, essendo la mano una struttura anatomica centrale e fondamentale in molte attività della vita quotidiana, nelle professioni lavorative e nello sport, è continuamente esposta ad un uso eccessivo e a possibili lesioni. Infatti, come testimoniato da *Angermann e Lohmann (1993)*, sulla base di 50.272 feriti, il 28,6% dei pazienti trattati in ospedale era dovuto a lesioni alle mani, con un rischio di 3,7 lesioni su 100.000 individui della popolazione danese^[1]. Più in dettaglio, in media le lesioni alle mani rappresentano il 14% fino al 30% di tutte le lesioni trattate in ospedale e, fra tutte le tipologie di lesioni, quelle tendinee ne rappresentano il 29%, al secondo posto dopo le fratture. Infine, da uno studio condotto da *Clayton e Court-Brown (2008)* sui dati provenienti dall'Unità di Traumatologia Ortopedica di Edimburgo (Scozia), ha mostrato che le lesioni dei tendini flessori ed estensori della mano costituiscono rispettivamente il 4,5% ed il 26,1% delle diverse lesioni dei tessuti molli (legamenti e tendini), con un'incidenza del 4,83 e 27,76 su una popolazione di 100.000 abitanti^[2].

La mancanza di studi incentrati sulla valutazione ed analisi del comportamento meccanico dei tendini della mano, come descritto da *Weber J.F et al. (2014)* è dovuta al

fatto che l'interesse è rivolto maggiormente verso tessuti tendinei maggiormente sollecitati quotidianamente e che, in caso di lesione o rottura, implicano una maggior limitazione da un punto di vista motorio e di coordinazione dei movimenti, come ad esempio il legamento crociato anteriore o il tendine d'Achille^[3]. Pertanto, tale carenza di studi legati al comportamento meccanico dei tendini della mano non permette un'accurata analisi statistica completa su ciò che riguarda la risposta e le proprietà meccaniche tali tessuti.

Il presente elaborato ha l'obiettivo di fornire un'ulteriore valutazione sulle proprietà meccaniche dei tendini flessori ed estensori della mano dall'analisi dei risultati di prove di trazione monoassiale fino a rottura e da prove di rilassamento delle tensioni in modo tale da ampliare la limitata letteratura accessibile e di analizzare le differenze fra le due categorie di tendini della mano.

Capitolo 1: Anatomia della mano

La mano è l'organo prensile e la porzione più distale dell'arto superiore che comprende numerose strutture anatomiche complesse, quali ossa, articolazioni, muscoli e legamenti, che verranno descritte nel seguente capitolo, ad eccezione dei tendini, che verranno trattati nel dettaglio nei capitoli successivi. La funzione della mano è prodotta da complesse interazioni che producono potenza, fornita dalla muscolatura estrinseca ed intrinseca, stabilità, fornita dai legamenti, e struttura, fornita dalle ossa, che costituiscono siti di inserimento e di attacco per muscoli e legamenti. Tali strutture specializzate operano in sincronia in modo da permettere movimenti biomeccanici precisi e fini sensi tattili.

1.1 Struttura scheletrica della mano

L'anatomia scheletrica della mano (*Figura 1.1*) è formata da 27 ossa organizzate in questo modo^[4]:

- **carpo**, costituito da 8 ossa brevi e posizionato tra la parte inferiore di radio e ulna e la parte iniziale del metacarpo
- **metacarpo**, costituito da 5 ossa lunghe e situato tra il carpo e le falangi della mano
- **falangi**, costituite da 14 ossa lunghe collocate nella parte distale della mano

Inoltre, le ossa della mano possono essere suddivise in tre regioni:

1. **prossimale**, composta dalle ossa carpali
2. **intermedia**, composta dalle ossa metacarpali
3. **distale**, composta dalle falangi

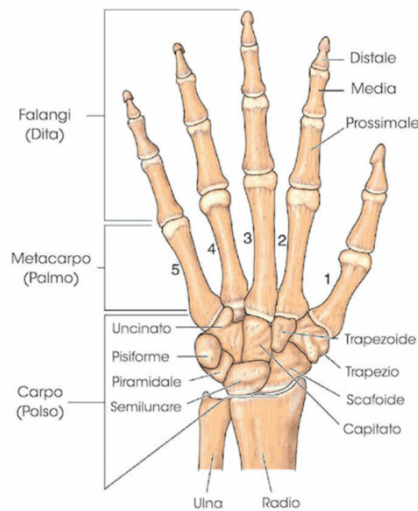


Figura 1.1 Anatomia scheletrica della mano

1.1.1 Carpo

Il *carpo* è composto da 8 ossa brevi di forma irregolare (*Figura 1.1*), le quali formano la regione anatomica del polso e si organizzano su due file: una *prossimale* o *superiore*, la quale prende posto tra le estremità inferiori di radio e ulna, ed una *distale* o *inferiore*, vicino all'estremità iniziali dei 5 metacarpi ^[4]. Le ossa carpali che compongono la fila prossimale sono rispettivamente, in senso latero-mediale (radio-ulnare): *scafoide*, *semilunare*, *piramidale* e *pisiforme*. Invece, le ossa carpali che costituiscono la fila distale, partendo sempre in senso latero-mediale sono: *trapezio*, *trapezoide*, *capitato* ed *uncinato* ^[4].

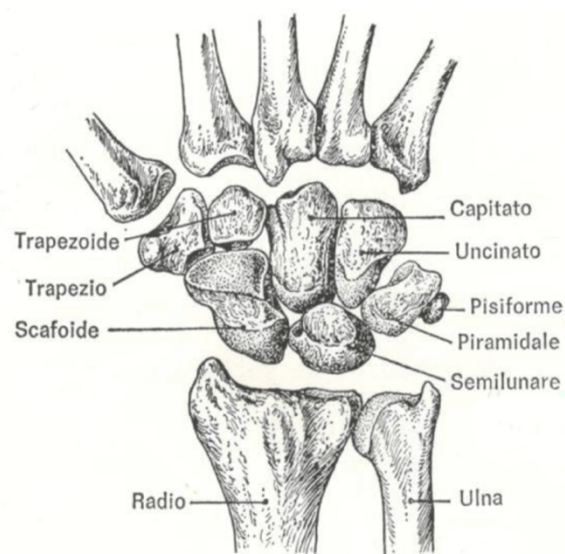


Figura 1.1 Ossa del carpo

Lo *scafoide*, anche detto osso navicolare del carpo, è l'osso più grande della fila prossimale del carpo ed ha una forma scavata ed allungata, riconducibile alla forma di una barca, quasi interamente costituita da cartilagine articolare (*Figura 1.2*). Viene anatomicamente suddiviso in 6 superfici: *superiore*, *inferiore*, *dorsale*, *palmare*, *laterale* e *mediale*.

La *superficie superiore* è di forma triangolare, liscia e concava ed articolandosi con l'estremità distale del radio forma l'articolazione del polso. La *superficie inferiore* è convessa, liscia e triangolare e presenta una piccola cresta, che la suddivide in due porzioni, una laterale (esterna) ed una mediale (interna). La *superficie dorsale* è caratterizzata da una scanalatura rugosa e stretta, sede d'inserzione di numerosi legamenti, tra cui il legamento radio-carpale dorsale e il legamento scafo-lunato. La *superficie palmare* è di forma concava e presenta un tubercolo da cui si aggancia una delle estremità del legamento carpale trasverso. Il legamento carpale trasverso è un processo fibroso inestensibile che, insieme alle ossa del carpo, delimita un importante canale anatomico chiamato *tunnel carpale*. Infatti, il tunnel carpale è uno stretto canale anatomico in cui scorrono il nervo mediale, il quale nasce a livello brachiale, e numerosi tendini di muscoli responsabili dei movimenti di flessione di polso e dita. Alterazioni di tale spazio danno luogo alla *sindrome del tunnel carpale*, causata dalla compressione del nervo mediale e i cui sintomi sono di natura neurologica, quali intorpidimento e perdita di sensibilità, formicolio, bruciore, dolore e debolezza dei muscoli della mano interessata. Infine, nei casi più gravi può insorgere atrofia della muscolatura^{[5][6]}. La superficie laterale è stretta e rugosa ed è una regione che dà inserzione al legamento collaterale radiale del polso. Infine, la *superficie mediale* è caratterizzata dalla presenza di due aree che prendono il nome di *facchetta articolare superiore* che si articola con l'osso carpale semilunare e *facchetta articolare inferiore* che si articola con l'osso carpale capitato.

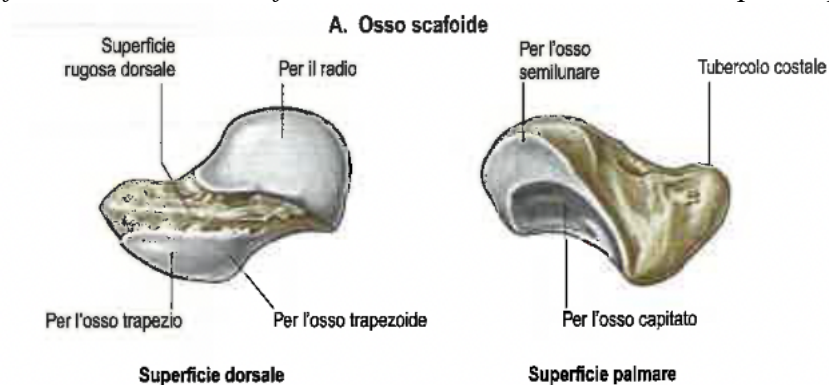


Figura 1.2 Osso scafoide

L'osso *semilunare* ha una forma a mezza luna e si articola fra osso scafoide e osso piramidale nella fila prossimale del carpo (*Figura 1.3*). La *superficie prossimale* è convessa e rivestita da cartilagine che, con le superfici articolari prossimali dello scafoide e del piramidale, contribuisce a formare il condilo dell'articolazione radio-carpale. La *superficie laterale*, mediale e distale presentano faccette articolari tra loro continue che contribuiscono a formare parte dell'articolazione medio-carpale. Le *superfici palmare e dorsale*, infine, danno inserzione a numerosi legamenti medio-carpali come quelli capitato-semilunare e lunato-piramidale, a legamenti radio-carpale e ulno-carpale [7].

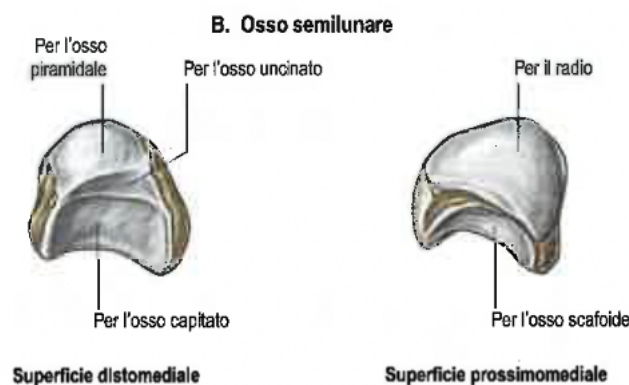


Figura 1.3 Osso semilunare

L'osso *piramidale* o *triquetro* è un osso breve della fila prossimale del carpo caratterizzato da una forma leggermente piramidale (*Figura 1.4*). La *superficie prossimale* è convessa e, insieme alle corrispettive superfici di navicolare e semilunare, contribuisce a formare il condilo nell'articolazione radio-carpale. La *superficie mediale e dorsale* presentano due faccette articolari continue rivestite da cartilagine, grazie alle quali l'osso piramidale si articola con il semilunare ed uncinato nell'articolazione medio-carpale formando due artrodie. La *superficie mediale* dà inserzione al legamento collaterale medio-carpale e legamento collaterale ulno-carpale.



Figura 1.4 Osso piramidale

L'osso pisiforme è un osso sesamoide di forma irregolarmente sferica (Figura 1.5) la cui *superficie prossimale* dà inserzione al tendine distale del muscolo flessore ulnare del carpo e la *superficie mediale* dà inserzione al legamento collaterale ulno-carpale. Le *superfici laterale e palmare* danno inserzione alla porzione mediale del legamento trasverso del carpo.



Figura 1.5 Osso pisiforme

Il *trapezio* è un osso breve dalla forma cubica irregolare posto distalmente allo scafoide e lateralmente al trapezoide (Figura 1.6). La *superficie prossimale* e la *superficie mediale* sono leggermente concave e presentano entrambe una faccetta rivestita di cartilagine che si articola rispettivamente con lo scafoide e trapezoide nell'articolazione medio-carpale. La *superficie distale* presenta due superfici articolari rivestite da cartilagine di cui una a forma di sella che si articola con il primo osso metacarpale, ed una quadrilatera che si articola con il secondo osso metacarpale. L'ampia superficie laterale è rugosa e dà inserzione al legamento collaterale radiale e al legamento capsulare dell'articolazione carpo-metacarpale del pollice. Infine, entrambe le *superfici, dorsale e palmare*, sono rugose e danno inserzione a numerosi legamenti mediocarpali e intercarpali.



Figura 1.6 Osso trapezio

Il *trapezoide* è un osso breve dalla forma irregolare cubica posto distalmente allo scafoide, medialmente al trapezio e lateralmente al capitato (*Figura 1.7*). Le *superfici prossimale, laterale e mediale* presentano una faccetta rivestita di cartilagine che si articola rispettivamente con lo scafoide, il trapezio e il capitato. La *superficie distale* è concava e di forma triangolare e si articola con il secondo osso metacarpace. Le *superfici palmare e dorsale* sono rugose e danno inserzione a numerosi legamenti mediocarpali e intercarpali.

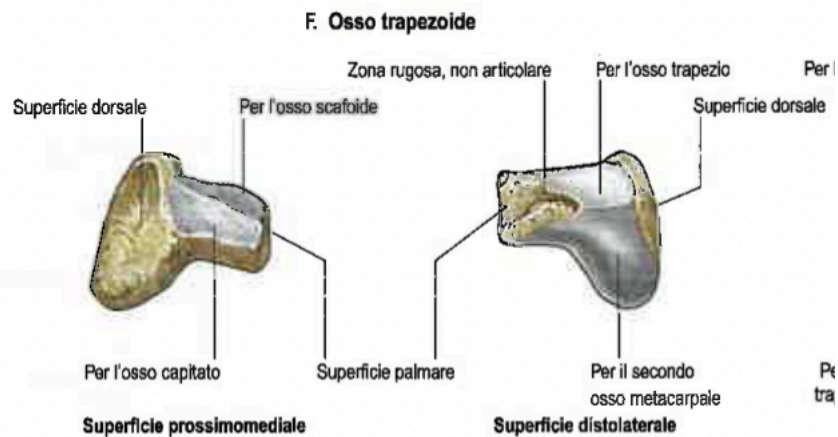


Figura 1.7 Osso trapezoide

Il *capitato* è l'osso breve più voluminoso del carpo, è situato in posizione centrale e può essere descritto tramite una *testa* o *capo* che è costituita dalla porzione prossimale, un *collo* che è costituito dalla porzione intermedia ed un *corpo* costituito dalla porzione distale (*Figura 1.8*). La *superficie prossimale* è convessa e presenta una faccetta rivestita da cartilagine tramite la quale il capitato articola con il semilunare. La *superficie mediale* presenta un'ampia faccetta piatta che si articola con l'osso uncinato. La *superficie laterale* è concava e presenta due faccette articolari di cui una prossimale, tramite la quale il capitato forma un'artrodia con lo scafoide, ed una distale tramite la quale il capitato si articola con il trapezoide. Inoltre, le superfici prossimale, mediale e laterale sono fra di loro continue e contribuiscono a formare parte dell'articolazione mediocarpale. La *superficie distale* presenta tre faccette continue fra di loro rivestite di cartilagine, delle quali, quella laterale e mediale contribuiscono a formare le cavità glenoidee per il secondo e quarto osso metacarpace, e quella intermedia, più ampia delle precedenti, si articola

con il terzo osso metacarpale. Le *superfici palmare e dorsale* sono entrambe rugose ed offrono inserzione a numerosi legamenti mediocarpali, intercarpali e carpo-metacarpali.

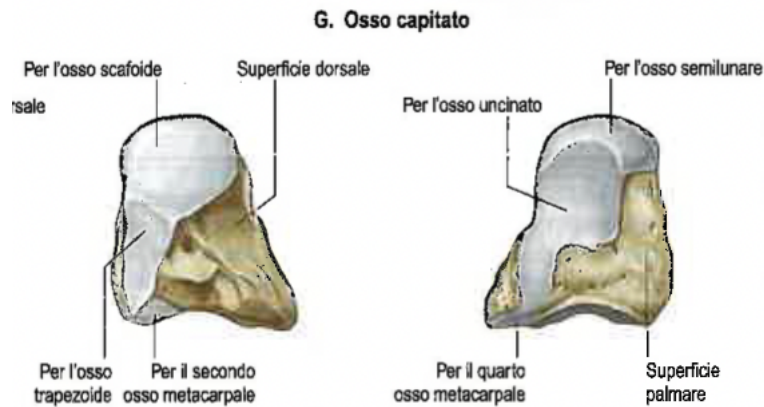


Figura 1.8 Osso capitato

L'*uncinato* è un osso breve a forma di cuneo posto medialmente a capitato e distalmente a semilunare e piramidale (*Figura 1.9*). Tale osso appare ricurvo a ricordare una sorta di uncino con una concavità laterale, la cui estremità si inclina contribuendo a formare la parete mediale del tunnel carpale. La *superficie prossimale* presenta due faccette rivestite di cartilagine di cui una laterale, che si articola con il semilunare ed una mediale che si articola con il piramidale. La *superficie laterale* si articola con il capitato tramite una faccetta articolare piatta rivestita da cartilagine. La *superficie distale* presenta due faccette di cui una ampia mediale che si articola col quinto osso metacarpale ed una laterale che si articola col quarto osso metacarpale. La *superficie mediale* è convessa prossimalmente e concava distalmente e si articola con il piramidale. Le *superfici palmare e dorsale* sono entrambe rugose per la presenza di inserzioni di numerosi legamenti mediocarpali ed intercarpali.

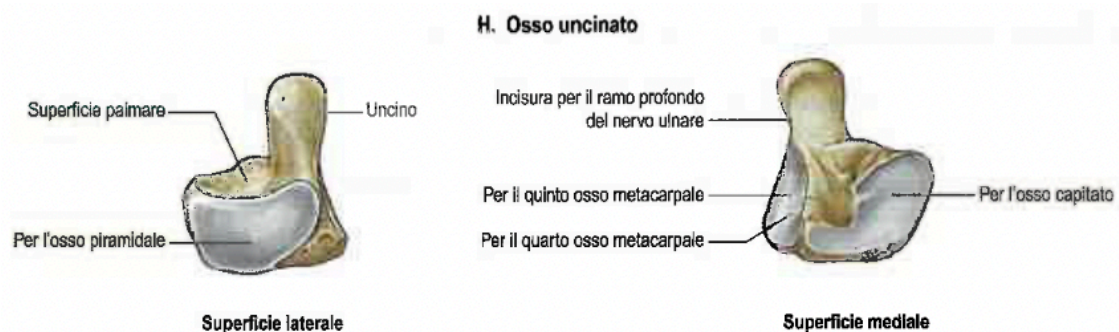


Figura 1.9 Osso uncinato

1.1.2 Metacarpo

Il metacarpo è formato 5 ossa lunghe dette ossa metacarpali che vengono numerate comunemente in direzione radioulnare e che si posizionano fra il carpo e le falangi prossimali di ogni dito (*Figura 1.10*). Convenzionalmente le ossa del metacarpo vengono numerate tramite i numeri romani, cioè: I (primo), II (secondo), III (terzo), IV (quarto) e V (quinto).

Un osso metacarpale è formato da tre parti ben distinguibili: una *diafisi* o *corpo* e due estremità chiamate *epifisi* (*prossimale* e *distale*). Il *corpo* di ciascun metacarpo è la porzione centrale a forma cilindrica e allungata costituita da superfici concave in senso longitudinale, le quali permettono l'inserzione di muscoli interossei della mano. L'*epifisi distale* o *testa* è a forma di sfera appiattita trasversalmente e ciascuna di essa si articola con la specifica falange prossimale, chiamata articolazione metacarpo-falangea, la quale permette i movimenti di flessione-estensione, abduzione-adduzione e circumduzione. L'*epifisi prossimale* o base è concava e la superficie superiore di ciascun osso si articola con uno specifico osso della fila distale del carpo, formando l'articolazione carpo-metacarpale. La base del metacarpo del I dito o pollice differisce dalle basi degli altri metacarpi in quanto ha la forma di una sella per adattarsi all'articolazione con il trapezio. Sul piano sagittale quest'articolazione appare concava, mentre se vista sul piano coronale appare convessa. Infatti, tale articolazione è importante per consentire la mobilità del pollice su due piani^[8]. Invece, nelle restanti quattro dita l'articolazione carpo-metacarpea consente solo i movimenti di scorrimento. Inoltre, la base fornisce l'inserzione a muscoli flessori, estensori e abduttore della mano.



Figura 1.10 Arco trasversale formato dai metacarpi

1.1.3 Falangi

Le falangi della mano sono 14 ossa lunghe di forma allungata che formano lo scheletro delle dita (*Figura 1.11*). Convenzionalmente le falangi più vicine ai metacarpi vengono chiamate *falangi prossimali* o *prime falangi*, quelle successive ad esse vengono chiamate *falangi intermedie* o *seconde falangi* ed a loro volta le successive vengono chiamate *falangi distali* o *terze falangi*.

Anatomicamente, in ciascuna delle falangi si possono individuare tre strutture ossee: una *base* o *estremità prossimale*, un *corpo* ed una *testa* o *estremità distale*. Le basi delle falangi prossimali presentano faccette concave e di forma ovale per articolarsi con la teste delle ossa metacarpali. Mentre, le basi delle falangi intermedie e distali sono caratterizzate dalla presenza di due faccette concave separate da una cresta liscia che si articolano con l'estremità distale della falange precedente. Il corpo è la parte ossea compresa fra estremità prossimale e distale e presenta una superficie dorsale convessa e una superficie palmare leggermente concava. Infine, la testa è la parte ossea terminale e, nelle falangi prossimali ed intermedie rappresenta il punto di contatto fra la falange successiva, mentre nelle falangi distali è non articolare, in quanto sostiene una tuberosità semicircolare e rugosa alla quale si fissano i polpastrelli.

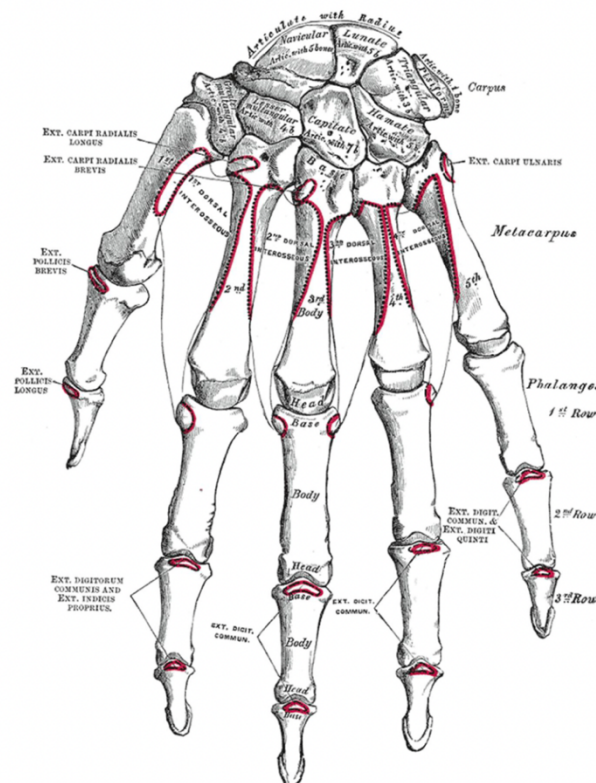


Figura 1.11 Anatomia scheletrica della mano, vista dorsale

1.2 Articolazioni della mano

La mano è una complessa struttura ossea formata da numerose componenti suddivise fra ossa del carpo, del metacarpo e falangi i cui complessi movimenti sono resi possibili dalla presenza di numerose articolazioni. Le articolazioni della mano sono della famiglia delle *diartrosi*, dette anche *articolazioni sinoviali*, che costituiscono le articolazioni mobili del corpo umano. Nelle diartrosi sono presenti: *due superfici articolari*, costituite dalle strutture ossee, rivestite da periostio; *una cartilagine articolare*, costituita da uno strato di cartilagine ialina che riveste le due superfici ossee con lo scopo di ridurre l'attrito; *una cavità sinoviale*, che costituisce lo spazio fra le due superfici articolari coinvolte e contenente un liquido lubrificante detto liquido sinoviale; *una capsula articolare*, formata da tessuto connettivo denso che riveste l'intera articolazione con lo scopo di tenere unite le superfici articolari.

Le articolazioni della mano vengono convenzionalmente suddivise per settori ossei: le articolazioni delle ossa carpali, le articolazioni delle ossa metacarpali e le articolazioni delle falangi della mano.

1.2.1 Articolazioni delle ossa carpali

Le articolazioni rilevanti a livello del carpo sono: l'articolazione radio-carpale, le articolazioni intercarpali e le articolazioni carpo-metacarpali (*Figura 1.12*).

L'*articolazione radio-carpale* detta anche articolazione del polso è di tipo a condilo, formata dall'articolazione dell'estremità distale del radio e il disco fibrocartilagineo dell'articolazione radio-ulnare con le ossa della filiera prossimale, quali lo scafoide, il semilunare e il piramidale con l'esclusione del pisiforme. L'articolazione è completamente rivestita da una capsula fibrosa e da una membrana sinoviale.

Le *articolazioni intercarpali* sono tutte le articolazioni sinoviali piane (o piatte) che connettono le ossa carpali con il compito di fornire stabilità al polso e possono essere riassunte in: articolazioni della fila prossimale del carpo, articolazioni della fila distale del carpo, un'articolazione medio-carpale.

Le articolazioni della fila prossimale del carpo comprendono due artrodi e si instaurano fra lo scafoide, il semilunare ed il piramidale. L'osso pisiforme si articola con la superficie

palmare dell'osso pisiforme per formare una piccola articolazione sinoviale piatta detta articolazione pisopiramidale. Le articolazioni della fila distale del carpo comprendono tre artrodi che si instaurano fra il trapezio, trapezoide, capitato e uncinato. Entrambe le articolazioni consentono i movimenti di scivolamento o di rotazione di un osso rispetto ad un altro, con un range di movimento alquanto ridotto. Infine, l'articolazione medio-carpale è un'articolazione complessa che si instaura fra le ossa della fila prossimale (ad esclusione del pisiforme) con le ossa della fila distale. È descritta come l'accostamento di due condiloartrosi, una laterale ed una mediale, che delineano un'interlinea articolare irregolare a forma di S. Nella condiloartrosi laterale il condilo è formato dalla testa dello scafoide e la cavità glenoidea è data dalle facce prossimali di trapezio e trapezoide. Invece, nella condiloartrosi mediale, inversa alla precedente, il condilo è formato dalla testa del capitato ed uncinato che si articola con l'ampia cavità glenoidale composta da scafoide, semilunare e piramidale. Tale articolazione consente i movimenti di estensione, flessione, adduzione e abduzione. Invece, le articolazioni intercarpiche entrano in gioco tutte insieme quando si compiono i movimenti della mano sull'avambraccio come movimenti laterali o di flesso-estensione.

Le *articolazioni carpo-metacarpiche* si instaurano fra le ossa della filiera distale del carpo e la base dei cinque metacarpi. Le articolazioni che si instaurano fra la superficie distale delle ossa carpali, quali trapezoide, capitato ed uncinato e la base dei metacarpi dal II al V sono tutte delle artrodi, la cui escursione di movimento è via via crescente. Ciò significa che alla base dell'indice vi sarà poca mobilità e, invece, sarà elevata alla base del mignolo, consentendo la posizione "a coppa" del palmo della mano. L'articolazione, invece, che si instaura fra la superficie distale del trapezio (concava in senso trasversale) e la base del I osso metacarpale (convessa) è a forma di sella ed è dotata di un ampio grado di movimento consentendo l'opposizione del pollice al palmo della mano.

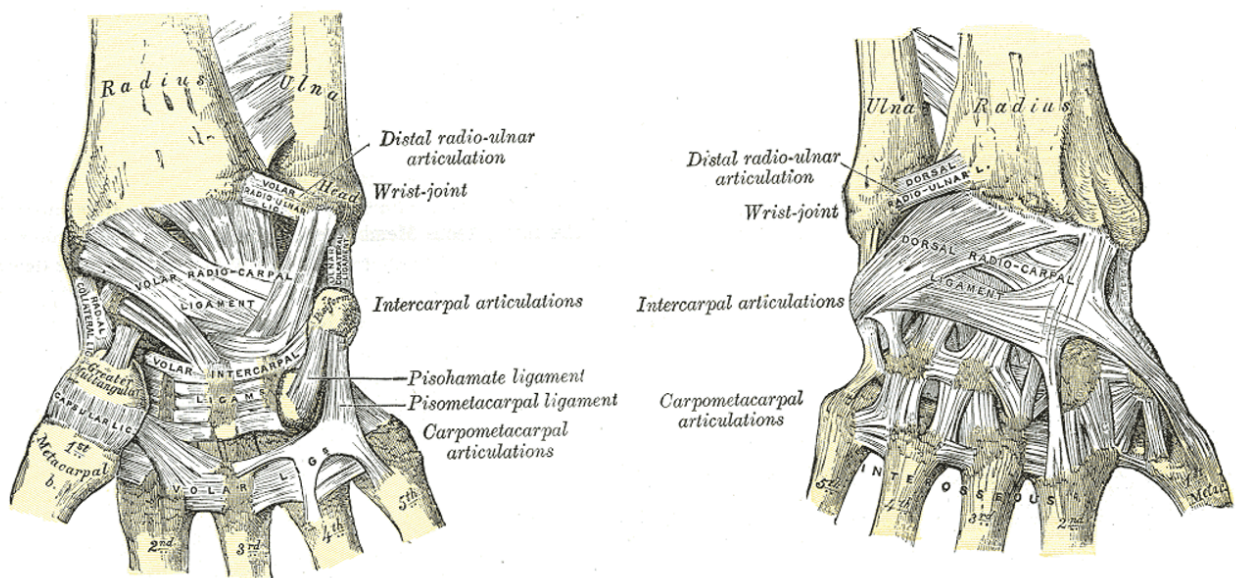


Figura 1.12 Vista palmare e dorsale dell'articolazione del carpo

1.2.2 Articolazioni delle ossa metacarpali

Le articolazioni rilevanti a livello dei metacarpi sono: le articolazioni intermetacarpali e le articolazioni metacarpo-falangee.

Le *articolazioni intermetacarpali* sono artrodie che articolano reciprocamente le basi delle ossa metacarpali dal II al V tramite delle faccette articolari rivestite di cartilagine. Consentono un lieve scorrimento, in modo da consentire una certa flessione-estensione e rotazione e, inoltre, come le articolazioni carpo-metacarpiche, aumentano l'escursione di movimento progredendo dal II al V metacarpo.

Le *articolazioni metacarpo-falangee* si instaurano fra le teste delle ossa metacarpali e le basi delle prime falangi. Le articolazioni metacarpo-falangee dal II al IV dito sono condiloartrosi con un ampio grado di movimento per quanto riguarda i movimenti di flessione-estensione, mentre con un grado più limitato i movimenti di adduzione, abduzione e rotazione. Invece, l'articolazione metacarpo-falangea del pollice è un ginglino angolare con gradi di movimento più limitati rispetto alle altre.

1.2.3 Articolazioni delle falangi

Le articolazioni delle falangi a livello delle falangi prendono il nome di articolazioni interfalangee (Figura 1.13). Le articolazioni interfalangee sono articolazioni a cerniera monoassiali appartenenti al tipo dei ginglimi angolari che si instaurano fra la testa di una falange prossimale, a forma di una troclea, con la base di una corrispondente falange distale. Nel pollice dove si hanno due falangi, si ha una sola articolazione interfalangea, mentre dal II al V si hanno due articolazioni. I movimenti consentiti, essendo esse di tipo monoassiale, sono soltanto di flesso-estensione, la cui estensione risulta limitata dai muscoli estensori delle dita.

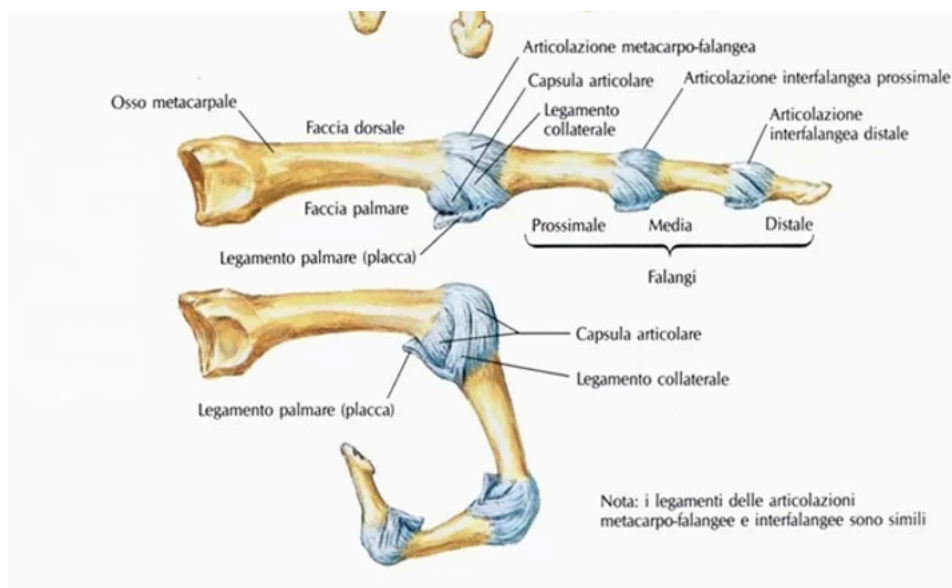


Figura 1.13 Articolazioni delle dita

1.3 Muscolatura della mano

Le funzionalità e i movimenti della mano umana dipendono da numerosi muscoli situati all'interno della mano (muscoli intrinseci) e provenienti dall'avambraccio (muscoli estrinseci). Il muscolo è composto da fibre muscolari disposte longitudinalmente all'asse del muscolo, le quali hanno la capacità di contrarsi (ridursi di lunghezza) e, quindi, di resistere passivamente a trazione e di rilassarsi (ritornare alla lunghezza iniziale) in risposta a stimoli di natura nervosa ed ormonale, ma non sono in grado di allungarsi. Ciascun muscolo, preso singolarmente, svolge una determinata funzione, ma per svolgere un'ampia varietà di movimenti inevitabilmente, due muscoli in posizione diversa ed

opposta si troveranno a competere l'uno con l'altro. Pertanto, vengono classificati in *agonisti* se causano il movimento, ed in *antagonisti* se si oppongono al movimento generato. Poiché, un muscolo non è in grado di eseguire un movimento opposto a quello a cui è deputato, i muscoli lavorano in coppia. Quando, invece, due muscoli partecipano attivamente nel realizzare un movimento vengono definiti *sinergici*. L'azione combinata di muscoli intrinseci ed estrinseci nella mano consente i movimenti di manipolazione e presa, mentre i movimenti più fini vengono controllati dai muscoli intrinseci, coadiuvati dai muscoli più forti dell'avambraccio.

1.3.1 Muscoli estrinseci

I muscoli estrinseci sono situati prevalentemente all'interno dell'avambraccio e si inseriscono nella mano per mezzo di lunghi tendini, consentendo alle dita prese di forza. I muscoli estrinseci si dividono in muscoli flessori e muscoli estensori a seconda della posizione che occupano all'interno dell'avambraccio.

I muscoli flessori dell'avambraccio occupano il compartimento anteriore dell'avambraccio e vengono separati dai muscoli estensori da radio ed ulna (*Figura 1.14*). Essi si dispongono su tre gruppi o chiamati anche strati ^[9]:

1. un *gruppo superficiale* costituito da quattro muscoli: il flessore radiale del carpo, il pronatore rotondo, il flessore ulnare del carpo e il palmare lungo).

Il *muscolo flessore radiale del carpo* origina dall'epicondilo mediale dell'omero e si inserisce sulla superficie palmare della base del II metacarpo. Tale muscolo è sia un muscolo flessore, quando agisce assieme al muscolo flessore ulnare del carpo, che di abduzione, quando agisce ai muscoli estensori radiali del carpo.

Il *muscolo pronatore rotondo* origina con due capi, uno omerale più largo e superficiale, ed uno ulnare più piccolo e si inserisce nella parte centrale della convessità della superficie radiale del radio.

Il *muscolo flessore ulnare del carpo* è il più mediale dei muscoli flessori, origina da due capi, uno omerale ed uno ulnare, e si inserisce sull'osso pisiforme, osso uncinato e V metacarpo. È importante sia per i movimenti di flessione del polso, quando agisce assieme al flessore radiale del carpo e sia di abduzione del polso, quando si contrae assieme al muscolo estensore ulnare del carpo.

Il *muscolo palmare lungo* origina dall'epicondilo mediale dell'omero e si inserisce sulla metà distale del retinacolo dei muscoli flessori e sull'apice dell'aponeurosi palmare. Tale muscolo può essere mancante in un solo (solitamente il sinistro) o in entrambi i lati nel 14% dei soggetti, ma tuttavia la sua assenza non compromette le funzionalità

2. un *gruppo intermedio* costituito da un solo muscolo (flessore superficiale delle dita). Il *muscolo flessore superficiale delle dita* è il più grande dei muscoli superficiali dell'avambraccio e presenta due capi di inserzione prossimale, uno omero-ulnare ed uno radiale. Tale muscolo, in prossimità del polso, dà origine a quattro tendini che attraversano profondamente il retinacolo dei muscoli flessori per portarsi alle dita. Il flessore superficiale delle dita è responsabile della flessione delle articolazioni metacarpofalangea e del polso. Inoltre, essendo dotato di fasci muscolari indipendenti per le quattro dita è in grado di flettere le falangi medie delle articolazioni interfalangee prossimali.

3. un *gruppo profondo* costituito da tre muscoli (flessore profondo delle dita, flessore lungo del pollice e pronatore quadrato).

Il *muscolo flessore profondo delle dita* a livello del carpo forma quattro tendini che si inseriscono alle basi delle falangi distali delle quattro dita. La porzione di muscolo che agisce sul II dito è completamente distinta in quanto, precocemente, si separa nella parte distale dell'avambraccio dal resto del muscolo ed è, quindi, in grado di contrarsi indipendentemente. Il muscolo flessore profondo è responsabile della flessione delle falangi distali successivamente all'azione del muscolo flessore superficiale delle dita.

Il *muscolo flessore lungo del pollice* origina dalla superficie anteriore del radio e dalla membrana antibrachiale adiacente e si inserisce alla base della falange distale del pollice. È responsabile principalmente della flessione della falange distale del pollice e, in secondo luogo, partecipa alla flessione della falange prossimale e del I osso del metacarpo a livello delle articolazioni metacarpo-falangea e carpo-metacarpale.

Il *muscolo pronatore quadrato* è un muscolo piatto di forma quadrangolare che origina dal quarto distale della superficie anteriore dell'ulna e si inserisce sul quarto distale della faccia anteriore del radio. Tale muscolo è responsabile della pronazione dell'avambraccio ed agisce, assieme al muscolo pronatore rotondo, in caso di necessità di movimenti con maggiore velocità e potenza.

