



**UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE**

**CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

**“TENDINI ESTENSORI DELLA MANO: BIOMECCANICA E TECNICHE  
DI RIPARAZIONE”**

**Relatore: Prof.ssa CHIARA GIULIA FONTANELLA**

**Laureanda: SOFIA NICOLUSSI**

**ANNO ACCADEMICO 2022 – 2023**

**17 luglio 2023**



## INDICE

|                                                       |    |
|-------------------------------------------------------|----|
| INDICE .....                                          | 2  |
| INTRODUZIONE.....                                     | 4  |
| CAPITOLO I.....                                       | 5  |
| 1.1 - Introduzione .....                              | 5  |
| 1.2 - Struttura ossea .....                           | 5  |
| 1.3 - Legamenti.....                                  | 7  |
| 1.4 - Articolazioni della mano .....                  | 8  |
| 1.4.1 - Articolazione del polso.....                  | 8  |
| 1.4.2 - Articolazioni intercarpali.....               | 8  |
| 1.4.3 - Articolazioni carpo-metacarpali .....         | 9  |
| 1.4.4 - Articolazioni intermetacarpali .....          | 9  |
| 1.4.5 - Articolazioni metacarpo-falangee .....        | 9  |
| 1.4.6 - Articolazioni interfalangee .....             | 10 |
| 1.5 - Muscoli della mano .....                        | 10 |
| 1.5.1 - Muscoli estrinseci.....                       | 11 |
| 1.5.2 - Muscoli intrinseci .....                      | 13 |
| CAPITOLO II .....                                     | 16 |
| 2.1 - Introduzione .....                              | 16 |
| 2.2 - Tessuto connettivo molle .....                  | 16 |
| 2.2.1 - Collagene.....                                | 17 |
| 2.2.1.1 - Comportamento meccanico del collagene ..... | 18 |
| 2.2.2 - Elastina .....                                | 19 |
| 2.2.2.1 - Comportamento meccanico dell'elastina.....  | 20 |
| 2.2.3 - Sostanza fondamentale .....                   | 21 |
| 2.3 - Tendine.....                                    | 21 |
| 2.3.1 - Introduzione e proprietà .....                | 21 |

|                                                                                                   |    |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.3.2 - Struttura e composizione del tendine .....                                                | 23 |
| 2.3.3 - Comportamento meccanico del tendine .....                                                 | 24 |
| 2.3.4 - Viscoelasticità .....                                                                     | 26 |
| CAPITOLO III.....                                                                                 | 28 |
| 3.1 - Introduzione .....                                                                          | 28 |
| 3.2 - Metodi di riparazione dei tendini estensori.....                                            | 29 |
| 3.3 - Test di trazione uni-assiale su tendini estensori.....                                      | 32 |
| 3.4 - Proprietà biomeccaniche della tecnica <i>running-interlocking horizontal mattress</i> ..... | 34 |
| 3.5 - Biomeccanica delle suture nella zona IV .....                                               | 36 |
| 3.6 - Effetto dei punti incrociati nella tecnica di Becker modificata.....                        | 40 |
| 3.7 - Tecniche di sutura a quattro fili .....                                                     | 42 |
| 3.8 - Risultati nelle diverse zone di Verdan .....                                                | 43 |
| CONCLUSIONE .....                                                                                 | 45 |
| BIBLIOGRAFIA .....                                                                                | 47 |
| IMMAGINI .....                                                                                    | 49 |

## INTRODUZIONE

La mano è una struttura alquanto complessa e rappresenta l'organo prensile e tattile del nostro corpo; essa permette una vasta gamma di movimenti e funzioni essenziali nella nostra vita quotidiana. Tra le strutture fondamentali che consentono il movimento delle dita, i tendini rivestono un ruolo cruciale: essi possono essere differenziati in flessori ed estensori. Questi ultimi, a causa della loro posizione superficiale, risultano soggetti a diverse patologie e lesioni, che possono, quindi, compromettere il corretto funzionamento della mano. Le rotture, in particolare, rappresentano un problema comune che richiede l'intervento della chirurgia, al fine di ripristinare l'integrità del tendine danneggiato e promuovere la guarigione, permettendo al paziente di riacquisire la mobilità articolare. Le tecniche di sutura finora sviluppate sono svariate e si distinguono principalmente per le differenti configurazioni delle cuciture e per la scelta dei materiali.

Comprendere la biomeccanica dei tendini estensori e delle varie tecniche di sutura utilizzate per la loro riparazione risulta fondamentale per ottenere i miglior risultati possibili, sia da un punto di vista chirurgico, sia riabilitativo.

L'obiettivo principale di questa tesi consiste nell'analisi da un punto di vista biomeccanico dei tendini estensori della mano; una particolare attenzione viene posta alle varie tecniche di sutura utilizzate nella riparazione di questi tessuti. Vengono analizzati i principali studi e i diversi approcci chirurgici impiegati, confrontando le loro efficacie e i risultati ottenuti. Si nota, inoltre, come anche le differenti zone di lesione possano influire sulla biomeccanica dei tendini estensori riparati.

# CAPITOLO I

## ANATOMIA DELLA MANO

### 1.1 – Introduzione

La mano è la struttura prensile dell'uomo, l'estremità più distale di ciascun arto superiore del nostro corpo.

Essa è costituita da un complesso sistema di muscoli, ossa, tendini, nervi e vasi sanguigni, grazie al quale compie una vasta gamma di movimenti, dai più semplici ai più complessi.

Ciò che differenzia la mano umana da quella degli altri primati è la capacità del pollice di opporsi alle altre dita; questa particolare abilità permette all'uomo di compiere movimenti estremamente precisi e coordinati, nonché utilizzare strumenti e utensili molto piccoli e sottili.

Le funzioni della mano sono molteplici: infatti, oltre a permettere di afferrare oggetti, essa ci aiuta a comunicare ed è fondamentale per la stabilità dei bambini che ancora gattonano. Inoltre, essendo dotata di una sensibilità altamente sviluppata, funge da organo recettore per gli stimoli di tipo tattile.

### 1.2 – Struttura ossea

Nonostante sia una regione relativamente piccola del corpo umano, la mano è composta da ben 27 ossa, suddivise in tre sezioni principali: carpo, metacarpo e falangi (Figura 1.1) [1].

Il **carpo** è formato da otto ossa brevi disposte su due file parallele, dette anche ossa del polso.

Quelle della parte prossimale si trovano vicino all'ulna e al radio; scafoide, semilunare, piramidale e pisiforme fanno parte di questa regione.

Le ossa della parte distale sono, invece, trapezio, trapezoide, capitato e uncinato; esse hanno l'importante compito di articolare il carpo ai metacarpi.

Tutte queste ossa sono disposte in modo da formare una struttura a sella, fondamentale per sostenere il peso delle braccia e delle mani stesse.

Esse presentano (ad esclusione del pisiforme) sei facce: anteriore e posteriore, ruvide per agevolare l'attacco dei legamenti, superiore e inferiore, generalmente convessa e concava rispettivamente, mediale e laterale.

Lo *scafoide* (o navicolare) è l'osso più largo della fila prossimale e deve il suo nome alla sua particolare forma a barca. Esso è posizionato sul lato radiale del carpo, con l'asse lungo che si

sviluppa dall'alto verso il basso. Questo osso gioca un ruolo importante nella stabilità del polso e nella trasmissione delle forze, collegandosi ad altri cinque ossi e supportando diversi legamenti.

Il *semilunare* è situato nella parte centrale della riga prossimale, tra lo scafoide e il piramidale. La sua faccia superiore si collega al radio, mentre quella dorsale ospita l'attacco dei legamenti.

L'osso *piramidale* (o triquetro) ha una forma triangolare, con un apice rivolto verso il basso, e una faccia ovale che permette la contiguità con il pisiforme. Alla sua superficie mediale si inserisce il legamento collaterale laterale (ulno-carpale) del polso.

Il *pisiforme* è un osso di piccole dimensioni e di forma sferica, situato sulla superficie palmare dell'osso ulnare. Alla sua faccia anteriore sono collegati il legamento trasverso carpale e i muscoli flessore ulnare del carpo e abduzione del quinto dito.

Il *trapezio* è un piccolo osso a forma di diamante che si trova alla base del pollice: è, infatti, l'osso più laterale della fila distale. Sulla faccia anteriore è presente una profonda scanalatura che accoglie il tendine del flessore radiale del carpo; sempre su questa faccia originano i muscoli abduttori e flessori brevi del pollice, che gli permettono di opporsi alle altre dita della mano. Inoltre, questo osso permette l'ancoraggio del legamento trasverso del carpo.

Il *trapezoide* è l'osso più piccolo della fila distale, ha una forma molto irregolare e presenta quattro facce articolari contigue che creano tra di loro degli angoli molto spigolosi. Le sue superfici si articolano con altri quattro ossi ad esso adiacenti.

Il *capitato* è l'osso più largo del carpo e occupa la posizione centrale nell'articolazione del polso. Superiormente ha una forma rotonda che gli permette di inserirsi nella concavità formata dallo scafoide e dal semilunare. Esso presenta diverse cavità ruvide che fungono da siti di ancoraggio per tendini e legamenti.

L'*uncinato* si trova nell'angolo più basso del carpo, sopra il quarto e il quinto dito e ha una forma di un cuneo, con la base rivolta verso il basso. Sulla faccia anteriore, di forma curva, si ancorano molti legamenti, muscoli e tendini imputati al movimento delle dita. Inoltre, esso è uno dei quattro ossi della parte anteriore del carpo a cui è fissato il legamento carpale trasverso del polso.

Il **metacarpo** è composto da cinque ossa lunghe, disposte parallelamente tra loro, che vengono numerate da uno a cinque: il primo metacarpo si collega al pollice e il quinto al mignolo.

In ciascuna di queste è possibile distinguere tre regioni: una regione centrale, detta corpo, una regione prossimale, chiamata base e una regione distale, la testa.

Il *corpo* ha una forma leggermente incurvata e presenta tre facce: mediale, laterale e dorsale.