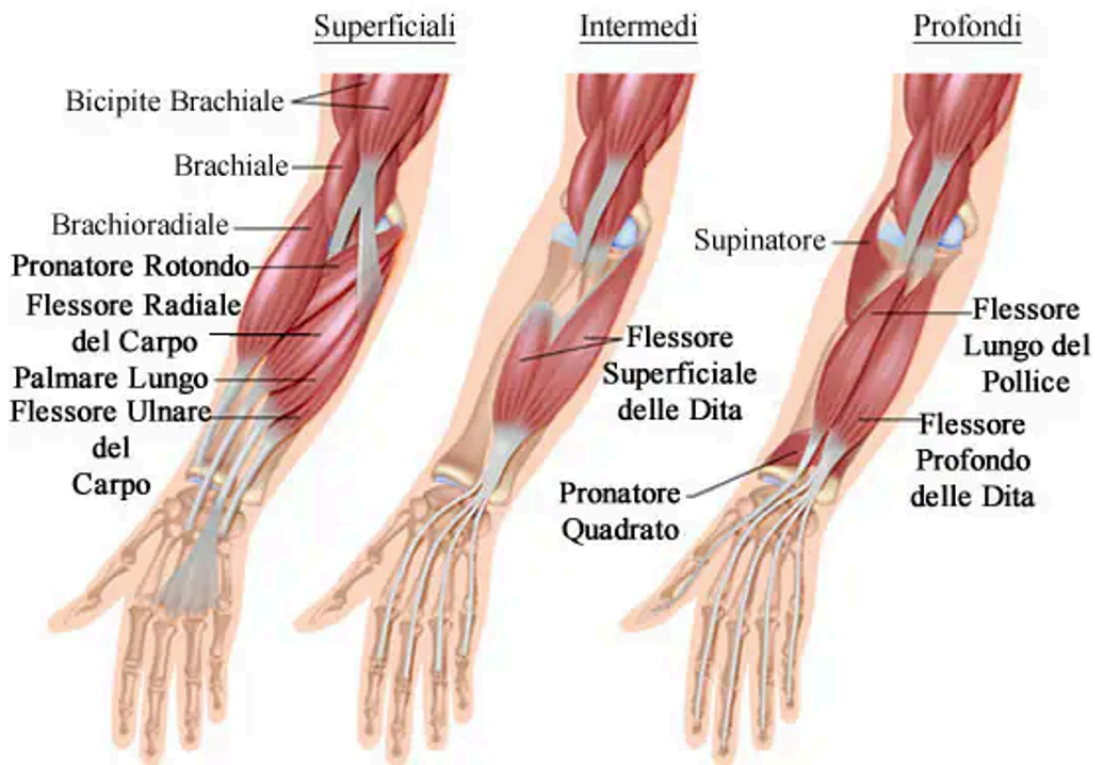


Figura 1.14 Muscoli flessori dell'avambraccio

I muscoli estensori occupano il compartimento posteriore dell'avambraccio e vengono organizzati in tre gruppi (*Figura 1.15*):

1. muscoli responsabili dell'estensione e abduzione o adduzione della mano all'articolazione radiocarpale (estensore radiale lungo del carpo, estensore radiale breve del carpo, ed estensore ulnare del carpo).

I responsabili dell'estensione e abduzione della mano all'articolazione radiocarpale sono il *muscolo estensore radiale lungo del carpo*, il quale origina dalla cresta sopraepicondilare laterale dell'omero e si inserisce sulla base del II osso del metacarpo ed il *muscolo estensore radiale breve del carpo*, il quale origina dall'epicondilo laterale dell'omero e si inserisce sulla base del III osso del metacarpo.

Invece, il responsabile dell'estensione e adduzione della mano all'articolazione radiocarpale è il *muscolo estensore ulnare del carpo*, il quale origina dall'epicondilo laterale dell'omero e dal margine posteriore dell'ulna e si inserisce alla base del V osso del metacarpo.

2. muscoli responsabili dell'estensione del II, III, IV e V dito mediale della mano (estensore delle dita, estensore dell'indice ed estensore del mignolo).

Il *muscolo estensore delle dita* occupa gran parte dell'avambraccio ed origina dall'epicondilo laterale dell'omero e si inserisce sulla base dell'espansione estensoria delle quattro dita, ossia un'aponeurosi tendinea formata da un appiattimento dei tendini delle dita in modo da avvolgere i metacarpi e le falangi prossimale. È in grado di estendere qualsiasi articolazione su cui passa, come polso, articolazioni metacarpo-falangee e interfalangee prossimali e distali.

Il *muscolo estensore dell'indice* origina dalla superficie posteriore dell'ulna e membrana interossea antibrachiale e si inserisce sull'espansione estensoria del II dito. Garantisce completa indipendenza al dito indice in quanto è in grado di agire individualmente o assieme al muscolo estensore delle dita nel movimento di estensione dell'indice all'articolazione interfalangea prossimale e, inoltre, partecipa al movimento di estensione della mano.

Infine, il muscolo estensore del mignolo origina dall'epicondilo laterale dell'omero e si inserisce sull'espansione estensoria del V dito ed è responsabile, oltre a partecipare all'estensione della mano, del movimento di estensione della falange prossimale del V dito all'articolazione metacarpo-falangea.

3. muscoli responsabili dell'estensione o abduzione del pollice (abduktore lungo del pollice, estensore breve e lungo del pollice).

Il muscolo responsabile dell'abduzione del I dito, e che partecipa all'abduzione del polso, è il *muscolo abduktore lungo del pollice*, che origina dalla superficie posteriore del radio e membrana interossea brachiale e si inserisce alla base della falange prossimale del I dito.

Invece, i muscoli *estensore breve e lungo del pollice* sono responsabili dell'estensione rispettivamente della falange prossimale e distale del I dito. L'estensore breve origina dalla superficie posteriore del terzo medio dell'ulna e membrana interossea antibrachiale e si inserisce sulla base della falange distale del pollice, mentre l'estensore lungo origina dalla superficie posteriore del radio, dell'ulna e membrana interossea antibrachiale e si inserisce sulla base del I osso del metacarpo.

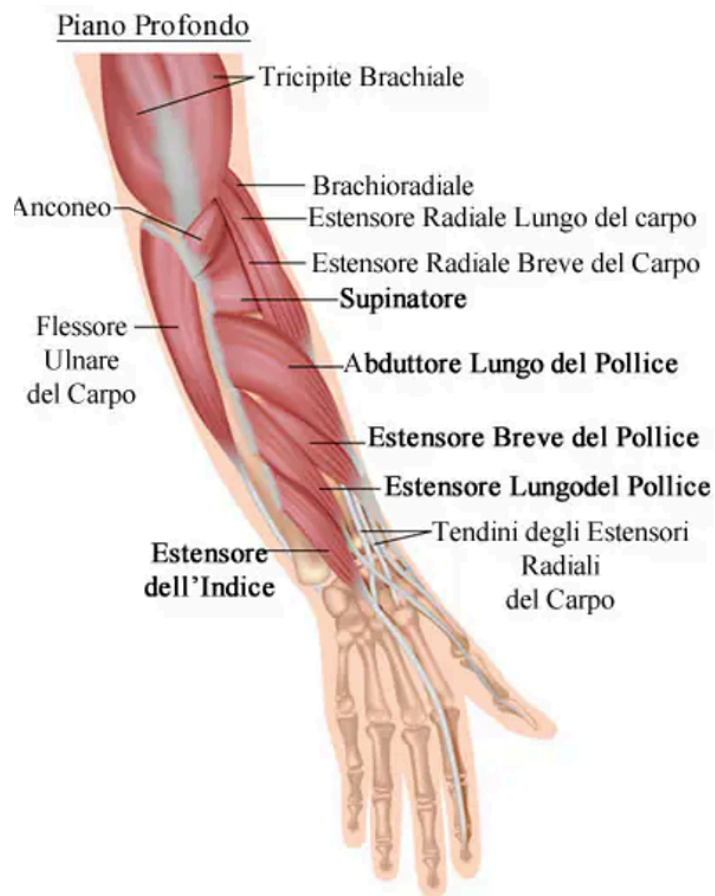


Figura 1.15 Muscoli estensori dell'avambraccio

1.3.2 Muscoli intrinseci

I muscoli intrinseci risiedono nella faccia palmare della mano (*Figura 1.16*) e, anatomicamente, vengono suddivisi in tre gruppi:

1. *muscoli dell'eminanza tenar*
2. *muscoli dell'eminanza ipotenare*
3. *muscoli brevi della mano*

I *muscoli dell'eminanza tenar* occupano la superficie laterale del palmo e sono responsabili del movimento di opposizione del pollice, importante per l'attività di precisione della mano. I muscoli che costituiscono tale gruppo sono: abduuttore breve del pollice, flessore breve del pollice, opponente del pollice ed adduttore del pollice.

I *muscoli dell'eminanza ipotenare* occupano la superficie mediale del palmo e sono responsabili dei movimenti di abduzione, flessione, adduzione ed opposizione del V dito.

I muscoli che costituiscono tale gruppo sono: abduktore del mignolo, flessore breve del mignolo, opponente del mignolo.

Infine, i *muscoli brevi della mano* vengono suddivisi in due sottocategorie, muscoli lombricali e muscoli interossei. I *muscoli lombricali* sono quattro muscoli posti nel palmo della mano che originano dai tendini del muscolo flessore profondo delle dita e si inseriscono sulla superficie estensoria corrispondente di ogni dito. Garantiscono il movimento di estensione delle articolazioni interfalangee e potenziano il movimento flessione delle articolazioni metacarpo-falangee. Infine, i muscoli interossei si suddividono a loro volta in interossei dorsali ed interossei palmari. I muscoli interossei dorsali sono situati lateralmente a ciascun metacarpo, mentre i muscoli interossei palmari sono situati sulla superficie palmare delle ossa metacarpali ed entrambi si inseriscono sulla base delle falangi prossimali di ciascun dito. Gli interossei dorsali sono responsabili dei movimenti di abduzione delle dita, mentre gli interossei palmari sono responsabili dei movimenti di adduzione delle dita rispetto all'asse longitudinale formato dal dito medio. Entrambi partecipano al movimento di flessione dell'articolazione metacarpo-falangea e di estensione delle articolazioni interfalangee prossimali e distali.

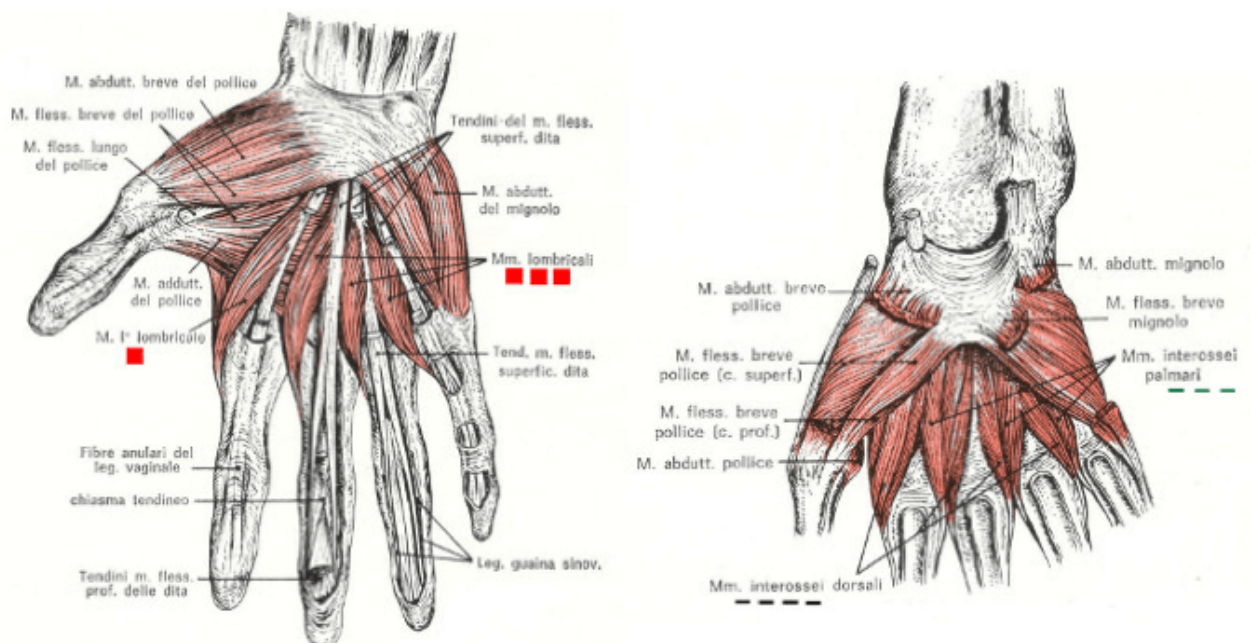


Figura 1.16 Muscoli intrinseci della mano

1.4 Legamenti della mano

I legamenti sono formazioni di tessuto connettivo denso che tengono unite fra loro due o più strutture ossee. I legamenti dell'articolazione del polso, del carpo e della mano sono formati da legamenti intrinseci, i quali contribuiscono al ruolo di rinforzo, stabilizzazione e supporto a ciascuna delle capsule articolari lungo essi. Fra i più importanti che contribuiscono a svolgere tale ruolo sono: i legamenti intercarpali, legamenti mediocarpali, i legamenti carpo-metacarpali, i legamenti metacarpo-falangei e i legamenti interfalangei (*Figura 1.17*)^[10].

I *legamenti intercarpali* si distinguono in prossimali e distali della posizione delle ossa in cui si stabiliscono; infatti, i primi si stabiliscono fra le ossa della fila prossimale, mentre i secondi fra le ossa della fila distale. Entrambi si suddividono in tre gruppi, interossei, dorsali e palmari ed hanno la funzione di rinforzare rispettivamente la porzione prossimale e la porzione distale della capsula articolare dell'articolazione medio-carpale.

I *legamenti mediocarpali* si instaurano fra le ossa della fila prossimale e le ossa della fila distale del carpo con la funzione di stabilizzazione della porzione metacarpale della capsula articolare. Si suddividono in palmari, dorsali, collaterale mediale e collaterale laterale.

I legamenti carpo-metacarpali sono legamenti che si instaurano fra ciascuna delle ossa metacarpali e le ossa carpali e contribuiscono alla stabilizzazione dell'articolazione carpo-metacarpale. Analogamente anche i legamenti metacarpo-falangei contribuiscono alla stabilizzazione dell'articolazione metacarpo-falangee in quanto si stabiliscono fra le ossa metacarpali e le rispettive falangi. Inoltre, i legamenti metacarpo-falangei del I dito si distinguono da quelli delle altre quattro dita per la presenza di due ossa sesamoidi.

Infine, i legamenti interfalangei sono legamenti che hanno la funzione di connettere tra di loro le falangi delle dita e di rafforzare le capsule articolari delle articolazioni interfalangee.

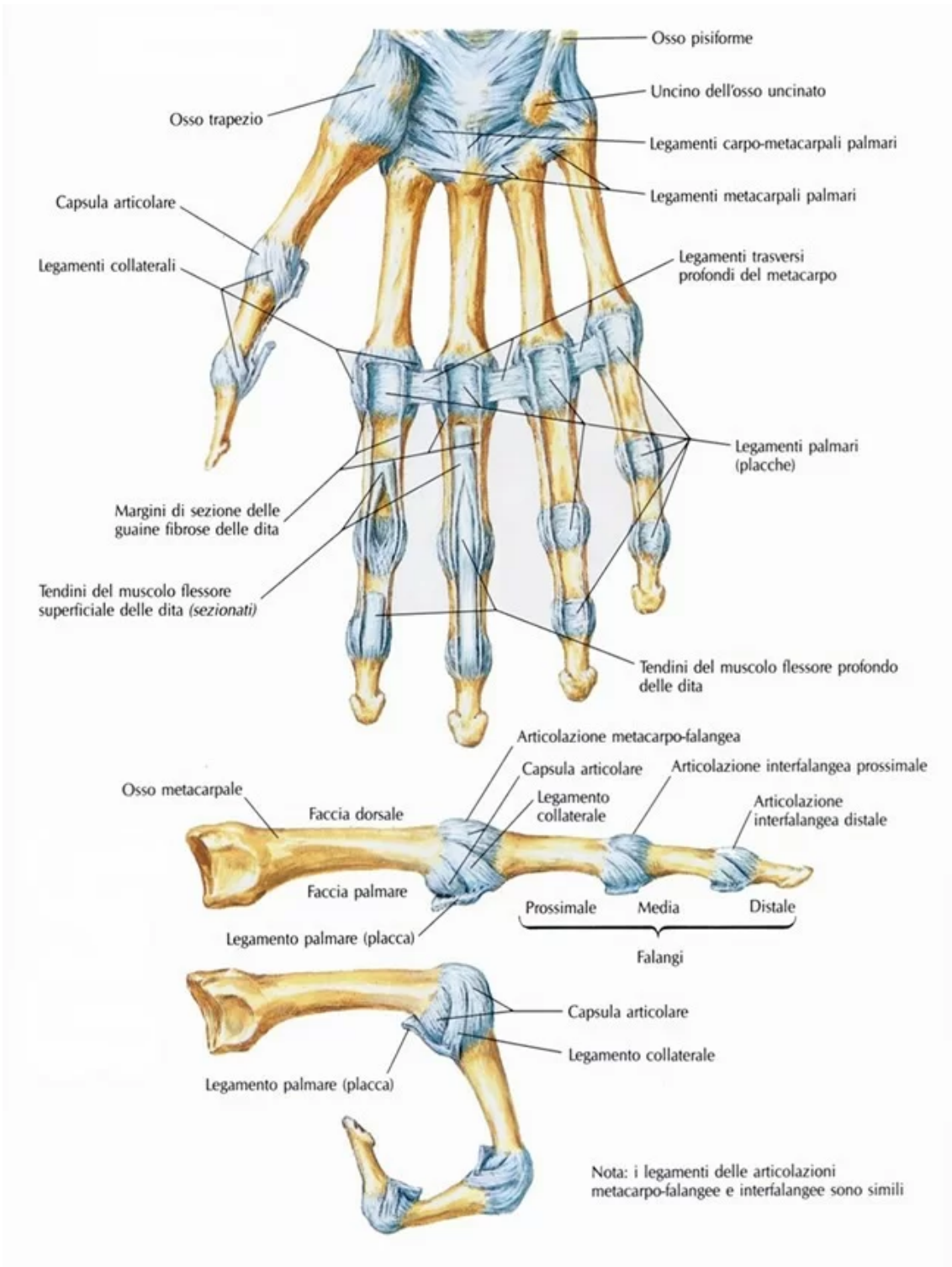


Figura 1.17 Legamenti della mano

Capitolo 2: Configurazione microstrutturale del tessuto tendineo e comportamento meccanico

I tendini sono strutture integranti del complesso muscolo-scheletrico poiché intervengono nella connessione tra i capi del muscolo e dell'osso interessati, in modo tale da garantire l'efficacia del muscolo nel meccanismo di contrazione. La loro composizione è tipica dei tessuti connettivi densi, dove si può notare una predominanza di fibre di collagene rispetto all'elastina, alla componente amorfa ed alla componente cellulare. In tale capitolo verranno trattati più nel dettaglio le componenti che costituiscono la configurazione microstrutturale del tessuto tendineo con ulteriore interesse al loro comportamento meccanico.

2.1 Tessuto tendineo: struttura

I tendini sono strutture fibrose robuste di collegamento tra muscoli ed elementi scheletrici o altre strutture d'inserzione, la cui funzione biomeccanica consiste nella trasmissione della forza sviluppata nella contrazione muscolare ad elementi scheletrici rendendo possibili i movimenti articolari. Pertanto, i tendini sono in grado di:

- *concentrare* l'azione di più muscoli su di un unico elemento scheletrico;
- *ripartire* l'azione di un singolo muscolo su più elementi scheletrici;
- *modificare* la direzione della forza esplicata dal muscolo per mezzo di pulegge ossee.

I tendini sono una classe di tessuto connettivo caratterizzata dalla presenza di un'abbondante matrice extracellulare costituita da fibre di collagene (~70%), elastina (~2%), acqua, proteoglicani e da una scarsa componente cellulare composta da fibroblasti, che nel tessuto tendineo prendono il nome di tenociti e tenoblasti, i quali si dispongono in file parallele alle fibre di collagene.

2.1.1 Il collagene

Il collagene è una delle proteine strutturali più abbondanti del corpo umano e uno dei costituenti fondamentali che fornisce sostegno a tessuti molli come, ad esempio, la cute

o gli organi interni. È formato da catene polipeptidiche, chiamate anche catene α , che si intrecciano fra loro in modo da formare una superelica compatta. La struttura primaria di ogni catena α è costituita da più di 1400 amminoacidi ed è caratterizzata dalla ripetizione di triplette, di sequenza glicina–prolina–idrossiprolina (Gly – Pro – Hyp)_n. Ciascun singolo filamento assume poi una struttura terziaria elicoidale sinistrorsa, dotata di un'elevata rigidità; tre filamenti, quindi, si organizzano in una superelica destrorsa che va a formare quella che è la struttura quaternaria del tropocollagene. Il tropocollagene viene considerato, inoltre, il precursore del collagene e le sue molecole si organizzano in file parallele sfasate formando le microfibrille, dallo spessore di 20-100nm. Come mostrato in *Figura 2.1*, longitudinalmente le microfibrille si susseguono con una distanza pari a 40nm, mentre, in direzione trasversale, fibrille adiacenti risultano allineate, ma sfasate di una lunghezza pari a 67nm (D-period). Pertanto, analizzando la molecola di collagene al microscopio elettronico, essa mostra una caratteristica striatura orizzontale in cui si alternano zone scure, corrispondenti alle regioni vuote tra fibrille (*gap zone*) e zone chiare, corrispondenti alla sovrapposizione completa delle molecole (*overlap zone*).

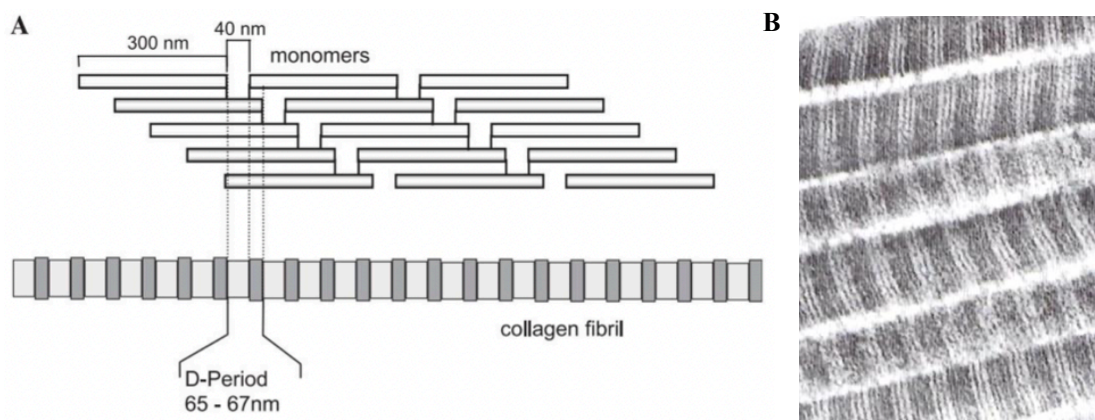


Figura 2.1 Aggregazione delle molecole di tropocollagene (A) e caratteristica striatura del collagene al microscopio elettronico (B)

Nella tripla elica, la glicina si colloca perfettamente all'interno di essa grazie alle sue piccole dimensioni, mentre prolina ed idrossiprolina sono responsabili del tipico avvolgimento a spirale delle catene (struttura secondaria). La stabilità della molecola di collagene è dovuta alle interazioni, quali legami ad idrogeno, legami ionici o reticolazioni intercatena (cross-linking), fra le tre eliche.

Tuttavia, le catene α non sono tutte uguali tra di loro, per tale motivo sono stati individuati 26 tipi di collagene, ciascuno caratterizzato dalla presenza di triple eliche collegate fra

loro in maniera diversa. Nei tendini, i tipi di collagene che si osservano principalmente sono tre: il collagene di tipo I, di tipo III e di tipo V.

- il *collagene di tipo I* costituisce il collagene principale di tendini, legamenti, pelle ed altri tessuti connettivi e fa parte della famiglia dei collagene fibrillari, ossia quelli che formano fibrille. La sua unità strutturale, il tropocollagene, è formata come eterotrimerico da due catene $\alpha_1(I)$ identiche ed una catena $\alpha_2(I)$ e fornisce, in particolare nei tendini, la caratteristica rigidità tensile;
- il *collagene di tipo III* fa parte sempre della famiglia dei collagene fibrillari e costituisce un omotrimerico di tre catene $\alpha_1(III)$;
- il *collagene di tipo V* è formato come eterotrimerico di tre diverse catene $\alpha_1(V)$, $\alpha_2(V)$ e $\alpha_3(V)$, che generalmente forma eterofibrille con collagene di tipo I e III e costituisce un importante regolatore della formazione e crescita delle fibrille di collagene I.

2.1.2 L'elastina

L'elastina è una proteina fibrosa composta che, a differenza del collagene, non possiede una sequenza ordinata di amminoacidi, ma contiene notevoli quantità di prolina e glicina, poche tracce di idrossiprolina ed altri amminoacidi idrofobici, tra cui alanina, valina e leucina. Il precursore dell'elastina è chiamato tropoelastina ed è caratterizzato dalla presenza di due domini, idrofili e idrofobi. I domini idrofili sono costituiti da lisina (Lys) ed alanina (Ala), mentre i domini idrofobi sono costituiti da valina (Va), prolina (Pro) e glicina (Gly). L'elastina assume una particolare configurazione spiraliforme ad avvolgimento disordinato, detta *random coil*, in cui le catene sono collegate tra loro mediante legami di natura covalente chiamati *reticolazioni chimiche* (Figura 2.2). Tale particolare disposizione a gomitolini, assieme alla variazione d'entropia, conferisce le caratteristiche proprietà elastiche dell'elastina. Infatti, una forza esterna applicata su un tessuto elastico agisce aumentando l'ordine molecolare della struttura e diminuendo così

l'entropia, la quale, invece, aumenta alla rimozione del carico, in modo tale da riportare l'elastina alla configurazione iniziale.

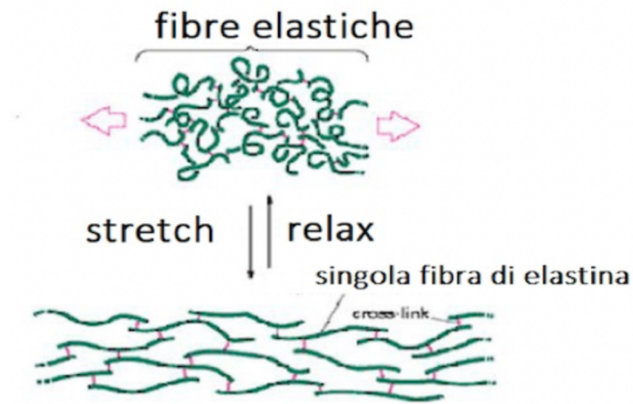
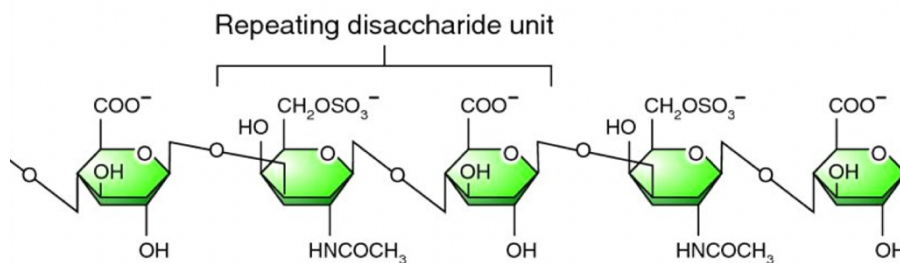


Figura 2.2 Rappresentazione delle fibre di elastina

2.1.3 La sostanza di fondo

La sostanza di fondo detta anche *sostanza fondamentale amorfa* è un gel viscoso che riempie lo spazio fra il reticolo fibroso dei tessuti e lo spazio tra le cellule, composto prevalentemente da acqua e *proteoglicani*. I proteoglicani (PGs) sono macromolecole (Figura 2.3) che si sviluppano su un asse proteico principale, detto anche *core*, formato da una lunga catena di ialuronato a cui sono inserite covalentemente catene di molecole complesse dette *glicosamminoglicani* (GAGs). All'interno del tessuto tendineo, sono state individuate principalmente due categorie di proteoglicani:

- *grandi proteoglicani*, noti anche come ialectani o proteoglicani modulari;
- *piccoli proteoglicani ricchi di leucina* (SLRPs).



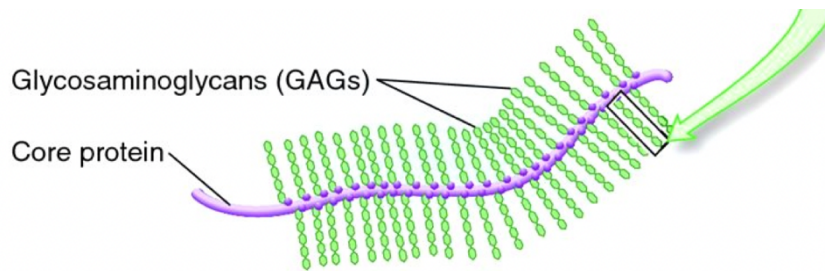


Figura 2.3 Struttura generale di un proteoglicano

Gli *ialectani* sono proteoglicani composti da tre domini, uno centrale ricco di catene laterali di GAG, uno N-laterale e uno C-terminale che lega la lectina. Tali proteoglicani sono coinvolti nell'interazione con acido ialuronico e le lectine e comprendono quattro molecole: versicano, aggrecano, neurocano e brevicano.

I *piccoli proteoglicani ricchi di leucina* (SLRPs) sono caratterizzati da un dominio centrale formato prevalentemente da leucina a cui è legata una catena di condroitin solfato (CS) oppure di dermatansolfato (DS). Tra i SLRPs più conosciuti troviamo la decorina, un proteoglicano predominante all'interno del tessuto tendineo e di altri tessuti connettivi che sono costituiti perlopiù da collagene di tipo I. La decorina ha un ruolo importante nella regolazione dell'assemblaggio delle fibrille di collagene. Infatti, uno studio di *Zhang et al.* (2006) condotto su tendini flessori delle dita di topi carenti in decorina, ha mostrato un ruolo importante di tale proteoglicano nella regolazione della fibrillogenesi ^[11]. Durante lo sviluppo, i tendini carenti di decorina hanno sviluppato una struttura fibrillare alterata con fibrille anormali e dal contorno irregolare. Tale regolazione disfunzionale della fibrillogenesi si ripercuote anche nelle proprietà biomeccaniche del tendine, mostrando nei topi una rigidità e resistenza significativamente ridotte dei loro tendini.

Un altro SLRP conosciuto è sicuramente il biglicano, il quale, secondo uno studio condotto da *Beach et al.* (2022) su tendini rotulei di topi ha mostrato che tale proteoglicano svolge un ruolo importante nel mantenimento della struttura e meccanica del tendine durante l'omeostasi ^[12]. Infatti, l'abbattimento del biglicano ha comportato una riduzione del nucleo cellulare, associata ad una diminuzione dell'attività cellulare ed una alterazione nella distribuzione del diametro delle fibrille di collagene, che si manterrebbe per tutta l'età adulta. Dal punto di vista biomeccanico, l'abbattimento ha portato ad una diminuzione del valore massimo dello stress, del modulo di elastici

dinamico, del rilassamento da stress e di un aumento del riallineamento delle fibre di collagene durante il carico.

2.2 Comportamento meccanico del collagene

Sottoponendo una fibra di collagene ad una prova di carico, nella direzione predominante di sviluppo della fibra stessa, è possibile osservare una risposta tipicamente non lineare in termini di sforzo-deformazione (*Figura 2.4*). La curva sforzo-deformazione di una prova di trazione monoassiale lungo la direzione delle fibre di collagene può essere suddivisa essenzialmente in tre regioni:

1. una regione iniziale a bassa capacità resistente o *toe-region*;
2. una regione di progressivo incremento di rigidità, o *hell-region*;
3. una regione ad elevata capacità resistente o *linear region*;

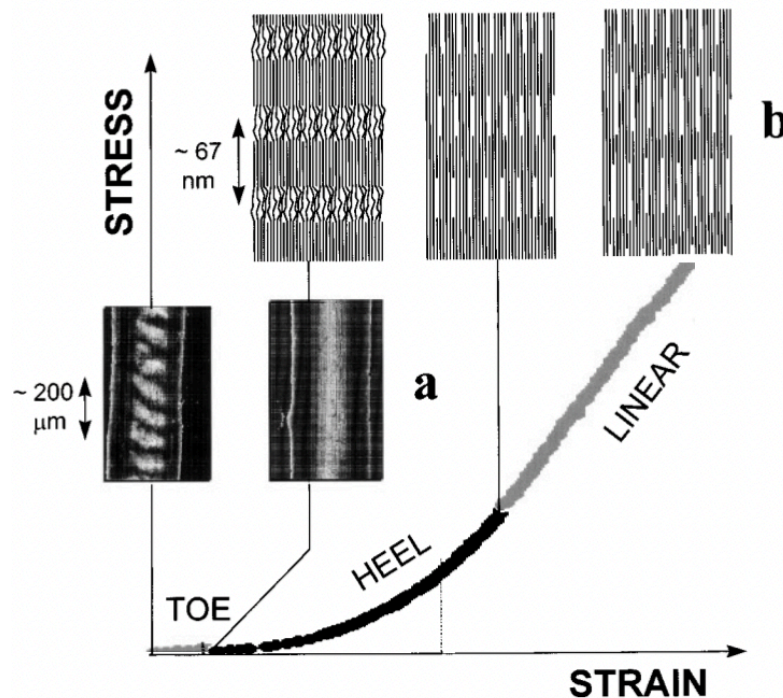


Figura 2.4 Tipica curva sforzo-deformazione di un tendine. Nella regione iniziale (*toe-region*), dove il tendine può essere esteso con pochissima forza, viene rimossa un'increspatura macroscopica delle fibrille con un periodo tipico dell'ordine di 100 μm. Ciò può essere visualizzato utilizzando la luce polarizzata (a). Ulteriori cambiamenti strutturali si verificano a livello fibrillare (b). La *hell-region* corrisponde ad un raddrizzamento delle pieghe molecolari nello spazio vuoto e la *linear-region* ad uno scivolamento delle molecole.

Tale comportamento può essere giustificato considerando la risposta microstrutturale progressivamente esibita dalle fibrille lungo il processo di carico. Infatti, in assenza di sollecitazione esterna, le fibrille di collagene si trovano in una conformazione tipicamente ondulata (*crimped*) ed i legami tra le fibrille non sono tensionati. L'applicazione della sollecitazione comporta, inizialmente una variazione nella conformazione delle fibrille (*uncrimping*) nonché un progressivo tensionamento dei legami inter e intrafibrillari. Questo determina un graduale incremento della rigidità fino al raggiungimento di un valore massimo, che si mantiene costante in corrispondenza di un ben definito intervallo deformativo ^[13].

Da studi condotti tramite sincrotrone di raggi X (*Misof et al., 1997*) è emerso che a basse deformazioni prevale un raddrizzamento delle pieghe molecolari delle fibrille, mentre a grandi deformazioni si nota uno scivolamento molecolare, il quale porta ad un'estensione sempre più irregolare fino a giungere alla rottura della struttura fibrillare ^[14]. Tale raddrizzamento, a basse deformazioni, riduce il disordine delle molecole di collagene nella loro disposizione all'interno delle fibrille. Infatti, da uno studio condotto da *Wess et al. (1998)* è emersa l'esistenza di aggrovigliamenti all'interno della struttura fibrillare che si ritiene possano verificarsi nella gap zone ^[15], in cui è maggiore la flessibilità delle molecole di collagene, dovuta, in primo luogo, a livelli più bassi di prolina ed idrossiprolina (*Fraser et al., 1986*) ^[16] e, in secondo luogo, ad una densità ridotta delle molecole rispetto alla overlap zone. Dal modello delineato da *Misof et al. (1997)* si presuppone che i nodi molecolari presenti all'interno della struttura fibrillare avvengano spontaneamente e che portino ad un aumento del disordine delle molecole di collagene e di un conseguente aumento di entropia all'interno della gap zone ^[14]. Pertanto, a basse deformazioni il raddrizzamento delle pieghe molecolari porterebbe ad un allungamento della fibrilla e ad una riduzione dell'entropia, la quale fornirebbe la forza che si oppone a tale allungamento. Inoltre, il modello implica una relazione lineare tra deformazione e grado di ordine laterale, osservati sperimentalmente. Quando, poi, il collagene viene allungato oltre la hell-region, la maggior parte delle pieghe molecolari vengono raddrizzate e non è alcuna ulteriore estensione mediante tale meccanismo entropico. Nella linear region, dove il collagene è completamente allungato, il processo più probabile che si verifica è uno scorrimento fra molecole vicine, dovuto ad uno stiramento delle triple

eliche del collagene o dei legami incrociati fra eliche. Tale scorrimento, in ulteriori esperimenti tramite sincrotrone (*Mosler et al., 1985; Folkhard et al., 1986*), ha mostrato un aumento della lunghezza della gap region zone rispetto alla lunghezza della overlap zone, implicando un considerevole scivolamento delle molecole vicine (*Folkhard et al., 1986*)^[17].

2.3 Comportamento meccanico dell'elastina

Un materiale viene definito elastico se è in grado di ritornare alla sua forma e dimensione originaria quando la forza di deformazione viene rimossa. I tessuti molli, sebbene non siano dotati di un'elevata deformabilità, sono sia elastici che flessibili, ossia possono essere ampiamente deformati quando viene esercitata una piccola forza. Tale elasticità elastomerica è fornita dall'elastina, la quale ha, inoltre, la capacità di immagazzinare energia di deformazione elastica con efficienza estremamente durevole.

Il ruolo dell'elastina nell'elasticità dei tessuti deriva non solo dalla sua quantità, ma anche dalla disposizione spaziale e il tipo di rete che si intende creare. Infatti, la struttura dell'elastina è caratterizzata da un elevato grado di disordine conformazionale (*random-coil*), che la rende flessibile e facilmente allungabile, e da un elevato grado di reticolazione, risultando una rete in grado di distribuire le sollecitazioni e le deformazioni in tutto il polimero^[18].

L'applicazione di un carico comporta una modifica nella conformazione delle catene macromolecolari, con tendenza ad allineamento secondo la direzione della sollecitazione. Durante la fase di applicazione, la presenza di reticolazioni chimiche intercatena impedisce i processi di scorrimento reciproco ed irreversibile delle catene molecolari. Pertanto, alla rimozione del carico le catene macromolecolari tendono a riportarsi alla loro conformazione e posizioni originarie, impedendo così fenomeni di deformazione permanente. La curva tensione-deformazione mostra una scarsa rigidità per deformazioni fino a 200%, che successivamente aumenta fino al punto di rottura (*Figura 2.5*).

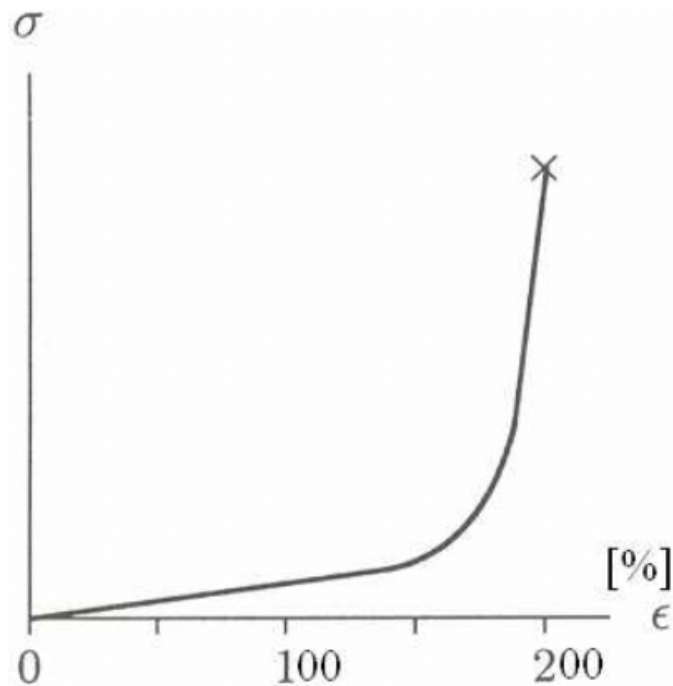


Figura 2.5 Diagramma tensione-deformazione per una prova di trazione di elastina

2.4 Struttura gerarchica del tendine

Il collagene tendineo prevalente è di tipo I, il quale è dotato di maggior resistenza e rigidità, e, in misura minore, di tipo III e V. Inoltre, il collagene di tipo I è responsabile della struttura gerarchica: le molecole tropocollagene (una tripla elica con due catene α_1 e una catena α_2) si auto-assemblano spontaneamente dopo secrezione e cross-linking (processo che porta alla formazione di molecole insolubili di collagene) in microfibrille, le quali a loro volta si dispongono in unità più grandi denominate *fibrille* con un diametro generalmente compreso fra 0,2 e 0,5 μm . La formazione mediante legami crociati, il cui numero varia a seconda della funzionalità richiesta dal tessuto e dall'avanzare dell'età, è necessario sia per la stabilizzazione tra le molecole di tropocollagene e sia per interconnessione delle stesse all'interno delle fibrille.

A seconda dell'architettura delle microfibrille, è possibile effettuare una distinzione delle fibrille in due classi:

- *fibrille di tipo C*, il cui diametro è compreso fra 50 e 100nm e sono contraddistinte da un andamento ondulato e/o elicoidale con un angolo di avvitemento di 17° e una bandeggiatura con periodicità costante di 64nm;

- *fibrille di tipo T*, il cui diametro è compreso fra 150 e 200nm e formate da subfibrille contraddistinte da un andamento elicoidale destrorso con un angolo che non supera i 5° e da un bandeggiatura con periodicità costante di 67nm.

Inoltre, la struttura delle fibrille è dipendente dal ruolo funzionale che esse hanno all'interno di un tessuto connettivo. Infatti, nei tendini sono tipicamente composti da fibrille caratterizzate da un grosso diametro (fibrille di tipo T) e da un andamento quasi rettilineo, in quanto sottoposte ad elevate forze tensili unidirezionali.

Le fibrille a loro volta si organizzano a formare una fibra, detta anche unità fondamentale di un tendine, dal diametro compreso fra 1 e 12 μm , a seconda del numero di fibrille costituenti. A loro volta le fibre si organizzano in fasci di I ordine, o comunemente chiamati *fascicoli* (unità morfo-funzionali di un tendine), ciascuno dei quali circondato da endotenonio e dai vasi in esso contenuti. Successivamente, i fasci di I ordine si organizzano, circondati da setti endotenonici, in fasci di II ordine, i quali a loro volta in fasci di III ordine. Infine, il gruppo di fasci terziari costituisce l'unità macroscopica del tendine ed è circondato da *peritenonio*, uno strato di tessuto connettivo lasso che ha la funzione di limitare la frizione che si genererebbe durante la contrazione muscolare e di costituire una guida di scorrimento anatomica per il tendine stesso (*Figura 2.6*).

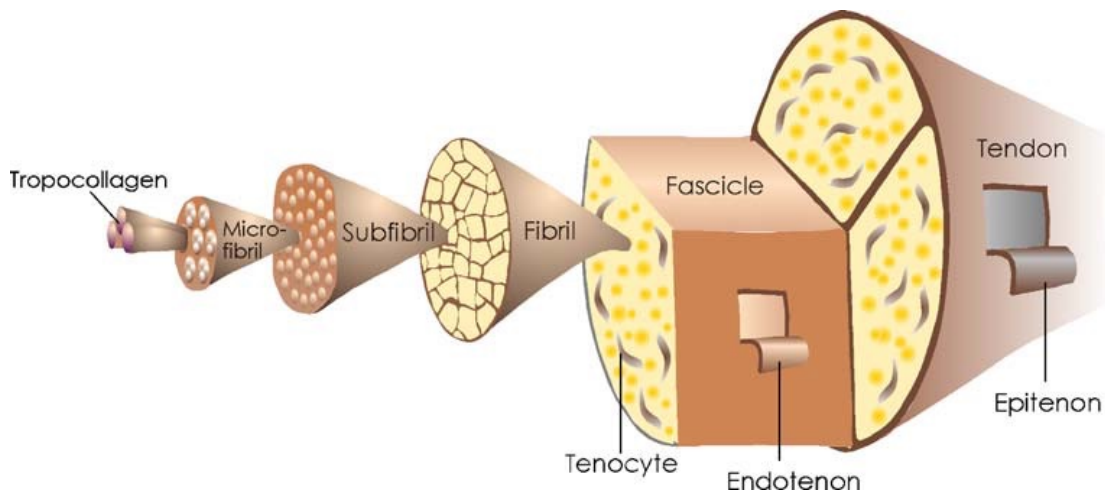


Figura 2.6 Organizzazione gerarchica del tendine

Capitolo 3: Tendini flessori ed estensori della mano

I tendini della mano hanno origine dall'avambraccio e, scorrendo all'interno di canali, quali guaine tendinee, raggiungono le dita, consentendone il movimento. In particolare, i tendini della mano si suddividono in: tendini flessori, situati nel lato palmare della mano e del polso, i quali hanno la funzione di flessione delle dita, e tendini estensori, situati nel lato dorsale della mano e del polso, che hanno la funzione di estensione delle dita. In tale capitolo verrà analizzata la struttura macroscopica del tendine e, con particolare interesse, verranno analizzati i tendini flessori ed estensori della mano e le relative lesioni e patologie.

3.1 Analisi macroscopica del tendine

Un tendine è una fascia resistente di tessuto connettivo fibroso che collega il muscolo all'osso, progettata per trasmettere forze e resistere alla tensione durante la contrazione muscolare. Un tendine sano è di colore bianco brillante e dotato di consistenza fibroelastica, con un'elevata resistenza a carichi meccanici. Tuttavia, i tendini possono variare in modo considerevole nella forma o nel modo in cui si attaccano all'osso. Per esempio, muscoli quali il quadricipite ed il tricipite brachiale, che sono implicati nel creare forze potenti e resistenti, hanno tendini corti e larghi, mentre, muscoli come i flessori delle dita, i quali devono eseguire movimenti fini, di precisione e delicati, hanno tendini lunghi e sottili.

Il tendine può essere circondato da diverse strutture, suddivise in cinque categorie:

1. guaine fibrose o retinacoli;
2. pulegge di riflessione;
3. guaine sinoviali;
4. guaine peritendinee;
5. borse tendinee ^[19].

Le *guaine fibrose* o *retinacoli* rappresentano canali attraverso cui scorrono i tendini, generalmente i tendini lunghi, senza i quali il movimento di scorrimento potrebbe essere compromesso dall'attrito, perlopiù a ridosso delle strutture ossee. Infatti, tali intagli ossei

sono generalmente rivestiti da un pavimento fibrocartilagineo e ricoperti, successivamente, da queste particolari guaine fibrose. Un tipico esempio di questi canali sono i retinacoli fibrosi dei tendini estensori o flessori della mano o del piede.

Le *pulegge di riflessione* costituiscono un rinforzo anatomico delle guaine fibrose presente lungo il decorso del tendine e formato da tessuto connettivo denso, la cui funzione è quella di mantenere in sede il tendine all'interno del canale di scorrimento.

Le *guaine sinoviali* sono sottili guaine composte da due sottili foglietti sierosi, uno parietale che riveste le pareti delle guaine fibrose ed uno viscerale che riveste la superficie del tendine, che hanno il compito di facilitare lo scorrimento del tendine all'interno delle guaine fibrose. Il condotto chiuso delimitato dai due foglietti contiene il liquido peritendineo, un liquido simile per composizione al liquido sinoviale che ha una funzione lubrificante. Tuttavia, solo alcune parti di alcuni tendini della mano o del piede possiedono le guaine sinoviali, poiché sono zone in cui è presente un cambio di direzione ed un aumento dell'attrito, i quali richiedono una maggior efficienza di lubrificazione.

I *foglietti peritendinei* rivestono la maggior parte dei tendini e sono composti da connettivo areolare lasso, che nel complesso formano il *paratenonio*. Il paratenonio è composto da collagene di tipo I e III e da sottili fibre elastiche e funge da “manicotto elastico”, in quanto consente il libero movimento del tendine contro gli altri tessuti circostanti.

Infine, le *borse tendinee* costituiscono piccole sacche contenenti liquido sieroso e sono rivestite da membrana sinoviale. Sono localizzate sotto il tendine e fungono sia da cuscinetto in modo tale da minimizzare l'attrito nei siti anatomici adiacenti a strutture ossee, le quali potrebbero comprometterne lo scorrimento o logorare il tendine stesso, sia da protezione dalle lesioni ^[20].

Intorno al tendine e sotto al paratenonio, è presente una sottile guaina di tessuto connettivo denso denominata *epitenonio*. L'epitenonio è formato da fibrille di collagene dello spessore di 8-10nm, disposte generalmente in posizione mediana con l'asse maggiore parallelo all'asse del tendine, e che costituiscono una rete fibrillare piuttosto densa. Inoltre, nella sua superficie non contigua al tendine, l'epitenonio è tappezzato da cellule mesoteliali piatte che si staccano facilmente. In un solo punto e per tutta la circonferenza del tendine, l'epitenonio e il paratenonio sono uniti fra di loro da un meso, formato da

tessuto areolare connettivo, chiamato *mesotenonio* ^[21]. Il mesotenonio costituisce una rete elastica le cui fibre hanno un decorso longitudinale e trasversale. Esso è responsabile dell'apporto sanguigno al tendine, in quanto al suo interno di esso decorrono i vasi circondati da cellule adipose, e dello scorrimento del tendine stesso. Invece, sulla superficie interna l'epitenonio è in continuità con un sottile strato di tessuto connettivo lasso, detto *endotenonio* costituito da fibrille del diametro di 50nm. L'endotenonio ha la funzione di rivestire le singole fibre del tendine raggruppandole in fasci di ordine maggiore e permettere la penetrazione e la distribuzione di strutture vascolari e nervose all'interno del tendine stesso.

Oltre al corpo centrale, nella struttura anatomica del tendine si possono distinguere altre due regioni: la *giunzione miotendinea* (MJT) e la *giunzione osteotendinea* (OTJ). La giunzione miotendinea è il punto di unione fra il tendine e il muscolo e dove la tensione generata dalle fibre muscolari viene trasmessa dalle proteine contrattili intracellulari alle fibre di collagene del tessuto connettivo extracellulare. Secondo studi morfologici condotti da *Tidball et al.* (1984), le fibrille del tendine si inseriscono in profondi recessi tramite terminazioni simili a delle dita che sporgono nell'area di contatto con il tessuto muscolare ^[22]. Tale ultrastruttura della giunzione miotendinea aumenta l'area di contatto fra tendine e muscolo di circa dieci volte, rendendo così possibile la trasmissione della forza di contrazione delle miofibrille muscolari attraverso un'area più ampia. Infatti, analizzando le giunzioni miotendinee di un muscolo semitendinoso sano proveniente da rana, *Tidball et al.* ha mostrato che tali sporgenze aumentano la superficie di circa 13.2 volte ^[22]. Ciò si traduce in quantità ridotta di forza per unità e in una maggior resistenza alla rottura della giunzione. Tuttavia, nonostante il caratteristico ripiegamento, la giunzione miotendinea rappresenta il punto più debole soggetto principalmente a stiramenti e infiammazioni. Il lavoro condotto da Garret et al. (1988) su quattro muscoli scheletrici (*Figura 3.1.1*) con caratteristiche morfologicamente diverse quali, tibiale anteriore (fusiforme), tensore lungo delle dita (unipennato), retto femorale (bipennato) e gastrocnemio (multipennato), provenienti da coniglio ha mostrato lesioni e rotture a

livello della giunzione muscolo-tendinea indipendentemente dalla struttura muscolare e dalla velocità di deformazione [23].

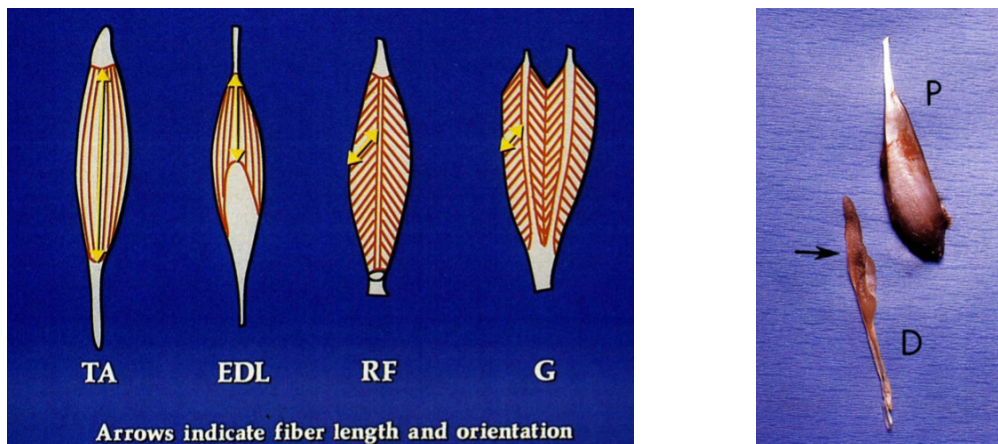


Figura 3.1.1 Nell'immagine a sx: esempi di muscoli scheletrici (TA: fusiforme, EDL: unipennato, RF: bipennato, G: multipennato). Nell'immagine a dx: aspetto di muscolo EDL rotto che mostra piccole quantità (freccia) di fibre muscolari attaccate al tendine distale (D: giunzione muscolo-tendinea distale, P: giunzione muscolo-tendinoproximale)

I campioni, la cui morfologia comprende le classi di muscoli comunemente lesionati durante gli sforzi atletici e professionali, sono stati estratti dalle loro inserzioni, distale e prossimale, e sottoposti a cedimento a tre velocità di sforzo 1 – 10 e 100 cm/min. In nessun caso si è verificato un cedimento localizzato nella parte mediana delle fibre muscolari, all'interno del tendine o a livello della giunzione osteotendinea, ma il punto di rottura era costantemente a livello della giunzione miotendinea (98,6% di 144 muscoli) [23].

La *giunzione osteotendinea* (OTJ) o chiamata anche *entesi*, è il punto di inserzione fra il tendine e l'osso e consente il trasferimento di carichi contrattili generati dal ventre muscolare da una struttura relativamente cedevole, il tendine, ad una struttura relativamente rigida, l'osso. La struttura dell'entesi è legata alla necessità di bilanciare i diversi moduli elastici del tessuto tendineo e scheletrico in modo tale da evitare picchi di tensione locale e quindi di dissipare lo stress lontano da tale interfaccia convogliandolo nel tendine e/o nell'osso [24]. L'entesi viene suddivisa, a seconda del carattere del tessuto connettivo che caratterizza l'interfaccia osso-tendini, in due tipi: *fibrosa* o *fibrocartilaginea*. L'*entesi fibrosa*, tipica di alcuni dei muscoli più grandi e potenti del

corpo umano, come ad esempio il deltoide o di grandi muscoli attaccati alla linea aspra del femore, è formata da tessuto connettivo denso e può essere *ossea*, se il tendine è attaccato direttamente all'osso, oppure *periosteale*, se il tendine è attaccato indirettamente ad esso tramite il periostio. Invece, l'*entesi fibrocartilaginea* è la giunzione osteotendinea più presente all'interno del corpo umano, tipicamente su piccole aree come il tendine sovraspinato della cuffia dei rotatori e viene suddivisa in quattro regioni distinte, diverse per struttura, composizione e proprietà meccaniche (Figura 3.1.2) [25]. La prima regione è costituita dal *tendine vero e proprio* e composta da fibre di collagene di tipo I ben allineate e piccole quantità di decorina. La seconda regione è formata da fibrocartilagine non calcificata (UF) contenente collagene di tipo II e III, piccole quantità di collagene di tipo I, IX e X e piccole quantità di decorina e aggreganti. La terza zona è costituita da fibrocartilagine calcificata (CF) in cui è prevalente il collagene di tipo II, con significative quantità di collagene di tipo X ed aggreganti. Queste due zone avascolari CF e UF sono separate da una linea basofila chiamata anche *tidemark* che rappresenta la zona di confine fra tessuto molle e duro. La quarta ed ultima zona è, infine, costituita dall'osso vero e proprio, composto, quindi, principalmente da collagene di tipo I ad alto contenuto minerale. Contrariamente al tidemark, la giunzione fra CF ed osso è altamente irregolare ed è tale sito che rappresenta il vero e proprio sito di unione fra i due tessuti, tendineo ed osseo [24].

Tale continuo cambiamento nella struttura e composizione della giunzione osteotendinea, è necessario per minimizzare la concentrazione dello stress e per facilitare il trasferimento delle forze contrattile fra tendine ed osso.

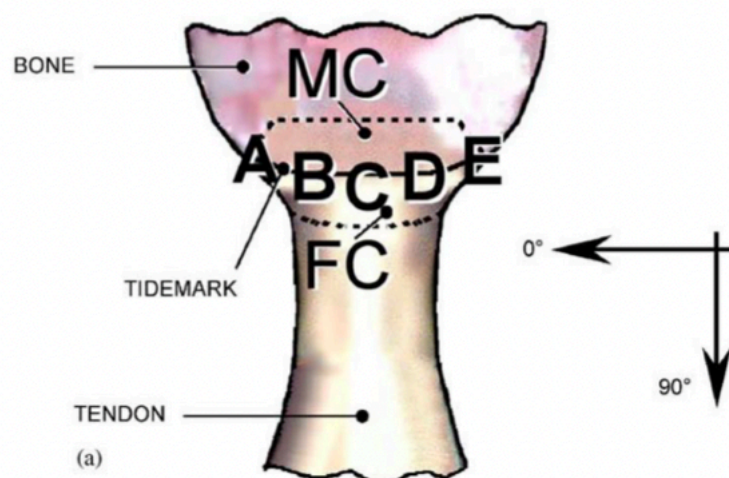


Figura 3.1.2 Diversi tessuti alla giunzione osteotendinea (MC: fibrocartilagine calcificata, FC: fibrocartilagine non calcificata)

3.2 Tendini flessori della mano

I tendini flessori costituiscono le unità che trasmettono la forza dal ventre muscolare alle cinque dita della mano, per produrre il movimento di flessione e prendono il nome in base alla posizione dei corrispondenti muscoli situati nell'avambraccio. Nella mano umana, ogni dito (dal II al V) possiede una coppia di tendini flessori, uno *superficiale* o *breve* (FDS), che consente la flessione della prima articolazione interfalangea, ed uno *profondo* o *lungo* (FDP), il quale arriva al termine del dito e ne consente la flessione dell'ultima falange, mentre il I dito che possiede soltanto un tendine, chiamato *flessore lungo del pollice* (FLP).

Anatomicamente, i tendini profondi prendono il nome dall'omonimo muscolo, il flessore profondo delle dita (FDP), il quale origina dalla superficie prossimali dell'ulna, dalla parte mediale della membrana interossea e dal margine radiale del radio, al di sotto della tuberosità. Tale muscolo è composto da un solo ventre muscolare che si protrae distalmente nell'avambraccio e si divide in due fasci, uno radiale, che a livello della giunzione muscolo-tendinea forma il tendine profondo del II dito, ed uno ulnare, che forma i restanti tre tendini profondi. Allo stesso modo, i tendini superficiali prendono il nome dal muscolo flessore superficiale delle dita (FDS), che origina da un capo omerale ed uno radiale e, a differenza del FDP, a metà dell'avambraccio si divide in quattro ventri indipendenti, ciascuno dei quali continua lungo un tendine cilindrico ^[26]. A livello del tunnel carpale, le due categorie di tendini (estensori e flessori) entrano assieme, con i tendini profondi che si dispongono in una fila trasversale dritta in profondità e con i tendini superficiali che si dispongono a quadrato, con i tendini del II e V dito che

giacciono uno accanto all'altro e più in profondità rispetto a quelli del III e IV dito (*Figura 3.2.1*).

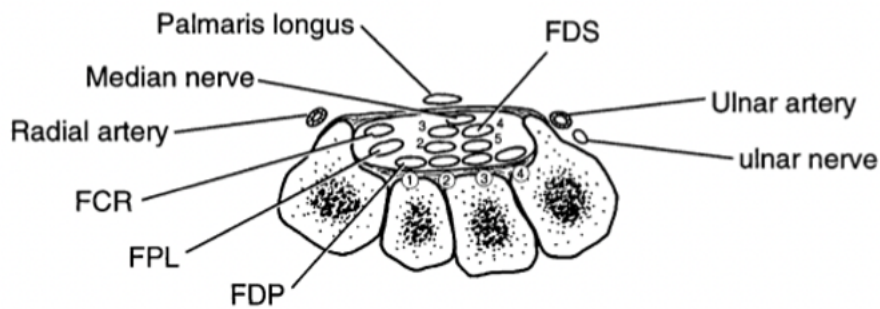


Figura 3.2.1 Anatomia tendini flessori a livello del polso

A questo punto, i tendini lunghi si portano nel palmo della mano e decorrono attraverso il chiasma di Camper lungo la falange media fino ad inserirsi nella parte volare della III falange. Invece, i tendini brevi si dividono a livello della falange prossimale, per poi ricongiungersi a livello del chiasma di Camper e dividersi nuovamente fino ad inserirsi sulla parte prossimale della II falange ^[26].

Il sistema dei tendini flessori non viene considerato individualmente, ma come un'unità funzionale di tendini, una componente sinoviale profonda detta *guaina sinoviale* e da una componente reticolare detta anche *puleggia superficiale* ^[27]. Le pulegge vengono definite come condensazioni di tessuto fibroso che circondano i tendini flessori in uscita dal tunnel carpale in modo tale da formare un canale osteofibroso rivestito da guaina sinoviale, con la funzione di mantenere i tendini flessori adiacenti alle falangi. Tale funzione è molto importante perché consente la conversione della traslazione lineare e della forza sviluppata nell'unità composta da tendine flessore e muscolo in coppia e rotazione alle articolazioni delle dita e la soppressione dell'escursione del tendine stesso ^[28]. In ogni dito esistono due categorie di pulegge legamentose: 5 pulegge anulari osteofibrose indicate con la lettera A (A1, A2, A3, A4 e A5) costituite da resistenti fibre arcuate e 3 pulegge cruciformi indicate con la lettera C (C1, C2 e C3) formate da fibre che si incrociano davanti alle articolazioni. Lateralmente a tale intersezione di fibre di pulegge cruciformi penetrano i vasi provenienti dalle arterie digitali palmari, detti *vincula*.

Infatti, sia i tendini profondi (FDP) che quelli superficiali (FDS) ricevono un duplice apporto vascolare da vincoli, lunghi e brevi per ciascuno di essi (*Figura 3.2.2*). I vincoli brevi sono costituiti da fasce triangolari di fibre e si fissano sulle facce profonde dei tendini vicino alle loro inserzioni. In particolare, il *vinculum brevis superficialis* (VBS) collega il tendine flessore superficiale alla prima articolazione interfalangea, mentre il *vinculum brevis profundus* (VBP) collega il tendine flessore profondo alla seconda articolazione interfalangea. I vincoli lunghi sono filiformi e, in particolare, il *vinculum longus superficialis* (VLS) collega il tendine flessore superficiale alla prima falange prossimale ed il *vinculum longus profundus* (VLP) collega la superficie inferiore del tendine flessore profondo al sottostante flessore superficiale [29].

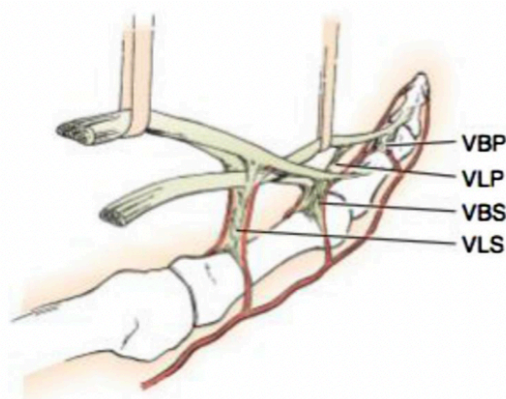


Figura 3.2.2 *Apporto vascolare tramite vincula dei tendini flessori*
VLS: vinculum longus superficialis, VBS: vinculum brevis superficialis,
VLP: vinculum longus profundus, VBP: vinculum brevis profundus

È possibile suddividere le pulegge anulari A in due gruppi costituiti da: *A1-A3-A5*, le quali si trovano rispettivamente sulle articolazioni metacarpo-falangea (MP), interfalangea prossimale (PIP) e interfalangea distale (DIP), con inserzione dorsale alle placche volari, e *A2-A4*, che si trovano rispettivamente sulle falangi prossimali e medie, con inserzione direttamente nelle ossa. Le pulegge crociate, invece, *C1-C2-C3* si trovano distalmente alle pulegge *A2, A3 e A4* rispettivamente nella zona fra *A2-A3, A3-A4 e A4-A5* (*Figura 3.2.3*). Inoltre, prossimalmente alla puleggia A, a circa 1.0cm dall'articolazione metacarpo-falangea, è possibile individuare un ulteriore puleggia

chiamata *puleggia aponeurotica palmare* (PA) composta dal legamento trasverso dell'aponeurosi palmare, con inserzione ai sottostanti setti di Legueu e Juvara [27].

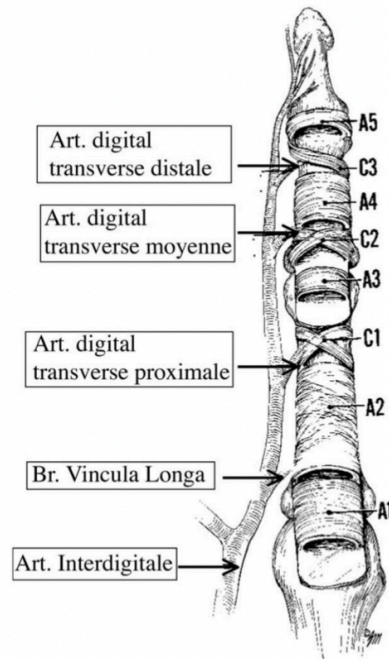


Figura 3.2.3 Nomenclatura delle pulegge

Biomeccanicamente, si possono individuare tre meccanismi d'azione di pulegge a seconda sia della loro tipologia e sia rispetto alla loro posizione anatomica. Infatti, le pulegge PA, A2 e A4 vengono dette anche *diafisarie* in quanto mantengono un rapporto costante fra il flessore e l'asse di rotazione dell'articolazione a valle. Inoltre, le pulegge A2 e A4 costituiscono un ruolo essenziale nel prevenire la tensione dell'arco e la perdita di movimento articolare e nel corretto avvolgimento distale. Le pulegge A1, A3 e A5 vengono denominate anche *articolari* in quanto hanno un rapporto variabile con l'asse del giunto che ricoprono e ciò dipende dalla sua posizione, ed hanno la funzione di distribuire le forze durante la flessione del dito e del movimento in avanti della placca palmare durante la flessione. Infine, le pulegge cruciformi C1, C2 e C3 sono variabili in termini di spessore, dimensione e percentuale di accorciamento in flessione e, inoltre, hanno un debole effetto nel trattenere il cosiddetto effetto "bowstring" [27].

Per quanto riguarda il I dito, il tendine flessore lungo del pollice decorre attraverso il tunnel carpale sul lato radiale e, attraverso un canale osteofibroso giunge fino alla base della falange distale. È rivestito da una guaina sinoviale costituita da un tubo cavo a doppia parete sigillato in entrambe le estremità, simile a quella dei tendini flessori delle dita. Tuttavia, a differenza di essi, il tendine flessore del I dito è rinforzato da tre pulegge, di cui due anulari (A1 e A2) ed una obliqua (*Figura 3.2.4*)^[30]. La puleggia A1 è situata, come nelle altre dita, a livello dell'articolazione metacarpo-falangea (MP) e solitamente ha una larghezza da 7 a 9 mm ed uno spessore di 0.5 mm, mentre la puleggia A2 è presente a livello dell'articolazione interfalangea (IP) dove si fissa alla placca volare e solitamente ha una larghezza da 8 a 10 mm con uno spessore piuttosto sottile di circa 0.25 mm. Fra le due pulegge anulari è presente una terza puleggia che inizia sul lato ulnare della base della falange prossimale per poi proseguire distalmente e in direzione obliqua fino a terminare sul lato radiale di tale falange, vicino all'articolazione interfalangea.

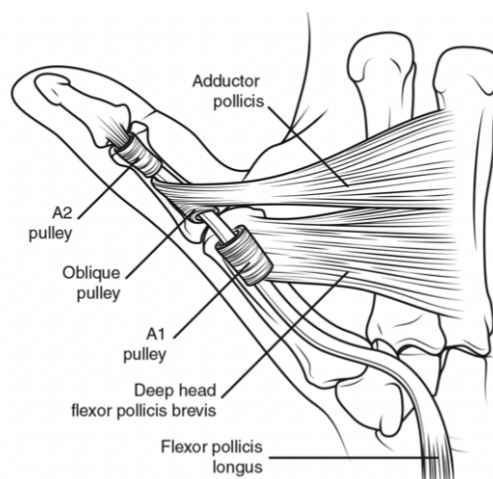


Figura 3.2.4 Nomenclatura delle pulegge del I dito

3.2.1 Zone anatomiche

Come detto precedentemente, i tendini flessori della mano sono rivestiti da guaina sinoviale, la quale ha una funzione sia di lubrificazione, ma anche di minimizzazione dell'attrito che si genererebbe durante il decorso dei tendini. Tali guaine sinoviali, delimitano la mano in cinque regioni anatomiche (*Figura 3.2.1.1*), a cui corrispondono diverse incidenze di lesioni e diversi tipi di approcci e interventi chirurgici. Le cinque regioni anatomiche, la cui suddivisione è stata proposta da Kleinert e Verdan, sono^[31]:

- **Zona I:** regione distale alla guaina sinoviale che si estende dall'inserzione del tendine flessore superficiale (FDS) al tendine flessore profondo (FDP);
- **Zona II:** regione che si estende dalla parte prossimale della puleggia A1 fino all'inserzione del tendine FDS;
- **Zona III:** regione che si estende dalla parte trasversale distale del legamento carpale fino alla puleggia A1;
- **Zona IV:** regione costituita dal tunnel carpale;
- **Zona V:** regione che si estende dal bordo prossimale del legamento trasverso del carpo fino alla giunzione muscolo-tendinea situata nell'avambraccio.

Per quanto riguarda il I dito è necessario fare una particolare osservazione, poiché esso ha una propria distinzione nella suddivisione delle zone I, II e III rispetto a quella fatta per le altre dita della mano, mentre le restanti zone IV e V rimangono invariate. Infatti, per il pollice le prime tre zone anatomiche sono:

- **Zona T-I:** regione distale rispetto all'articolazione interfalangea distale (DIP);
- **Zona T-II:** regione compresa fra le articolazioni metacarpo-falangea ed interfalangea prossimale;
- **Zona T-III:** regione prossimale rispetto alla piega di flessione volare dell'articolazione metacarpo-falangea (MCP) [32].

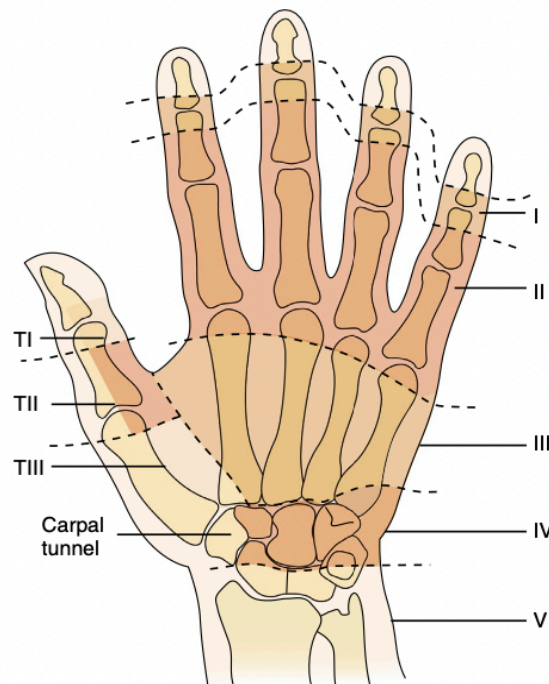


Figura 3.2.1.1 Suddivisione in zone dei tendini flessori:
Dita I, II, III, IV e V, pollice: T-I, T-II e T-III

3.2.2 Condizioni patologiche e approcci chirurgici

Le patologie a cui va incontro una mano umana possono essere riassunte solitamente in: dito a scatto, cisti della puleggia, rottura della puleggia e lesioni dei flessori del canale digitale [33].

Il *dito a scatto*, chiamato anche *tenosinovite stenosante*, viene definito come un'inflammazione nel liquido sinoviale dei tendini flessori della mano che, come stadio primario, comporta la degenerazione dei condroidi ed un ispessimento della puleggia anulare A1 (*Figura 3.2.2.1*). Tale ispessimento genera attrito nel canale digitale causando un blocco della flessione del dito interessato. Nelle forme secondarie, si può andare incontro alla cosiddetta *tenosinovite reumatica*, un'inflammazione causata dal blocco nel canale osteofibroso da parte di amiloide o altri depositi.

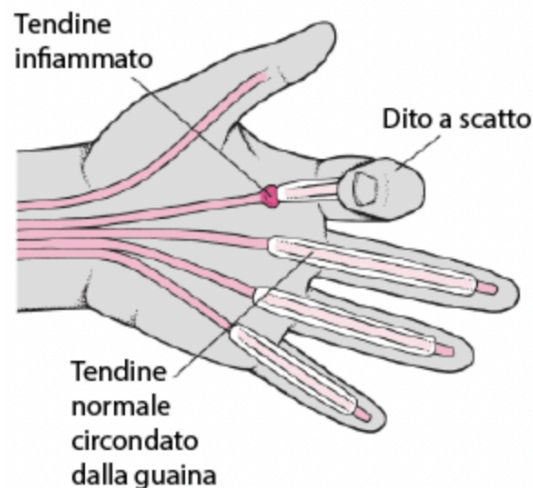


Figura 3.2.2.1 Dito a scatto

Le *cisti della puleggia* è una formazione globulare di dimensioni modeste di circa 0.5 cm che compare solitamente a livello palmare alla base di un dito e che origina solitamente da un ispessimento del tratto prossimale del canale di scorrimento dei tendini flessori. Il più delle volte, le cisti della puleggia interessano il punto debole fra la puleggia A1 e A2 delle dita lunghe ostacolando la presa cilindrica e la chiusura delle dita (*Figura 3.2.2.2*).



Figura 3.2.2.2 Cisti della puleggia

La *rottura della puleggia* può essere di due tipi, *parziale* o *completa* e, inoltre, può verificarsi isolatamente o come parte di numerose interruzioni della puleggia stessa (Figura 3.2.2.3). In media, le lesioni dei tendini rappresentano la seconda lesione più comune della mano con il 29% di tutti i pazienti trattati in pronto soccorso [34], con un'incidenza annua di 4.83 ogni 100.000 abitanti [35]. Tali traumi sono legati principalmente ad un'attività sportiva che ha una domanda digitale elevata, come può essere in primis l'arrampicata, ma anche sport come rugby o judo. Nella maggior parte dei casi, le rotture della puleggia, che avvengono a causa di un repentino e violento tensionamento del tendine in posizione arcuata, interessano il IV dito, seguito dal III dito, nei quali viene lesionata, il più delle volte, la puleggia A2 isolatamente, ma anche la puleggia A4 isolatamente o come parte di una lesione più complessa. Tali lesioni sono dovute ad un carico eccentrico nella posizione chiamata "crimping" nella quale l'articolazione interfalangea prossimale (PIP) è flessa con un angolo uguale o maggiore a 90° e l'articolazione interfalangea distale (DIP) è iperestesa. In questa particolare posizione, si possono generare elevate forze di trazione fino a 450N sulle pulegge, maggiore del carico massimo di 400N la puleggia A2 riesce a sopportare [27].



Figura 3.2.2.3 Rottura parziale (a sx) e rottura completa (a dx) della puleggia

Infine, la *lesione dei flessori del canale digitale* è una complicanza frequente direttamente collegata ad una precedente riparazione chirurgica dei tendini. Il canale digitale, in questo caso, diventa parzialmente e completamente compresso a livello funzionale e ciò è dovuto a aderenze strette del tendine ricostruito, alla formazione di cicatrici oppure in seguito ad un ulteriore trauma alla mano.

Prima di ricorrere all'utilizzo della chirurgia su un tendine flessore lesionato, bisogna considerare tre parametri, quali i tempi, la prognosi e l'eventualità di lesioni parallele, che possono determinare la scelta di un approccio chirurgico. Nella maggior parte delle lesioni, tuttavia, è preferibile eseguire un intervento chirurgico entro un periodo di tempo adeguato e non oltre le tre settimane successive al trauma. Ciò è dovuto al fatto che, il protrarsi del tempo rende più difficile la riparazione di un tendine ad una lunghezza adeguata, in quanto le estremità tendinee iniziano il processo di deterioramento e il complesso tendine-muscolo tende ad accorciarsi per il riflesso miostatico. Inoltre, nel caso ci fossero lesioni parallele, esse devono essere valutate al momento dell'intervento, poiché ad esempio una contaminazione della ferita oppure di un'eccessiva perdita di pelle della lesione potrebbero risultare in controindicazioni alla chirurgia del tendine lesionato.

In tutti i casi, la riparazione di un tendine flessore lesionato ha come scopi:

1. riprendere entrambe l'estremità, distale e prossimale, di un tendine;
2. riparare la parte lesionata in modo tale da recuperare sia una massima resistenza sia lo scorrimento del tendine all'interno della relativa guaina sinoviale;
3. impedire la formazione di successive aderenze, che, come visto, possono compromettere il tendine dal punto di vista funzionale^[32].