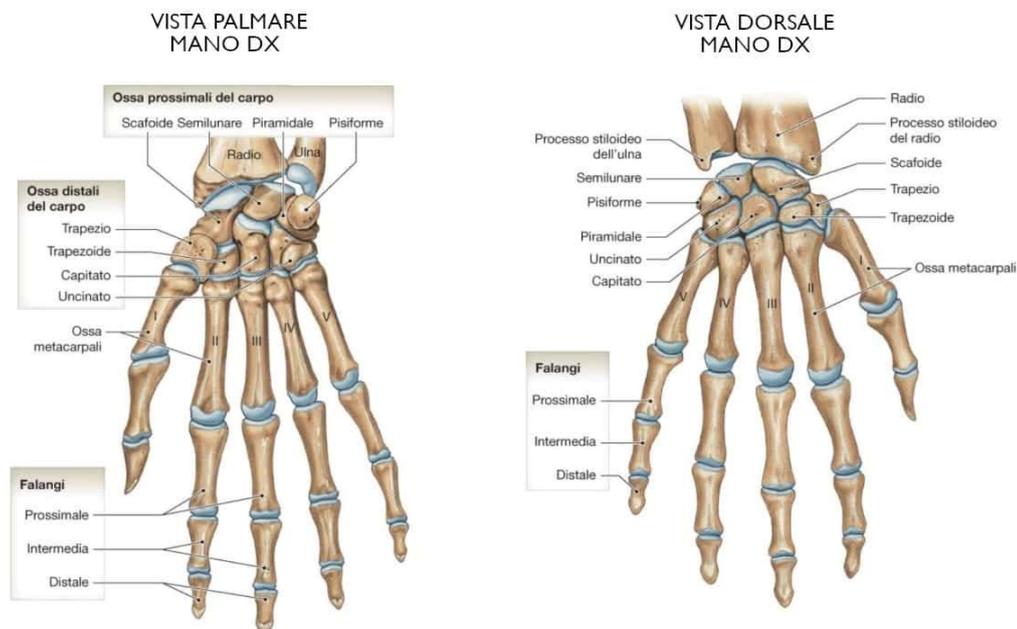
Queste superfici forniscono l'attacco ai muscoli della mano, tra cui i muscoli interossei dorsali e palmari che muovono le dita.

La *base* è un'area allargata dell'osso che forma l'articolazione carpometacarpale con i carpali.

Ha una forma cuboidale, più larga dietro che davanti, e presenta superfici ruvide per l'attacco dei legamenti.

La *testa* (o estremità digitale) ha una forma rotondeggiante ed è la regione che prende contatto con la prima falange delle dita. Essa, infatti, forma le strutture arrotondate che sporgono quando la mano viene stretta a pugno. Su entrambi i suoi lati si trova un tubercolo per l'attacco del legamento collaterale dell'articolazione metacarpo-falangea, mentre le superfici sostengono i tendini estensori e flessori.

Le **falangi** in tutto sono quattordici, tre per ogni dito (prossimale, intermedia e distale) e due per il pollice (prossimale e distale). Ciascuna di esse è costituita da un corpo assottigliato, al quale sono ancorati i tendini flessori, e da due estremità, la testa e la base. Sono, inoltre, dotate di articolazioni flessibili che permettono il movimento delle dita.



**Figura 1.1 - Visione palmare e dorsale delle ossa della mano.**

### 1.3 – Legamenti

I legamenti sono delle robuste corde fibrose, costituite da tessuto connettivo contenente collagene ed elastina. Essi collegano tra loro due ossa o due parti dello stesso osso e hanno l'importante funzione di prevenzione delle lesioni delle articolazioni, contribuendone al mantenimento della stabilità [1].

I principali legamenti della mano sono quelli del polso, i metacarpo-falangei, i legamenti intermetacarpali, i carpo-metacarpali e gli intercarpali (Figura 1.2).

I *legamenti del polso* collegano le ossa del polso a quelle delle mani. I due più importanti sono il legamento collaterale ulnare, che unisce l'ulna all'osso piramidale e al pisiforme, e il legamento collaterale radiale, che collega il radio allo scafoide.

I *legamenti metacarpo-falangei* collegano le ossa dei metacarpi alle falangi e contribuiscono a rafforzare la capsula articolare.

I *legamenti intermetacarpali* si trovano tra le ossa del metacarpo e le uniscono tra di loro.

I *metacarpo-carpali* sono posizionati tra ciascuna delle ossa del metacarpo e le ossa del carpo con cui si articolano e rafforzano anteriormente la giuntura.

I *legamenti intercarpali* si dividono in prossimali, instaurati tra gli ossi del carpo più vicini ad ulna e radio, e distali, presenti invece tra gli elementi ossei carpali situati distante da ulna e radio.

Alcuni legamenti della mano, come ad esempio il legamento triangolare del carpo, oltre a conferire stabilità e protezione articolare, sono implicati nella trasmissione della forza generata dai muscoli dell'avambraccio, consentendo così la presa e la manipolazione di oggetti.

## 1.4 – Articolazioni della mano

### 1.4.1 - Articolazione del polso

L'**articolazione del polso**, o radiocarpale, è un'articolazione condiloidea formata dalla parte inferiore del radio e da alcune ossa del carpo [1]. Essa è circondata da una capsula ed è rafforzata dai legamenti radiocarpali (volare e dorsale) e dai collaterali ulnare e radiale, che sono rivestiti da una membrana sinoviale. Questa articolazione è coperta dai tendini flessori anteriormente e dai tendini estensori posteriormente; permette, quindi, di eseguire i movimenti di flessione, estensione, abduzione, adduzione e circonduzione.

### 1.4.2 - Articolazioni intercarpali

Le **articolazioni intercarpali** hanno sede tra le varie ossa del carpo, alle quali conferiscono un certo grado di mobilità, concorrendo, inoltre, alla stabilità del polso. Sono suddivise in tre gruppi: articolazioni della fila prossimale delle ossa carpali, articolazioni della fila distale delle ossa carpali e articolazioni delle due fila tra loro.

Le *articolazioni della fila prossimale* sono delle articolazioni artrodie: permettono, cioè, soltanto piccoli movimenti di scivolamento reciproco tra le superfici articolari. Esse collegano l'osso navicolare, il semilunare e il triangolare tramite legamenti dorsali, volari e interossei.

Anche le *articolazioni della fila distale* sono artrodie; anch'esse formate da legamenti dorsali, volari e interossei, si differenziano dalle prime per il maggiore spessore dei legamenti stessi.

Le *articolazioni delle due fila* uniscono la prima fila di ossa alla seconda; l'articolazione medio-carpale fa parte di questo gruppo.

#### 1.4.3 - Articolazioni carpo-metacarpali

Le **articolazioni carpo-metacarpali** si trovano tra le ossa della fila distale del carpo e la base delle cinque ossa metacarpali. Esse consentono principalmente il movimento di scivolamento, permettendo anche limitata flessione, estensione e inclinazione laterale.

L'*articolazione carpo-metacarpica del pollice* si differenzia dalle altre quattro per la caratteristica dei movimenti. Essa gode, infatti, di grande mobilità, grazie alla particolare configurazione delle sue superfici articolari, che sono a forma di sella; ciò permette al pollice di compiere lo speciale movimento di opposizione alle altre quattro dita.

Nelle restanti quattro articolazioni le ossa sono unite da legamenti dorsali, volari e interossei. L'osso metacarpale del mignolo è il più mobile, seguito da quello dell'anulare; quelli del medio e dell'indice sono, invece, quasi immobili.

#### 1.4.4 - Articolazioni intermetacarpali

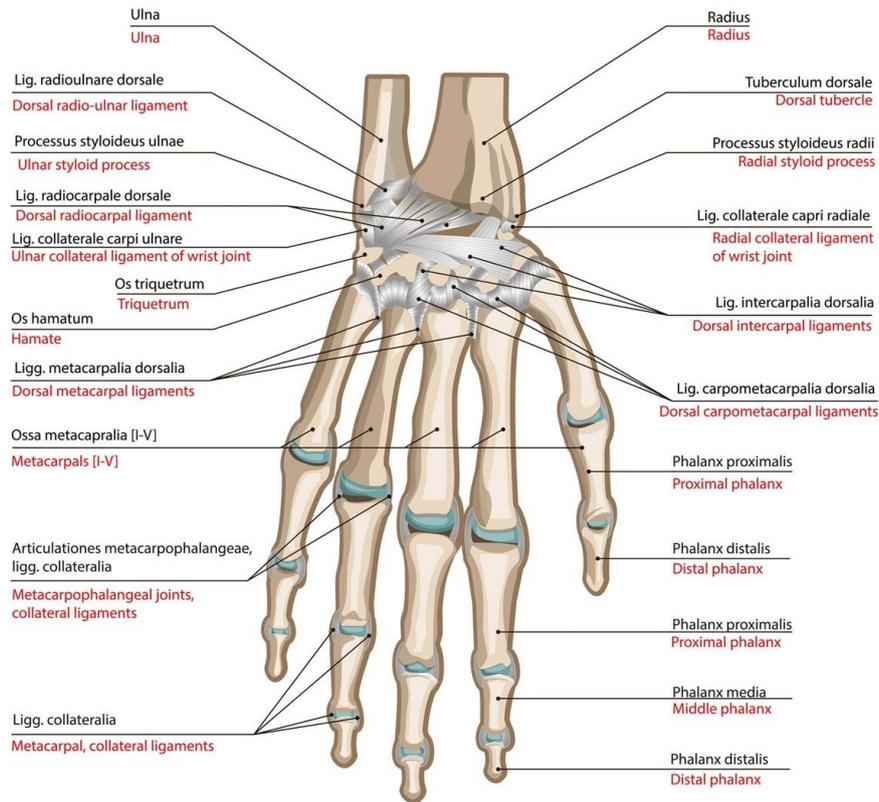
Le **articolazioni intermetacarpali** connettono tra loro le ossa del metacarpo tramite legamenti dorsali, volari e interossei. Esse sono in tutto quattro, una per ogni dito, tranne per il pollice, e consentono movimenti di flessione, estensione e, in misura minore, di adduzione e abduzione. Inoltre, poiché le ossa metacarpali sono posizionate in modo da creare una curvatura naturale della mano, queste articolazioni permettono anche una leggera mobilità di flessione laterale.

#### 1.4.5 - Articolazioni metacarpo-falangee

Le **articolazioni metacarpo-falangee** sono di tipo condiloide: sono, infatti, formate dalle teste arrotondate delle ossa del metacarpo che si inseriscono nelle cavità presenti sulle estremità prossimali delle prime falangi, fatta eccezione per quella del pollice. Ognuna di esse presenta un legamento volare e due collaterali. Le loro superfici di dorsali sono coperte dalle espansioni dei tendini estensori, collegati alle ossa tramite un tessuto areolare lasso.

### 1.4.6 - Articolazioni interfalangee

Le **articolazioni interfalangee** sono delle articolazioni-cerniera, con una configurazione molto simile a quella delle metacarpo-falangee. Gli unici movimenti consentiti sono la flessione, molto ampia, e l'estensione, che risulta limitata dai legamenti volari e collaterali. Il grado di mobilità risulta essere molto maggiore nella giuntura tra la prima e la seconda falange, rispetto a quella tra la seconda e la terza.



**Figura 1.2 - Legamenti e articolazioni della mano.**

### 1.5 - Muscoli della mano

Sulla mano agiscono i muscoli estrinseci dell'avambraccio e i muscoli intrinseci della mano stessa. Un muscolo estrinseco è un muscolo che agisce su una certa area, in questo caso la mano, ma ha origine altrove. Un muscolo intrinseco, invece, è un muscolo interamente contenuto in una regione, nella quale ha entrambe le inserzioni.

### 1.5.1 - Muscoli estrinseci

Le azioni principali dei **muscoli estrinseci** della mano, che originano nell'avambraccio, sono la flessione e l'estensione del polso e delle dita; concorrono, inoltre, alla flessione del radio e dell'ulna, all'abduzione e all'adduzione delle dita e all'opposizione del pollice [2]. Vengono divisi in compartimento anteriore e posteriore, e ciascun compartimento in strato superficiale e profondo (Figura 1.3). Il compartimento anteriore contiene i muscoli flessori, mentre quello posteriore i muscoli estensori.