Lesioni della zona I

Le lesioni tipiche della zona I sono una lacerazione o avulsione dovute ad un'estensione forzata di un dito in flessione attiva che provoca il distacco del tendine profondo (FDP) nel punto di inserzione con la falange distale. Tali lesioni si verificano con alta incidenza negli atleti giovani, interessando nella maggior parte dei casi (oltre il 75%) il IV dito, e sono associate a dolore e gonfiore sulla parte volare del dito interessato ed una incapacità

di flessione dell'articolazione interfalangea distale. Le rotture in questa zona sono state suddivise nella classificazione di Leddy e Parker in ulteriori sottotipi^[35]:

- **lesione di tipo I:** comporta la retrazione della porzione prossimale del FDP nel palmo, in cui vengono interrotti entrambi i vincoli compromettendone il nutrimento. In questo caso, l'intervento chirurgico, che consiste nel ricongiungere l'estremità lesionata alla corrispondente porzione distale, deve avvenire entro 7-10 giorni prima che si verifichi una contrazione miostatica e una necrosi del tendine;
- **lesione di tipo II:** comporta la retrazione del tendine a livello dell'articolazione interfalangea prossimale (PIP) con mantenimento in sede grazie ad un vincolo intatto. In questo caso, la riparazione è meno tempestiva (entro 6 settimane) in quanto c'è minor rischio di contrattura muscolare e di necrosi. Tuttavia, in caso di rottura del vincolo intatto, la lesione diventa più urgente in quanto si passa da una lesione di tipo II ad una di tipo I;
- **lesione di tipo III:** comporta un'avulsione di grossi frammenti ossei che impedisce la retrazione del tendine oltre il tratto distale puleggia A4, con una riparazione necessaria entro 6 settimane.

Lesioni della zona II

Le lesioni della zona II sono particolarmente impegnative da gestire, in quanto è necessario recuperare lo scorrimento tendineo all'interno di una ristretta guaina osteofibrosa in modo tale da minimizzare la formazione di aderenze nei tessuti vicini ed è possibile un'ulteriore rottura del sito di riparazione dovuto allo scarso apporto vascolare. Infatti, è a causa della complessità anatomica e delle difficoltà nell'ottenere risultati clinici soddisfacenti post-riparazione del tendine flessore che tale zona viene definita come *terra di nessuno*. La maggior parte delle lesioni riguarda il tendine profondo (FDP) poiché ha un'esposizione più superficiale e, solitamente, i tendini lacerati si retraggono prossimalmente all'articolazione interfalangea prossimale se il vincolo rimane intatto, oppure nel palmo se il vincolo si interrompe. L'intervento chirurgico è necessario entro 7-10 giorni per evitare la contrazione muscolare, con tecniche chirurgiche che devono minimizzare la formazione di spazi vuoti. La formazione di spazi vuoti è strettamente collegata ad aderenze e resistenza allo scivolamento; infatti, come scoperto da Gelberman

et al., la formazione di uno spazio vuoto di 0.3 mm può indurre ad una conseguente riduzione di resistenza del sito di riparazione e successivo cedimento finale.

Un esempio di prodotto che è stato sviluppato per ottenere risultati migliori dagli interventi chirurgici della zona II è il Teno Fix (Ortheon Medical), un dispositivo in acciaio inossidabile formato da due ancoraggi intratendini uniti da un'unica sutura multifilamento (*Figura 3.2.2.4*). L'utilizzo di tale prodotto consente un movimento attivo immediato del dito tramite un tutore temporaneo a 30° di flessione, diminuendo così la formazione di aderenze e, inoltre, non comporta nessuna modificazione della forma del tendine, il cosiddetto fenomeno "bulging", e di diminuzione dello scorrimento tendineo [36].



Figura 3.2.2.4 Dispositivo TenoFix

Lesioni della zona III

Le lesioni della zona III si verificano tra il bordo distale del retinacolo dei flessori e il bordo prossimale della puleggia A1, le cui complicanze variano a seconda della posizione in cui si verificano. Infatti, le lesioni nella parte distale possono provocare limitazioni nell'estensione dell'articolazione interfalangea prossimale e distale, mentre le lesioni nella parte prossimale possono generare un movimento indipendente delle dita. Infatti, lesioni distali (appena prossimali ad A1) possono frequentemente causare dense aderenze tra il tendine flessore e il ventre del muscolo lombricale, causando un ostacolo nello scivolamento del tendine stesso oltre tale puleggia e, quindi, un'estensione digitale contenuta e un conseguente deficit nella flessione a livello delle articolazioni PIP e DIP. Invece, per quanto riguarda lesioni prossimali (appena distali al legamento trasverso del

carpo), esse possono causare la formazione di aderenze fra tendini adiacenti, limitandone la flessione del polso e compromettendone il movimento delle dita stesse e di quelle a loro adiacenti [37].

Generalmente, le lesioni della zona III hanno una buona aspettativa, a meno che non vi siano ulteriori traumi neurovascolari.

Lesioni della zona IV e V

Le lesioni della zona IV vengono anatomicamente definite come lacerazioni all'interno del tunnel carpale, che raramente si verificano a livello tendineo grazie alla protezione fornita dal retinacolo dei flessori e che possono interessare anche il nervo mediano o ulnare. Invece, le lesioni della zona V si riscontrano in concomitanza a lesioni nervose o vascolari.

Nel caso in cui vengano lesionate due o più strutture oppure una delle strutture lese sia il nervo mediano si parla di *lesioni combinate* ("spaghetti wrist"). Le lesioni combinate della mano rappresentano pressoché il 60% delle lesioni traumatiche che necessitano di un trattamento in urgenza.

Per quanto riguarda la zona IV, l'intervento chirurgico viene effettuato tramite un'esposizione chirurgica, in cui viene aperto l'interno tunnel carpale estendendosi verso la zona III e la zona V (polso) e viene combinata una sutura centro-tendinea e una sutura epitendinea in modo da abbinare le estremità prossimale e distale di ognuno dei tendini lesi [38]. Invece, per quanto riguarda la zona V, le lesioni trasversali devono essere esposte, tramite l'apertura del tunnel carpale e, talvolta, del canale di Guyon nel caso in cui sia interessato nella lesione anche il fascio neuro-vascolare ulnare. L'identificazione dell'estremità distali dei tendini viene effettuata tramite trazione diretta su ognuno dei tendini da parte del chirurgo e ciascuno dei tendini lesi viene individuato tramite l'installazione di un filo ad anello Tsuge (PDS 3/0) utilizzato poi per l'effettiva riparazione [38].

In entrambi gli interventi delle due zone, viene consigliata una mobilizzazione attiva post-operatoria protetta che ha la funzione di limitare la formazione di aderenze cicatriziali fra tendini vicini e di ottenere un'escursione selettiva dei tendini flessori in prossimità di un nervo mediano riparato.

3.2.3 Riparazione secondaria dei tendini flessori

Le riparazioni chirurgiche primarie dei tendini flessori non è detto che consentano di recuperare la funzionalità del tendine e la complicanza più grave e significativa a cui si può andare incontro è una rottura del tendine flessore nel sito di riparazione, che prevede un'ulteriore esplorazione della zona e una riparazione secondaria tempestiva.

Le complicazioni più frequenti sono, come detto precedentemente, la formazione di aderenze tendinee che impediscono la corretta escursione funzionale del tendine all'interno della guaina, con un conseguente deficit di movimento del dito coinvolto. La riparazione secondaria, come regola generale, viene condotta tramite un approccio graduale. Il primo approccio che viene utilizzato quando la flessione digitale è notevolmente ridotta a causa di aderenze tendinee, fratture, innesti o infezioni della guaina tendinea, è la *tenolisi*. I prerequisiti per un approccio chirurgico tramite tenolisi sono:

1. le fratture devono essere completamente guarite e che siano allineate a livello anatomico;
2. sistemi tendinei integri;
3. copertura delle ferite con cicatrici morbide e con pelle sufficientemente elastica;
4. opportuna forza muscolare;
5. mobilizzazione delle contratture articolari a range di movimento (ROM) passivo quasi completo ^[39].

L'operazione chirurgica di tenolisi avviene inizialmente con l'esposizione del tendine flessore per tutta la sua lunghezza tramite incisione a zig-zag, che ha il vantaggio di fornire una migliore esposizione anatomica sia del tendine che delle pulegge, oppure tramite incisioni medio-laterali, che diminuisce la formazione di cicatrici cutanee sopra il tendine. Successivamente, in modo preciso vengono alzati insieme i tendini flessori (superficiale e profondo), le aderenze tendinee vengono sottoposte a lisi e, quando possibile, i tendini vengono poi separati l'uno dall'altro. Inoltre, è necessario salvaguardare al meglio le guaine tendinee e i sistemi di pulegge, conservando le pulegge essenziali A2 e A4, sacrificando, se necessario, parzialmente o interamente la puleggia A3. La tenolisi viene, dunque, prolungata per l'intera lunghezza del dito e del palmo finché il tendine non viene opportunamente liberato dalle aderenze. A questo punto, è necessario effettuare una valutazione dell'idoneità dell'intervento controllando la trazione dei flessori tramite

un'incisione prossimale oppure flettendo attivamente il dito. Nel caso in cui, la continuità del tendine venga mantenuta soltanto da uno spazio vuoto pieno di cicatrici oppure la larghezza del tendine venga persa per più del 30%, la tenolisi viene interrotta, a causa dell'improbabile successo, e intrapresa una ricostruzione graduale del tendine tramite innesto di gomma siliconica. Analogamente, nel caso in cui le pulegge essenziali vengano danneggiate parzialmente o completamente, è opportuna procedere con un'immediata ricostruzione della puleggia coinvolta.

Gli altri tipi di riparazione secondaria utilizzati in casi più gravi, in cui l'utilizzo di tenolisi non avrebbe successo, sono: *riparazione in una fase*, *riparazione in due fasi* e *protesi tendinea* ^[40].

La *riparazione del tendine flessore in una fase* è una procedura indicata per pazienti che riportano perdita di sostanza tendinea con aderenze non eccessivamente estese, rotture secondarie, traumi complessi, precedenti interventi di ricostruzione con scarsi risultati, e che, tuttavia, hanno mantenuto un range di movimento passivo completo o pressoché completo, l'integrità di almeno un nervo digitale e assenza di lesioni vascolari. Nella riparazione ad una fase è importante che il sito donatore abbia dimensioni simili al sito ricevente e per questo vengono comunemente usati il tendine palmare ipsilaterale o il tendine plantare, con altri candidati come l'estensore lungo delle dita dei piedi, l'estensore del II o V dito della mano. L'intervento chirurgico avviene tramite un'incisione palmare a zig-zag dalle aree sane a quelle patologiche, che consente una migliore identificazione e protezione dei fasci neuro-vascolari. Successivamente, l'innesto viene introdotto sotto alle pulegge nel cosiddetto letto digitale e suturato prossimalmente al tendine flessore mediante una sutura termino-terminale e fissato distalmente all'inserzione del tendine flessore profondo. Inoltre, prima che l'innesto venga fissato, è opportuno testare la sua tensione mettendo in posizione neutra il polso ed osservando la postura delle dita adiacenti.

La *riparazione del tendine flessore in due fasi*, che, come suggerisce il nome, si compone di due fasi, viene utilizzata su pazienti che hanno avuto scarsi risultati da precedenti ricostruzioni, traumi complessi, presenza di aderenze tendinee, inadeguatezza a livello di tessuti molli, di guaine e di pulegge, ma che, a differenza dei pazienti sottoposti a riparazione ad una fase, manifestano lesioni anche articolari e dei nervi digitali. Nella

prima fase viene ricostruito il sistema di pulegge e delle guaine tendinee e viene posizionata un'asta in silicone come impianto temporaneo nel letto tendineo, Tale posizionamento permette, dopo un protocollo riabilitativo della durata di 3-6 mesi in modo da consentire il ripristino della flessione digitale, la crescita di una pseudoguaina attorno all'impianto siliconico che verrà poi sostituito tramite un innesto tendineo proveniente dalla stessa famiglia dei tendini donatori utilizzati nella riparazione ad una fase. Nella seconda fase, l'innesto viene dapprima fissato all'estremità distale dell'asta siliconica impiantata durante la prima fase e tirato prossimalmente attraverso la pseudoguaina formatasi, e successivamente rimosso, in modo tale da permettere la sutura dell'innesto al moncone del flessore prossimale.

Infine, la *protesi tendinee* vengono utilizzate in pazienti che manifestano le stesse complicanze di quelli sottoposti a riparazione in due fasi e, a differenza di esse, possono offrire numerosi vantaggi, in quanto consentono una mobilizzazione attiva precoce, stimolano la formazione di una guaina pseudosinoviale e preservano il sistema di pulegge. Dal punto di vista clinico, inizialmente vennero usate protesi tendinee sintetiche sviluppate da Hunter formate da una gomma siliconica con un nucleo in Dacron, la cui estremità prossimale presentava un cappio, mentre quella distale una placca metallica. Tuttavia, dopo risultati clinici favorevoli e promettenti, a lungo termine la protesi ha mostrato non poche complicanze come: formazione di adesioni nell'estremità prossimale della guaina neoformata, infezioni, sinovite, rottura del tendine sintetico con necessità di sostituzione, gonfiore dei polpastrelli causato dall'inserzione sulla falange distale e distacco della giunzione distale che causava la migrazione delle parti prossimali. Pertanto, venne poi sviluppata da Brunelli una protesi tendinea (*Figura 3.2.2.5*) formata da uno strato esterno siliconico e un nucleo nastriforme a sezione ellittica composto da poliammide e le cui estremità, distale e prossimale, sono composte rispettivamente da una placca in titanio che permette un resistente fissaggio osseo e da un prolungamento del nastro interno in poliammide formato da tre fori che favoriscono il passaggio della sutura e la stabilizzazione della protesi stessa a livello della giunzione muscolo-tendinea. Il vantaggio di tale protesi è la sua possibilità di utilizzo sia come dispositivo attivo permanente, ma anche come dispositivo temporaneo e, inoltre, a differenza della protesi

di Hunter, permette la crescita del tessuto osseo e tendineo all'interno dei fori in modo tale da garantire un miglior fissaggio anatomico e biologico.

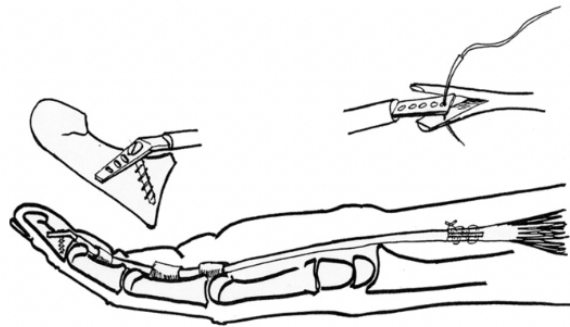


Figura 3.2.2.5 Protesi tendinea di Brunelli

3.3 Tendini estensori delle dita

I tendini estensori costituiscono una struttura superficiale nel dorso della mano e nella parte distale dell'avambraccio che si basa su un complesso rapporto tra due sistemi, uno estrinseco, il quale ha origine nell'avambraccio ed è innervato dal nervo radiale, ed uno intrinseco, il quale ha origine nella mano ed è innervato dal nervo ulnare.

A seconda della posizione dei corrispondenti ventri muscolari, il sistema dei tendini estensori estrinseci (*Figura 3.3.1*) è suddiviso in due gruppi, il gruppo superficiale, che comprende i tendini estensore radiale lungo e breve del carpo (ECRL e ECRB), l'estensore comune delle dita (EDC), l'estensore proprio del V dito (EDM) e l'estensore del carpo ulnare (ECU), ed il gruppo profondo, che comprende il tendine abductore lungo del pollice (APL), l'estensore breve del pollice (EPB), l'estensore lungo del pollice (EPL) e l'estensore proprio dell'indice (EIP) ^[41].

Invece, il sistema dei tendini intrinseci è composto da quattro interossei dorsali (abductori), tre interossei palmari (adduttori) e quattro lombricali, la cui funzione è la flessione delle articolazioni metacarpo-falangee delle quattro dita e l'estensione delle articolazioni interfalangea prossimale e distale ^[42].

I tendini estensori estrinseci nascono dall'avambraccio ed entrano nella mano tramite sei compartimenti osteofibrosi, formati dal radio distale e dal retinacolo estensore, il quale ha una funzione di prevenzione della tensione tendinea avvicinando il tendine all'osso, a livello del polso:

- il primo compartimento contiene i tendini estensore breve (EPB) ed abductore lungo (APL) del pollice;

- il secondo compartimento comprende i tendini estensori radiali lungo e breve del carpo (ECRL e ECRB);
- il terzo compartimento contiene il tendine estensore lungo del pollice (EPL), situato ulnarmente al tubercolo di Leister;
- il quarto compartimento comprende il tendine estensore comune delle dita (EDC) e l'estensore proprio dell'indice (EIP);
- il quinto compartimento contiene il tendine estensore proprio del V dito (EDM);
- il sesto compartimento comprende il tendine estensore del carpo ulnare (ECU) [41].

Successivamente, il tendine estensore decorre sopra l'articolazione metacarpo-falange e si divide in tre rami a livello della falange prossimale, di cui quello centrale continua il suo decorso e si inserisce alla base della II falange, mentre i due laterali si fondono con i muscoli interossei su entrambi i lati e sul lato radiale con i muscoli lombricali in modo da formare le bande laterali.

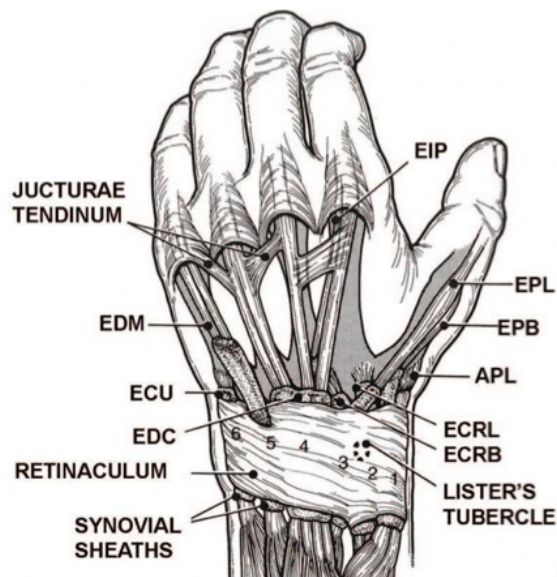


Figura 3.3.1 Anatomia dei tendini estensori estrinseci

Nella regione corrispondente alla falange prossimale, partecipano a livello meccanico i tendini muscolari intrinseci. Come precedentemente detto, i tendini intrinseci si suddividono in interossei dorsali, interossei palmari e lombricali (*Figura 3.3.2*).

I *tendini interossei dorsali* (abducenti) sono quattro ed hanno origine a livello della parte laterale dei metacarpi e decorrono distalmente, dividendosi in due parti, una breve che si inserisce alla base della I falange, ed una lunga di forma triangolare che si espande sul tendine estensore comune delle dita. Più precisamente, fatta eccezione per il V dito, il I interosseo dorsale si inserisce al lato radiale del II dito, il II al lato radiale del III dito, il

III al lato ulnare del III dito ed il IV al lato ulnare del IV dito. I *tendini interossei palmari* (adduttori) sono tre, di cui il primo origina dalla parte mediale del II osso metacarpale, il secondo e il terzo rispettivamente dalla parte laterale del IV e V osso metacarpale. I tendini palmari occupano gli ultimi tre spazi intermetacarpali, mettendosi dapprima in rapporto con le articolazioni metacarpo-falangee e, decorrendo dorsalmente alla I falange, si inseriscono ai tendini estensori comuni delle dita. La funzione dei tendini interossei è la flessione della I falange e l'estensione delle altre due, ma si diversificano tra loro in quanto, gli interossei dorsali avvicinamento fra loro le dita, mentre i palmari le allontanano.

Infine, i *lombricali* sono quattro hanno origine dal bordo radiale del tendine flessore profondo delle dita e, decorrendo dal lato radiale delle articolazioni metacarpo-falangee, si uniscono ai tendini interossei dorsali a livello della I falange inserendosi sul tendine estensore comune delle dita corrispondente. La funzione dei tendini lombricali è la flessione della I falange e l'estensione della II e III falange delle ultime quattro dita.

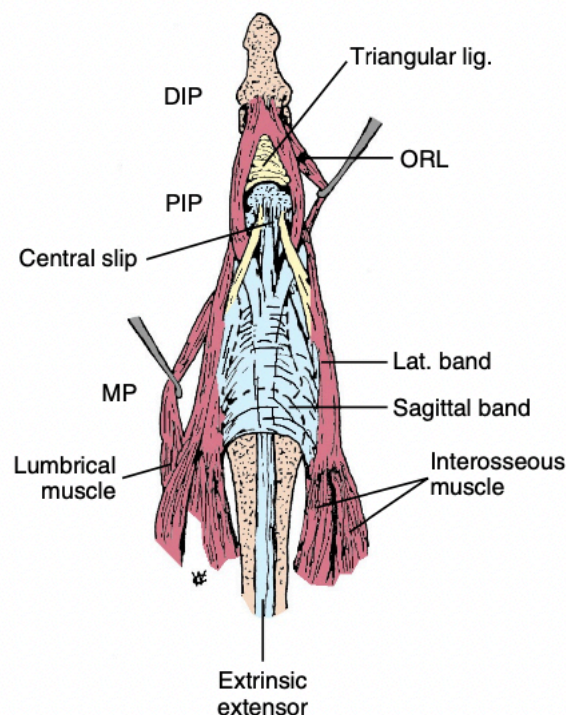


Figura 3.3.2 Vista dorsale del meccanismo estensore e dei tendini estensori intrinseci

Come per i tendini flessori, anche i tendini estensori sono dotati di un rivestimento di tipo legamentoso che ne aiuta lo scorrimento favorendone la stabilità. Il rivestimento è duplice, infatti un primo rivestimento si ha al livello dell'articolazione metacarpo-falangea grazie ad una *banda sagittale* che riveste interamente il tendine, ed un secondo

rivestimento che è dato dai tendini intrinseci stessi, i quali si legano alle porzioni laterali dei tendini estensori creando la cosiddetta *banda laterale*.

Inoltre, la stabilizzazione della parte distale dei tendini estensori è favorita da importanti legamenti come il legamento triangolare, il legamento retinolare obliquo e trasversale [41].

Allo stesso modo, è necessaria una distinzione per quanto riguarda il meccanismo estensore del I dito rispetto a quello delle quattro dita. Il meccanismo estensore del I dito è composto da tre tendini (*Figura 3.3.3*), due estrinseci rappresentati dal tendine estensore breve (EPB) ed estensore lungo del pollice (EPL), ed uno intrinseco rappresentato dal tendine abductore lungo del pollice (APL) [32].

Il tendine estensore breve del pollice (EPL) attraversa il I condotto del legamento dorsale del carpo e si inserisce sulla base prossimale della falange prossimale, mentre il tendine lungo del pollice (EPL) attraversa il III condotto dello stesso legamento e si inserisce sulla base della falange distale del pollice.

Infine, il tendine abductore lungo del pollice (APL) occupa una posizione più laterale rispetto agli altri due, attraversa il I condotto del legamento dorsale del carpo e si inserisce a livello dell'osso metacarpale. Tale tendine è necessario per il movimento di abduzione del I dito e, inoltre, in maniera sinergica ai tendini estrinseci, è implicato nel movimento di estensione.

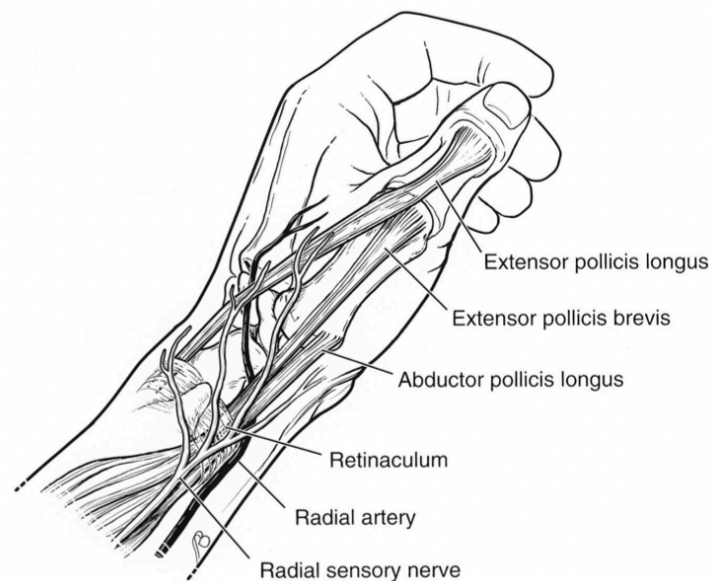


Figura 3.3.3 Anatomia dei tendini estensori del pollice

3.3.1 Zone anatomiche

Il meccanismo di estensione della mano viene suddiviso in base alle caratteristiche anatomiche, morfologiche e fisiche dei tendini in otto zone, delle quali quelle con numeri pari posizionate sulle ossa, mentre quelle dispari sulle articolazioni. Le zone anatomiche del meccanismo estensore (Figura 3.3.1.1), in cui viene suddivisa la mano sono ^[41]:

- **Zona I:** regione più distale che si estende dall'unghia fino alla parte mediana della II falange, in cui le bande laterali convergono a formare il tendine terminale, implicato nell'estensione dell'articolazione interfalangea distale e prossimale;
- **Zona II:** regione che comprende la II falange;
- **Zona III:** regione che comprende l'articolazione interfalangea prossimale (PIP);
- **Zona IV:** regione costituita dalla falange prossimale, in cui i tendini estrinseci convergono con i tendini intrinseci;
- **Zona V:** regione che comprende l'articolazione metacarpo-falangea (MCP);
- **Zona VI:** regione costituita dalle ossa metacarpali;
- **Zona VII:** regione che comprende l'articolazione del carpo ed il retinacolo estensore;
- **Zona VIII:** regione che si estende dal terzo distale dell'avambraccio alla giunzione muscolo-tendinea;

Per quanto riguarda il I dito, è necessario fare una particolare osservazione, in quanto viene suddiviso in cinque zone anatomiche, in cui è necessaria una propria distinzione nella suddivisione delle zone I, II, e III, rispetto a quella fatta per le altre dita della mano, mentre le restanti zone IV e V corrispondono alle zone VI (metacarpo) e zona VII (carpo). Infatti, per il pollice le prime quattro zone anatomiche sono:

- **Zona TI:** regione che comprende l'articolazione interfalangea;
- **Zona TII:** regione costituita dalla falange prossimale;

- **Zona TIII:** regione che comprende l'articolazione metacarpo-falangea.

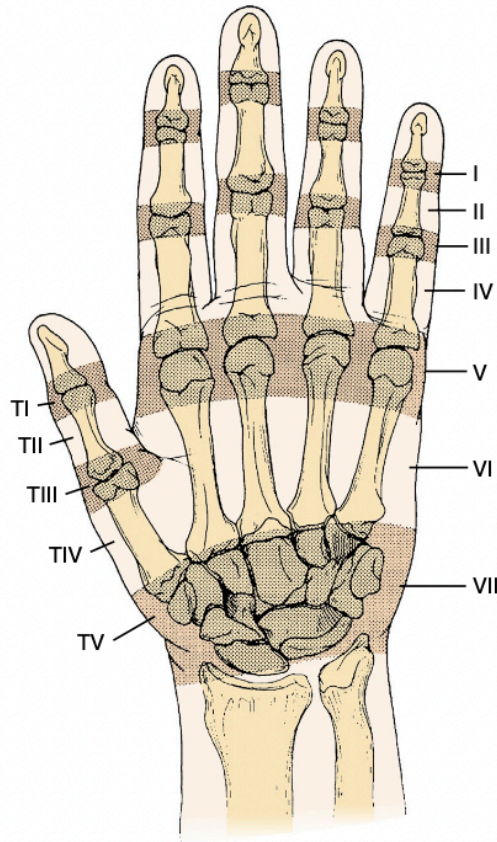


Figura 3.3.1.1 Suddivisione anatomica in zone dei tendini estensori

3.3.2 Lesioni dei tendini estensori delle dita

I tendini estensori delle dita sono soggetti ad una lesione con incidenza maggiore rispetto ai tendini flessori, in quanto sono una struttura superficiale collocata nel dorso della mano e nella parte distale dell'avambraccio e, quindi, meno protetta. Come detto per i tendini flessori, le lesioni dei tendini estensori e il conseguente trattamento variano a seconda della loro posizione anatomica e grado della lesione.

Lesioni della zona I

Le lesioni della zona I causano un'interruzione del tendine estensore a livello dell'articolazione interfalangea distale, che prende il nome di *dito a martello* (mallet finger). Solitamente, le lesioni dito a martello si verificano in modo chiuso, quando il tendine viene reciso dalla cavità ossea a seguito di un'improvvisa flessione di un dito in

estensione attiva, oppure quando si verifica il distacco della cavità ossea della falange distale in cui si inserisce il tendine. Tuttavia, possono verificarsi lesioni aperte dovute a lacerazioni o ferite da schiacciamento che lesionano il tendine estensore.

Le lesioni della zona I (*Figura 3.3.2.1*) vengono suddivise in quattro tipi ^[42]:

1. **Tipo I:** è la più comune e si verifica in seguito ad una frattura chiusa o un trauma contundente, con la presenza o assenza di piccole fratture da avulsione. Il trattamento in caso di tale lesione è l'immobilizzazione dell'articolazione interfalangea distale, in modo tale da prevenire l'insorgenza di ischemia causata da ipertensione, tramite tutore o stecca di Alumafoam (Millpledge Healthcare, Regno Unito) per circa sei settimane, seguite da altre due di immobilizzazione notturna. Tuttavia, in rari casi in cui non sia possibile l'immobilizzazione tramite tutore o stecca, l'articolazione DIP viene fissata in estensione tramite un filo di Kirschner;
2. **Tipo II:** è una lacerazione in corrispondenza dell'articolazione DIP oppure prossimalmente all'articolazione DIP, con perdita di continuità del tendine estensore. La riparazione di tale deformità viene effettuata tramite una semplice sutura a forma di otto attraverso il tendine estensore, mentre tramite una sutura a rotolo, chiamata dermatotenesi, nel caso in cui il tendine e la pelle vengano incorporato nella sutura. Anche in questo caso, come nelle lesioni di tipo I, è necessario immobilizzare l'articolazione DIP tramite una steccatura di almeno sei settimane, seguita da una notturna per le successive due;
3. **Tipo III:** è un'abrasione profonda della zona distale del dito, con perdita di cute, sottocute e sostanza tendinea, in cui è necessario un intervento di chirurgia ricostruttiva con copertura di tessuti molli ed una tempestiva riparazione del tendine tramite innesti primari oppure tramite innesti tendinei liberi nel caso in cui la riparazione avvenga tardivamente;
4. **Tipo IV:** consiste in una frattura della placca transepifisaria nei bambini (tipo IV-A), in una lesione dovuta ad iperestensione con conseguente frattura dal 20% al 50% della superficie articolare dorsale (tipo IV-B) o in una lesione dovuta ad iperestensione con il coinvolgimento di una frattura ossea maggiore del 50% della superficie articolare dorsale (tipo IV-C). Nel primo caso, essendo i tendini estensori attaccati all'epifisi, viene adottata una riparazione chiusa della frattura

in modo tale da correggere la deformità e una successiva immobilizzazione dell'articolazione interfalange distale per circa 3-4 settimane. Nel secondo caso, viene utilizzata un'immobilizzazione tramite tutore per circa sei settimane, con una successiva steccatura notturna per le seguenti due, e, infine, nel terzo caso, in cui la lesione è spesso accompagnata da una sublussazione palmare precoce o tardiva della falange distale è necessario un intervento chirurgico inserendo un filo di Kirschner, in modo tale da ripristinare la lunghezza del tendine estensore, con un'ulteriore immobilizzazione tramite tutore.

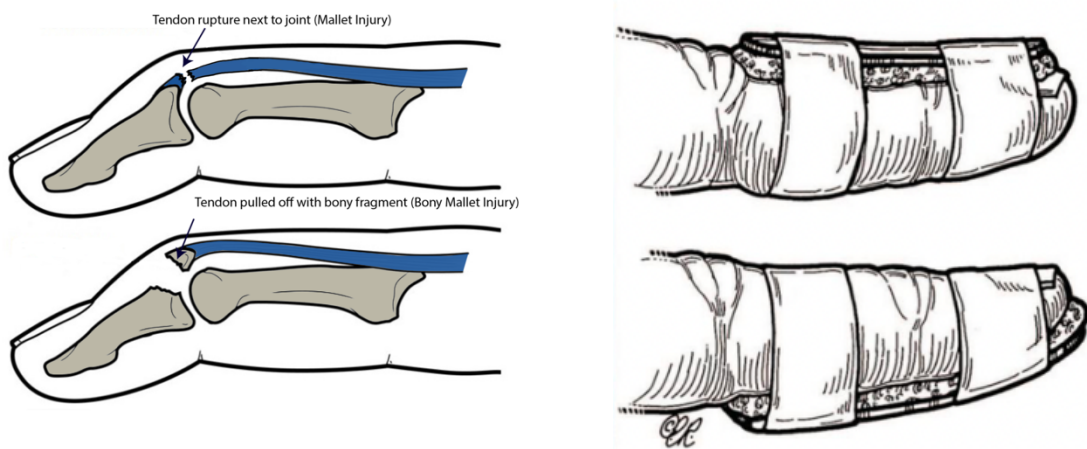


Figura 3.3.1 Lesioni della zona I (a sx) ed immobilizzazione (a dx)

Lesioni della zona II

Le lesioni della zona II si riscontrano in seguito ad una lacerazione o schiacciamento che causano la rottura del tendine estensore, nella zona della II falange. Nel caso in cui, le lesioni interessino meno del 50% della larghezza tendinea, si procede con la cura della ferita ed una successiva immobilizzazione per circa 7-10 giorni. Mentre, nel caso in cui le lesioni siano estese, vengono riparate le estremità tendinee, distale e prossimale, tramite una sutura a forma di otto oppure altre tecniche come l'utilizzo di un punto croce Silfverskiöld, ed una successiva immobilizzazione ^[41].

Lesioni della zona III

Le lesioni della zona III sono dovute ad un'interruzione dello scorrimento centrale nella zona dell'articolazione interfalangea prossimale, che gradualmente può portare alla cosiddetta *deformità a bottoniera*, composta ad iperflessione dell'articolazione PIP e conseguente iperestensione dell'articolazione DIP ^[32]. Tuttavia, tali lesioni sono spesso accompagnate da fratture ossee o avulsioni ossee aperte, che determinano, in base alla dimensione della porzione ossea, la scelta del trattamento. Il trattamento abituale, nel caso in cui si abbia una lesione acuta, è l'utilizzo di un'ancora di sutura ossea che viene fatta passare attraverso il tendine centrale e fissata alla II falange, che viene mantenuta per circa 10-14 giorni, con seguente utilizzo di tutore split, e successivamente rimossa in caso di esiti radiografici di unione ossea. Nel caso in cui la lesione sia più grave, vengono suture le intatte bande laterali nella linea mediana del dito, in modo tale da ripristinare lo scorrimento centrale, oppure tramite una tecnica turn-down che solleva un lembo della porzione prossimale del lembo centrale, nel caso in cui esso non sia lesionato. Invece, quando il meccanismo estensore non è recuperabile localmente, viene utilizzato la riparazione tramite scivolamento di un tendine flessore superficiale delle dita, facendolo passare attraverso un foro della II falange ed intrecciato o fissato prossimalmente al tendine estensore ^[41].

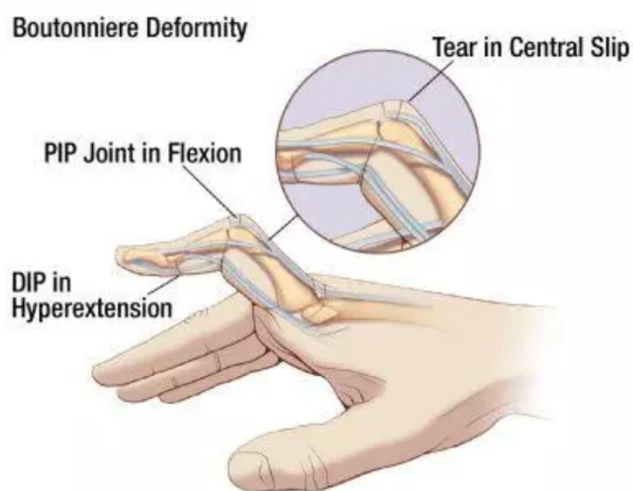


Figura 3.3.2.2 Deformità a bottoniera

Lesioni della zona IV

Le lesioni della zona IV si riscontrano nella zona della falange prossimale, dove il tendine estensore è generalmente più largo e piatto e, quindi, grazie alla protezione fornita dalle bande laterali, maggiormente soggetto a lesioni parziali, piuttosto che complete. Nella maggior parte dei casi, le lesioni parziali vengono trattate tramite l'immobilizzazione dell'articolazione interfalangea prossimale per circa 3-4 settimane. Invece, per le lesioni complete è necessario un intervento di riparazione chirurgica primaria, con successiva immobilizzazione per circa 6 settimane. Una delle tecniche usate di riparazione primaria è la Becker modificata, che consiste in una riparazione a quattro fili con l'aggiunta di diversi punti croce sulle estremità in modo da aumentarne la forza ^[41].

Lesioni della zona V

Le lesioni della zona V si riscontrano a livello dell'articolazione metacarpo-falangea e sono pressoché lesioni aperte che si verificano quando l'articolazione MCP è completamente flessa, con una lacerazione del tendine più prossimale rispetto all'effettiva lesione cutanea. Tali lesioni devono essere tempestivamente trattate tramite copertura antibiotica, in modo tale da prevenire le infezioni e, nel caso in cui sia presente una ferita gravemente infetta o contaminata, l'infezione deve essere eliminata in modo da consentirne la riparazione chirurgica. Solitamente, le lesioni della zona V sono parziali e le bande sagittali lesionate devono essere identificate e riparate per evitare una sublussazione del tendine estensore e la conseguente perdita del meccanismo estensore dell'articolazione.

Lesioni della zona VI

Le lesioni della zona VI si riscontrano nelle ossa metacarpali e sono difficili da diagnosticare, in quanto non compromettono il meccanismo estensore dell'articolazione MCP, consentito dai tendini estensori adiacenti attraverso le giunture tendinee. In tale zona, i tendini sono dotati di una forma più ovale e di uno spessore maggiore e, quindi, in grado di sostenere una sutura centrale più resistente e forte in un intervento di riparazione primaria. Successivamente alla riparazione, è necessario un convenzionale splintaggio per circa 4-6 settimane, che coinvolga ciascuno dei tendini lesionati ^[42].

Lesioni della zona VII

Le lesioni della zona VII si riscontrano nella zona del polso, con lesioni derivanti da lacerazioni, fratture o lussazioni che implicano la rottura del tendine estensore, talvolta anche multiple, a causa della coesistenza dei tendini estensori delle dita e del polso. In tale zona, le estremità distale e prossimale del tendine hanno la tendenza a retrarsi notevolmente ed è per questo che, in fase di riparazione, è necessario asportare parzialmente il retinacolo estensore, in modo da preservarne la funzione e rendere le zone lesionate adeguatamente esposte per l'intervento. Nella riparazione primaria viene solitamente utilizzata una sutura centrale a quattro fili, sufficientemente forte in modo da consentire un movimento precoce e ridurre il rischio di complicanze, quali adesioni tendinee ^[41].

Lesioni della zona VIII

Le lesioni della zona VIII si verificano a livello dell'avambraccio distale, nella giunzione muscolo-tendinea, la cui riparazione primaria è più volte problematica a causa della scarsa qualità del tessuto disponibile e della diversità delle due estremità, in quanto quella tendine riesce a sostenere meglio la sutura rispetto a quella muscolare. La riparazione avviene tramite suture multiple a forma di otto riassorbibili e, inoltre, a causa delle problematiche elencate spesso richiede una successiva immobilizzazione non solo del polso, ma anche del gomito ^[42].

Capitolo 4: Materiali e metodi

I tendini flessori ed estensori della mano, ottenuti da una paziente soggetta ad amputazione scapolo-toracica, in quanto affetta da osteosarcoma, sono stati testati attraverso due tipologie di test meccanici: prove di trazione monoassiale, mediante il sistema micromeccanico Mach-1™ ed il dispositivo di controllo MTS FlexTest®, e prove di stress-relaxation. In tale capitolo verranno presentati nel dettaglio i due dispositivi biomeccanici ed i materiali utilizzati per le due tipologie di prove, e, successivamente, verranno trattati i protocolli utilizzati per i test meccanici.

4.1 Mechanical Testing System Mach-1™

Il dispositivo utilizzato per le prove sperimentali è il sistema micromeccanico Mach-1™ v500csst, un tester meccanico configurabile, prodotto e commercializzato dal 1999 dall'azienda Biomomentum Inc. (Laval, Canada), progettato per numerose applicazioni nell'ambito di ricerca come test biomeccanici di trazione, compressione, indentazione, flessione e taglio (*Figura 4.1.1*). Tale sistema micromeccanico di piccole dimensioni si compone di due parti, una parte *hardware* ed una parte *software*. La *componente hardware* di Mach-1™ è formata dal telaio dello strumento, da stadi motorizzati (da 1 fino a 3) e manuali, un controller di movimento, una o più celle di carico, un amplificatore per le celle stesse, un computer e numerosi accessori, quali camere di prova, impugnature e dispositivi di fissaggio [43]. A seconda della prova sperimentale di interesse, il campione di prova viene compresso, allungato o piegato e viene misurata la forza generata da esso a causa della deformazione associata. La cella di carico viene alimentata dall'amplificatore di forza che ha la funzione di convertire il segnale di forza misurata in valore digitale, visualizzato e trasmesso al computer. Inoltre, l'intero strumento viene comandato dal controller di movimento, a sua volta guidato dal software. La *componente software* del sistema micromeccanico si compone di due parti, Mach-1™ Motion e Mach-1™ Analysis. Mach-1 Motion permette lo spostamento controllato degli stadi, che può essere realizzato in modo manuale o tramite delle funzioni scelte dall'utente, come la sinusoidale, che consiste nell'imporre uno spostamento sinusoidale e monitorarne il carico dinamico risultante. Infine, Mach-1™ Analysis consente la visualizzazione di tutti i passaggi e funzione registrate in un elenco ad albero, la visualizzazione dei dati

sperimentali ottenuti ed offre strumenti avanzati sia per ricavare diverse proprietà di base della curva, come ad esempio la pendenza, il valore massimo e minimo per estrarne rilevanti proprietà dei materiali.



Figura 4.1.1 Sistema micromeccanico Mach-1™ v500csst

Inoltre, sono state utilizzate altre componenti accessorie come una fotocamera, funzionale all'acquisizione di foto da cui sono stati ricavate le misurazioni delle lunghezze dei campioni e all'acquisizione di video delle intere prove sperimentali, un sistema di calibrazione, costituito da un peso di 500gr e da un rispettivo alloggiamento posizionato sotto la cella di carico e differenti grip, utilizzati per il fissaggio dei campioni tendinei al sistema. In particolare, per le prove sperimentali eseguite, si possono utilizzare due

diverse tipologie di grip: il modello MA090, costituito da acciaio inossidabile (*Figura 4.1.2*), e il modello MA563, costituito da Nylon-6.

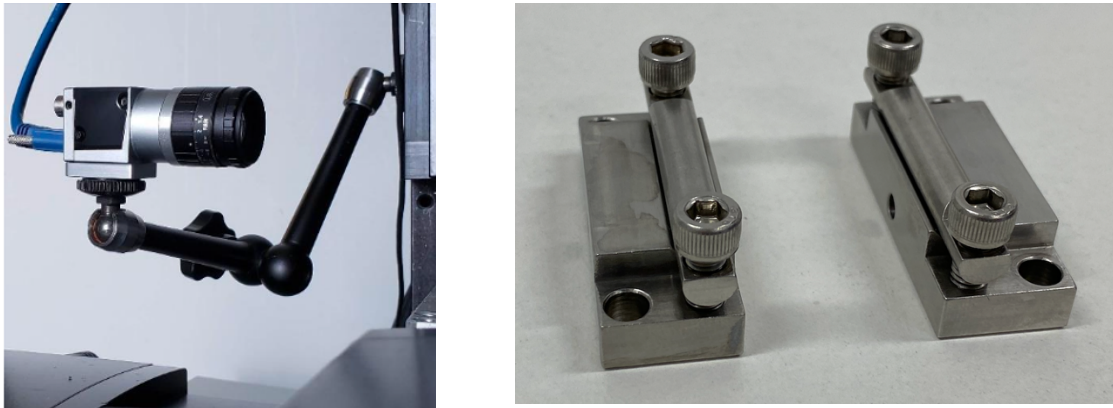


Figura 4.1.2 Accessori del sistema micromeccanico Mach-1™ v500csst: fotocamera (a sinistra) ed il modello MA090 di grip in acciaio inossidabile

Dopo aver compiuto l'avvio del sistema e l'inizializzazione dell'hardware, è necessario avviare il programma Mach-1™ Motion, che permette di visualizzare l'interfaccia necessaria alla prova sperimentale. Tale interfaccia (*Figura 4.1.3*) si compone di una parte legata alle differenti opzioni di configurazione, in cui si può scegliere la funzione di interesse a cui associarne le specifiche (in alto) e successivamente eseguire la prova sperimentale col tasto *Execute* (in basso), ed una parte legata alla visualizzazione dei due grafici principali, in cui il primo visualizza la posizione in tempo reale dello stage (s) ed il secondo visualizza in tempo reale il carico misurato dalla cella di carico (nel caso in cui si utilizzasse una cella di carico multiasse, verranno visualizzate le grandezze forza e momento). Entrambi i grafici, relativi al movimento degli assi e alla forza attribuita alla cella di carico, mostrano un andamento inverso all'effettivo tipo di movimento: infatti, uno spostamento ed una forza di segno positivo indicano una compressione del campione, viceversa, uno spostamento ed una forza di segno negativo indicano una trazione del campione.

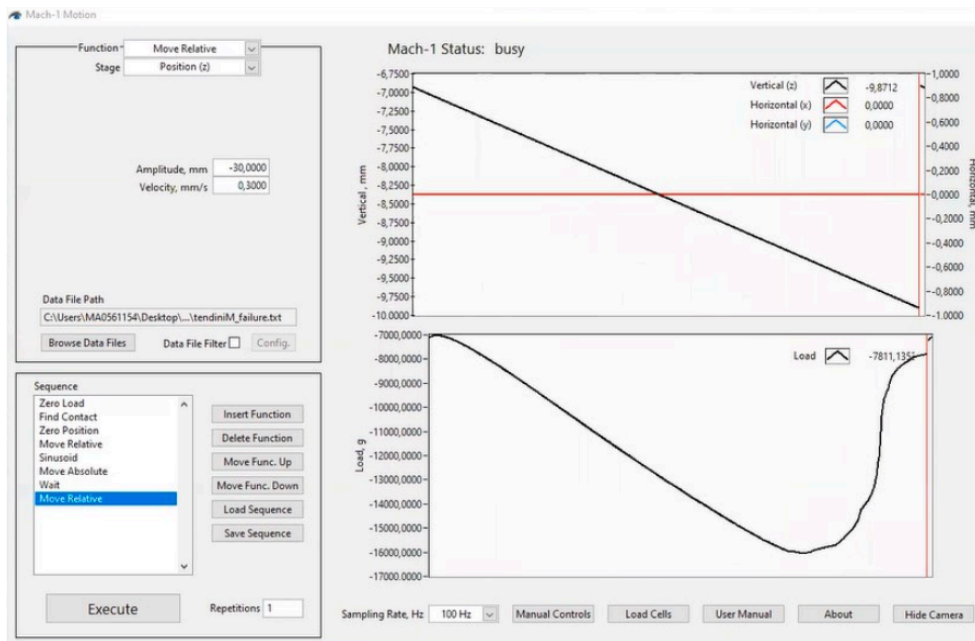


Figura 4.1.3 Schermata iniziale del programma Mach-1™ Motion

Sottostante ai due grafici, è presente un'ulteriore interfaccia che contiene diverse opzioni utili per completare la configurazione del set-up sperimentale (Figura 4.1.4).

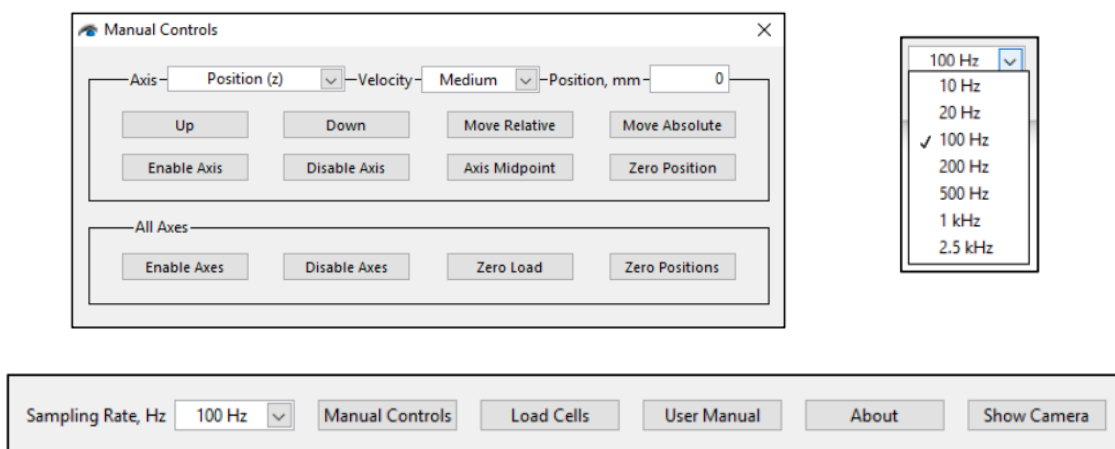


Figura 4.1.4 Finestre di configurazione del programma Mach-1™ Motion

In tale interfaccia, il comando *Sampling Rate* consente all'utente di selezionare la frequenza di campionamento dei dati che vengono acquisiti dalla prova sperimentale, che per i test relativi a tale elaborato è stata impostata a 100Hz. Il comando *Manual Controls* consente all'utente di imporre gli assi del sistema, le diverse velocità preimpostate (bassa, media, alta) e di controllare manualmente la posizione dello stage. Il comando *Show Camera* è una funzionalità aggiuntiva che consente l'attivazione o la disattivazione della

fotocamera, utile per la cattura di immagini o video ad alta definizione del campione durante le prove meccaniche. Infine, prima di procedere con il test meccanico, è necessario avviare il comando *Load Cells*, necessario per eseguire la calibrazione del set-up (Figura 4.1.5).

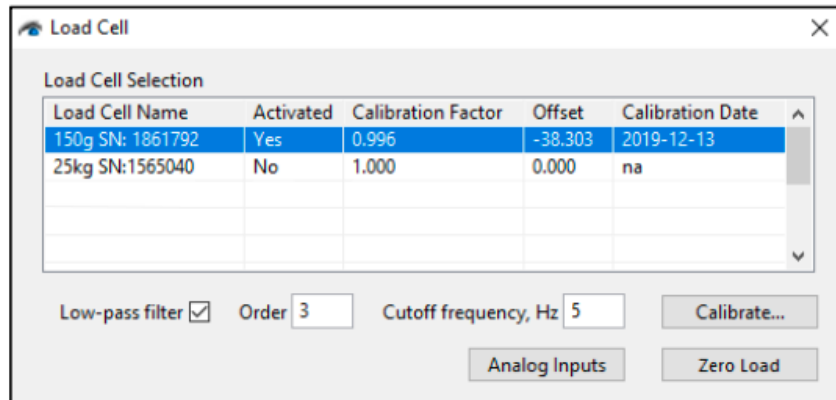


Figura 4.1.5 Schermata relativa alla calibrazione della cella di carico

La calibrazione della cella di carica è un'operazione che consente la selezione di un filtro passa-basso, in modo tale da ridurre il rumore nel segnale di carico e consigliata prima dell'avvio di ciascuna sessione sperimentale. Tale operazione viene eseguita utilizzando un peso di riferimento (di 500gr per le prove meccaniche di questo elaborato) ed un supporto installato direttamente sulla cella di carico, come mostrato in Figura 4.1.6.

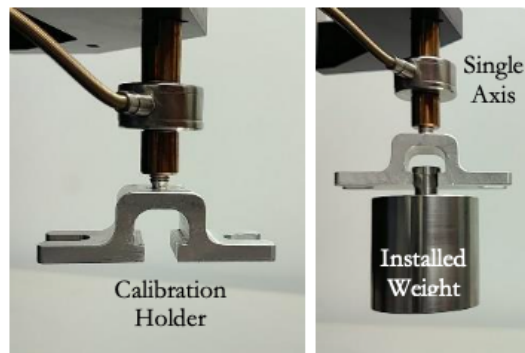


Figura 4.1.6 Strumenti necessari alla calibrazione della cella di carico

Dopo aver effettuato l'installazione del peso di riferimento col relativo supporto, viene selezionato il comando Load Cells, in cui è necessario selezionare la cella di carico utilizzata (250N) ed avviare l'operazione di calibrazione, eseguita con il comando *Calibrate*, che permette di selezionare il peso utilizzato. Tale procedura restituisce un valore di calibrazione, che rappresenta il rapporto fra i grammi per volt teorici della cella

di carico e i grammi per volt effettivamente misurati ed è ritenuto valido nel caso in cui sia compreso fra 0.95 e 1.05.

Dopo aver effettuato la procedura di calibrazione si può smontare il sistema per la calibrazione ed eseguirne la prova sperimentale. Al termine delle prove, è necessario avviare il programma Mach-1™ Analysis in modo tale da visualizzare ed esportare i risultati ottenuti dal programma Mach-1™ Motion. Un esempio della schermata di visualizzazione dei risultati ottenuti dalle prove è mostrata *Figura 4.1.7*, in cui nel menù a sinistra è possibile selezionare il file contenente i dati del test e i relativi step della sua esecuzione, con il grafico relativo e, inoltre, mediante il tasto destro del mouse, è possibile salvarli ed esportarli.

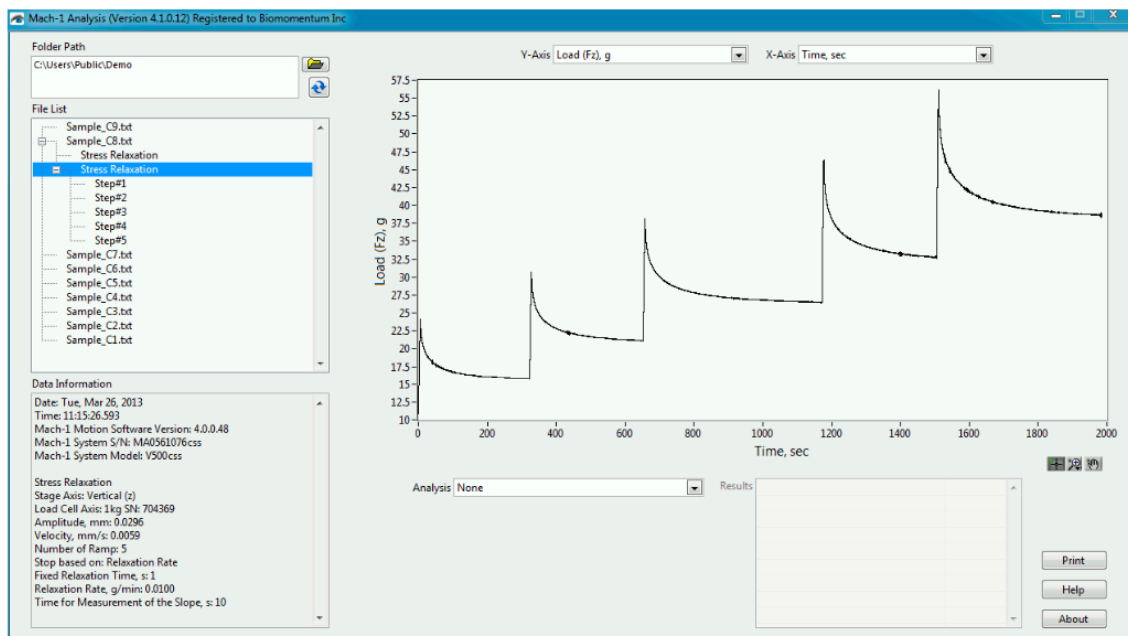


Figura 4.1.7 Schermata del software Mach-1™ Analysis

Il comando di esportazione, come mostrato in *Figura 4.1.8*, consente la selezione della grandezza degli assi ed il valore di scaling factor, che permette il filtraggio del dataset riducendone la dimensione, senza perderne la significatività.

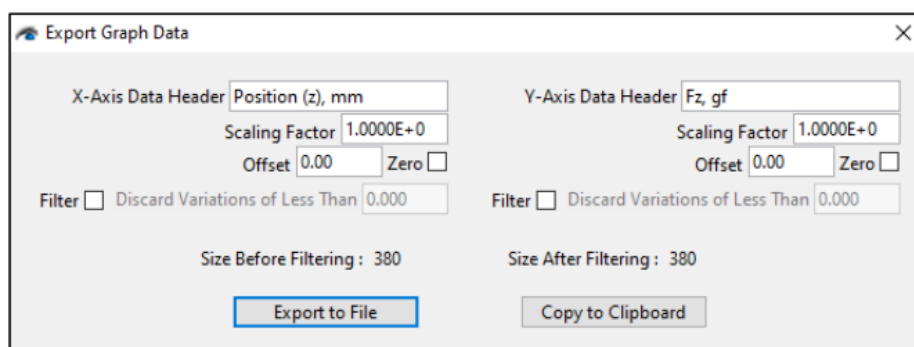


Figura 4.1.8 Schermata relativa al filtraggio ed esportazione del dataset

4.2 Campioni tendinei e trattamento

I campioni tendinei utilizzati per questo elaborato provengono da un soggetto adulto femminile di 60 anni, il cui codice identificativo (ID) è TAB. La paziente è stata sottoposta ad un intervento chirurgico di amputazione scapolo-toracica in data 05/06/2022, in quanto affetta da osteosarcoma. Tuttavia, altre caratteristiche riguardanti l'anamnesi della paziente, come BMI, se fumatrice, esami RX e RMI precedenti o eventuali traumi o malattie pregresse, non sono state rese note. Nella *Tabella 4.2.1* sono riassunte le caratteristiche a disposizione

ID soggetto	Data intervento	Intervento	Patologia	Lato	Età	Sesso
TAB	05/09/2022	Amputazione scapolo-toracica	Condrosarcoma	Sx	60	F

Tabella 4.2.1 Caratteristiche riguardanti l'anamnesi della paziente

La mano amputata del soggetto è stata sottoposta a congelamento ed a conservazione ad una temperatura di 20°C e, successivamente, gradualmente scongelata e sottoposta ad un intervento di dissezione con l'ausilio del Dipartimento di Scienze Chirurgiche Oncologiche e Gastroenterologiche dell'Azienda Ospedale-Università di Padova. Tale intervento è stato condotto sotto l'osservazione delle norme etiche e dei regolamenti vigenti attestati dal Comitato Etico ABIOMECC nr. 5474/AO/22 del 05/09/2022.

In *Figura 4.2.1* si può osservare la mano prima e dopo la procedura di dissezione, dalla quale sono stati ottenuti i tendini da testare, rispettivamente suddivisi in flessori ed estensori.

Successivamente, dopo la dissezione, i tendini sono stati portati al Laboratorio di Meccanica dei Materiali Biologici, presso il Dipartimento di Ingegneria Industriale (DII) dell'Università di Padova, dove sono andati incontro ad un secondo ciclo di congelamento e mantenuti in provette ad una temperatura costante di -20°C .

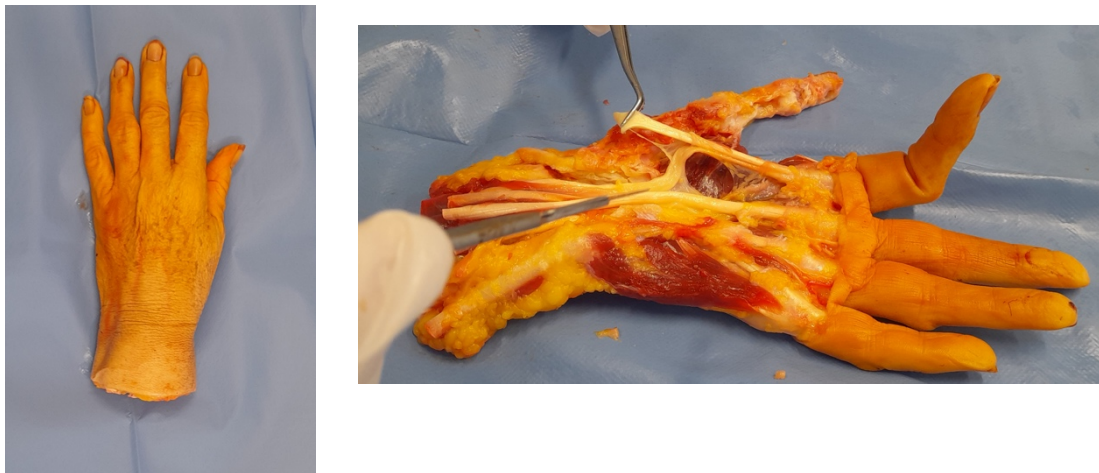


Figura 4.2.1 Immagine della mano della paziente prima (a sinistra) e dopo (a destra) la procedura di dissezione

Inoltre, almeno 20 minuti prima di essere sottoposti a prove sperimentali, i tendini sono stati sottoposti a scongelamento graduale a temperatura ambiente, intorno ai 25°C , e, per prevenire la disidratazione dei tessuti, i campioni sono stati idratati con una soluzione fisiologica di Sodio Cloruro Monico allo 0.9%. Tale procedura, come mostrato in *Figura 4.2.2*, è servita a ripristinare e mantenere le condizioni più simili a quelle umane.

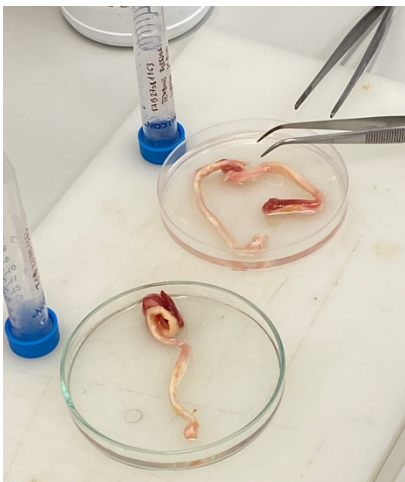


Figura 4.2.2 Esempio di campione tendineo dopo essere stato sottoposto a scongelamento ed idratazione

Infine, ogni tendine, dopo esser stato sottoposto a scongelamento ed idratazione e prima di essere testato, è stato sezionato lungo la sezione trasversale in modo tale da ottenere due parti differenti, una prossimale ed una distale. Tale operazione è stata esclusa per alcuni tendini la cui lunghezza non era sufficientemente tale da poter esser sezionata ed esser suddivisa in due porzioni distinte per essere sottoposte a prove meccaniche. Inoltre, per la porzione distale di alcuni tendini flessori, i quali presentavano una biforcazione naturale, è stato adottato un ulteriore sezionamento lungo la direzione assiale, in modo tale da ottenere due parti separate, denominate rispettivamente distale 1 e distale 2. Tale procedura è stata utilizzata soltanto per i tendini flessori poiché presentavano, come detto, una biforcazione naturale che determinava un evidente distribuzione delle fibre di collagene e, quindi, un opportuno sezionamento senza recare significativi danni strutturali.

Terminata la procedura inerente alla preparazione dei campioni, ogni tendine, prima di esser ancorato ai grip e fissato al telaio del sistema micromeccanico Mach-1™, è stato sottoposto a misurazioni di: larghezza e spessore tramite un calibro manuale, area trasversale A_0 e lunghezza a riposo L_0 .

Per effettuare le misurazioni, ogni campione è stato posizionato su un supporto a cui è stata applicato un segmento di carta millimetrata e fotografato, in modo tale da calcolare le varie grandezze. Infatti, per quanto riguarda la misurazione della larghezza, è stato utilizzato il programma ImageJ, un software informatico di elaborazione digitale di immagini che è in grado di visualizzare, analizzare, editare, processare e salvare immagini a livelli di grigio o a colori e fra le molteplici funzioni è in grado di calcolare le distanze e le statistiche dei valori dei pixel partendo da un valore noto definito dall'utente, come in questo caso di 1mm di carta millimetrata. Pertanto, attraverso tale programma, la larghezza di ciascun campione è stata ottenuta effettuando la media di 3 diverse misurazioni, come mostrato in *Figura 4.2.3*.

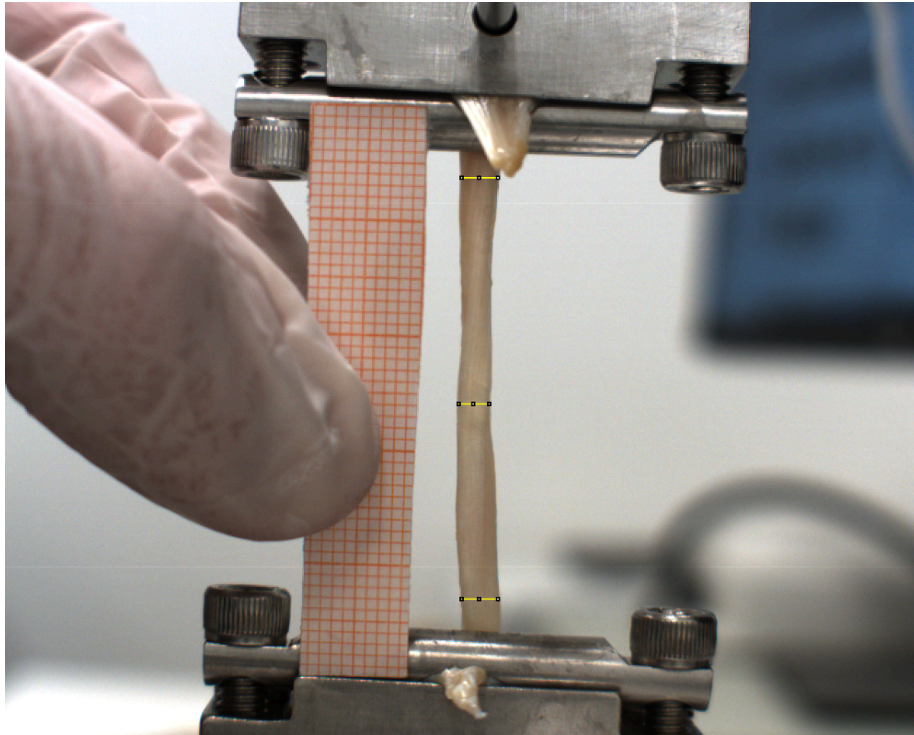


Figura 4.2.3 Esempio di procedura di misurazione della larghezza di un campione tendineo tramite ImageJ

Invece, per quanto riguarda la misurazione della grandezza area trasversale A_0 , è stato utilizzato il programma WebPlotDigitizer, che consente la digitalizzazione i valori di grafici provenienti da immagini, utilizzando assi lineari o logaritmici e, fra le molteplici funzioni, è in grado di calcolare l'area di una curva digitalizzata, come mostrato in *Figura 4.2.4*. Analogamente, anche la misurazione dell'area trasversale A_0 è stata effettuata tramite la media di 3 diverse misurazioni.

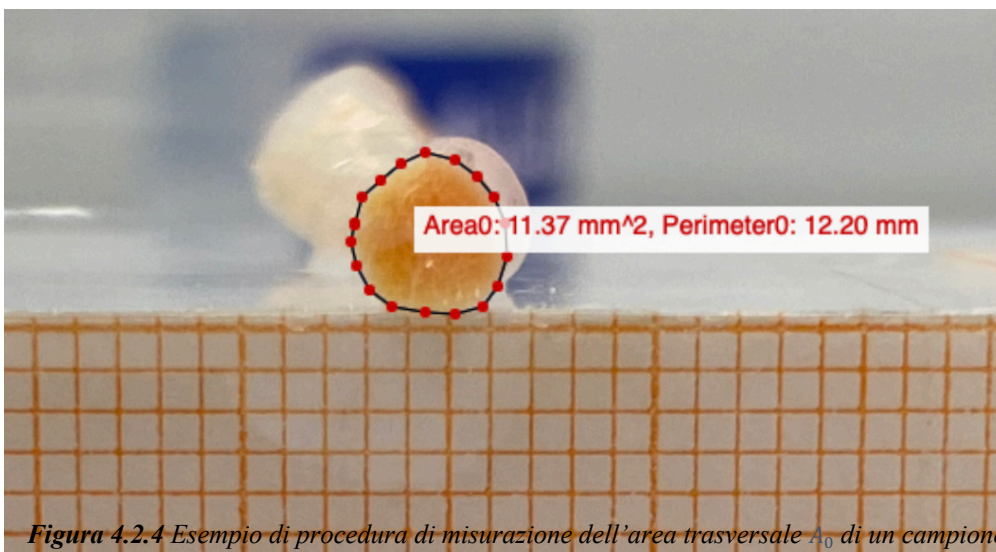


Figura 4.2.4 Esempio di procedura di misurazione dell'area trasversale A_0 di un campione tendineo tramite WebPlotDigitizer

Al termine di tali procedure e misurazioni, i campioni tendinei sono stati ancorati sui grip e fissati sul telaio del sistema micromeccanico Mach-1™. Per le prove tendinee è stato utilizzato il modello di grip MA090, costituito da acciaio inossidabile, in quanto meno soggetto a plasticità del metallo dovuta all'elevato numero di prove sperimentali, e cercando, per ogni campione, di lasciare un eccesso di quantità di tessuto tendineo, di circa 6-7 mm ambo i lati, in modo tale da prevenire ed evitare lo scivolamento del campione durante l'esecuzione del test.

Infine, l'ultima grandezza misurata prima dell'effettiva esecuzione del test meccanico è stata la lunghezza a riposo dei campioni L_0 , calcolata direttamente sul telaio del sistema Mach-1™, a seguito della procedura di ancoraggio e fissaggio descritta, tramite un pezzo di carta millimetrata e l'utilizzo della fotocamera che compone il dispositivo. È stato necessario adoperare un'accortezza in fase di elaborazione dei dati: infatti, alla lunghezza a riposo L_0 , misurata tramite carta millimetrata e fotocamera, è stato necessario aggiungere 4 mm a causa dello spessore della componente dei grip, in modo tale da considerare la parte di tessuto tendineo non visibile in foto e non soggetta a compressione dai rulli in acciaio inossidabile del sistema di fissaggio. In *Figura 4.2.5*, è mostrato un esempio di fissaggio e misurazione della lunghezza a riposo L_0 di un campione tendineo.

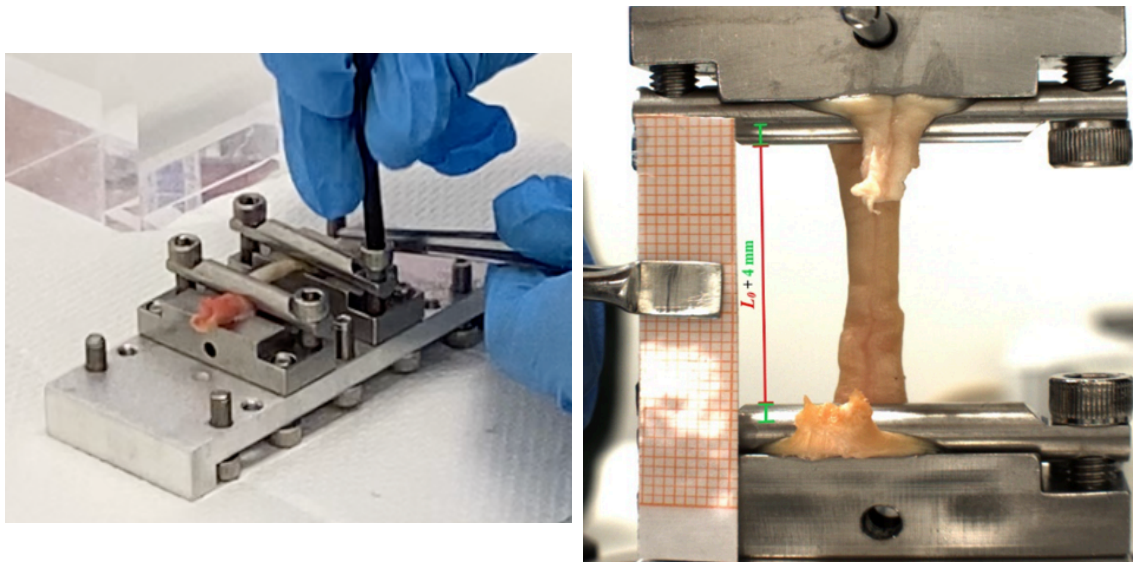


Figura 4.2.5 Esempio di procedura di fissaggio del campione tendineo (a sinistra) e misurazione della lunghezza a riposo L_0 di un campione tendineo tramite WebPlotDigitizer

Nella *Tabella 4.2.2* e *Tabella 4.2.3* sono illustrate le grandezze geometriche di ciascun campione testato denominato attraverso l'utilizzo di un codice identificativo e rispettivamente suddivisi in quanto flessori o estensori.

Campione	FL1P	FL1D	FL2P	FL2D	FB2P	FL3P	FL4P	F5P	FB3P
A_0 [mm^2]	12,4	11,4	10,9	16,1	7,6	12,1	8,7	11,9	13,0
L_0 [mm]	5	20	19	35	21	43	40	30	42

Campione	FB4P	FRC	FB3D ₁	FB3D ₂	FB4D ₁	FB4D ₂
A_0 [mm^2]	8,1	13,5	6,3	7,8	5,9	4,6
L_0 [mm]	37	18	40	33	41	40

Media A_0 [mm^2]	10,0	Media L_0 [mm]	30,9
SD A_0 [mm^2]	3,3	SD L_0 [mm]	11,6

Tabella 4.2.2 Caratteristiche geometriche dei campioni dei tendini flessori

Legenda: F = flessore; L = lungo; B = breve; D = distale; P = prossimale; R = radiale

Campione	ELC	EL1P ₁	EL1P ₂	EB1P ₁	EB1P ₂	EUC	EBC	Ecomune5D
A_0 [mm^2]	13,0	5,0	7,2	14,7	2,9	13,1	12,3	4,5
L_0 [mm]	22	24	51	32	19	18	19	19

Media A_0 [mm^2]	9,1	Media L_0 [mm]	25,5
SD A_0 [mm^2]	4,7	SD L_0 [mm]	11,3

Tabella 4.2.3 Caratteristiche geometriche dei campioni dei tendini estensori

Legenda: F = flessore; L = lungo; B = breve; D = distale; P = prossimale; C = carpo

Terminate le procedure di trattamento, fissaggio e misurazione dei singoli campioni tendinei, è possibile procedere con l'effettiva prova meccanica di trazione o di stress-relaxation. In *Figura 4.2.6* è mostrato un esempio di set-up sperimentale pronto per l'esecuzione del test meccanico.

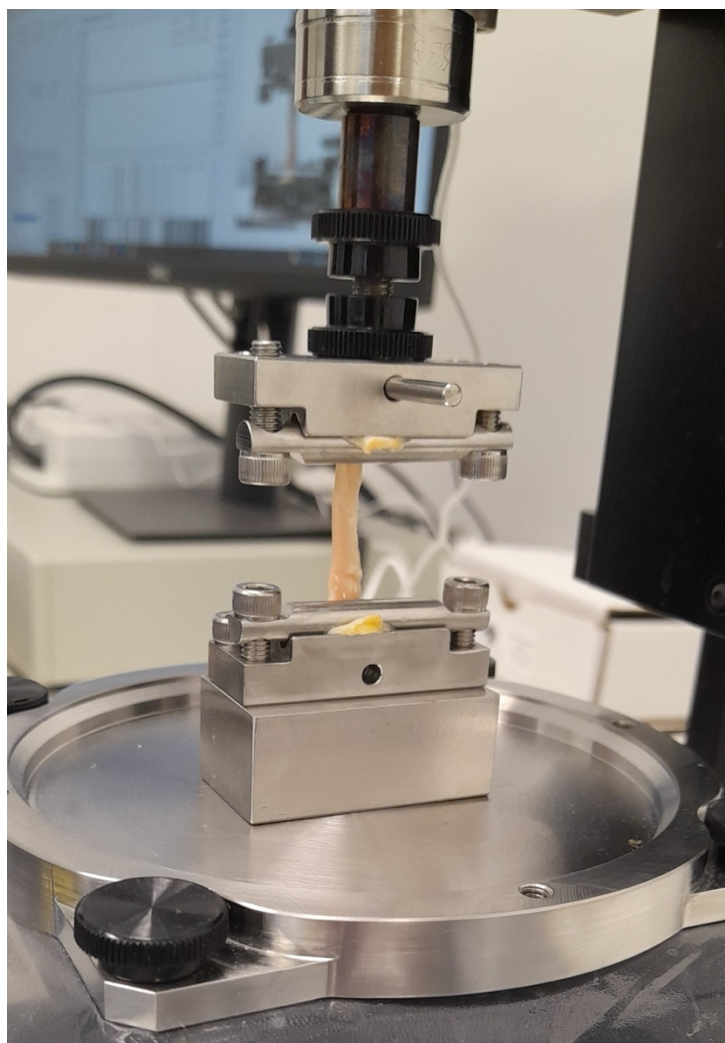


Figura 4.2.6 Set-up sperimentale pronto per l'esecuzione della prova meccanica

Tuttavia, oltre al sistema micromeccanico, in questo studio è stato utilizzato, dopo le procedure di trattamento e misurazione dei campioni tendinei, un ulteriore sistema meccanico chiamato dispositivo di controllo MTS FlexTest[®]. Il controllore FlexTest offre un controllo closed-loop ad alta velocità, generazione di funzioni, condizionamento del trasduttore ed acquisizione di dati per diverse applicazioni in differenti ambiti, tra cui quello biomedicale. A differenza del sistema micromeccanico Mach-1[™], il dispositivo di controllo MTS FlexTest[®] è composto da una cella di carico di 25kN, controllo a pressione ed una lunghezza fissa di 20mm. Nella *Tabella 4.2.4* sono illustrate le grandezze geometriche di ciascun campione testato, tramite tale dispositivo, denominato attraverso l'utilizzo di un codice identificativo e in *Figura 4.2.7* è mostrato un esempio di set-up sperimentale MTS FlexTest[®] pronto per l'esecuzione del test meccanico.