Molti muscoli del **compartimento anteriore**, nello **strato superficiale**, sono flessori del polso e delle dita e originano da un tendine comune sull'omero.

Il *flessore radiale del carpo* origina dall'epicondilo mediale dell'omero e si inserisce alla base del secondo e terzo osso metacarpale. Questo muscolo è innervato dal nervo mediano ed ha il compito di flettere anteriormente il polso e di favorirne la flessione radiale.

Il *flessore ulnare del carpo* nasce nell'epicondilo mediale dell'omero, dal margine mediale dell'olecrano e dalla superficie posteriore dell'ulna; termina sull'osso pisiforme, sull'uncinato e sul quinto metacarpo ed è innervato dal nervo ulnare. Svolge le stesse azioni del flessore radiale del carpo.

Il *flessore superficiale delle dita* ha origine nell'epicondilo mediale dell'omero, nel legamento collaterale ulnare, nel processo coronoideo e nella metà superiore del radio; si inserisce nelle falangi medie del secondo e quinto dito ed è innervato dal nervo mediano. Questo muscolo ha il compito di flettere il polso e le articolazioni metacarpo-falangee e interfalangee.

Il *palmare lungo* origina nell'epicondilo mediale dell'omero, termina nel retinacolo dei flessori e nell'aponeurosi palmare ed è innervato dal nervo mediano. Questo muscolo ancora la pelle e la fascia della regione palmare e si oppone alle forze di taglio quando uno stress è applicato alla cute. Esso è assente in quasi il 10-15% della popolazione e in genere è poco sviluppato.

Lo **strato profondo del compartimento anteriore** è composto da due flessori, uno dei quali adibito unicamente alla flessione del pollice.

Il *flessore profondo delle dita* origina dalla superficie mediale e posteriore dell'ulna, dal processo coronoideo e dalla membrana interossea; si inserisce nelle falangi distali del secondo e quinto dito ed è innervato dai nervi mediano e ulnare. Ha il compito di flettere il polso e le articolazioni metacarpo-falangee e interfalangee distali.

Il *flessore lungo del pollice* ha origine dal radio e dalla membrana interossea, termina nella falange distale del pollice ed è innervato dal nervo mediano. Con la sua azione flette le falangi del pollice.

I muscoli dello **strato superficiale del compartimento posteriore** sono soprattutto estensori del polso e delle dita, condividono un tendine che origina dall'omero e sono tutti innervati dal nervo radiale.

L'*estensore radiale lungo del carpo* origina dalla cresta sovracondiloidea laterale dell'omero e si inserisce alla base del secondo metacarpo. Ha il compito di estendere il polso e favorire la flessione del radio e del polso.

L'*estensore radiale breve del carpo* ha origine nell'epicondilo laterale dell'omero e termina alla base del terzo metacarpo. Questo muscolo svolge la stessa azione dell'estensore radiale lungo del carpo.

L'*estensore delle dita* nasce nell'epicondilo laterale dell'omero e si inserisce nella superficie dorsale delle falangi del secondo e quinto dito. Esso estende il polso, le articolazioni interfalangee e le metacarpo-falangee: l'estensione di quest'ultime causa un distanziamento delle dita.

L'*estensore del mignolo* origina nell'epicondilo laterale dell'omero e termina nella falange prossimale del mignolo. Effettua l'azione di estendere il polso e tutte le articolazioni del mignolo.

L'*estensore ulnare del carpo* ha origine nell'epicondilo laterale dell'omero e nella superficie posteriore del corpo dell'ulna e si inserisce nella base del quinto metacarpo. Ha il compito di estendere e fissare il polso quando la mano è chiusa o afferra un oggetto e di favorire la flessione ulnare del polso.

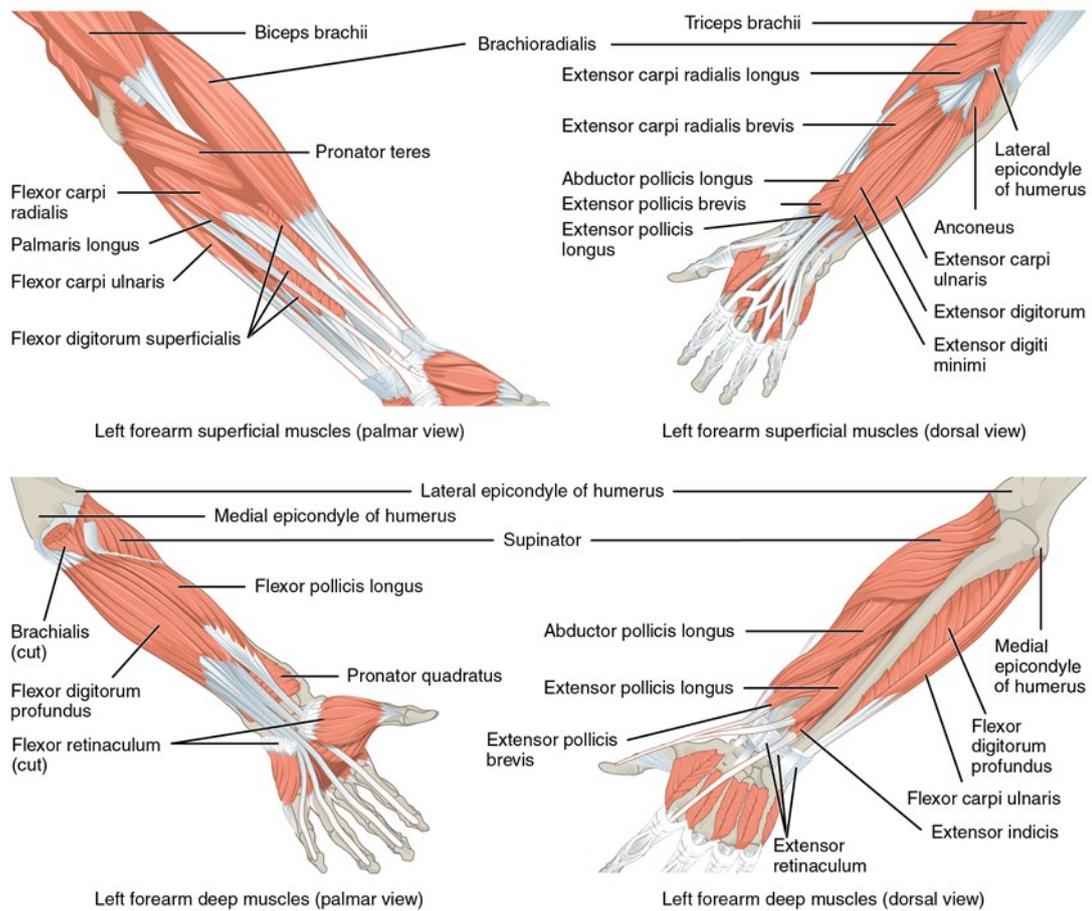
I muscoli dello **strato profondo del compartimento posteriore** agiscono solo sul pollice e sull'indice e sono tutti innervati dal nervo radiale.

L'*abduktore lungo del pollice* ha origine nella superficie posteriore del radio e dell'ulna e nella membrana interossea e termina nel trapezio e nella base del primo metacarpo. Abduce il pollice sul piano frontale ed estende il pollice e l'articolazione carpometacarpale.

L'*estensore breve del pollice* origina dal corpo del radio e dalla membrana interossea e si inserisce nella falange prossimale del pollice. Ha il compito di estendere il primo metacarpo e la falange prossimale del pollice.

L'*estensore lungo del pollice* nasce nella superficie posteriore dell'ulna e dalla membrana interossea e si inserisce nella falange distale del pollice. La sua azione è quella di estendere la falange distale del pollice, favorire l'estensione della falange prossimale del primo dito e del primo metacarpo, addurre e ruotare lateralmente il pollice.

L'*estensore dell'indice* origina nella superficie posteriore dell'ulna e dalla membrana interossea e termina nelle falangi media e distale del dito indice. Estende il pollice e il dito indice.



**Figura 1.3 - Muscoli estrinseci della mano.**

### 1.5.2 - Muscoli intrinseci

I **muscoli intrinseci** della mano hanno il compito di assistere i flessori e gli estensori dell'avambraccio e di rendere i movimenti delle dita più precisi [2]. Sono divisi in tre gruppi: gruppo tenar, gruppo ipotenar e gruppo mediopalmare.

I muscoli del **gruppo tenar** sono alla base del pollice, dove formano l'eminenza tenar, e sono tutti coinvolti nel movimento del pollice (Figura 1.4).

L'*adduttore del pollice* origina nel capitato, nella base del carpo e metacarpo, nel legamento anteriore del polso e nella guaina del tendine del flessore radiale del carpo. Si inserisce nella superficie mediale della falange prossimale del pollice ed è innervato dal nervo ulnare. Ha il compito di spingere il pollice verso il palmo.

L'*abduktore breve del pollice* ha origine principalmente dal retinacolo dei flessori, ma anche dallo scafoide, dal trapezio e dal tendine dell'abduktore lungo del pollice. Termina nella superficie laterale

della falange prossimale del pollice ed è innervato dal nervo mediano. Abduce il pollice sul piano sagittale.

Il *flessore breve del pollice* nasce nel trapezio, nel trapezoide, nell'osso capitato, nel legamento anteriore del polso e nel retinacolo dei flessori. Si inserisce nella falange prossimale del pollice ed è innervato dal nervo mediano e ulnare. Permette la flessione dell'articolazione metacarpo-falangea del pollice.

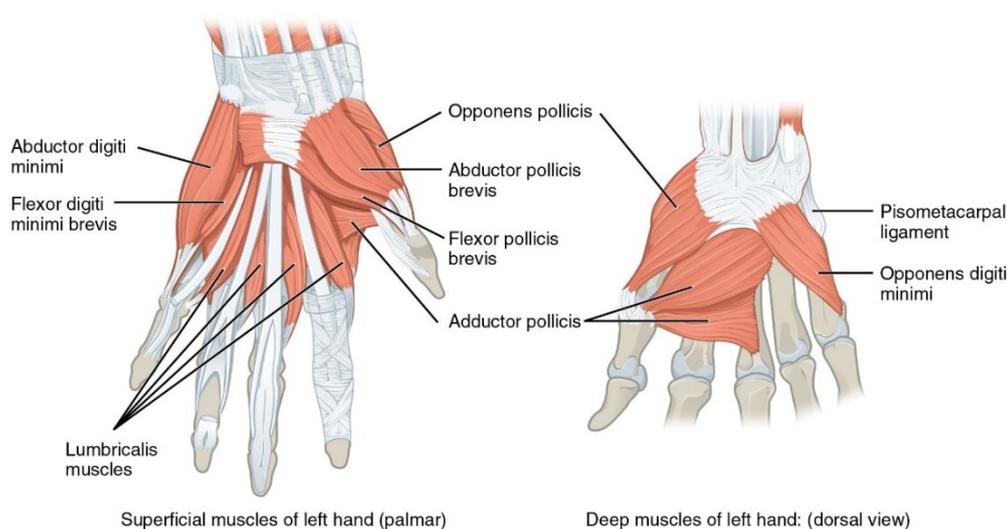
L'*opponente del pollice* origina nel trapezio e nel retinacolo dei flessori e termina nel primo osso metacarpale. Questo muscolo è innervato dal nervo mediano e flette il primo metacarpo per opporre il pollice alle altre dita.