Campione	FB2D	FL3D	FL4D	F5D
A_0 [mm^2]	7,6	12,1	8,7	11,9
L_0 [mm]	92,3	102,5	85,5	81,2

Media A_0 [mm^2]	10,1	Media L_0 [mm]	90,4
SD A_0 [mm^2]	2,3	SD L_0 [mm]	9,3

Tabella 4.2.4 Caratteristiche geometriche dei campioni dei tendini testati con dispositivo di controllo MTS FlexTest®

Legenda: F = flessore; L = lungo; B = breve; D = distale;

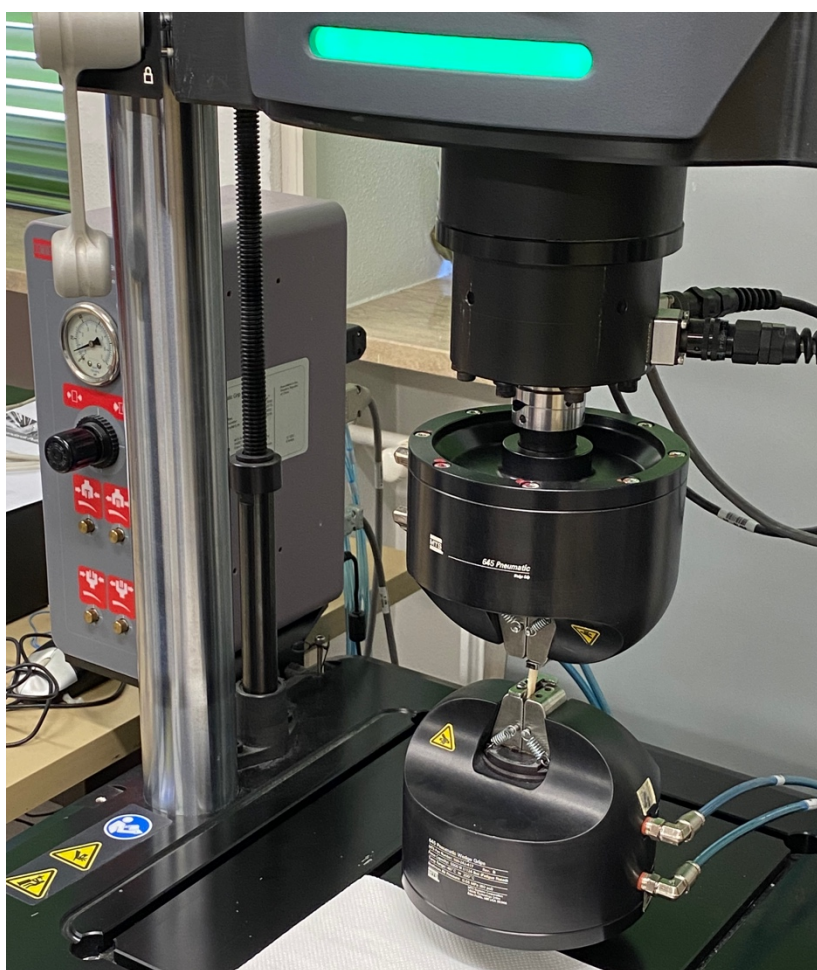


Figura 4.2.7 Set-up sperimentale pronto per l'esecuzione della prova meccanica tramite MTS FlexTest®

4.3 Prove di trazione monoassiale

Le prove di trazione uniassiale sono tra i primi esperimenti che vengono condotti nel campo dell'ingegneria tissutale per valutare e caratterizzare il comportamento meccanico di una molteplicità di tessuti, tra cui quello tendineo, e nelle quali un campione viene sottoposto ad un carico imposto lungo una sola direzione, generalmente longitudinale, provocando un'elongazione del campione a velocità costante e proporzionale alla lunghezza dello stesso.

Durante il test sperimentale, il campione tendineo viene sottoposto ad una trazione monoassiale con un carico progressivo sempre più elevato, in modo tale da innescare un processo deformativo tipico del tessuto tendineo, rappresentato, come precedentemente descritto, dal grafico tensione-deformazione e dalle tre regioni di comportamento meccanico all'aumentare della tensione applicata. Oltre al comportamento meccanico del tessuto tendineo, le prove di trazione monoassiale sono utili per valutare i valori di tensione e deformazione che si verificano nella cosiddetta '*failure region*', in cui si verificano lacerazioni interne all'interno della struttura microscopica tendinea e che portano ad una parziale o completa rottura del campione, corrispondente ad uno specifico valore di tensione detta *tensione ultima di rottura* (Ultimate Tensile Strength, UTS).

Prima delle prove meccaniche effettive, è necessario effettuare una procedura di *precondizionamento* o *pre-condition*. Il precondizionamento si basa sull'applicazione di carichi ciclici ripetuti nota in modo tale da fornire una storia deformativa congruente al tendine prima delle successive prove meccaniche e riproducibile per il periodo di registrazione dei dati. Conseguentemente, tale procedura comporta dei cambiamenti nella risposta viscoelastica del tessuto quali un'attenuazione della risposta sforzo-deformazione verso deformazioni più elevate, una maggiore rigidità, una riduzione dell'area di isteresi, definita come area compresa fra le curve di carico-scarico, ed un accumulo di tensioni residue. Pertanto, l'obiettivo del precondizionamento è quello di raggiungere uno stato stazionario nel quale la risposta meccanica diventi ripetibile ^[44]. Il protocollo di tale procedura può differire, in base alle caratteristiche del tessuto in esame, in termini di forma d'onda, ampiezza, numero e frequenza di cicli ^[45]. Nel protocollo di questo elaborato, il precondizionamento consiste in un'applicazione di 10 cicli di carico sinusoidale di ampiezza pari al 2% della lunghezza iniziale L_0 del campione tendineo e

di frequenza pari a 0,25 Hz, in modo tale da raggiungere una deformazione totale uguale al 4% della lunghezza a riposo L_0 .

Per le prove meccaniche di trazione monoassiale di questo elaborato, è stato utilizzato uno specifico protocollo, basato su una sequenza di funzioni presenti nel software del sistema micromeccanico Mach-1™ con parametri precedentemente impostati ottenuti dalle misurazioni specifiche di ogni campione tendineo. La sequenza di funzioni che compone il protocollo utilizzato per la prova di trazione monoassiale, la cui velocità di spostamento imposta al sistema di fissaggio è di $0,01 * L_0 \text{ mm/s}$, proporzionale, quindi, alla lunghezza a riposo L_0 del campione testato, è descritta in *Figura 4.3.1*.

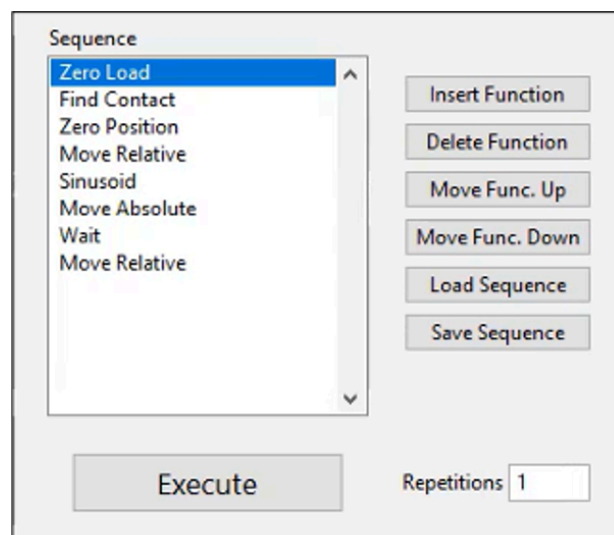


Figura 4.3.1 Protocollo per prove di trazione monoassiale a rottura del software Mach-1™ Motion

Nello specifico, le funzioni del protocollo utilizzato sono:

1. **Zero Load**, funzione che azzerà il carico letto dalla cella di carico, impostando così come zero del grafico tale valore;
2. **Find Contact**, funzione che consente il movimento del braccio del telaio, modificandone la posizione del *grip* superiore, fino a che non viene misurata dalla cella una variazione di carico significativa. Non appena viene rilevata tale variazione di carico, il braccio meccanico si blocca ed il *grip* assume la nuova posizione fornita. Nelle prove meccaniche effettuate, il criterio di riposizionamento utilizzato è il “*2XLoadResolution*”, in cui il blocco del *grip* superiore avviene nel momento in cui la variazione di carico misurata corrisponde al doppio della risoluzione della cella di carico;

3. **Zero Position**, funzione che imposta come posizione iniziale quella fornita dalla funzione precedente;
4. **Move Relative**, funzione considerata la prima parte del *pre-condition*, che consente il movimento del braccio meccanico e del *grip* superiore impostando uno spostamento desiderato. Nelle prove meccaniche, è stata imposta una deformazione iniziale del 2%, in modo tale da posizionare il grafico al centro dell'ampiezza della sinusoide;
5. **Sinusoid**, funzione che permette l'esecuzione di spostamenti sinusoidali in base ai tre parametri precedentemente assegnati quali, *ampiezza*, *frequenza* e *numero di cicli*. Tale funzione, nei test meccanici dell'elaborato, è considerata la seconda parte del *pre-condition*, poiché permette il raggiungimento della deformazione totale richiesta dal protocollo, posta al 4%. I valori assegnati ai parametri sono:
 - per l'*ampiezza*, il 2% della lunghezza iniziale L_0 del campione tendineo;
 - per la *frequenza*, 0,25 Hz;
 - per il *numero di cicli*, 10.

Pertanto, il valore impostato per l'ampiezza consente, assieme al valore di ampiezza imposto con la funzione precedente '*Move Relative*', l'ottenimento del valore di deformazione totale del 4% richiesto:

6. **Move Absolute**, funzione che permette di riportare il braccio nella posizione iniziale, terminata la seconda parte del *pre-condition*;
7. **Wait**, funzione che impone un periodo di riposo pari a 30s al campione, prima dell'inizio della prova meccanica, in modo tale annullare possibili tensioni interne dovute alle precedenti fasi;
8. **Move Relative**, funzione che permette l'esecuzione dell'effettiva prova di trazione monoassiale tramite l'impostazione di due parametri: il *primo*, che rappresenta lo *spostamento massimo*, espresso in millimetri, che il braccio superiore può eseguire e che comporta un'eventuale interruzione del test, impostato a 30mm, ed il *secondo*, che rappresenta la *velocità di spostamento del sistema di aggancio (velocità di deformazione)*, impostata a $0,01 * L_0 \text{ mm/s}$, proporzionale, come detto, alla lunghezza a riposo del campione L_0 .

4.4 Prove di rilassamento delle tensioni

Le prove di rilassamento delle tensioni prevedono l'applicazione, per un determinato numero di cicli, di una deformazione istantanea ε_0 che viene mantenuta costante per un determinato intervallo temporale, e consente di valutare le proprietà viscoelastiche del tessuto tendineo, in modo tale da valutare l'influenza della componente viscosa del tessuto e della sua dipendenza dal tempo nel comportamento meccanico. Infatti, all'applicazione di uno stimolo meccanico è associata una risposta istantanea dovuta a meccanismi di deformazione, quali per esempio modifiche angolari ed allungamenti dei legami intramolecolari, a cui, assieme a variazioni nella conformazione delle catene polimeriche, provoca una risposta del tessuto alle sollecitazioni dipendente dal tempo. Lo sforzo $\sigma(t)$ relativo alla deformazione ε_0 subisce, quindi, un graduale rilassamento nel tempo, il cui fenomeno è descritto dal modulo di rilassamento $E(t)$, definito dall'equazione:

$$E(t) = \frac{\sigma(t)}{\varepsilon_0} \quad (3)$$

Il comportamento tipico di un materiale in una prova di stress-relaxation è mostrato in *Figura 4.4.1*, in cui ad una deformazione istantanea e costante nel tempo ε_0 si riscontra una risposta meccanica della tensione di tipo esponenziale decrescente, fino al raggiungimento di un valore limite inferiore σ_∞ .

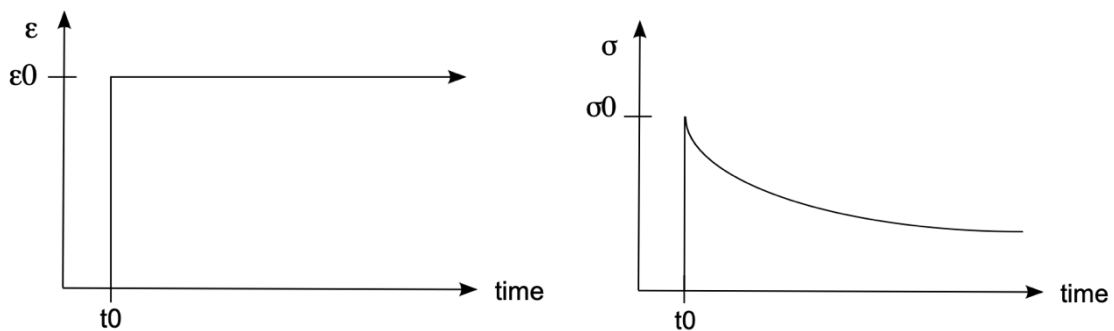


Figura 4.4.1 Grafici deformazione e tensione di una prova di stress-relaxation su materiale visco-elastico

Tale andamento di rilassamento delle tensioni avviene attraverso una serie di meccanismi di riorganizzazione strutturale a livello di fibre e fibrille, che, come precedentemente detto, costituiscono la caratteristica struttura gerarchica del tendine, le quali operano in modo tale da dissipare il carico all'interno del campione tendineo. Tuttavia, la percentuale

di rilassamento delle fibre diminuisce con l'aumentare della deformazione, in quanto viene adottato un meccanismo di rilassamento secondario dovuto alla minore resistenza dei legami tra le fibre rispetto a quelli più forti dei livelli strutturali inferiori, che innesca meccanismi di dissipazione del carico secondari che diventano dominanti, in modo tale da prevenire eventuali danni strutturali tendinei che potrebbero comprometterne le proprietà meccaniche o una conseguente deformazione plastica irreversibile [46].

Nello studio presentato, sono state condotte prove di stress-relaxation basate su un protocollo che prevede 5 cicli, con un'applicazione di deformazione costante il più possibile istantanea pari al 6% e con una velocità di $100\% s^{-1}$, pari alla lunghezza iniziale a riposo del campione L_0 tale da replicare una rampa di deformazione pressoché ideale. Inoltre, è stato imposto un periodo di rilassamento pari a 300s per i primi tre step, mentre di 400s per i restanti due, in modo tale da raggiungere una deformazione totale del 30% ed una durata dell'effettiva prova di 1700s.

Analogamente a quanto fatto per le prove di trazione monoassiale, è stato implementato anche per le prove di stress-relaxation un protocollo basato su una sequenza prestabilita di funzioni nel sistema micromeccanico Mach-1™. Nello specifico, le funzioni utilizzate nel protocollo sono state:

1. **Zero Load**, funzione che azzerà il carico letto dalla cella di carico, impostando così come zero del grafico tale valore;
2. **Find Contact**, funzione che consente il movimento del braccio del telaio, modificandone la posizione del *grip* superiore, fino a che non viene misurata dalla cella una variazione di carico significativa. Non appena viene rilevata tale variazione di carico, il braccio meccanico si blocca ed il *grip* assume la nuova posizione fornita. Nelle prove meccaniche effettuate, il criterio di riposizionamento utilizzato è il “*2XLoadResolution*”, in cui il blocco del *grip* superiore avviene nel momento in cui la variazione di carico misurata corrisponde al doppio della risoluzione della cella di carico;
3. **Zero Position**, funzione che imposta come posizione iniziale quella fornita dalla funzione precedente;
4. **Move Relative**, funzione considerata la prima parte del *pre-condition*, che consente il movimento del braccio meccanico e del *grip* superiore impostando uno

spostamento desiderato. Nelle prove meccaniche, è stata imposta una deformazione iniziale del 2%, in modo tale da posizionare il grafico al centro dell'ampiezza della sinusoide;

5. **Sinusoid**, funzione che permette l'esecuzione di spostamenti sinusoidali in base ai tre parametri precedentemente assegnati quali, *ampiezza*, *frequenza* e *numero di cicli*. Tale funzione, nei test meccanici dell'elaborato, è considerata la seconda parte del *pre-condition*, poiché permette il raggiungimento della deformazione totale richiesta dal protocollo, posta al 4%. I valori assegnati ai parametri sono:
 - per l'*ampiezza*, il 2% della lunghezza iniziale L_0 del campione tendineo;
 - per la *frequenza*, 0,25 Hz;
 - per il *numero di cicli*, 10.

Pertanto, il valore impostato per l'ampiezza consente, assieme al valore di ampiezza imposto con la funzione precedente '*Move Relative*', l'ottenimento del valore di deformazione totale del 4% richiesto;

6. **Move Absolute**, funzione che permette di riportare il braccio nella posizione iniziale, terminata la seconda parte del *pre-condition*;
7. **Wait**, funzione che impone un periodo di riposo pari a 30s al campione, prima dell'inizio della prova meccanica, in modo tale annullare possibili tensioni interne dovute alle precedenti fasi;
8. **Stress Relaxation**, funzione che consente l'applicazione di sequenze di spostamento secondo una funzione a rampa, specificata tramite l'impostazione di quattro parametri, come mostrato in *Figura 4.4.2*:
 - *ampiezza della rampa*, mantenuta costante per i cinque step e pari al 6% della lunghezza iniziale del campione L_0 ;
 - *velocità della rampa*, anch'essa mantenuta costante per i cinque step e pari al 100% della lunghezza iniziale del campione L_0 , valore elevato rispetto alle precedenti prove di trazione in quanto vi è la necessità di simulare quanto più possibile le condizioni di una deformazione istantanea;

- *numero delle rampe*, pari a 5, come descritto in precedenza, con tempi di rilassamento differenti. Infatti, in base al tempo di rilassamento, il numero totale di rampe è stato suddiviso in due gruppi, in cui il primo costituito da tre rampe con tempo di rilassamento della durata di 300s ed il secondo costituito da due rampe con tempo di rilassamento della durata di 400s.

The screenshot displays the configuration window for a stress-relaxation test. It features three dropdown menus at the top: 'Function' set to 'Stress Relaxation', 'Stage' set to 'Position (z)', and 'Load Cell Axis' set to 'Fz'. Below these are several input fields: 'Ramp Amplitude, mm' (1.0000), 'Ramp Velocity, mm/s' (1.0000), 'Number of Ramps' (1), 'Stop based on' (Fixed Relaxation Time), 'Fixed Relaxation Time, s' (5), 'Relaxation Rate, gf/min' (0.0100), and 'Time for Measurement of the Slope, s' (10).

Function	Stress Relaxation
Stage	Position (z)
Load Cell Axis	Fz
Ramp Amplitude, mm	1.0000
Ramp Velocity, mm/s	1.0000
Number of Ramps	1
Stop based on	Fixed Relaxation Time
Fixed Relaxation Time, s	5
Relaxation Rate, gf/min	0.0100
Time for Measurement of the Slope, s	10

Figura 4.4.2 Schermata dei parametri per prove di stress-relaxation del software Mach-1™ Motion

Capitolo 5: Risultati delle prove sperimentali

I risultati ottenuti dalle prove di trazione eseguite con il sistema micromeccanico Mach-1™ ed il sistema di controllo MTS FlexTest® e dalle prove di stress-relaxation sono stati elaborati mediante il software MATLAB (MathWorks®). In tale capitolo verranno descritti i risultati delle due differenti prove e ne verrà effettuata l'analisi.

5.1 Risultati delle prove di trazione monoassiale

Come precedentemente detto, per le prove sperimentali di trazione monoassiale sono state utilizzati due tester meccanici, il sistema micromeccanico Mach-1™ e il sistema di controllo MTS FlexTest®, mentre i relativi dati sono ottenuti mediante il software Mach-1™ Analysis. Infine, i risultati ottenuti sono stati elaborati mediante MATLAB, un linguaggio di programmazione e una piattaforma di calcolo numerico utilizzata per l'analisi dei dati, la visualizzazione e lo sviluppo di algoritmi. Complessivamente, sono stati testati, per la prova di trazione monoassiale a rottura un totale di 13 tendini, suddivisi in 10 flessori e 3 estensori, come mostrato in *Tabella 5.1.1*, in cui è stato riportato, con un commento, il tester utilizzato e l'esito o il problema riscontrato durante il test.

Campione	FL1P	FL2D	FB3D ₁	FB3D ₂	FB4D ₁	FB4D ₂	FB2D	FL3D	FL4D
<i>Risultato</i>	C	S	S	R	R	R	R	R	R
<i>Tester</i>	M	M	M	M	M	M	MTS	MTS	MTS

Campione	F5D	Ecomune5	EBP ₂	ELP ₂
<i>Risultato</i>	R	S	R	R
<i>Tester</i>	MTS	M	M	M

Tabella 5.1.1 Prove di trazione monoassiale

Legenda: M = Mach-1™; MTS = MTS FlexTest®; S = scivolamento; C = campione troppo corto; R = rottura; F = flessore; E = estensore L = lungo; B = breve; D = distale; P = prossimale;

Come si può osservare dalla Tabella, i campioni FL2D e FB3D₂ hanno riportato uno scivolamento durante l'esecuzione del test e, invece, per quanto riguarda il campione FL1P la limitata lunghezza ne ha causato l'impossibilità di raggiungimento della rottura

tendinea. Pertanto, i tre campioni in fase di elaborazione sono stati scartati a causa dell'invalidità della prova.

Tramite il software MATLAB, i dati ricavati dal software Mach-1™ Analysis relativi alla forza ed allo spostamento sono stati, in fase di elaborazione, invertiti di segno in quanto il sistema micromeccanico Mach-1™ effettua le misurazioni rispetto ad un asse z negativo, e, quindi, rispetto all'effettivo movimento. Inoltre, dai grafici forza-spostamento relativi al test tendineo è stata eliminata la parte successiva alla rottura o scivolamento del campione, in quanto considerate porzioni irrilevanti ai fini dell'elaborazione. In *Figura 5.1.1* è mostrato un esempio di pulizia del grafico forza-spostamento di una prova di trazione monoassiale.

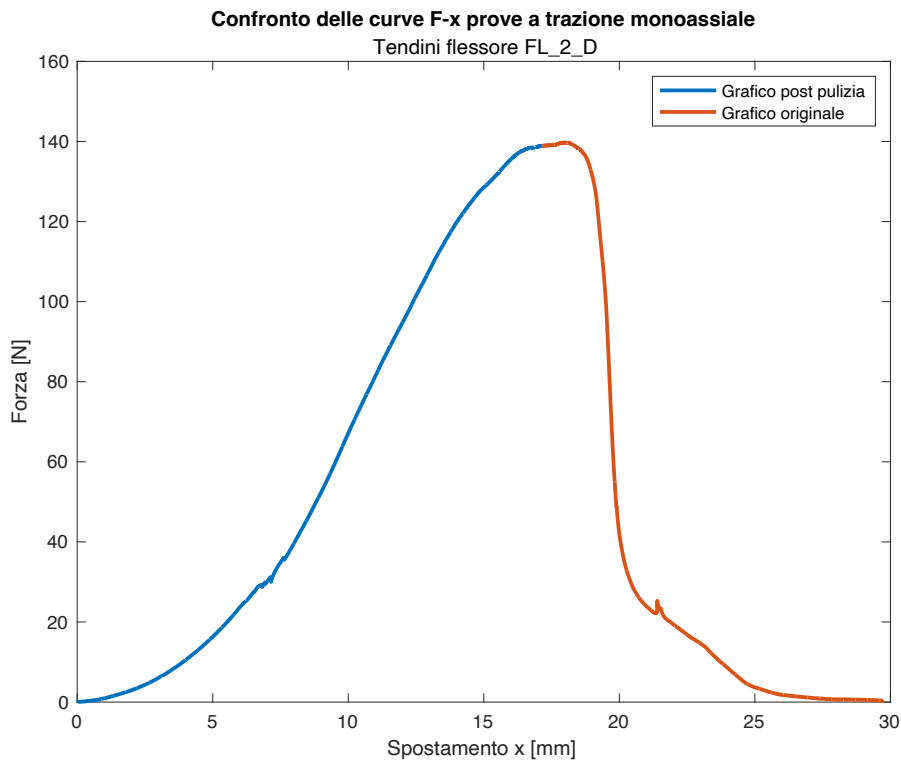


Figura 5.1.1 Grafico relativo a forza-spostamento di una prova a trazione monoassiale (tendine flessore (in rosso grafico originale, in blu grafico post pulizia dei dati))

Successivamente, i dati di ogni campione tendineo relativi a forza-spostamento sono stati convertiti in tensione-deformazione, tramite le relazioni:

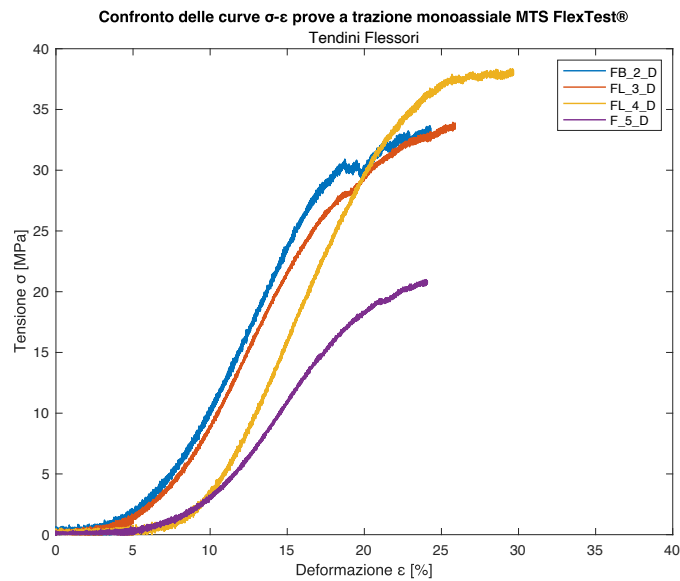
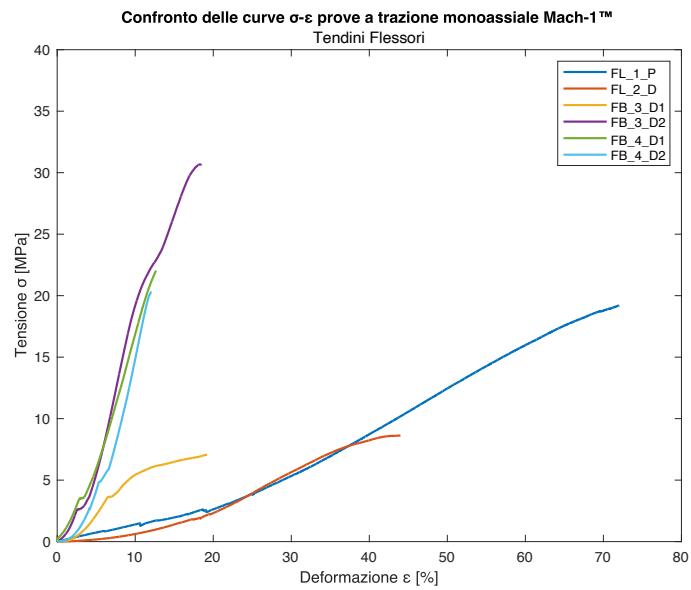
$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (1)$$

dove A_0 rappresenta l'area la sezione trasversale del campione tendineo nella configurazione indeformata, e

$$\varepsilon = \frac{x}{L_0} \quad (2)$$

dove L_0 rappresenta la lunghezza a riposo del campione.

In *Figura 5.1.2* sono riportati i grafici relativi alla tensione-deformazione suddivisi rispettivamente in tendini flessori ed estensori.



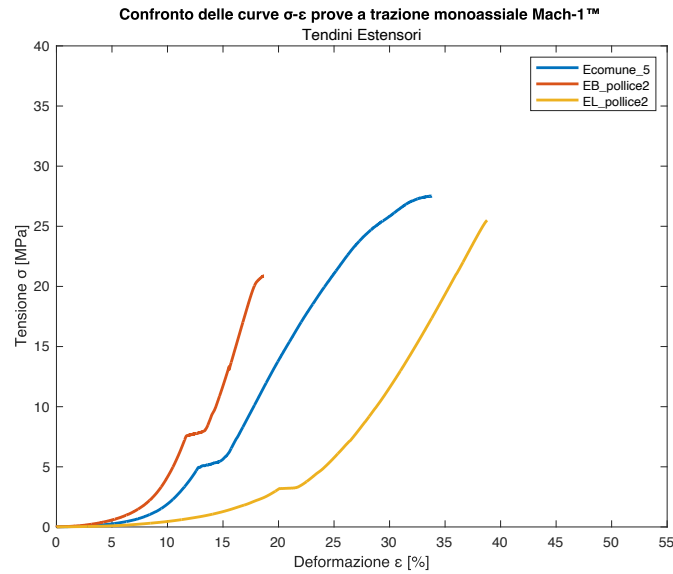


Figura 5.1.2 Curve tensione-deformazione delle prove a trazione monoassiale

Tuttavia, non tutte le prove sperimentali hanno portato a rottura del campione ed il principale motivo di tale insuccesso è stato principalmente lo scivolamento tendineo. In un solo caso, relativo al campione tendineo FL1P o tendine flessore lungo I dito prossimale, in quanto, essendo di lunghezza eccessivamente corta ha raggiunto il valore di fondo scala del sistema micromeccanico Mach-1™ di 250N. Pertanto, delle complessive 13 prove di trazione monoassiale, 9 prove hanno riscontrato una rottura tendinea e da esse è stato possibile ricavare il valore di tensione di rottura $\sigma_{rottura}$ (Ultimate Tensile Strength o UTS) e la relativa deformazione $\epsilon_{rottura}$.

In *Tabella 5.1.2* sono riassunti i campioni tendinei arrivati a rottura, da cui è stato possibile calcolare i due valori $\sigma_{rottura}$ ed $\epsilon_{rottura}$.

Campione	FB3D ₂	FB4D ₁	FB4D ₂	FB2D	FL3D	FL4D	F5D	EBP ₂	ELP ₂
Risultato	R	R	R	R	R	R	R	R	R
Tester	M	M	M	MTS	MTS	MTS	MTS	M	M

Tabella 5.1.2 Prove di trazione monoassiale arrivate a rottura

Legenda: M = Mach-1™; MTS = MTS FlexTest®; R = rottura;
 F = flessore; E = estensore L = lungo; B = breve; D = distale; P = prossimale;

Nel complesso, tutti i tendini hanno mostrato, sottoposti a prova di trazione monoassiale, un comportamento meccanico non lineare coerente con la letteratura, in cui è possibile individuare le tipiche tre zone: una prima regione, iniziale o *toe region*, in cui è possibile riscontrare una bassa pendenza, una seconda regione, centrale con andamento lineare e pendenza maggiore, fino a raggiungere una terza regione finale, caratterizzata da una rapida decrescita che termina in corrispondenza del valore massimo di tensione raggiunta chiamato $\sigma_{rottura}$, come mostrato in *Figura 5.1.3*.

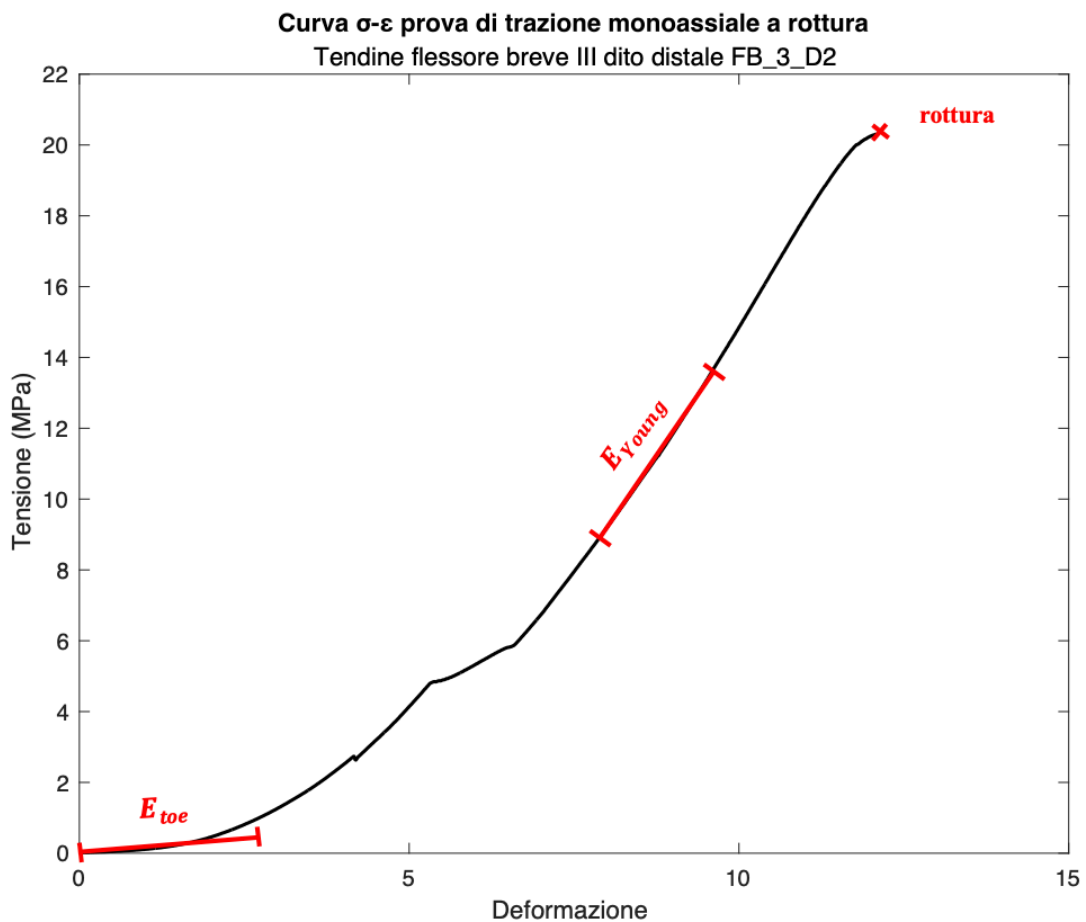


Figura 5.1.3 Parametri di studio calcolati da una curva tensione-deformazione

Per tutte le curve tensione-deformazione ottenute dai 13 campioni tendinei testati, sono stati calcolate le seguenti grandezze rappresentative: il modulo di elasticità della regione iniziale, denominata *toe region*, o E_{toe} , il modulo di elasticità della regione con andamento lineare o E_{Young} e il valore di massimo di tensione raggiunta $\sigma_{rottura}$ e rispettiva deformazione $\epsilon_{rottura}$ nel caso in cui il campione andasse incontro, durante la prova sperimentale, a rottura tendine.

Il *modulo di elasticità* o *modulo di Young* è un parametro rappresentativo delle proprietà elastiche di un materiale, che indica quanto un materiale è “rigido”, ed è definito, come precedentemente detto, dal rapporto fra tensione e deformazione:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (1)$$

Tuttavia, la misurazione dei parametri E_{toe} e E_{Young} è stata effettuata tramite la funzione fit presente in MATLAB, che, tramite l’inserimento di tre valori, rispettivamente d_1 per la regione iniziale e d_2, d_3 per la regione lineare, è in grado di restituire la tangente alla curva negli intervalli prestabiliti o $y = mx + q$, da cui successivamente ricavarne soltanto il parametro pendenza m delle due regioni d’interesse.

In *Tabella 5.1.3* sono riassunti i valori del modulo di elasticità della regione iniziale E_{toe} ed il modulo di elasticità della regione con andamento lineare E_{Young} per tutti i 13 campioni tendinei testati

Campione	FL1P	FL2D	FB3D ₁	FB3D ₂	FB4D ₁	FB4D ₂	FB2D	FL3D
E_{toe} [MPa]	13,90	4,98	12,09	64,43	100,51	22,52	25,96	20,48
E_{Young} [MPa]	39,93	75,55	96,03	295,14	226,84	260,49	269,06	270,82

Campione	FL4D	F5D	Ecomune5	EBP ₂	ELP ₂
E_{toe} [MPa]	8,34	7,38	14,76	5,51	5,41
E_{Young} [MPa]	294,21	188,67	156,29	210,49	145,87

Tendini Flessori	
Media E_{toe} [MPa]	28,06
SD E_{toe} [MPa]	30,68
Media E_{Young} [MPa]	201,37
SD E_{Young} [MPa]	97,24

Tendini Estensori	
Media E_{toe} [MPa]	8,56
SD E_{toe} [MPa]	5,37
Media E_{Young} [MPa]	170,88
SD E_{Young} [MPa]	34,69

Tabella 5.1.3 Valori riassuntivi dei parametri E_{toe} ed E_{Young} dei campioni tendinei

Infine, in *Tabella 5.1.4* sono riassunti i valori di tensione massima raggiunta a rottura $\sigma_{rottura}$ e rispettiva deformazione $\varepsilon_{rottura}$.

Campione	FB3D ₂	FB4D ₁	FB4D ₂	FB2D	FL3D	FL4D	F5D	EBP ₂	ELP ₂
$\sigma_{rottura}$ [MPa]	30,68	22,02	20,31	33,66	33,94	38,36	20,99	20,88	25,50
$\varepsilon_{rottura}$ [%]	18,50	12,70	12,10	24,30	25,89	29,68	24,09	18,70	38,80

Tabella 5.1.4 Valori riassuntivi dei parametri $\sigma_{rottura}$ ed $\varepsilon_{rottura}$ dei campioni tendinei

5.2 Risultati delle prove di stress-relaxation

Come precedentemente detto, le prove di stress-relaxation sono state eseguite con l'ausilio del sistema micromeccanico Mach-1™ basate su un protocollo che prevede 5 cicli, suddivisi in due gruppi, i primi tre della durata di 300s e i restanti due di 400s, con un'applicazione di deformazione costante il più possibile istantanea pari al 6% e con una velocità di $100\% s^{-1}$, pari alla lunghezza iniziale a riposo del campione L_0 . Nel presente elaborato sono state eseguite un totale di 14 prove di stress-relaxation, suddivise in 9 prove totali per i tendini flessori e 5 prove totali per i tendini estensori. In *Tabella 5.2.1* sono riassunti i campioni tendinei sottoposti a tale prova sperimentale.

Campione	FL1D	FL2P	FB2P	FL3P	FL4P	F5P	FB3P	FB4P	FRC
Risultato	S	S	S	S	S	S	S	S	S

Campione	ELC	ELpollice ₁	EBpollice ₁	EUC	EBC
Risultato	S	S	S	S	S

Tabella 5.2.1 Prove di stress-relaxation

Legenda: S= successo;

F = flessore; E = estensore L = lungo; B = breve; D = distale; P = prossimale; C = carpo; U = ulnare

Come per le prove a trazione monoassiale, i dati ricavati dal software Mach-1™ Analysis relativi alla forza sono stati, in fase di elaborazione, invertiti di segno in quanto il sistema micromeccanico Mach-1™ effettua le misurazioni rispetto ad un asse z negativo, rispetto all'effettivo movimento, mentre i dati relativi alla variabile tempo t sono stati lasciati

invariati. Le curve ottenute di forza-tempo sono state poi trasformate in curve tensione-tempo come mostrato in *Figura 5.2.1*.

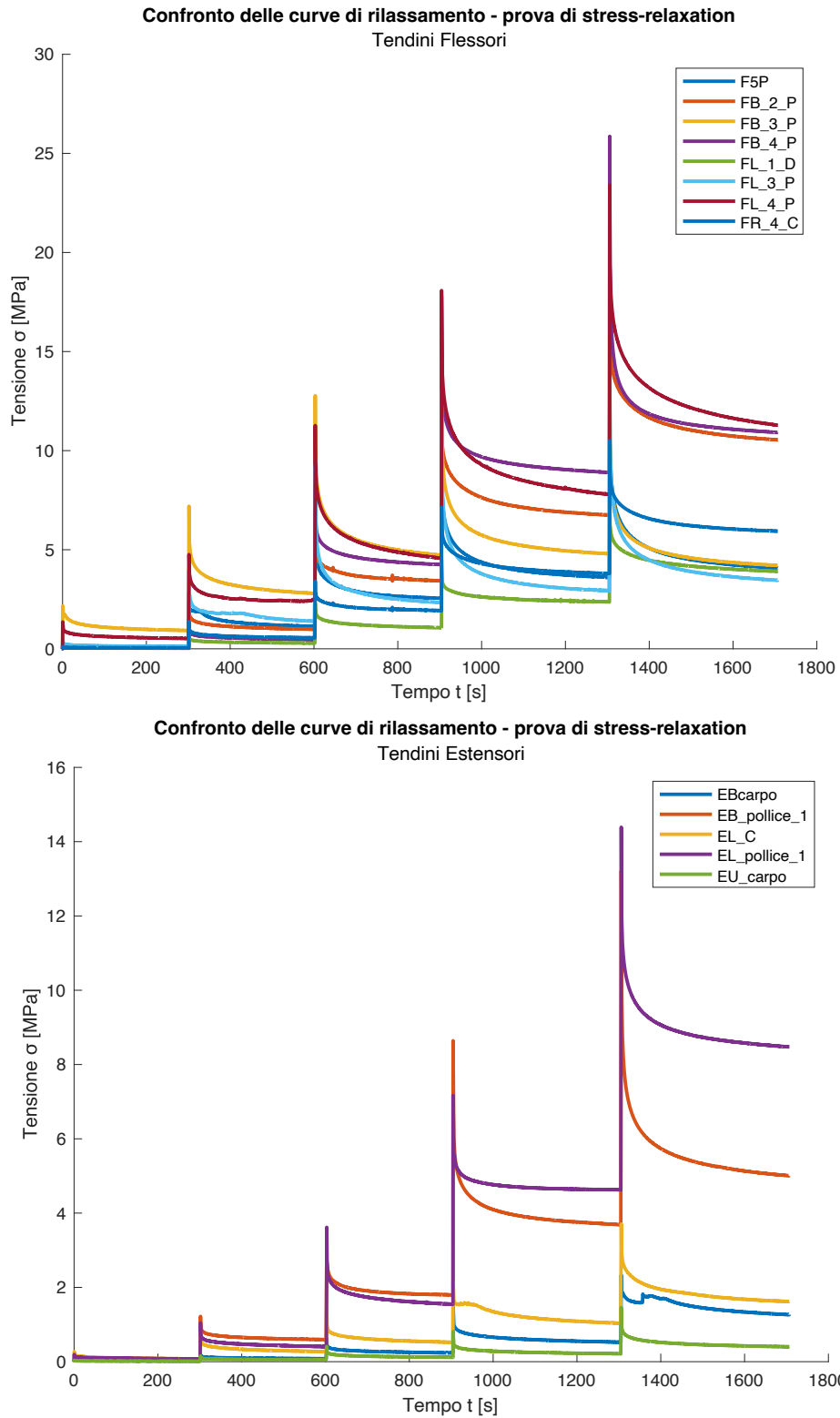


Figura 5.2.1 Curve di tensione-tempo ricavate dalle prove di stress-relaxation suddivise per tendini flessori (in alto) e tendini estensori (in basso)

Successivamente, le curve tensione-tempo sono state elaborate al fine di ottenere le curve tensione-deformazione all'equilibrio per ogni campione, descrittive del comportamento meccanico del tendine soggetto ad una prova di stress-relaxation. In tale elaborazione, è stata scelta l'eliminazione della prima curva relativa al I step, in quanto soggetto alla presenza di elevato rumore, dovuto alla cella di carico, e pertanto, poco significativo. Per rendere i cicli ed i relativi dati ottenuti da essi confrontabili, è stata effettuata la normalizzazione dei valori di tensione σ ottenuti mediante la formula:

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (2)$$

e sottraendo ad essi il valore dei punti d'equilibrio rilevati allo step precedente. Infine, la relativa curva di rilassamento totale di ogni campione è stata ottenuta effettuando la media dei singoli cicli normalizzati. Successivamente, il plot della curva media è stato effettuato mediante un fit attraverso l'utilizzo di un modello di Maxwell generalizzato, in particolare con l'utilizzo della serie di Prony, in modo tale da identificare le caratteristiche viscoelastiche di ogni campione tendineo.

Il *modello di Maxwell* è un modello elementare utilizzato per rappresentare il comportamento viscoelastico di un materiale e consta di una molla e di un dissipatore viscoso, disposti in serie, come mostrato in *Figura 5.2.2*.

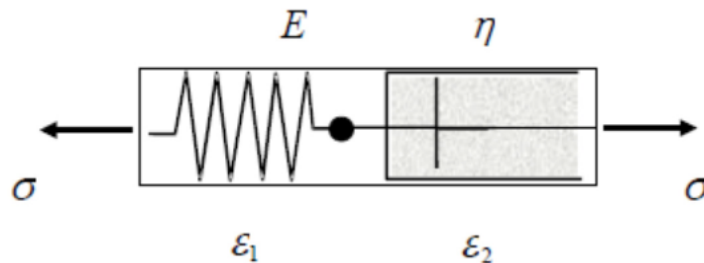


Figura 5.2.2 Modello di Maxwell

Ad esso, è associata la seguente equazione costitutiva, che descrive il modello tenendo conto dei due contributi:

$$\dot{\epsilon}_{tot}(t) = \dot{\epsilon}_1 + \dot{\epsilon}_2 = \frac{\dot{\sigma}}{E} + \frac{\sigma}{\eta} \quad (1)$$

dove ϵ_1 rappresenta la deformazione legata al contributo della componente elastica, mentre ϵ_2 rappresenta la deformazione legata al contributo della componente viscosa.

Tuttavia, il modello di Maxwell possiede dei limiti intrinseci, riguardo alla rappresentazione costitutiva dei materiali viscoelastici reali, in quanto non prevede nessun recupero di deformazione anelastica alla rimozione del carico applicato, anche se prevede una risposta elastica istantanea alla sollecitazione. Pertanto, per tali motivi viene utilizzato un altro modello, il modello di Maxwell generalizzato, come mostrato in *Figura 5.2.3*, il quale si compone di n rami di Maxwell, disposti in parallelo, rappresentativi della componente viscoelastica, con a loro volta una molla di modulo E_∞ disposta in parallelo a tali rami, rappresentativa della componente iperelastica.

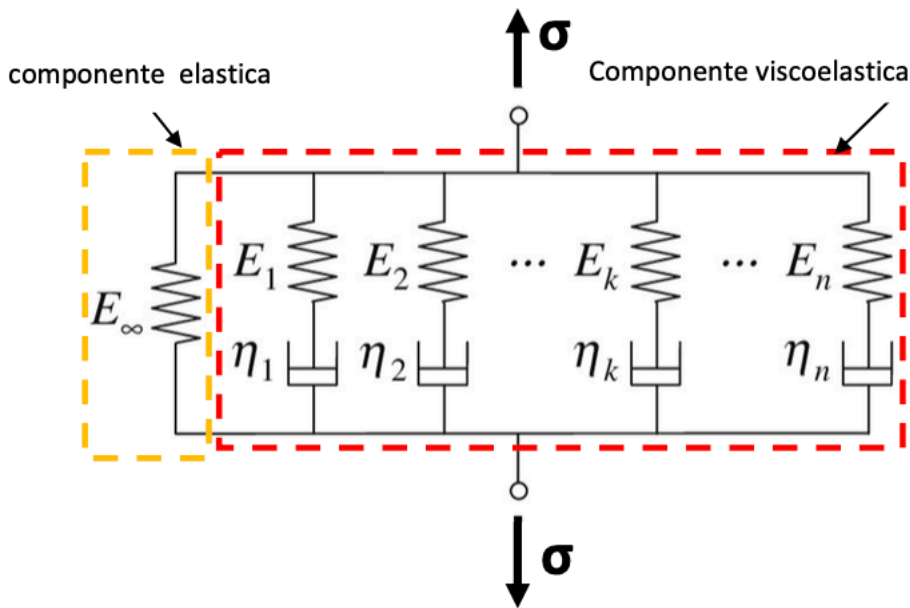


Figura 5.2.3 Modello di Maxwell generalizzato

Nel presente elaborato, è stata, inoltre, utilizzata una serie esponenziale decrescente di Prony, arrestata al 2 ramo viscoso, che rappresenta lo spettro discreto costitutivo del materiale viscoelastico e che ha permesso di ottenere il fit della risposta di rilassamento, senza aggiungere ulteriori gradi di complessità al modello. La funzione, che è stata utilizzata per eseguire il fit dei dati sperimentali delle prove di stress-relaxation, mediante l'applicazione MATLAB *Curve Fitter*, è rappresentata dall'equazione:

$$\bar{\sigma}(t) = 1 - \gamma_1 - \gamma_2 + \gamma_1 \left[\exp\left(-\frac{t}{\tau_1}\right) \right] + \gamma_2 \left[\exp\left(-\frac{t}{\tau_2}\right) \right] \quad (2)$$

dove $\bar{\sigma}$ rappresenta la tensione normalizzata, mentre γ_i e τ_i rappresentano i parametri relativi alla risposta viscoelastica del materiale. Infatti, γ_i rappresenta la rigidità relativa

al ramo i -esimo del contributo viscoso, mentre τ_i rappresenta il tempo di rilassamento, nello specifico il tempo impiegato affinché si sviluppino i processi viscosi.

In *Tabella 5.2.2* sono riportati i valori relativi ai 4 parametri del modello di Maxwell generalizzato ricavati mediante l'equazione (2) relativi ad ogni campione tendineo testato.

Campione	FL1D	FL2P	FB2P	FL3P	FL4P	F5P	FB3P	FB4P
γ_1 [adim.]	0,2530	0,2455	0,2596	0,2932	0,3135	0,3387	0,3273	0,2261
γ_2 [adim.]	0,3865	0,3240	0,343	0,5567	0,3842	0,4507	0,5433	0,4400
τ_1 [s]	76,4570	99,2791	64,67	58,0154	62,5385	59,0983	49,56	50,9687
τ_2 [s]	0,8145	0,5348	0,7002	1,1710	1,1253	0,9459	0,8536	0,7690

Campione	FRC	ELC	ELpollice ₁	EBpollice ₁	EUC	EBC
γ_1 [adim.]	0,2987	0,3164	0,1977	0,2367	0,2644	0,2704
γ_2 [adim.]	0,4057	0,4195	0,3826	0,4246	0,4267	0,5351
τ_1 [s]	95,9329	96,3694	58,2362	49,4439	124,6506	77,8617
τ_2 [s]	0,5734	0,5247	0,4892	0,8012	0,4929	0,4108

Tabella 5.2.2 Parametri calcolati mediante il modello di Maxwell generalizzato

In *Figura 5.2.4* sono mostrati due esempi di curve di rilassamento relative alla tensione normalizzata per ogni singolo ciclo e con la corrispettiva media effettuata, come precedentemente detto, scartando la prima curva del I step, in quanto poco significativa al fine dell'elaborazione.

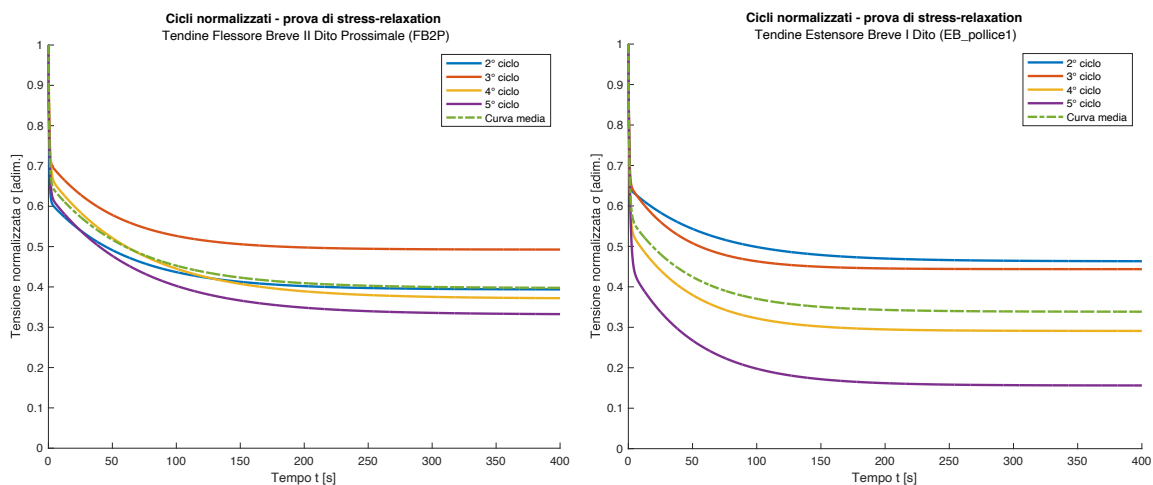


Figura 5.2.4 Esempi di curve di rilassamento per due campioni tendinei

È possibile notare, dalla curva di rilassamento di ogni singolo step e da quella relativa alla media totale, un tipico decadimento esponenziale in cui la fase iniziale è caratterizzata da una rapida decrescita a velocità elevata, per poi assestarsi, con una velocità più lenta, nei pressi della zona d'equilibrio.

Infine, in *Figura 5.2.5* sono riportate le curve di rilassamento delle tensioni dei campioni testati suddivise, nelle due categorie, rispettivamente in tendini flessori ed estensori.

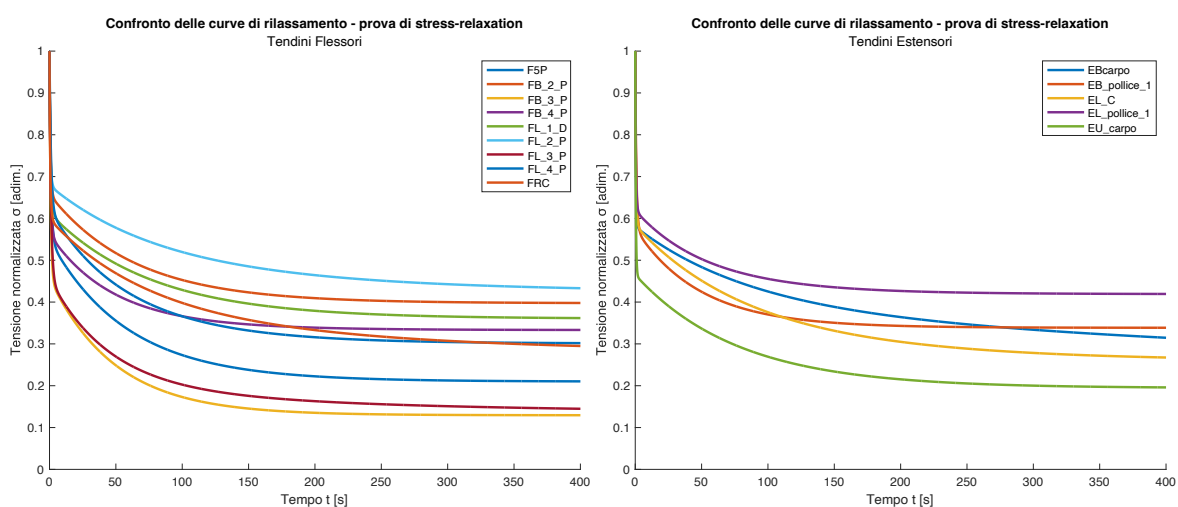


Figura 5.2.5 Confronto fra curve di rilassamento di tendini flessori (a sinistra) ed estensori (a destra)

Analogamente per quanto eseguito per le prove a trazione monoassiale, è possibile ricavare la curva tensione-deformazione di ogni campione, in modo tale ricavarne una risposta quanto più simile ad una deformazione imposta con velocità infinitesima ($\dot{\epsilon} \rightarrow 0$) ed analizzarne la risposta nella fase iniziale ed all'equilibrio. Per ottenere le curve per ogni campione tendineo, è stato eseguito un fit dei punti di equilibrio salvati in precedenza, relativi alla tensione ed alla deformazione riscontrate alla fine di ogni ciclo, tramite un'esponenziale crescente del tipo:

$$\sigma(\epsilon) = a * (\exp(b * x) - 1) \quad (3)$$

Infine, *Tabella 5.2.3* sono riassunti i valori del modulo di elasticità iniziale $E_{iniziale}$ e il modulo di elasticità all'equilibrio E^∞ , relativo alla rigidità mostrata dal campione tendineo durante l'applicazione di una velocità minima.

Campione	FL1D	FL2P	FB2P	FL3P	FL4P	F5P	FB4P
$E_{iniziale}$	2,6	0,9	9,1	1,1	16,1	10,6	13,1
E^{∞}	32,9	38,5	90,3	12,9	66,0	19,2	85,2

Campione	FRC	ELC	ELpollice ₁	EBpollice ₁	EUC	EBC
$E_{iniziale}$	2,9	1,6	3,6	5,7	0,3	0,4
E^{∞}	26,3	11,7	86,8	38,4	3,7	15,7

Tabella 5.2.3 Valori riassuntivi dei parametri $E_{iniziale}$ ed E^{∞} dei campioni tendinei

5.3 Analisi dei risultati delle prove di trazione monoassiale

Nel presente elaborato sono state eseguite prove di trazione monoassiale per un totale di 13 tendini, suddivisi in 10 flessori e 3 estensori, i quali hanno mostrato una risposta riconducibile a quella attesa dalla letteratura. In particolare, per comprendere il comportamento meccanico di un campione tendineo sottoposto a prova di trazione monoassiale, sono stati considerati e calcolati i seguenti parametri: il modulo elastico iniziale E_{toe} , il modulo elastico della regione lineare E_{Young} e la tensione ultima a rottura $\sigma_{rottura}$ e la corrispettiva deformazione ultima a rottura $\varepsilon_{rottura}$, rappresentativi del punto di cedimento strutturale tissutale.

Per quanto riguarda il primo parametro analizzato, il modulo elastico iniziale E_{toe} nella regione iniziale, in cui si verifica un *uncrimping* delle fibrille di collagene con un tensionamento dei legami intra ed interfibrillari tra tali molecole, si attestano intorno ad un valore medio pari a 23,56 MPa. In *Figura 5.3.1* sono mostrati i valori del modulo E_{toe} tramite l'ausilio di elementi statistici come istogramma e boxplot.

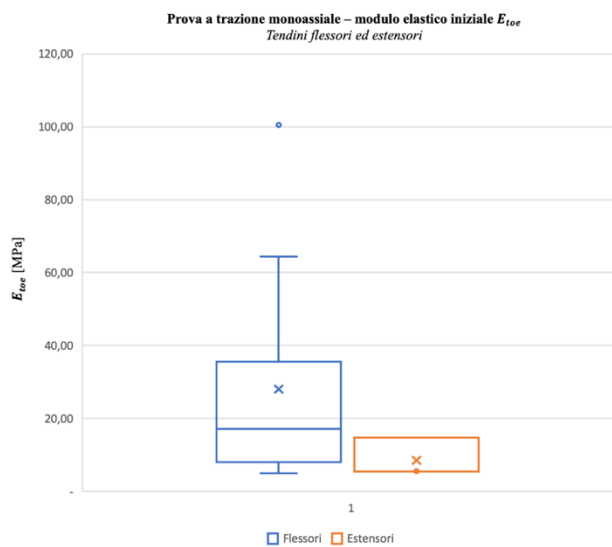
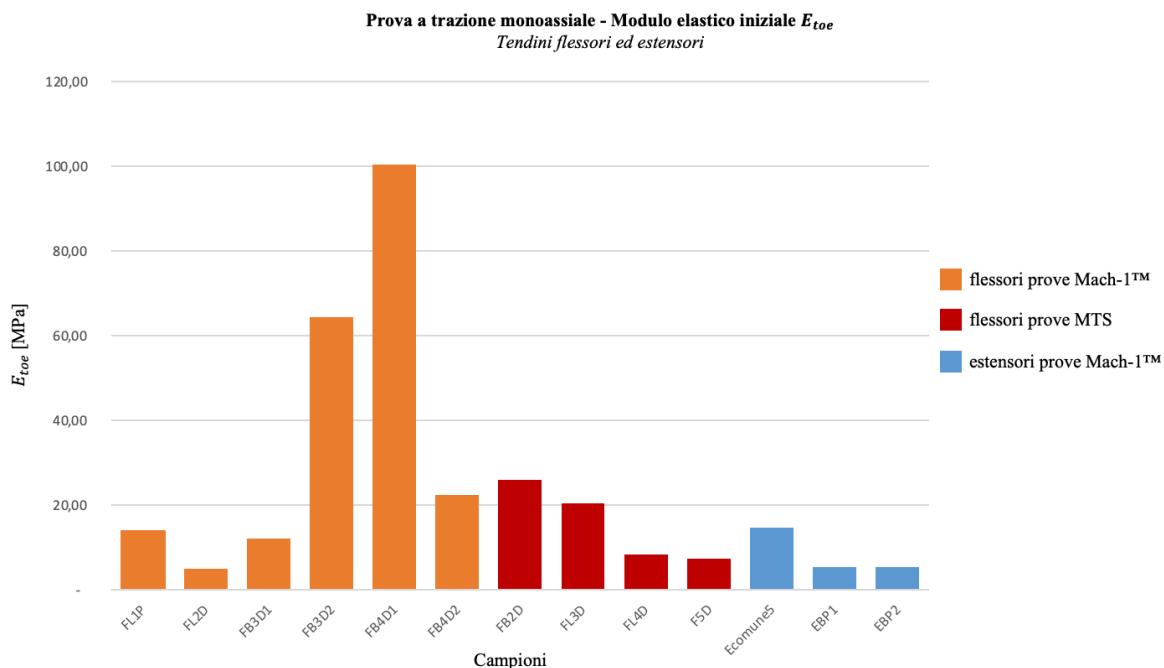


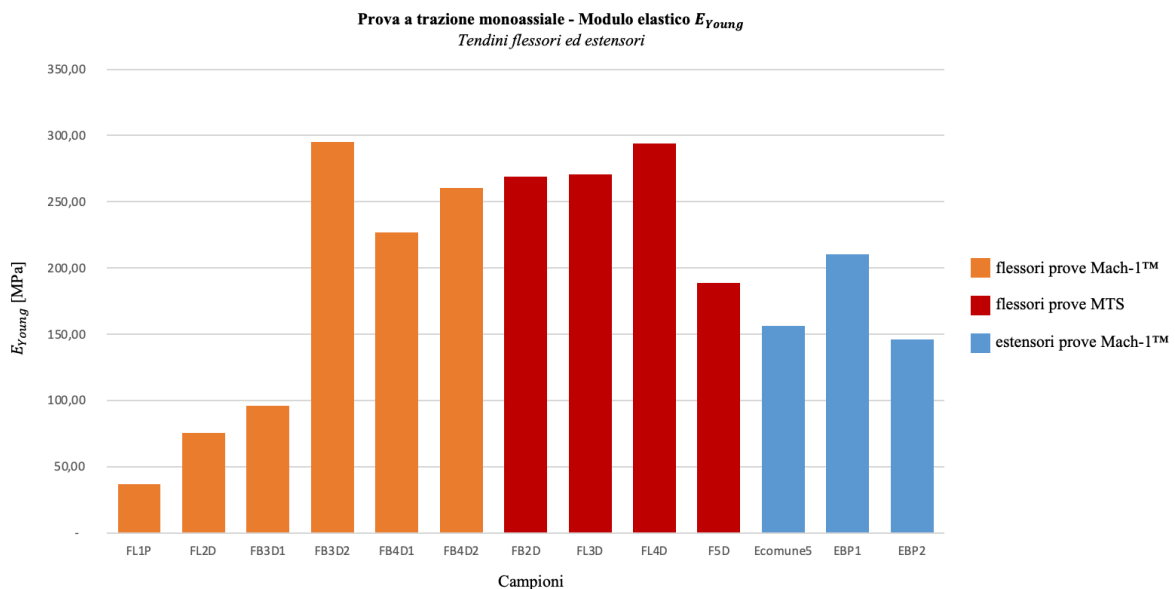
Figura 5.3.1 Grafici riassuntivi del parametro E_{toe} dei campioni tendinei

Dai grafici si può osservare che la maggior parte dei tendini mostra, come modulo elastico E_{toe} , un valore all'interno di un range che oscilla fra i 4,98 MPa e i 25,96 MPa, con gli unici due valori molto al di sopra di tale limite massimo, relativi al tendine FB3D₂ e al tendine FB3D₄, i quali presentano un modulo elastico iniziale pari, rispettivamente, a 64,43 MPa e 100,51 MPa. Dal grafico boxplot, si può notare come quest'ultimo, relativo al tendine FB3D₄ e graficamente rappresentato tramite un "pallino blu", sia considerato

come un outliers. Considerando, invece, le due categorie di tendini, classificati come flessori ed estensori, i tendini flessori mostrano un modulo E_{toe} in un range d'intervallo che va, per la maggior parte delle prove, da 4,98 MPa a 25,96 MPa, mentre per i tendini estensori da 5,41 MPa a 14,76 MPa.

Tuttavia, i campioni tendinei che hanno presentato in fase d'esecuzione, intermedia o finale, della prova a trazione monoassiale, un problema di scivolamento, vale a dire FL2D, FB3D₁ e Ecomune5 o che, come il campione tendineo FL1P, presenta valore di lunghezza a riposo L_0 molto basso, che non ha permesso al campione di arrivare a rottura, non verranno considerati, in quanto non si può garantire la bontà dei risultati.

Dopo aver superato una prima regione di uncrimping delle fibrille ed una certa deformazione, il tessuto tendineo, come da letteratura, entra in una regione centrale in cui si evidenzia una crescita del valore di tensione con un comportamento lineare. In *Figura 5.3.2* sono mostrati i valori del modulo elastico E_{Young} tramite l'utilizzo, come fatto precedentemente per il modulo E_{toe} , di istogramma e di boxplot.



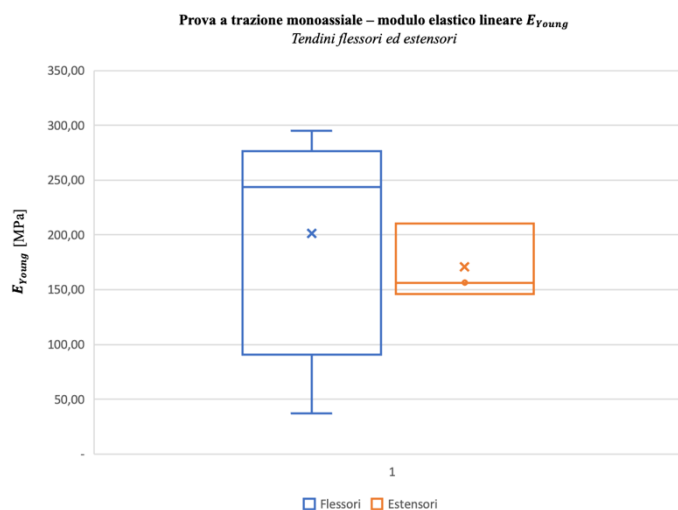


Figura 5.3.2 Grafici riassuntivi del parametro E_{Young} dei campioni tendinei

Come si può osservare dai grafici, i valori del modulo elastico nella regione lineare E_{Young} si attestano attorno ad un valore medio pari a 194,34 MPa, con un range di intervallo che varia dal valore minimo di 188,67 MPa al valore massimo di 295,14 MPa. Per quanto riguarda le due classi di tendini, i tendini flessori hanno mostrato un modulo E_{Young} che oscilla in un range compreso fra 188,67 MPa e 295,14 MPa, mentre per i tendini estensori il modulo E_{Young} registrato in un range che varia fra 145,87 MPa e 210,49 MPa.

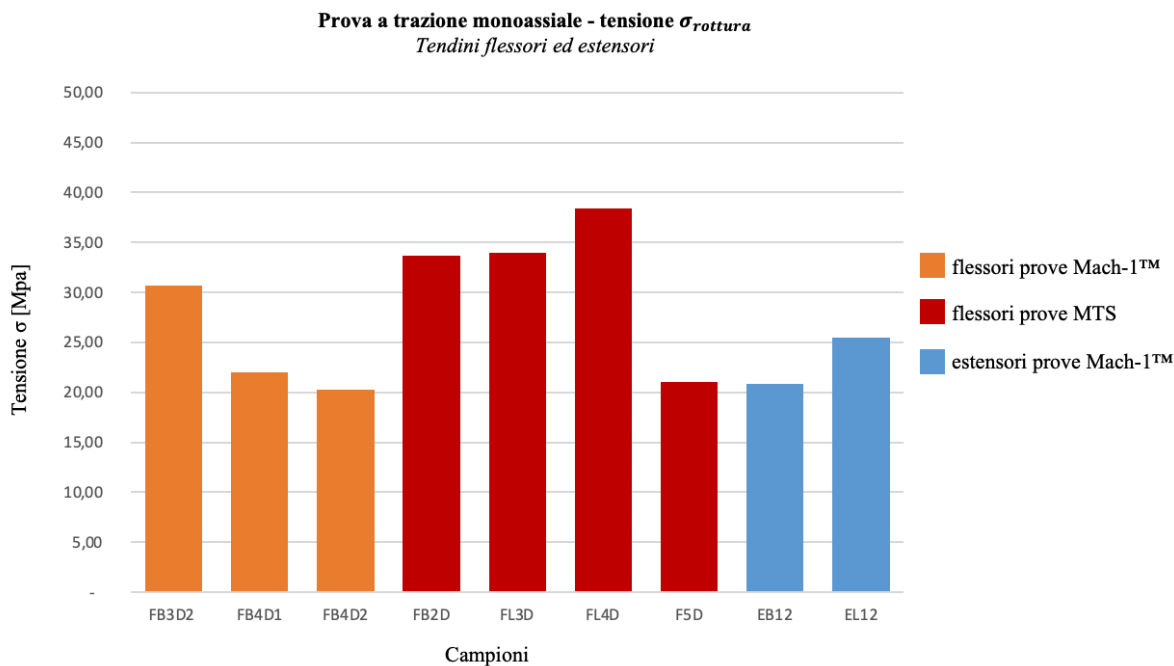
Inoltre, è possibile rilevare dai grafici riportati in *Figura 5.1.2* la presenza di oscillazioni nella zona di confine fra la regione iniziale e la regione lineare, probabilmente dovute alla completa distensione delle fibrille di collagene, dopo un primo uncrimping e tensionamento dei legami intra ed interfibrillari, oppure dovuta ad una prima rottura a livello microstrutturale, a livello dell'endotenonio, caratterizzato da una minor resistenza meccanica rispetto al collagene. In accordo con la letteratura, i moduli E_{toe} ed E_{Young} possono essere considerati proporzionali, in quanto i moduli E_{Young} sono considerevolmente più elevati rispetto ai moduli E_{toe} e, più nel dettaglio, ad un modulo E_{toe} elevato, corrisponde un modulo E_{Young} elevato, e viceversa^[47].

Anche nella zona lineare, in alcuni tendini, come per esempio FB3D₂, FB4D₂ e EBpollice₂, si possono osservare oscillazioni probabilmente dovute a fattori, come per esempio: anamnesi relativa sia a traumi precedenti sia a malattie o stile di vita del paziente, età del paziente, protocollo relativo a processo di conservazione e

scongelo del tendine o pratiche relative al sezionamento chirurgico e sperimentale del campione.

Nel lavoro di *Burgio et al. (2023)*, è emerso che i tendini flessori superficiali (*brevi*) mostrano un modulo E_{Young} con valori pari a $1535,5 \pm 747,5$ MPa, mentre i tendini flessori profondi (*lunghi*) mostrano un modulo E_{Young} con valori pari a $1381,5 \pm 677,75$ MPa. Invece, per quanto riguarda i tendini estensori è stato rilevato un modulo E_{Young} pari a $2145,25 \pm 808$ MPa^[48]. Tali differenze sostanziali con i moduli rilevati in questo elaborato possono essere dovute, come precedentemente detto, alle diverse procedure di congelamento e scongelamento, al protocollo sperimentale utilizzato, alla geometria dei campioni tendinei testati, ma anche alla storia del paziente. Tuttavia, contrariamente a quanto descritto dalla letteratura, i tendini testati in questo elaborato hanno mostrato un valore medio maggiore per quanto riguarda i tendini flessori, a discapito dei tendini estensori.

Infine, soltanto per 9 tendini è possibile valutarne il comportamento a rottura, tramite i due parametri rilevati $\sigma_{rottura}$ e rispettiva deformazione $\epsilon_{rottura}$, mostrati in *Figura 5.3.3* tramite l'utilizzo di istogramma e boxplot.



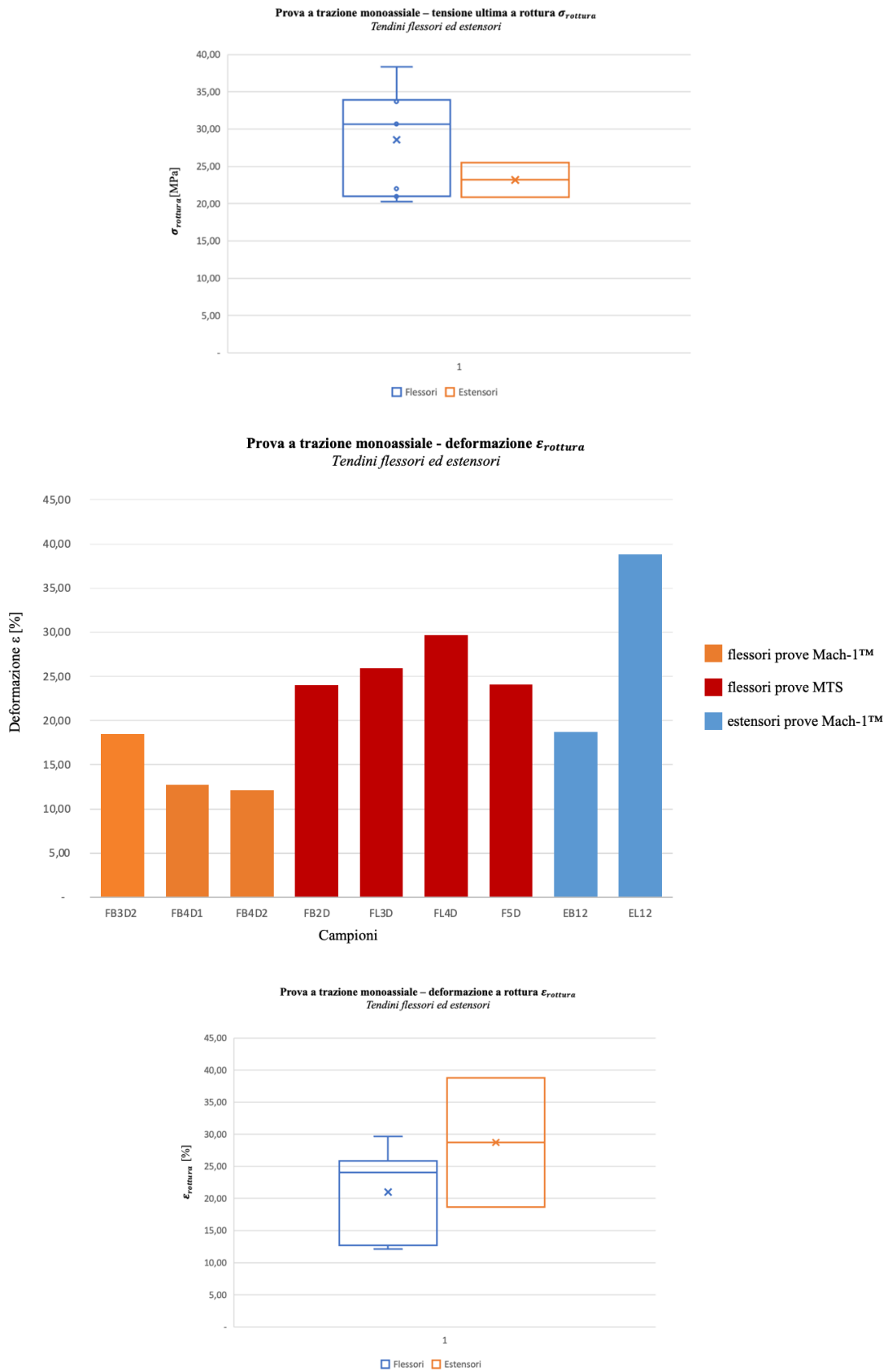


Figura 5.3.3 Grafici riassuntivi dei parametri $\sigma_{rottura}$ ed $\epsilon_{rottura}$ dei campioni tendinei

Per quanto riguarda, la tensione ultima a rottura $\sigma_{rottura}$, i valori rilevati oscillano in un range compreso fra il valore minimo pari a 20,31 MPa e il valore massimo pari a 25,89 MPa, mentre per quanto riguarda la deformazione a rottura $\varepsilon_{rottura}$, i valori rilevati oscillano fra 12,10 % e 38,80 %. Considerando, invece, nello specifico le due classi di tendini, i tendini flessori hanno mostrato una $\sigma_{rottura}$, compresa fra 20,31 MPa e 33,66 MPa ed una $\varepsilon_{rottura}$ compresa fra 12,10 % e 29,68 %, mentre i tendini estensori, una $\sigma_{rottura}$ compresa fra 20,88 MPa e 25,50 MPa ed una $\varepsilon_{rottura}$ compresa fra 18,70 % e 38,80 %. Nel lavoro di *Burgio et al. (2023)*, sono stati registrati valori molto maggiori riguardo alla tensione ultima a rottura pari a $127,65 \pm 53$ MPa per i tendini flessori superficiali (*brevi*), mentre $109,25 \pm 57$ MPa per i tendini flessori profondi (*lunghe*) e, infine, di $175,75 \pm 69$ MPa per i tendini estensori. Invece, per quanto riguarda la corrispettiva deformazione a rottura i valori medi attestati per i tendini flessori brevi sono pari a $10,25 \pm 1,5$ %, per i tendini flessori lunghi pari a $10,5 \pm 1,25$ % e, infine, per i tendini estensori di 10 ± 1 %. In entrambi i casi, sia per la $\sigma_{rottura}$ e la rispettiva $\varepsilon_{rottura}$ in questo elaborato sono stati registrati valori significativamente discostanti da quelli registrati in letteratura^[48].

La variabilità dei risultati ottenuti dalle prove di trazione monoassiale sui tendini flessori ed estensori rispetto a quelli della letteratura può essere causata dalla lunghezza a riposo L_0 e dall'area della sezione trasversale A_0 . La geometria dei campioni tendinei, infatti, influenzerebbe proprietà come la deformazione e la tensione a cedimento dei fascicoli tendinei ed il modulo di Young della regione lineare. In uno studio condotto da *Legerlotz et al. (2010)* su tendini estensori bovini, ha mostrato come le diverse tipologie di geometria dei campioni tendinei, influenza tali parametri. Per esempio, la lunghezza a riposo L_0 è influenzata dalla deformazione a rottura ($\varepsilon_{rottura}$), la quale viene significativamente ridotta all'aumentare della L_0 del campione, mentre il modulo di elasticità lineare E_{Young} è risultato aumentato all'aumentare della lunghezza L_0 . Allo stesso modo, anche l'area della sezione trasversale A_0 , avrebbe effetti sul valore della tensione ultima a rottura e modulo di elasticità lineare. Per esempio, i valori differenti di tensione minore a rottura registrati in campioni tendini caratterizzati da un diametro maggiore potrebbero essere influenzati dall'organizzazione microstrutturale di essi, come, ad esempio, l'organizzazione delle fibre, le interazioni fra i fascicoli collegati da

guaine di tessuto connettivo oppure il relativo contributo dei fascicoli di collagene e delle guaine^[49].