I muscoli del **gruppo ipotenar** sono coinvolti nel movimento del mignolo, alla cui base formano l'eminenza ipotenar (Figura 1.4). Sono tutti innervati dal nervo ulnare.

L'*abduktore del mignolo* origina nell'osso pisiforme e nel tendine del flessore ulnare del carpo e si inserisce nella superficie mediale della falange prossimale del mignolo. Ha il compito di abdure il mignolo quando si separano le dita.

Il *flessore breve del mignolo* nasce dall'uncino dell'osso uncinato e dal retinacolo dei flessori e termina nella superficie mediale della falange prossimale del mignolo. Flette il mignolo e l'articolazione metacarpo-falangea.

Anche l'*opponente del mignolo* ha origine dall'uncino dell'osso uncinato e dal retinacolo dei flessori, ma si inserisce nella superficie mediale del quinto metacarpo. Esso effettua la flessione del quinto metacarpo e dell'articolazione carpometacarpale quando il mignolo si oppone al pollice; inoltre, flette il palmo della mano.



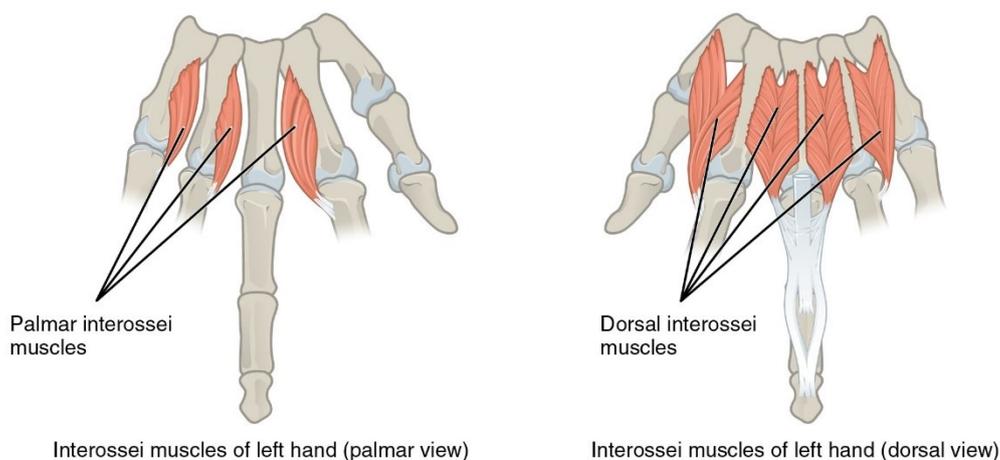
**Figura 1.4 - Muscoli intrinseci dei gruppi tenar e ipotenar della mano.**

Il **gruppo mediopalmare** è composto da 11 muscoli che occupano il palmo della mano e sono divisi a loro volta in tre gruppi.

I *muscoli dorsali interossei* sono quattro muscoli, ciascuno con due capi che originano dalle superfici adiacenti delle ossa metacarpali vicine e si inseriscono nelle falangi prossimali del secondo e quinto dito (Figura 1.5b). Essi sono innervati dal nervo ulnare e hanno il compito di abduire le dita, flettere fortemente le giunzioni metacarpo-falangee, ma anche di estendere le giunzioni interfalangee, a seconda dell'azione degli altri muscoli.

I *muscoli interossei palmari* sono tre muscoli e originano dal primo, secondo, quarto e quinto osso metacarpale e terminano nelle falangi del secondo, quarto e quinto dito (Figura 1.5a). Sono innervati dal nervo ulnare, adducono le dita ed effettuano altre azioni simili a quelle dei dorsali interossei.

I *lombricali* sono quattro muscoli che nascono nei tendini del flessore profondo delle dita e si inseriscono nelle falangi prossimali del primo e quinto dito. Sono innervati dai nervi mediano e ulnare e sono responsabili dell'estensione delle giunzioni interfalangee; contribuiscono, inoltre, ai movimenti necessari per stringere gli oggetti tra il pollice e le altre dita.



**Figura 1.5 - Muscoli intrinseci interossei della mano.**

## **CAPITOLO II**

### **CONFIGURAZIONE MICROSTRUTTURALE E MACROSTRUTTURALE DEL TENDINE**

#### **2.1 – Introduzione**

Un tessuto biologico è un materiale composito in cui sono presenti cellule, parte vivente di esso, e matrice extracellulare [3]. Nel corpo umano esistono quattro tipi di tessuti principali: epiteliale, connettivo, muscolare e nervoso. La struttura e le proprietà di un tessuto biologico sono determinate dalla matrice extracellulare, dal tipo e dalla funzione delle cellule presenti e dal rapporto tra lo spazio occupato dalle cellule rispetto a quello occupato dalla matrice. Ad esempio, la matrice è poco presente nel muscolo e nell'epitelio, dove le cellule sono molto vicine tra loro, mentre occupa gran parte dello spazio nei tessuti connettivi. La matrice extracellulare è una sostanza complessa composta da proteine fibrose e da sostanza fondamentale. La sua struttura è ben definita e ciò comporta le caratteristiche di viscosità, consistenza e resistenza meccanica; essa ha funzione di supporto e protezione per le cellule e permette la diffusione di segnali, sostanze nutritive e gas respiratori. I tessuti possono essere suddivisi anche in tessuti molli, come tendini e legamenti, e tessuti duri, che comprendono ossa e denti.

#### **2.2 – Tessuto connettivo molle**

Il tessuto connettivo è un tessuto il cui volume è occupato per la maggior parte da materiale extracellulare e dove, quindi, le cellule sono separate tra di loro e non in contatto[2]. Questo tipo di tessuto si trova in tendini, legamenti, cartilagine, osso e sangue e la sua funzione principale è di legare le cellule nei tessuti e collegare i diversi tessuti negli organi. I tessuti connettivi si possono dividere in quattro gruppi: tessuto connettivo fibroso, tessuto adiposo, tessuto connettivo di sostegno (cartilagine e osso) e tessuto connettivo fluido (sangue).

Il tessuto connettivo fibroso, anche chiamato tessuto connettivo propriamente detto, si divide in tessuto connettivo lasso e tessuto connettivo denso o compatto in base all'organizzazione delle fibre contenute nella matrice, che sono di tre tipi: fibre collagene, reticolari ed elastiche.

Nel tessuto connettivo compatto le fibre occupano più spazio rispetto alle altre componenti, cellule e sostanza fondamentale, e questa caratteristica conferisce particolare consistenza. Le fibre si possono organizzare in modo regolare oppure irregolare. Il tessuto connettivo denso regolare si trova nei

tendini, legamenti, nelle aponeurosi e in tutte le strutture sottoposte a trazione; infatti, qui le fibre sono orientate in modo parallelo, nella direzione della trazione, come adattamento del fatto che tendini e legamenti vengono tirati in direzioni prevedibili. Le uniche cellule presenti sono i fibroblasti; scarseggiano, inoltre, i vasi sanguigni, motivo per il quale si ha un esiguo apporto di ossigeno e, di conseguenza, una guarigione più lenta per tendini e legamenti danneggiati.

Nei paragrafi che seguono verranno analizzate le componenti fibrose della matrice extracellulare, componente preponderante del tessuto connettivo presente nei tendini.

### 2.2.1 – Collagene

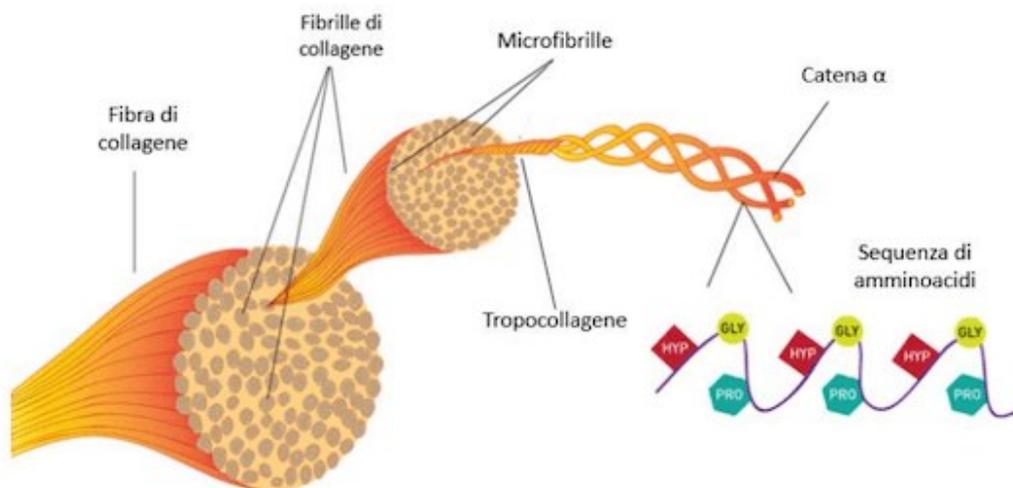
Il collagene è la proteina più abbondante nel corpo umano, rappresentandone circa il 25% del totale, ed è un elemento strutturale base per tessuti molli e duri. Può assumere diverse forme in base ai tessuti e organi in cui si trova, dove svolge principalmente la funzione di supporto e collegamento, ma anche di controllo dell'adesione cellulare, della migrazione delle cellule e della riparazione dei tessuti. Le fibre di collagene sono dure, flessibili e resistenti allo stiramento. Esse hanno un aspetto bianco lucido, come si può osservare nei tendini che sono principalmente composti di collagene. Le caratteristiche peculiari di questa proteina sono dovute alla sua struttura e alle interazioni presenti in essa [4].

Esso è costituito tre catene polipeptidiche sinistrorse, chiamate catene  $\alpha$ , intrecciate tra loro in modo da assumere una conformazione a tripla elica destrorsa. Le singole catene sono composte da più di 1400 amminoacidi, dove si riscontra l'abbondante ripetizione della tripletta formata da glicina, prolina e idrossiprolina. La tripla elica è la struttura quaternaria del tropocollagene, che è il precursore del collagene. L'avvolgimento a spirale delle tre catene è promosso dalla presenza di prolina e idrossiprolina, mentre la glicina, essendo di piccole dimensioni, riesce a porsi all'interno della tripla elica.

Le catene di tropocollagene si associano formando delle file parallele sfalsate, le quali rappresentano le microfibrille microscopiche. La distanza tra la testa e la coda di una molecola è di 35 nm in una fila, mentre molecole adiacenti, in file diverse, sono spostate di 64 nm. Con questa struttura si formano legami crociati tra le molecole adiacenti che favoriscono la resistenza alla trazione. È a causa di questa disposizione delle catene che si osservano le striature orizzontali nel collagene analizzato al microscopio elettronico. La resistenza del collagene e la sua stabilità è data, oltre che dai legami incrociati (cross-links), anche dai legami idrogeno e dai legami ionici tra i residui delle catene  $\alpha$  della tripla elica. Se riscaldato, però, il collagene perde la sua struttura: le eliche si srotolano ed esso assume una consistenza gelatinosa.

Il collagene può presentare delle variazioni a livello del collegamento tra le eliche: esistono, infatti, oltre 25 tipi diversi di questa proteina. Il più abbondante e il più semplice è il *collagene di tipo I*, dove le catene di tropocollagene si associano fianco a fianco. La sua peculiarità è la resistenza alla trazione e si trova in tessuti come pelle, legamenti e tendini.

Le fibre di collagene sono formate da un insieme di fibrille che si aggregano assialmente e, successivamente, da più fibre si ottengono fasci di fibre (Figura 2.1).



**Figura 2.1 – Struttura e assemblamento delle fibre di collagene.**

#### 2.2.1.1 - Comportamento meccanico del collagene

L'organizzazione e la struttura delle fibre di collagene sono responsabili del suo comportamento meccanico [5]. Infatti, è proprio a causa della disposizione delle fibre che si riscontra nel collagene un comportamento anisotropo; le sue proprietà meccaniche, cioè, differiscono in base alla direzione considerata: le fibrille parallele alla direzione di trazione offrono, infatti, maggiore resistenza rispetto a quelle ortogonali [6].

Nel caso in cui le fibre non sono sottoposte a carichi esterni, esse rimangono nella configurazione standard ondulata, chiamata "*crimped configuration*".

Se il collagene dei tendini viene sottoposto a trazione, la curva tensione-deformazione che si crea può essere generalmente suddivisa in tre sezioni (Figura 2.2).

La prima è la regione corrispondente all'applicazione di piccole tensioni dove le fibre iniziano a modificare la loro geometria perdendo la crimpatura e assumendo una forma più lineare. Questa sezione è caratterizzata da un basso valore del modulo di Young (pendenza della curva nella regione) e da un aumento della rigidità dovuto allo stiramento delle fibrille.

Nella seconda regione il collagene viene sottoposto a tensioni maggiori e si osserva un comportamento elastico lineare, in cui i legami tra le fibrille concorrono ad aumentare la resistenza alla trazione e la rigidità.

Nell'ultima sezione le fibre raggiungono la massima tensione, oltre la quale si osserva la rottura dei legami e perdita delle proprietà meccaniche. Se la soglia massima non viene superata le fibre possono ritornare alla configurazione iniziale "crimped".

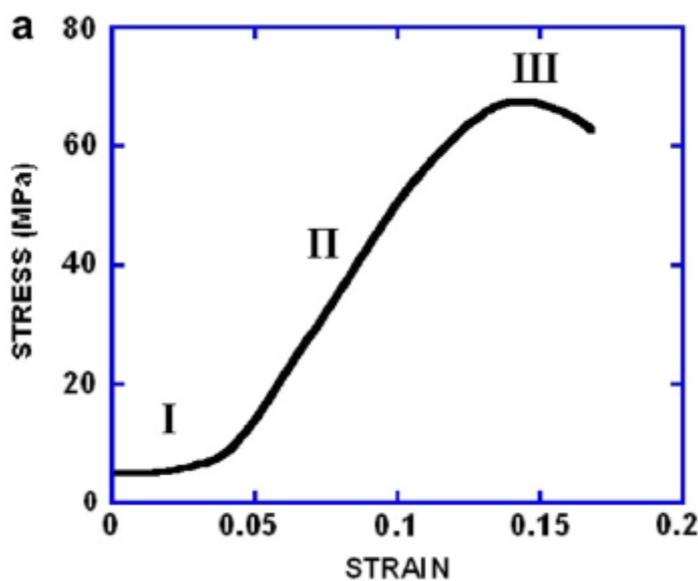


Figura 2.2 – Curva tensione-deformazione delle fibre di collagene.

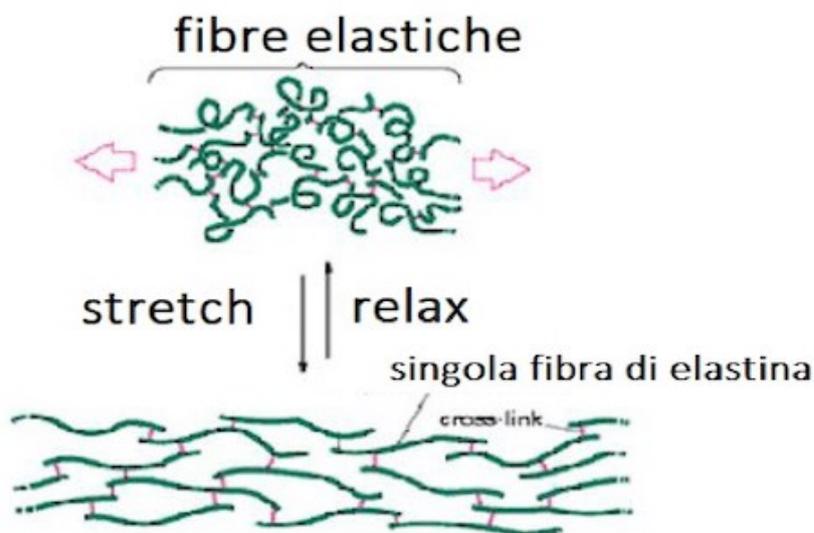
### 2.2.2 – Elastina

L'elastina è una proteina fibrosa responsabile del comportamento elastico di pelle, polmoni e arterie. Presenta un alto contenuto di prolina e glicina, come il collagene, ma a sua differenza ha una scarsa quantità di idrossiprolina [3]. Contiene amminoacidi idrofobici come alanina, leucina e glicina; quest'ultima assume una distribuzione casuale nell'elastina, al contrario di quella assunta nel collagene. È una delle proteine più insolubili, a causa della presenza degli amminoacidi idrofobici e dell'estesa reticolazione.

La sua molecola precursore è la tropoelastina, proteina composta da domini idrofobici e idrofilici alternati, le cui catene  $\alpha$ -elica si legano covalentemente, grazie ad amminoacidi come la desmosina e la iso-desmosina, per formare l'elastina. La tropoelastina è una molecola molto elastica: è capace di estendersi per otto volte la sua lunghezza iniziale senza isteresi evidente [7].

Assume una struttura a spirale ad avvolgimento disordinato (random coil) che le consente di riavvolgersi con comportamento elastico, e quindi di tornare alla forma originaria dopo essere stata sottoposta a trazione o compressione (Figura 2.3).

Nei tessuti, per evitarne la lacerazione, le fibre di elastina si combinano con le fibre di collagene, che sono più resistenti e ne limitano la deformazione. La quantità di elastina presente varia nei diversi tessuti a seconda della loro struttura e della necessità di elasticità; nei tendini occupa il 4% del tessuto.



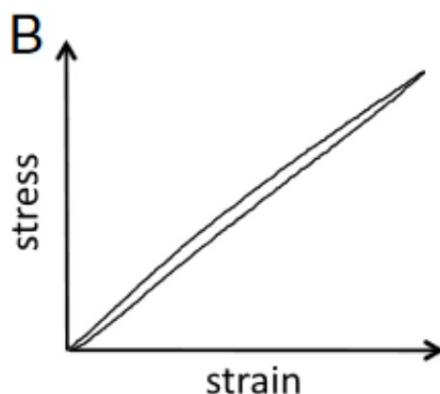
**Figura 2.3 – Struttura random coil dell'elastina.**

#### 2.2.2.1 - Comportamento meccanico dell'elastina

L'elastina permette ai tessuti di avere rigidità bassa, deformazione elevata e reversibile ed efficiente accumulo di energia elastica; le fibre elastiche, quindi, ottengono alti valori di deformazione anche se sottoposte a piccoli carichi e riescono a tornare alla loro configurazione iniziale dopo essere state sollecitate [8].

Le fibre di elastina presentano un comportamento elastico con basso modulo di Young, a differenza del collagene, e bassa rigidità fino a deformazioni di circa il 200%: possono, quindi, estendersi fino a più del doppio rispetto alla loro lunghezza iniziale prima di andare incontro a rottura.

Le fibre elastiche, in normali condizioni, sono capaci di sopportare bilioni di cicli di carico e scarico senza arrivare a rottura. Nel caso di sollecitazioni cicliche, le fasi di carico e scarico nell'elastina portano alla formazione di due diverse curve tensione-deformazione, ma la differenza è molto piccola (Figura 2.4). Questo indica che non si presenta un'isteresi significativa, la dissipazione di energia è esigua e le deformazioni plastiche sono trascurabili [5].



**Figura 2.4 - Comportamento a sollecitazione ciclica dell'elastina.**

### 2.2.3 – Sostanza fondamentale

La sostanza fondamentale occupa lo spazio vuoto tra cellule e fibre nei tessuti connettivi [2]. Costituisce la matrice extracellulare insieme alle proteine fibrose, presenta una consistenza gelatinosa ed ha la funzione di proteggere le cellule e assorbire le forze di compressione. È composta da due grandi molecole: glicosamminoglicani e proteoglicani [3].

I *glicosamminoglicani* (GAGs), come l'acido ialuronico, sono polimeri lineari formati da monomeri ripetuti che contengono due unità di natura glucidica. Nel tessuto connettivo i GAG costituiscono un gel che rallenta la diffusione di batteri e altri patogeni e, inoltre, formano un lubrificante viscido nelle articolazioni. Nei tessuti, invece, essi formano i proteoglicani, legandosi a proteine extracellulari.

I *proteoglicani* sono enormi aggregati formati da catene molto lunghe di ialuronato a cui sono legate varie unità proteiche in maniera non covalente. Queste proteine legano a loro volta, covalentemente, molecole di glicosamminoglicani. Sono, perciò, molecole in cui oltre il 95% del complesso è composto da polisaccaridi e, grazie alla loro struttura, attribuiscono le doti di viscoelasticità ai tessuti connettivi.

## 2.3 - Tendine

### 2.3.1 - Introduzione e proprietà

I tendini sono delle strutture anatomiche fibrose molto robuste, di colore bianco brillante, che legano i muscoli allo scheletro. Il collegamento tra un fascio muscolare terminale e l'osso solitamente avviene attraverso un unico tendine, ma in alcuni casi può essere mediato da più tendini, come succede, ad esempio, nelle dita della mano.

La loro principale funzione è quella di trasferire alle ossa la forza generata a livello muscolare; risultano, quindi, fondamentali per permettere il movimento delle articolazioni. Essi, inoltre, rivestono un importante ruolo nel prevenire le lesioni muscolari: assorbono, infatti, parte dell'impatto a cui i muscoli sono soggetti durante, ad esempio, la corsa. Ciononostante, i tendini sono facilmente lesionabili, in quanto sono sicuramente molto resistenti allo strappo, ma non godono di elevata elasticità: si calcola, infatti, che basta un allungamento dell'8% per lacerare le fibre tendinee più deboli.