Inoltre, come precedentemente detto, anche il tipo di protocollo utilizzato per i test a trazione potrebbe aver influenzato la variabilità dei risultati. Infatti, da uno studio condotto da *Herrick et al. (1987)* ha mostrato che, su tendini flessori provenienti da specie equina, la velocità di deformazione ha un piccolo effetto sulla rigidità dei tessuti per velocità da 5 %/s a 50 %/s^[50]. Nello specifico, uno studio condotto da *Lewis et al. (1997)* su tendini d'Achille umani, ha mostrato come diversi protocolli di velocità di deformazione di dieci volte maggiori, da 10 %/s a 100 %/s producano differenze nei parametri studiati. Infatti, i valori di velocità di deformazione elevati hanno portato ad un aumento significativo del modulo di Young di 545 ± 43 MPa contro i 401 ± 59 MPa ricavati dalla velocità di deformazione di 10 %/s, mentre per quanto riguarda $\sigma_{rottura}$ non è stato registrato un aumento significativo (81 ± 14 Mpa contro i 73 ± 13 Mpa) ed anche per $\varepsilon_{rottura}$ una diminuzione non significativa ($21 \pm 1\%$ contro i $25 \pm 3\%$)^[51].

5.4 Analisi dei risultati delle prove di stress-relaxation

Nel presente elaborato sono state eseguite prove di stress-relaxation per un totale di 14 tendini, suddivisi in 9 flessori e 5 estensori, e basate su un protocollo, come precedentemente detto, costituito da 5 cicli, i cui primi tre della durata di 300s e i restanti due di 400s, una deformazione costante il più possibile istantanea pari al 6%, ed una velocità di $100\% s^{-1}$. Tra tutti i 14 campioni tendinei totali che sono stati testati, è stato scelto di trascurare i risultati prodotti dal tendine FB3P, in quanto, il fit con esponenziale ha prodotto una curva decrescente, contrariamente a quanto riportato in letteratura e probabilmente derivante da errori durante lo svolgimento della prova, come ad esempio uno scivolamento di tale campione tendineo. Tuttavia, le curve prodotte dalla prova di stress-relaxation sono mostrate in *Figura 5.4.1*.

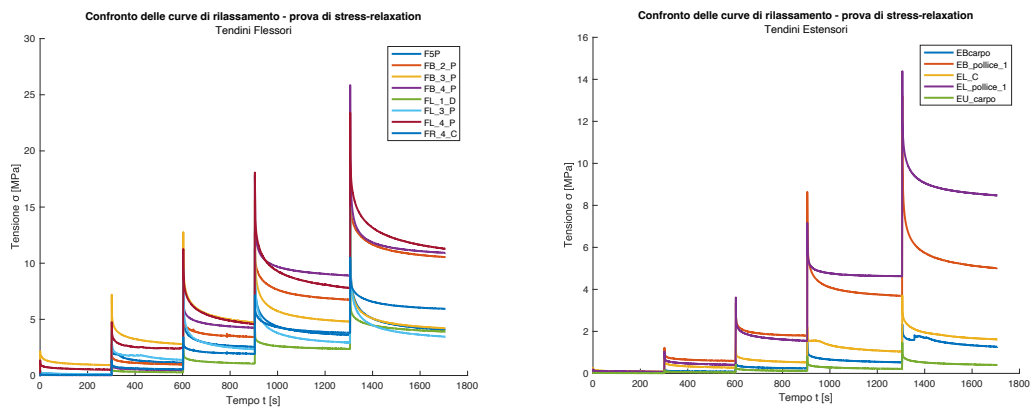


Figura 5.4.1 Curve di tensione-tempo ricavate dalle prove di stress-relaxation suddivise per tendini flessori (a sinistra) e tendini estensori (a destra)

Dalle curve di rilassamento dei 14 tendini testati, è possibile notare una tipica crescita delle tensioni all'applicazione di una deformazione istantanea ad ogni ciclo previsto e successivamente, una progressiva decrescita esponenziale dovuta ad una riorganizzazione microstrutturale del campione tendineo fino al raggiungimento asintotico di un valore d'equilibrio. Tali meccanismi di deformazione dipendenti dal tempo evidenziano come il tessuto tendineo presenti le tipiche caratteristiche di un comportamento meccanico viscoelastico e tempo-dipendente. Inoltre, è possibile notare che il picco massimo delle tensioni dovute ad un graduale aumento delle deformazioni imposte abbia riscontrato valori maggiori nei tendini flessori rispetto a quelli ottenuti nei tendini estensori.

Analogamente, le curve di rilassamento relative alle tensioni normalizzate ottenute mediante il modello di Maxwell generalizzato arrestato ai 2 rami viscosi e mostrate in *Figura 5.4.2*, hanno mostrato una decrescita naturale secondo una curva di tipo esponenziale decrescente.

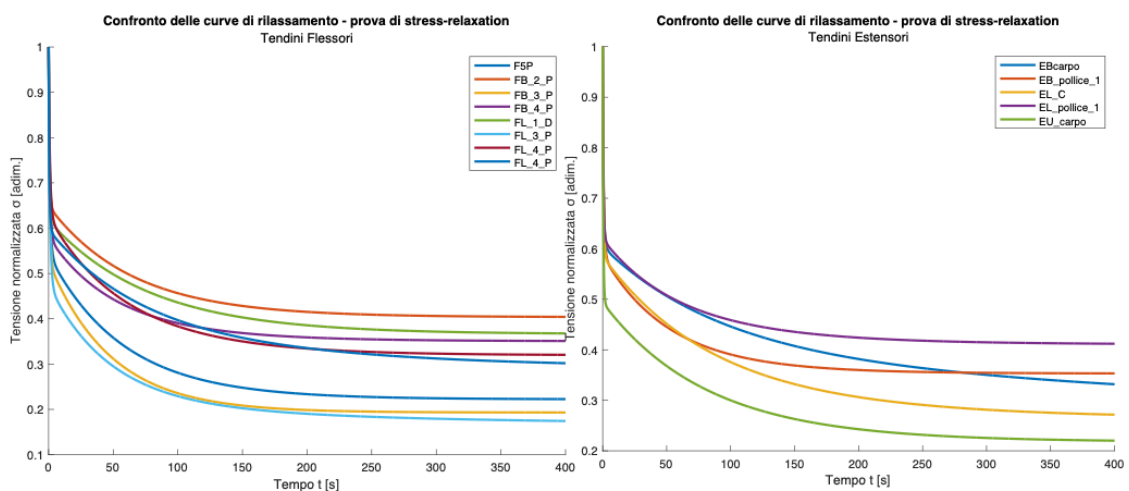


Figura 5.4.2 Confronto fra curve di rilassamento di tendini flessori (a sinistra) ed estensori (a destra)

Dalle curve di rilassamento delle tensioni normalizzate, è possibile individuare un pattern di distribuzione molto simile fra i tendini flessori relativi al II e IV dito, con una netta distinzione con le curve relative al flessore del III dito, mentre per i tendini estensori è possibile individuare un pattern fra gli estensori brevi del carpo e del I dito.

Come precedentemente detto, è stato eseguito un fit dei punti di equilibrio salvati in precedenza, relativi alla tensione ed alla deformazione riscontrate alla fine di ogni ciclo, i cui grafici risultanti sono mostrati in *Figura 5.4.3*.

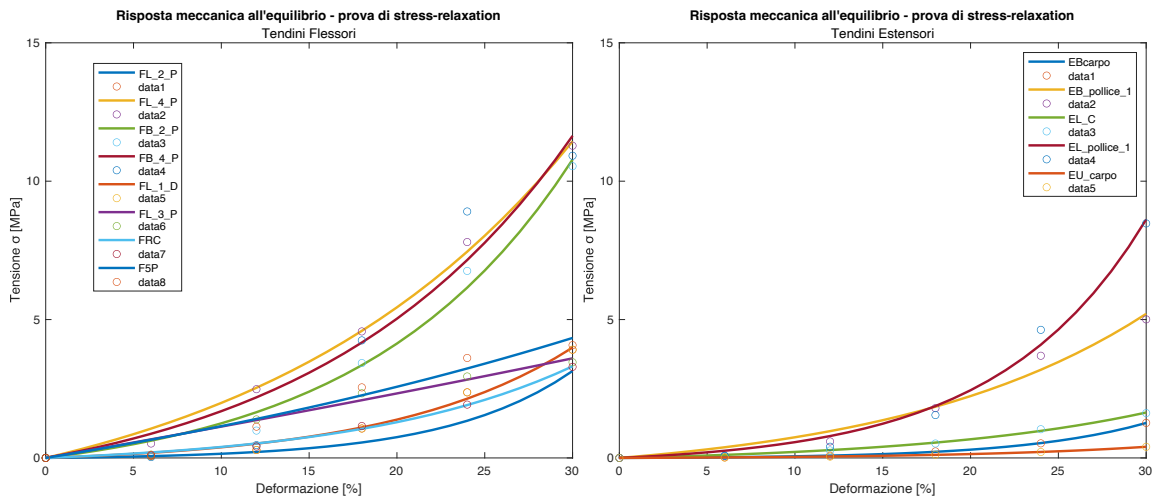


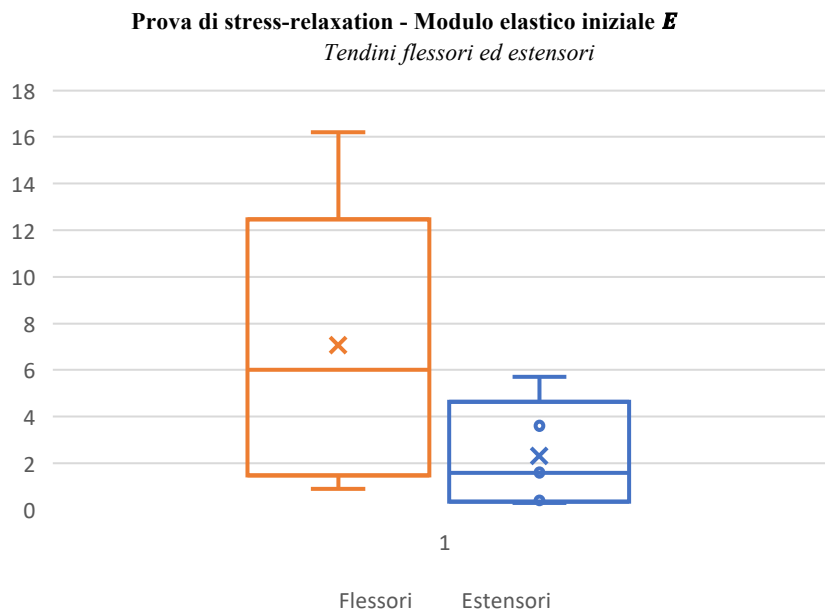
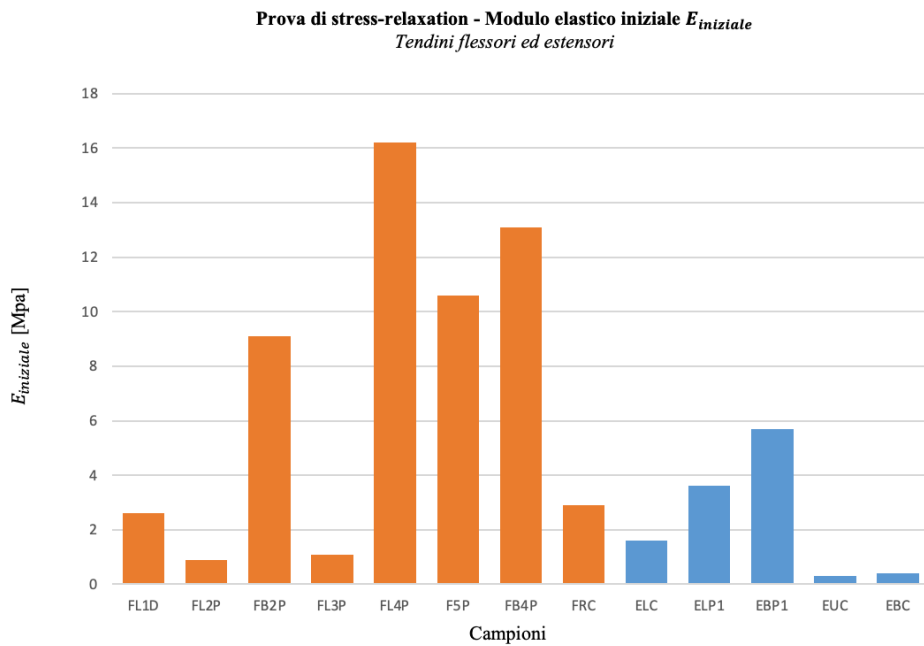
Figura 5.4.3 Risposta meccanica all'equilibrio di tendini flessori (a sinistra) ed estensori (a destra)

Per quanto riguarda la curva relativa al campione tendineo FB3P, il quale, durante l'effettiva prova, non ha riscontrato problemi come, ad esempio, scivolamento intermedio o finale, è stato scelto di non considerarla in fase di elaborazione in quanto il fit tramite esponenziale ha fornito un tipo di esponenziale decrescente, incompatibile coi parametri da valutare.

Dai grafici si può notare come i valori di tensione massima per quanto riguarda i tendini flessori siano pari a 11,64 MPa, mentre per i tendini estensori pari a 8,47 MPa. Inoltre, per i tendini flessori è stato registrato un valore di tensione massima maggiore nei tendini relativi al IV dito ed una distribuzione molto simile per i tendini del II, III e IV dito, mentre per i tendini estensori valori di tensione maggiori per il I dito e una distribuzione molto simile per i tendini relativi al carpo.

Infine, dai grafici mostrati in *Figura 5.4.3* ottenuti tramite il fit con un'esponenziale decrescente mediante il comando Matlab *Curve Fitter*, è stato possibile calcolare due parametri, uno relativo al modulo di elasticità iniziale per una deformazione istantanea $\rightarrow 0$, denominato $E_{iniziale}$, ed uno relativo al modulo di elasticità finale all'equilibrio, denominato E^∞ .

I risultati ottenuti relativi a tali due parametri sono mostrati in *Figura 5.4.4*, rappresentati mediante l'utilizzo di strumenti statistici come diagramma e boxplot.



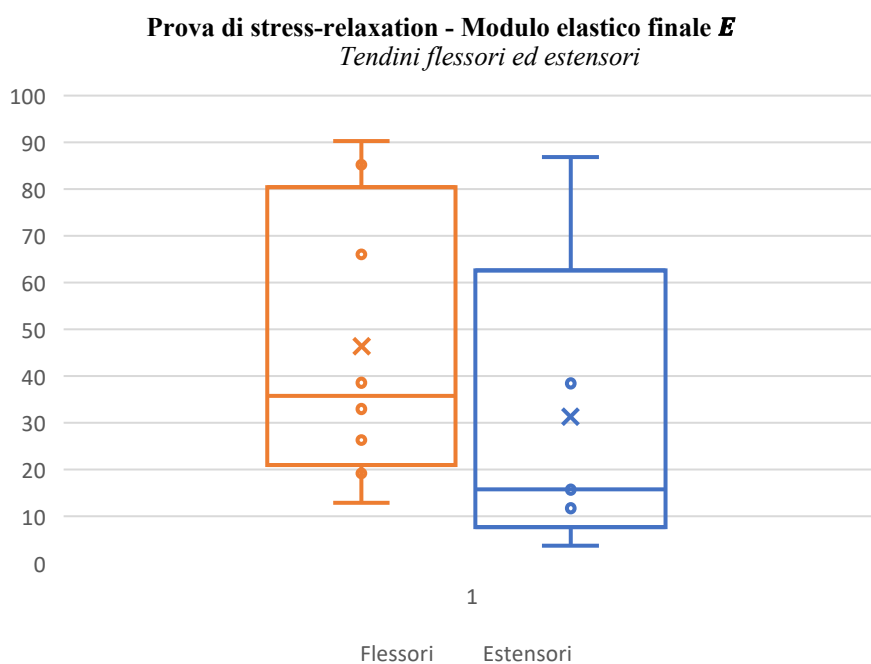
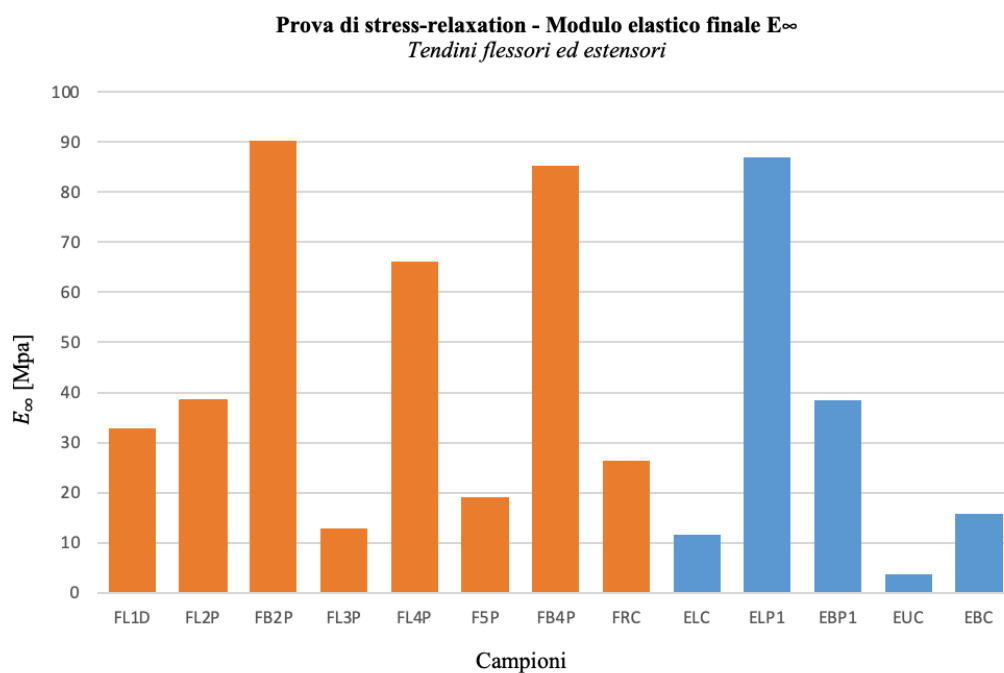


Figura 5.4.4 Grafici riassuntivi dei parametri $E_{iniziale}$ (in alto) ed E_{∞} (in basso) dei campioni tendinei

Dai grafici relativi al modulo iniziale $E_{iniziale}$, è possibile riscontrare, per i tendini flessori, valori che oscillano tra 0,9 MPa e 16,2 MPa, con un valore medio di 7,06 MPa, in cui non è possibile notare nessun valore outlier, mentre per i tendini estensori, valori

che oscillano fra 0,3 MPa e 5,7 MPa, con un valore medio di 2,32 MPa. Pertanto, è possibile individuare una netta disparità fra il modulo $E_{iniziale}$ riguardante i tendini flessori e quello relativo ai tendini estensori, con valori nettamente maggiori per i primi. Invece, dai grafici relativi al modulo di elasticità E^∞ , è possibile riscontrare, per i tendini flessori, valori oscillano tra 12,9 MPa e 90,3 MPa, con un valore medio pari a 46,4 MPa, mentre valori che oscillano fra 3,7 MPa e 86,8 MPa, con un valore medio di 31,3 MPa. In questo caso, i valori dei tendini flessori ed estensori risultano avere un pattern di distribuzione simile e, in particolare, si sono riscontrati, per i tendini flessori, valori di E^∞ più grandi per il II e IV dito, mentre per i tendini estensori valori più grandi per il I dito, rispetto ai restanti.

Per quanto riguarda le prove di stress-relaxation, è difficile trovare delle similitudini o relazioni con risultati prodotti da studi in letteratura, in quanto eseguiti sia con protocolli diversi in cui varia la deformazione imposta ed il numero dei cicli deformativi sia per assenza di prove sperimentali riguardanti ai tendini flessori ed estensori umani,

Nel complesso, i tendini flessori ed estensori hanno mostrato un comportamento di natura viscoelastica in cui la tensione viene dissipata all'interno della loro struttura, dovuto alla predominanza di meccanismi di scorrimento delle fibre e da possibili meccanismi di scorrimento delle fibrille, che entrano in gioco quando i carichi applicati diventano maggiori. Tale comportamento è stato suggerito da *Screen et al. (2007)*, in cui l'estensione e lo scorrimento delle fibre osservati a bassi carichi di trazione sarebbero il risultato di un'assenza di arricciatura ricorrente nelle singole fibre del fascicolo, che produrrebbe un meccanismo di dissipazione del carico tramite ulteriori movimenti relativi alle fibre che costituirebbero un meccanismo di dissipazione secondario, a livello della fibrille, in modo tale da fornire una sorta di protezione al tendine stesso da eventuali danni strutturali che ne potrebbero compromettere le proprietà meccaniche oppure recare deformazioni plastiche non recuperabili^[52].

Conclusioni

Il seguente elaborato ha avuto lo scopo di valutare ed analizzare il comportamento meccanico dei tendini flessori ed estensori della mano, con l'obiettivo di ampliare la limitata letteratura disponibile e fornire eventuali similitudini o differenze fra le categorie tendinee, anche confrontandole con precedenti studi.

Le prove di trazione monoassiale a rottura svolte sui tendini della mano hanno messo in evidenza il comportamento elastico non lineare tipico del tessuto tendineo, coerente con la letteratura, in cui è possibile individuare le tipiche tre zone: una prima regione, iniziale o *toe region*, in cui è possibile riscontrare una bassa pendenza, una seconda regione, centrale con andamento lineare e pendenza maggiore, fino a raggiungere una terza regione finale, caratterizzata da una rapida decrescita che termina in corrispondenza del valore massimo di tensione. Tuttavia, anche se i risultati delle prove svolte hanno confermato tale comportamento, i tendini flessori della mano hanno mostrato un modulo di Young nelle due regioni, quella iniziale e quella centrale, maggiore rispetto a quello evidenziato dai tendini estensori, contrariamente a quanto affermato dalla letteratura disponibile. Inoltre, i tendini flessori hanno mostrato una resistenza alla rottura maggiore rispetto ai tendini estensori. Invece, per quanto riguarda le prove di rilassamento delle tensioni è stata riscontrata una riorganizzazione microstrutturale e una conseguente capacità di rilassamento più rapida nei tendini flessori, in particolare quelli relativi al II e IV dito, rispetto ai tendini del III dito e ai tendini estensori, i quali mostrano un pattern simile fra quelli relativi al I dito e al carpo. Tuttavia, non sono state riscontrate differenze significative fra i corrispettivi tendini brevi e lunghi, e fra le due categorie tendinee, risposta tempo-dipendente simile durante il rilassamento.

Il confronto con la letteratura disponibile, per quanto riguarda le prove di trazione monoassiale a rottura, ha mostrato valori ampiamente discostanti e significativamente minori sia nel modulo di elasticità sia nei valori di tensione ultima a rottura e rispettiva deformazione, mentre, per quanto riguarda le prove di rilassamento delle tensioni, non è stato possibile, in quanto privi di risultati numerici.

Tale diversità fra i dati sperimentali ottenuti, la letteratura e gli studi disponibili può essere determinata dai protocolli sperimentali, dalle procedure di congelamento e

scongelo con il relativo sezionamento, dal sesso e dall'anamnesi del paziente, dalla variazione della lunghezza e dell'area della sezione trasversale dei tendini testati.

Il presente elaborato può essere preso in considerazione come un elemento di partenza per ampliare la limitata letteratura disponibile relativa al comportamento meccanico dei tendini della mano a seguito di prove di rilassamento delle tensioni e di trazione monoassiale a rottura e per eventuali sviluppi di studi futuri.

Attualmente le pratiche terapeutiche maggiormente adoperate per la riparazione dei tendini flessori ed estensori della mano è la sutura mediante una ricostruzione in una fase, tramite l'inserimento di un innesto tendineo o, nei casi più gravi quando la guaina tendinea è notevolmente cicatrizzata, una ricostruzione in due fasi, la quale prevede dapprima l'inserimento di un'asta in silicone e successivamente la sostituzione di essa con un innesto tendineo. Tuttavia, le future tecniche di ricostruzione tramite l'utilizzo di materiali sintetici provenienti dall'ingegneria tissutale potrebbero fornire risultati migliori, ma necessitano di misurazioni accurate riguardo le proprietà meccaniche relative a prove di trazione su tendini della mano sani. Un esempio di rigenerazione tendinea è rappresentato da scaffold in fibra di collagene di tipo I poiché molto simili al tessuto nativo. Inoltre, le relative proprietà meccaniche degli scaffold sono di notevole importanza per due ragioni: la prima in quanto molto adatti alla fissazione chirurgica e la seconda in quanto riescono a fornire una sostituzione tendinea con un aumento meccanico delle tensioni di rottura ^[53]. Un ulteriore esempio di ingegneria tissutale è rappresentato dagli alloinnesti di tendine della mano provenienti da cadavere che, rispetto agli scaffold sintetici, sono biologicamente e biomeccanicamente superiori. Tuttavia, prima dell'utilizzo clinico, essi devono essere sottoposti ad una procedura di decellularizzazione in modo tale da ridurre l'immunogenicità e l'ossidazione ed aumentarne la porosità, lasciando così una struttura biostatica non vitale. La rivitalizzazione e risemina del tessuto tendineo cadaverico accelera l'incorporazione di tale innesto con una conseguente stimolazione di guarigione intrinseca, in modo tale da consentire una mobilitazione precoce e un ritorno alla funzione più rapide dello scaffold sintetico, con un rischio minore di formazione di aderenze ^[54].

Bibliografia

- [1] Angermann P, Lohmann M. Injuries to the hand and wrist. A study of 50,272 injuries. *J Hand Surg Br.* 1993 Oct;18(5):642-4. doi: 10.1016/0266-7681(93)90024-a. PMID: 8294834.
- [2] Clayton RA, Court-Brown CM. The epidemiology of musculoskeletal tendinous and ligamentous injuries. *Injury.* 2008 Dec;39(12):1338-44. doi: 10.1016/j.injury.2008.06.021. Epub 2008 Nov 25. PMID: 19036362.
- [3] Weber JF, Agur AM, Fattah AY, Gordon KD, Oliver ML. Tensile mechanical properties of human forearm tendons. *J Hand Surg Eur Vol.* 2015 Sep;40(7):711-9. doi: 10.1177/1753193415584715. Epub 2015 May 4. PMID: 25940499.
- [4] Anatomia del Gray: Le basi Anatomiche per la pratica clinica / [a cura di] T. Barni, A.M. Billi, R. Businaro, M. Cannas, F. Cappello, M.: EDRA, 2017. - ISBN 9788821431326 (Anatomia della mano, Carpo)
- [5] Prof. V. Macchi. Appunti corso “Anatomia Funzionale” a.a. 2020-21. *Università degli studi di Padova.*
- [6] <https://www.fisioed.it/patologie/tunnel-carpale/>
- [7] Anatomia del Gray: Le basi Anatomiche per la pratica clinica / [a cura di] T. Barni, A.M. Billi, R. Businaro, M. Cannas, F. Cappello, M.: EDRA, 2017. - ISBN 9788821431326 (Metacarpo, Falangi, Articolazioni della mano)
- [8] Panchal-Kildare S, Malone K. Skeletal anatomy of the hand. *Hand Clin.* 2013 Nov;29(4):459-71. doi: 10.1016/j.hcl.2013.08.001. PMID: 24209945.
- [9] Keith I. Moore Arthur D. Dalley Anne m.r. Agur. Anatomia umana, a orientamento clinico (Terza Edizione, 2015)
- [10] <https://www.ecografiabologna-tarozzi.it/mani-e-polsi>

- [11] Zhang G, Ezura Y, Chervoneva I, Robinson PS, Beason DP, Carine ET, Soslowsky LJ, Iozzo RV, Birk DE. Decorin regulates assembly of collagen fibrils and acquisition of biomechanical properties during tendon development. *J Cell Biochem.* 2006 Aug 15;98(6):1436-49. doi: 10.1002/jcb.20776. PMID: 16518859.
- [12] Beach ZM, Bonilla KA, Dekhne MS, Sun M, Adams TH, Adams SM, Weiss SN, Rodriguez AB, Shetye SS, Birk DE, Soslowsky LJ. Biglycan has a major role in maintenance of mature tendon mechanics. *J Orthop Res.* 2022 Nov;40(11):2546-2556. doi: 10.1002/jor.25299. Epub 2022 Feb 25. PMID: 35171523; PMCID: PMC9378794
- [13] Fontanella C.G., *Introduzione alla meccanica dei tessuti connettivi molli*, appunti di Meccanica dei Tessuti Biologici, anno accademico 2020-2021
- [14] Misof K, Rapp G, Fratzl P. A new molecular model for collagen elasticity based on synchrotron X-ray scattering evidence. *Biophys J.* 1997 Mar;72(3):1376-81. doi: 10.1016/S0006-3495(97)78783-6. PMID: 9138582; PMCID: PMC1184519.
- [15] Wess TJ, Hammersley AP, Wess L, Miller A. Molecular packing of type I collagen in tendon. *J Mol Biol.* 1998 Jan 16;275(2):255-67. doi: 10.1006/jmbi.1997.1449. PMID: 9466908.
- [16] Fraser RD, Trus BL. Molecular mobility in the gap regions of type I collagen fibrils. *Biosci Rep.* 1986 Feb;6(2):221-6. doi: 10.1007/BF01115010. PMID: 3719087.
- [17] Fratzl P, Misof K, Zizak I, Rapp G, Amenitsch H, Bernstorff S. Fibrillar structure and mechanical properties of collagen. *J Struct Biol.* 1998;122(1-2):119-22. doi: 10.1006/jsbi.1998.3966. PMID: 9724612.
- [18] Trębacz H, Barzycka A. Mechanical Properties and Functions of Elastin: An Overview. *Biomolecules.* 2023 Mar 22;13(3):574. doi: 10.3390/biom13030574. PMID: 36979509; PMCID: PMC10046833.
- [19] Franchi M, Trirè A, Quaranta M, Orsini E, Ottani V. Collagen structure of tendon relates to function. *ScientificWorldJournal.* 2007 Mar 30;7:404-20. doi: 10.1100/tsw.2007.92. PMID: 17450305; PMCID: PMC5901217.

- [20] Kannus P. Structure of the tendon connective tissue. *Scand J Med Sci Sports*. 2000 Dec;10(6):312-20. doi: 10.1034/j.1600-0838.2000.010006312.x. PMID: 11085557.
- [21] Magrassi B, Boschi A. Ricerche anatomoistologiche sulla presenza ed importanza del mesotenonio nei tendini del piede. *Art*. n°14 – 1968.
- [22] Tidball, J. G. (1984). Myotendinous junction: Morphological changes and mechanical failure associated with muscle cell atrophy. *Exp. Mol. Pathol.* 40, 1–12. doi: 10.1016/0014-4800(84)90060-1.
- [23] Garrett WE Jr, Nikolaou PK, Ribbeck BM, Glisson RR, Seaber AV. The effect of muscle architecture on the biomechanical failure properties of skeletal muscle under passive extension. *Am J Sports Med*. 1988 Jan-Feb;16(1):7-12. doi: 10.1177/036354658801600102. PMID: 3344884.
- [24] Thomopoulos S, Marquez JP, Weinberger B, Birman V, Genin GM. Collagen fiber orientation at the tendon to bone insertion and its influence on stress concentrations. *J Biomech*. 2006;39(10):1842-51. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.021. Epub 2005 Jul 15. PMID: 16024026.
- [25] Benjamin M, Kumai T, Milz S, Boszczyk BM, Boszczyk AA, Ralphs JR. The skeletal attachment of tendons--tendon "entheses". *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol*. 2002 Dec;133(4):931-45. doi: 10.1016/s1095-6433(02)00138-1. PMID: 12485684.
- [26] Goodman HJ, Choueka J. Biomechanics of the flexor tendons. *Hand Clin*. 2005 May;21(2):129-49. doi: 10.1016/j.hcl.2004.11.002. PMID: 15882592.
- [27] Zafonte B, Rendulic D, Szabo RM. Flexor pulley system: anatomy, injury, and management. *J Hand Surg Am*. 2014 Dec;39(12):2525-32; quiz 2533. doi: 10.1016/j.jhssa.2014.06.005. Epub 2014 Nov 21. PMID: 25459958.
- [28] Hart RG, Kutz JE. Flexor tendon injuries of the hand. *Emerg Med Clin North Am*. 1993 Aug;11(3):621-36. PMID: 8359134.

- [29] Myer C, Fowler JR. Flexor Tendon Repair: Healing, Biomechanics, and Suture Configurations. *Orthop Clin North Am.* 2016 Jan;47(1):219-26. doi: 10.1016/j.ocl.2015.08.019. PMID: 26614935.
- [30] Doyle JR, Blythe WF. Anatomy of the flexor tendon sheath and pulleys of the thumb. *J Hand Surg Am.* 1977 Mar;2(2):149-51. doi: 10.1016/s0363-5023(77)80101-9. PMID: 845423.
- [31] Allan CH. Flexor tendons: anatomy and surgical approaches. *Hand Clin.* 2005 May;21(2):151-7. doi: 10.1016/j.hcl.2004.11.003. PMID: 15882593.
- [32] Green, J. B., Deveikas, C., Ranger, H., Draghetti, J. G., Groat, L. C., Schumer, E. D., & Leslie, B. M. (2016). Hand, wrist, and digit injuries. In *Elsevier eBooks*. doi: /10.1016/b978-0-323-31072-7.00010-5
- [33] Moutet F. Les poulies de l'appareil fléchisseur: anatomie, pathologies, traitement [Flexor tendon pulley system: anatomy, pathology, treatment]. *Chir Main.* 2003 Feb;22(1):1-12. French. doi: 10.1016/s1297-3203(02)00010-0. PMID: 12723303.
- [34] Schöffl V, Heid A, Küpper T. Tendon injuries of the hand. *World J Orthop.* 2012 Jun 18;3(6):62-9. doi: 10.5312/wjo.v3.i6.62. PMID: 22720265; PMCID: PMC3377907.
- [35] Klifto CS, Capo JT, Sapienza A, Yang SS, Paksima N. Flexor Tendon Injuries. *J Am Acad Orthop Surg.* 2018 Jan 15;26(2):e26-e35. doi: 10.5435/JAAOS-D-16-00316. PMID: 29303923.
- [36] Rocchi L, Merolli A, Genzini A, Merendi G, Catalano F. Flexor tendon injuries of the hand treated with TenoFix: mid-term results. *J Orthop Traumatol.* 2008 Dec;9(4):201-8. doi: 10.1007/s10195-008-0016-4. Epub 2008 Jul 17. PMID: 19384486; PMCID: PMC2657335.
- [37] Chinchalkar SJ, Pipicelli JG, Agur A, Athwal GS. Zone III flexor tendon injuries - A proposed modification to rehabilitation. *J Hand Ther.* 2015 Jul-Sep;28(3):319-23; quiz 324. doi: 10.1016/j.jht.2014.11.008. Epub 2014 Dec 20. PMID: 26089286.

- [38] Dautel G. Réparation des tendons fléchisseurs en zones 3, 4 et 5 [Flexor tendons repair in zones 3, 4 and 5]. *Chir Main*. 2014 Dec;33 Suppl:S44-7. French. doi: 10.1016/j.main.2014.07.008. PMID: 25442407.
- [39] Azari KK, Meals RA. Flexor tenolysis. *Hand Clin*. 2005 May;21(2):211-7. doi: 10.1016/j.hcl.2004.11.008. PMID: 15882600.
- [40] Battiston B, Triolo PF, Bernardi A, Artiaco S, Tos P. Secondary repair of flexor tendon injuries. *Injury*. 2013 Mar;44(3):340-5. doi: 10.1016/j.injury.2013.01.023. Epub 2013 Jan 21. PMID: 23347767.
- [41] Amirtharajah M, Lattanza L. Open extensor tendon injuries. *J Hand Surg Am*. 2015 Feb;40(2):391-7; quiz 398. doi: 10.1016/j.jhsa.2014.06.136. Epub 2015 Jan 1. PMID: 25557773.
- [42] Rockwell WB, Butler PN, Byrne BA. Extensor tendon: anatomy, injury, and reconstruction. *Plast Reconstr Surg*. 2000 Dec;106(7):1592-603; quiz 1604, 1673. doi: 10.1097/00006534-200012000-00024. PMID: 11129192.
- [43] Biomomentum Inc. – Micromechanical System. Mach-1 – User Manual Version 8.9
- [44] Bianco G, Levy AM, Grytz R, Fazio MA. Effect of different preconditioning protocols on the viscoelastic inflation response of the posterior sclera. *Acta Biomater*. 2021 Jul 1;128:332-345. doi: 10.1016/j.actbio.2021.04.042. Epub 2021 Apr 29. PMID: 33932581; PMCID: PMC8549436.
- [45] Lake SP, Snedeker JG, Wang VM, Awad H, Screen HRC, Thomopoulos S. Guidelines for ex vivo mechanical testing of tendon. *J Orthop Res*. 2023 Oct;41(10):2105-2113. doi: 10.1002/jor.25647. Epub 2023 Jun 26. PMID: 37312619; PMCID: PMC10528429.
- [46] Screen HR. Investigating load relaxation mechanics in tendon. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008 Jan;1(1):51-8. doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.03.002. Epub 2007 May 10. PMID: 19627771.
- [47] Harris EH, Walker LB Jr, Bass BR. Stress-strain studies in cadaveric human tendon and an anomaly in the Young's modulus thereof. *Med Biol Eng*. 1966 May;4(3):253-9. doi: 10.1007/BF02474798. PMID: 5964549.

- [48] Burgio V, Casari S, Milizia M, Sanna F, Spezia G, Civera M, Rodriguez Reinoso M, Bertuglia A, Surace C. Mechanical properties of animal ligaments: a review and comparative study for the identification of the most suitable human ligament surrogates. *Biomech Model Mechanobiol.* 2023 Oct;22(5):1645-1683. doi: 10.1007/s10237-023-01718-1. Epub 2023 May 11. PMID: 37169958; PMCID: PMC10511400.
- [49] Legerlotz K, Riley GP, Screen HR. Specimen dimensions influence the measurement of material properties in tendon fascicles. *J Biomech.* 2010 Aug 26;43(12):2274-80. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.04.040. Epub 2010 May 18. PMID: 20483410; PMCID: PMC2935962.
- [50] Herrick WC, Kingsbury HB, Lou DY. A study of the normal range of strain, strain rate, and stiffness of tendon. *J Biomed Mater Res.* 1978 Nov;12(6):877-94. doi: 10.1002/jbm.820120610. PMID: 739019.
- [51] Lewis G, Shaw KM. Tensile properties of human tendo Achillis: effect of donor age and strain rate. *J Foot Ankle Surg.* 1997 Nov-Dec;36(6):435-45. doi: 10.1016/s1067-2516(97)80096-8. PMID: 9429999.
- [52] Screen HR. Investigating load relaxation mechanics in tendon. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2008 Jan;1(1):51-8. doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.03.002. Epub 2007 May 10. PMID: 19627771.
- [53] Kew SJ, Gwynne JH, Enea D, Brookes R, Rushton N, Best SM, Cameron RE. Synthetic collagen fascicles for the regeneration of tendon tissue. *Acta Biomater.* 2012 Oct;8(10):3723-31. doi: 10.1016/j.actbio.2012.06.018. Epub 2012 Jun 21. PMID: 22728568.
- [54] Woon CY, Farnebo S, Schmitt T, Kraus A, Megerle K, Pham H, Yan X, Gambhir SS, Chang J. Human flexor tendon tissue engineering: revitalization of biostatic allograft scaffolds. *Tissue Eng Part A.* 2012 Dec;18(23-24):2406-17. doi: 10.1089/ten.TEA.2012.0152. Epub 2012 Jul 30. PMID: 22712522.