Durante i movimenti dell'uomo, grazie alla particolare estensibilità dell'unità muscolo-tendinee, nella fase di contrazione eccentrica viene accumulata energia elastica che viene poi convertita in energia meccanica nella fase concentrica; si stima che il tendine riesca ad accumulare da solo il 70% dell'energia elastica totale.

Il processo di rinnovamento cellulare assume una particolare importanza quando si tratta di queste strutture: grazie ad esso, infatti, i tendini modificano le loro caratteristiche e si adattano agli stimoli esterni, ad esempio irrobustendosi o indebolendosi. Tuttavia, a causa della scarsa vascolarizzazione, la loro rigenerazione è piuttosto lenta e per questo vengono considerati l'anello debole della catena osso-tendine-muscolo.

Questo naturale adattamento risulta evidente osservando le diverse forme che i tendini assumono in tutto il corpo: larghi e piatti, cilindrici, a ventaglio e a nastro. Si può notare, quindi, una stretta correlazione tra conformazione e funzione: nei muscoli che generano grandi forze i tendini sono larghi e corti, mentre nei muscoli implicati in piccoli movimenti precisi, come ad esempio i flessori delle dita, si trovano tendini più lunghi e affusolati.

Ciascun tendine può essere suddiviso in tre regioni principali: la giunzione osteo-tendinea, la giunzione mio-tendinea e la zona centrale [9].

La *giunzione osteo-tendinea* è il sito di ancoraggio del tendine all'osso, anche chiamato sito di inserzione. La sua principale funzione è quella di trasferire le forze generate dai muscoli allo scheletro; ciò avviene attraverso una zona fibrocartilaginea, che viene solitamente divisa in quattro regioni differenti. La prima consiste nel tendine vero e proprio, la seconda è formata da fibrocartilagine, la terza zona è definita fibrocartilagine mineralizzata e la quarta, infine, è composta da collagene mineralizzato ed è considerata una protrusione ossea, che fornisce un punto di connessione dedicato. La particolare composizione cellulare consente, quindi, una transizione graduale dal tessuto tendineo a quello osseo; ciò permette una trasmissione di carichi molto efficace tra i due materiali diversi, perché questi risultano essere uniti molto saldamente. Il tessuto fibrocartilagineo, inoltre, è di fondamentale importanza per diminuire gli stress inserzionali.

La *giunzione mio-tendinea* è definita come la connessione tra il muscolo e il tendine; è una struttura altamente specializzata, che consente la trasmissione della tensione generata dal muscolo alle fibre di collagene del tessuto tendineo. In questa zona le miofibrille terminano sulla membrana della cellula muscolare e prendono contatto con le fibre tendinee che si trovano nelle loro vicinanze. Il tendine, infatti, forma processi che penetrano nella massa muscolare, aumentando così l'area di contatto tra questi due tessuti; in questo modo la forza applicata per unità di superficie viene ridotta di molto. Questa regione anatomica è molto sensibile alle forze meccaniche di trazione e, di conseguenza, risulta spesso sede di patologia.

### 2.3.2 - Struttura e composizione del tendine

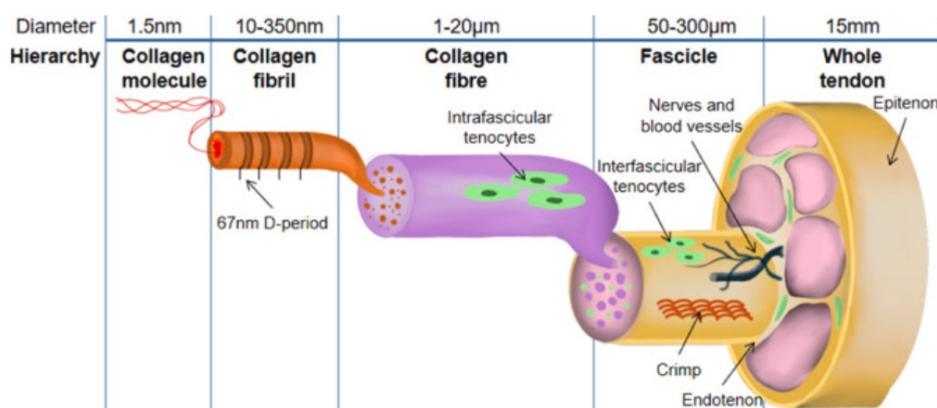
Il tendine è organizzato in una struttura gerarchica a più unità, composta principalmente da collagene (Figura 2.5). Le molecole di questa proteina, disponendosi parallelamente tra di loro, vanno a formare la fibrilla, la più piccola unità strutturale del tendine [10]. In questa maniera, la resistenza ai carichi di tensioni aumenta notevolmente: una disposizione casuale non porterebbe, infatti, allo stesso risultato. Le fibrille tendinee si uniscono a loro volta in fibre collagene, che rappresentano l'unità fondamentale del tendine; queste si raggruppano progressivamente in fasci (primari, secondari e terziari), che corrono parallelamente all'asse lungo del tendine, avvolti dall'endotenonio, un sottile strato di tessuto connettivo che contiene nervi e vasi sanguigni e linfatici. Un gruppo di fasci terziari forma il tendine, circondato da una sottile guaina di tessuto connettivo lasso all'interno del quale decorre la rete vascolo-linfatica e nervosa: l'epitenonio. È noto, inoltre, che alcuni tendini sono circondati anche da un terzo strato di tessuto connettivo, chiamato peratenonio. L'epitenonio e il peratenonio costituiscono il cosiddetto peritendine ed hanno come funzione principale la riduzione dell'attrito con il tessuto adiacente.

Essendo tessuto connettivo, i tendini sono costituiti da cellule e da una matrice extracellulare; quest'ultima si compone di proteine fibrose, quali collagene ed elastina, immerse in una sostanza amorfa idrofila formata da eteropolisaccaridi (glicosaminoglicani e proteoglicani), liquido interstiziale (composto principalmente da acqua, necessario alla diffusione di nutrienti e gas respiratori) e altre proteine. Il collagene rappresenta circa il 65-80% della massa totale del tendine; la maggior parte di esso è di tipo I.

Disposte in file parallele alle fibre, si trovano anche le cellule proprie del tendine: tenoblasti e tenociti, che costituiscono circa il 90-95% degli elementi cellulari tendinei, e condrociti, il restante 5-10%. Tenoblasti e tenociti hanno l'importante compito di sintetizzare le componenti extracellulari e, in risposta agli stress percepiti, producono nuove proteine e collagene. I tenoblasti assumono forme e

dimensioni molto diverse tra loro, ma in tutti sono ben distinguibili dei prolungamenti citoplasmatici che si estendono nella matrice in tutte le direzioni, necessari per stabilire contatti intercellulari. Anche i condrociti concorrono alla sintesi delle macromolecole responsabili della struttura della matrice, tra cui il tropocollagene e i proteoglicani. Queste cellule del tendine provvedono, inoltre, a controllare le fasi iniziali della fibrillogenesi e influenzano l'orientamento e la deposizione delle fibrille neoformate dell'interno della ECM.

Con l'età, il tessuto tendineo va incontro a notevoli trasformazioni da un punto di vista della morfologia cellulare. Il rapporto cellule/matrice, infatti, diminuisce progressivamente: le cellule tendinee diventano metabolicamente sempre meno attive e ciò comporta un aumento della ECM con una contemporanea riduzione delle cellule stesse.



**Figura 2.5 - Struttura gerarchica del tendine.**

### 2.3.3 - Comportamento meccanico del tendine

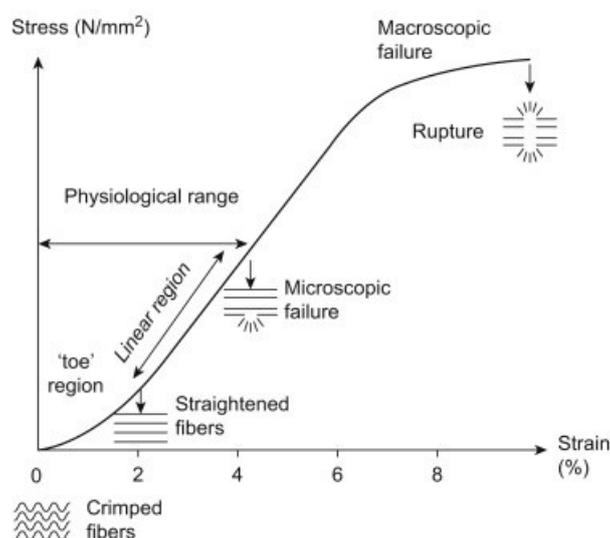
Le proprietà fisiche elementari del tendine possono essere studiate quando ad esso vengono applicate delle sollecitazioni meccaniche. Ciò che risulta particolarmente interessante analizzare sono le modalità con le quali un tendine, soggetto ad azioni esterne, vada incontro a deformazioni, con conseguente rottura. Solitamente, la caratterizzazione meccanica viene effettuata in vitro: il tendine, dopo essere stato isolato, viene sottoposto a carichi noti. Misurando lo spostamento, risulta possibile descrivere sinteticamente il comportamento meccanico del materiale tramite il diagramma di carico-deformazione (stress-strain) (Figura 2.6). Questo grafico riporta la deformazione percentuale del provino in funzione della sollecitazione applicata; da esso sono facilmente ricavabili i valori di rigidità (pendenza della curva) e di energia di deformazione (area sottesa dalla curva).

Nella curva sono sempre identificabili tre regioni. La prima parte (toe region) rappresenta il tratto non lineare della curva: la rigidità aumenta progressivamente con il crescere della forza applicata e le

fibrille di collagene si distendono, portando il tendine ad allungarsi. Poiché ridurre il grado di arricciamento delle fibrille risulta semplice, la forza richiesta per indurre la deformazione è modesta e, di conseguenza, la rigidità in questa regione è relativamente bassa rispetto alla parte successiva. La toe region termina quando l'allungamento raggiunge circa il 2%, ovvero quando tutte le fibrille crimpate si stirano e i fasci risultano completamente allineati nella direzione di applicazione del carico; in questa maniera il tessuto subisce piccole deformazioni longitudinali, senza però venire danneggiato. L'ampiezza di questa parte è direttamente collegata alla funzione specifica del tendine in analisi: essa dipende, infatti, dalla struttura e dalle caratteristiche morfologiche delle crimpature. In condizioni di normali attività, la maggior parte dei tendini si trova nella toe region [11].

Quando tutte le fibrille sono distese, cominciano ad allungarsi le fibre: da qui inizia la seconda parte del diagramma, ovvero la regione lineare. Grazie allo scorrimento intermolecolare delle triple eliche di collagene, infatti, il tendine si deforma in modo lineare. In questa fase si ha un improvviso aumento della pendenza della curva: per produrre un allungamento specifico è richiesta, infatti, una forza progressivamente maggiore. Ciò comporta che, anche per aumenti notevoli della tensione, gli allungamenti rimangano comunque modesti. Se la deformazione non supera il 4%, il tendine, se scaricato, può ancora tornare alla sua lunghezza originale. Questa regione, quindi, risulta essere elastica e reversibile [12].

Quando il tendine viene allungato oltre i limiti fisiologici, le fibrille iniziano a cedere e, di conseguenza, la rigidità si riduce. Ciò si verifica quando i legami incrociati intramolecolari tra le fibre di collagene vengono meno; il tessuto subisce, quindi, una deformazione plastica irreversibile. Quando il tendine viene stirato a più dell'8-10% della sua lunghezza originale, segue un cedimento macroscopico. La tensione di rottura varia tra i 50 e i 100 MPa.



**Figura 2.6 - Curva tensione-deformazione del tendine.**

In generale, tendini diversi possono presentare diagrammi di tensione-deformazione anche molto diversi tra loro: essi variano, infatti, a seconda del tipo di tendine, dall'area della sezione e dalla lunghezza. Anche la diversa struttura fisico-chimica dell'impalcatura collagena, l'età e la quantità di proteoglicani e di acqua presente contribuiscono a determinare differenti risposte meccaniche [13].

Come si può notare, quindi, il comportamento meccanico si compone di tre caratteristiche fondamentali: elasticità, plasticità e viscosità. Con elasticità si intende la proprietà del materiale di deformarsi proporzionalmente all'azione di una forza esterna e di ritornare, poi, alla forma e dimensione originale una volta cessata la sollecitazione. La plasticità è, invece, la caratteristica di quei materiali in grado di deformarsi in maniera permanente: mantengono, quindi, la deformazione anche quando la sollecitazione meccanica termina di agire. La viscosità, infine, si evidenzia nei materiali che presentano una proporzionalità tra la velocità di deformazione e la forza.

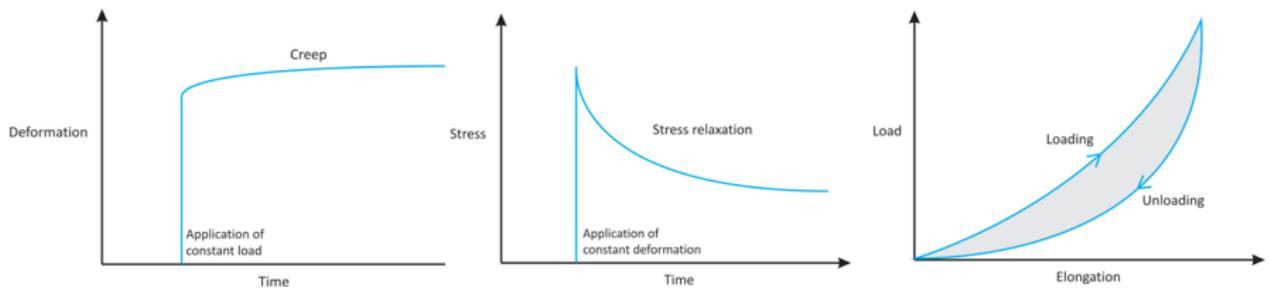
#### 2.3.4 - Viscoelasticità

Il comportamento meccanico dei tendini dipende dal tempo: la relazione tra sollecitazione e deformazione, infatti, non è costante, ma è funzione della velocità di deformazione e del carico applicato [11]. Grazie alla caratteristica di viscoelasticità, il tendine è soggetto a tre fenomeni meccanici principali: lo scorrimento (o creep), il rilassamento della forza nel tempo e l'isteresi (o dissipazione di energia).

Il *creep* indica una deformazione progressivamente crescente sotto carico costante (Figura 2.7a). Ciò risulta essere in contrasto con il normale comportamento di un materiale elastico, la cui deformazione, se la forza non aumenta, rimane invariata. È stato dimostrato, inoltre, che il creep aumenta sempre con la temperatura [13].

Con *rilassamento da sforzo* si intende il comportamento meccanico in cui la forza richiesta per mantenere una deformazione costante decresce con il passare del tempo, fino ad arrivare a un valore asintotico (Figura 2.7b).

Quando un materiale viscoelastico viene sottoposto a prove di carico-scarico, la curva di carico risulta diversa da quella di scarico. Questo fenomeno viene identificato con il nome di *isteresi* (Figura 2.7c). L'area compresa tra le due curve rappresenta l'energia dissipata durante l'intero ciclo di deformazione. L'isteresi viene solitamente espressa in termini relativi rispetto al lavoro totale svolto dal tendine durante la fase di allungamento. I valori ottenuti nei test variano tra il 5% e il 25%; tuttavia, se le prove di carico-scarico vengono ripetute continuamente più volte, l'isteresi diminuisce notevolmente e la curva tensione-deformazione diventa riproducibile.



**Figura 2.7 - Viscoelasticità del tendine.**

## CAPITOLO III

### TECNICHE DI RIPARAZIONE DEI TENDINI ESTENSORI

#### 3.1 - Introduzione

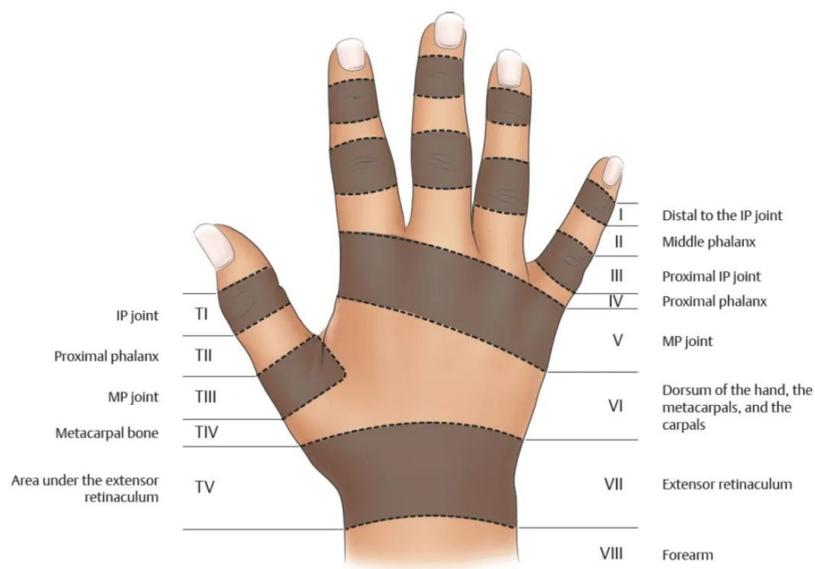
Le lesioni dei tendini estensori sono molto comuni, tanto da rappresentare più di un quarto di tutte le lesioni ortopediche dei tessuti molli; essi si trovano, infatti, sulla parte dorsale della mano, in posizione superficiale, e risultano soggetti a danneggiamenti o rotture. Ciononostante, la letteratura scientifica inerente ai loro vari metodi di riparazione è molto meno vasta rispetto a quella relativa ai tendini flessori. Ciò potrebbe essere dovuto alle difficoltà insite nella gestione dei tendini estensori stessi: essi, infatti, risultano difficili da maneggiare e suturare a causa della loro morfologia sottile e piatta. Le frequenti aderenze di questi tessuti agli altri circostanti, inoltre, portano spesso a una perdita di funzionalità dell'intero meccanismo responsabile dell'estensione delle dita. I complessi sistemi di tendini estensori e flessori collaborano per permettere un preciso bilanciamento delle forze e, disponendosi in maniera molto particolare, garantiscono alle dita un corretto posizionamento. Pertanto, uno studio approfondito delle tecniche di riparazione dei tendini estensori dovrebbe ricevere la stessa attenzione di uno riguardante i tendini flessori [14].

La resistenza delle suture rappresenta una caratteristica di particolare importanza: dopo l'operazione, infatti, i tendini risultano più corti rispetto alla configurazione iniziale intatta e, di conseguenza, la mobilità della mano si riduce. Molti studi hanno indagato diversi metodi per risolvere questa criticità e hanno dimostrato che un immediato lieve esercizio controllato delle dita porta a un raggiungimento di movimenti molto più ampi e sciolti rispetto a quelli che si otterrebbero con l'immobilizzazione post-operatoria. Le suture, quindi, devono garantire una resistenza tale da riuscire a sopportare i carichi a cui i tendini sono soggetti durante la mobilizzazione precoce.

Le lesioni a cui questi tessuti possono essere soggetti sono di varia natura: lacerazioni semplici possono essere riparate anche al pronto soccorso, mentre lesioni da schiacciamento o da avulsione necessitano di essere trattate con maggiore attenzione. Quest'ultime, infatti, possono portare, talvolta, alla perdita totale del tendine stesso, causando anche danni significativi ai tessuti circostanti. A differenza dei tendini flessori, gli estensori non godono di una buona escursione; di conseguenza, anche una piccola lacuna tendinea di 1 mm in certe zone della mano può causare una perdita di estensione di 20° e una riduzione della flessione [15].

Dati la differente morfologia e i progressivi livelli di complessità che assumono i tendini estensori passando dall'avambraccio alle dita, viene di solito adottata una classificazione anatomica utile a descrivere le varie regioni della mano, dette zone di Verdan; in questa classificazione, le zone di

lesione progrediscono dalla I, a livello dell'articolazione interfalangea distale, fino alla zona VII, dove si trova l'articolazione del polso. Ogni articolazione corrisponde a un numero dispari; per il pollice, invece, la numerazione è leggermente diversa, a causa della presenza di una sola articolazione tra le falangi (Figura 3.1).



**Figura 3.1 - Zone di lesione di Verdan.**

### 3.2 - Metodi di riparazione dei tendini estensori

La riparazione chirurgica del tendine non è sempre necessaria: per le lacerazioni parziali che coinvolgono meno del 50% della struttura tendinea nelle zone II, IV e V, infatti, può essere adeguato anche un trattamento più conservativo. Tuttavia, quando la lesione riguarda più del 50% del tendine, la riparazione chirurgica diventa sempre indicata. La scelta del metodo di riparazione dipende, comunque, da vari fattori, come il meccanismo con cui è avvenuto il trauma, la sede della lesione, il coinvolgimento dei tessuti molli e/o dei fasci nervosi e vascolari, nonché le caratteristiche del paziente, come l'età e l'attività lavorativa. Anche l'anatomia del tendine nel sito della lesione rappresenta un parametro cruciale da considerare. Lo spessore, in particolare, svolge un ruolo importante nella decisione del metodo di riparazione: nelle zone in cui il tendine è spesso, infatti, è possibile operare con una sutura centrale, mentre dove esso si restringe viene adottata una tecnica di sutura a scorrimento.

Nell'indagine delle lesioni dei tendini estensori, la radiografia e le tecniche di diagnostica per immagini risultano essere molto utili. Questi esami, infatti, consentono di valutare lo stato della lesione ancora prima dell'intervento chirurgico. La risonanza magnetica (MRI), ad esempio, è

particolarmente efficace per esaminare le lesioni dei tendini più complesse, come le rotture parziali o le lesioni croniche. Anche l'ecografia, basata sugli ultrasuoni, consente di analizzare direttamente il tendine e le strutture circostanti, rilevando la presenza di rotture, distacchi, infiammazioni o altre anomalie.

Le tecniche di riparazione dei tendini estensori della mano sono svariate, ma le due più comuni sono l'innesto (o rinforzo) e la sutura diretta. Quest'ultima può essere eseguita con diversi metodi, la cui principale differenza è rappresentata dal procedimento adottato nella cucitura. La preparazione iniziale del tendine, tuttavia, risulta uguale per ognuno di essi: si rimuovono le zone irregolari in modo da rendere smussate le estremità del tessuto, al fine di creare una superficie liscia e conica.

Solitamente, vengono utilizzati diversi fili di sutura non riassorbibili, come Ethibond o FiberWire. La sutura continua, detta anche *running suture*, è la tecnica di riparazione più semplice, che prevede, l'utilizzo di un unico filo: l'ago viene inserito attraverso una delle estremità del tendine, uscendo dall'altra; poi il filo viene tirato, lasciando una coda corta. Dopo l'inizio della sutura, l'ago viene reimmesso nell'estremità opposta del tendine; viene, quindi, ripetuto l'intero processo per tutta la larghezza del tendine (Figura 3.2a).

La sutura modificata di Becker (*modified Becker suture*) consiste in una variazione della tecnica originale, sviluppata negli anni '70. Questo metodo prevede l'utilizzo di più fili, per creare una configurazione ad anello bloccante: essi, infatti, vengono tipicamente fatti scorrere seguendo un modello "a otto", incrociandosi l'uno sull'altro (Figura 3.2d).

La sutura di Becker potenziata (*augmented Becker suture*), anche nota come MGH (Massachusetts General Hospital), è anch'essa una modifica della tecnica originale, che prevede l'aggiunta di un materiale di potenziamento o rinforzo per fissare ulteriormente le estremità del tendine. La configurazione dei fili rimane la stessa, tuttavia viene introdotto tra i margini un innesto sintetico o una matrice biologica al fine di migliorare la resistenza e la guarigione della riparazione.

Anche nella tecnica modificata di Bunnell (*modified Bunnell suture*) i due fili di sutura si incrociano, creando una configurazione ad anello bloccante. Questo risultato si ottiene facendo passare un filo sull'altro per formare un anello; quest'ultimo viene, quindi, fissato facendoci passare attraverso l'estremità libera di ogni filo (Figura 3.2b).

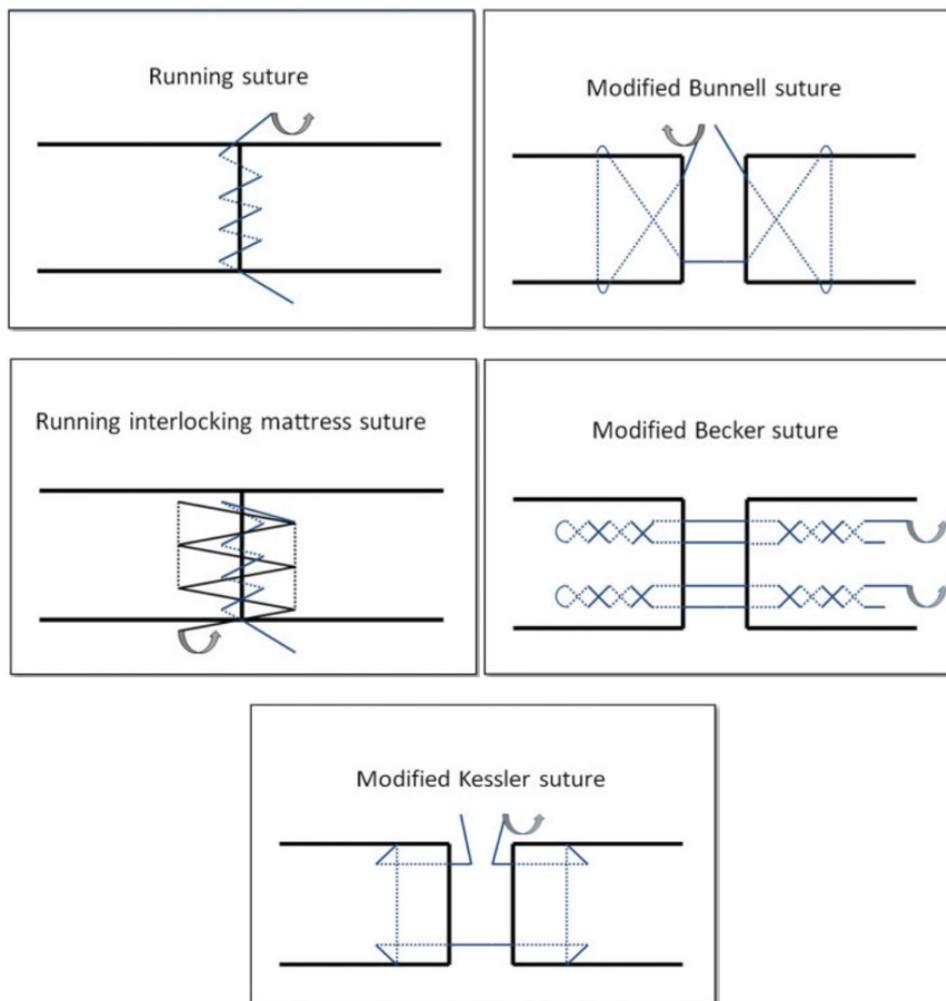
Il metodo di riparazione *running-interlocking horizontal mattress* prevede una sutura continua, in cui il primo punto viene eseguito sul lato del tendine; viene, così, a crearsi una serie di punti interbloccanti, che attraversano le estremità opposte del tessuto. Si ripete il procedimento lungo tutto il tendine, continuando in modo sequenziale (Figura 3.2c).

Nella sutura modificata di Kessler (*modified Kessler*) i capi del tendine, dopo essere stati allineati e avvicinati, vengono attraversati da due fili paralleli. Il primo è fatto passare longitudinalmente al

tessuto, a circa 2-3 mm dal bordo tagliato; l'ago, quindi, viene estratto e reinserito trasversalmente. Ripetendo questo movimento per quattro volte, si ottiene una sutura formata da due punti longitudinali e paralleli (Figura 3.2e). Il secondo filo, invece, utilizzando la tecnica di sutura continua, serve per saldare l'epitenonio; in questo modo si eliminano le fessure e si appianano i bordi, contribuendo per circa il 40% alla resistenza meccanica del tendine.

La procedura della tecnica di sutura di Krackow-Thomas (*Krackow-Thomas technique*) può variare leggermente a seconda del tendine specifico che viene riparato e delle preferenze del chirurgo; tuttavia, in generale, i punti di sutura vengono inseriti in modo alternato tra i lembi del tendine, creando una configurazione a zig-zag. Questa disposizione contribuisce a migliorare la tenuta e la stabilità della riparazione.

Ogni tecnica si conclude annodando le estremità libere dei fili; i nodi vengono tipicamente legati in modo da distribuire uniformemente la tensione sulla zona di riparazione del tendine.

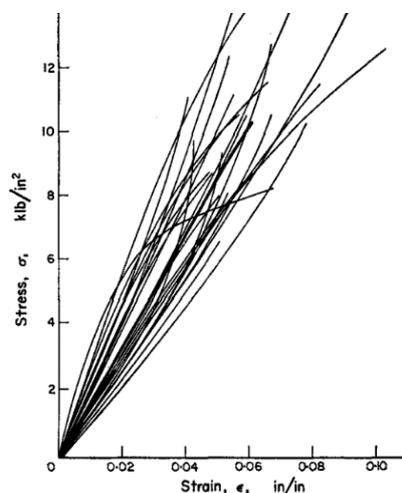


**Figura 3.2 - Tecniche di sutura del tendine.**

### 3.3 - Test di trazione uni-assiale su tendini estensori

Nel lavoro riportato da Harris, Walker e Bassi [16] vengono utilizzati 25 tendini per ciascuno dei seguenti tre muscoli: flessori delle dita profondo e superficiale ed estensore comune delle dita. I tendini vengono rimossi da cadaveri imbalsamati con una particolare miscela fluida (33.3% alcool isopropilico, 8.3% glucarina B, 2.1% formalina, 6.7% fenolo, 0.1% cloruro di zefirano, 49.5% acqua), che non presentano alcuna evidenza di malattie legate ai tessuti destinati allo studio. Viene, quindi, misurata l'area della sezione trasversale con un particolare strumento: studi di calibrazione dimostrano che, procedendo accuratamente, l'errore abituale non supera il 2%.

I provini vengono sottoposti a sollecitazione di trazione tramite un dispositivo apposito: la tensione è applicata a un'estremità del segmento del tendine, facendo scorrere il morsetto verso l'esterno. L'altro apice, invece, è fissato a una barra di trazione, trattenuta dalla pressione di due molle accoppiate; la deformazione di queste permette di determinare la forza applicata al provino. La misura dell'allungamento del tendine viene effettuata servendosi di un micrometro oculare, basandosi sulla posizione di due clip metalliche, adottate come punti di riferimento [17]. La maggior parte delle prove viene eseguita con una deformazione del 6% circa; tuttavia, una piccola quantità di campioni è sottoposta a un allungamento del 10%. I valori misurati vengono illustrati in una tabella che permette di confrontare i dati per ogni tipo di tendine (Figura 3.4).



**Figura 3.3 - Curve di tensione-deformazione per i tendini estensori comuni delle dita estratti da cadavere umano.**

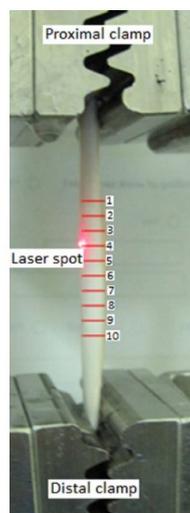
Considerando, quindi, i risultati ottenuti per i tendini estensori delle dita, risulta evidente la relazione lineare che sussiste tra la tensione e la deformazione per la quasi totalità dei provini, mentre in altri si nota un aumento o una diminuzione del modulo di Young con il crescere dell'allungamento (Figura 3.3). Il valore medio del modulo di elasticità  $E$  è di circa 1200 MPa (Figura 3.4).

| Specimen No. | Flexor profundus |      | Flexor superficialis |      | Extensor |      |
|--------------|------------------|------|----------------------|------|----------|------|
|              | Area†            | E‡   | Area†                | E‡   | Area†    | E‡   |
| 1            | -0114            | 67   | -0619                | 130  | -0056    | 143  |
| 2            | -0116            | 82   | -0127                | 150  | -0072    | 137  |
| 3            | -0101            | 167  | -0093                | 115  | -0103    | 112  |
| 4            | -0095            | 159  | -0117                | 200  | -0050    | 152  |
| 5            | -0098            | 100  | -0142                | 143  | -0052    | 250  |
| 6            | -0063            | 157  | -0093                | 118  | -0095    | 127  |
| 7            | -0113            | 65   | -0114                | 153  | -0049    | 215  |
| 8            | -0088            | 127  | -0112                | 90   | -0058    | 152  |
| 9            | -0108            | 50   | -0077                | 145  | -0056    | 170  |
| 10           | -0151            | 82   | -0112                | 92   | -0063    | 137  |
| 11           | -0116            | 85   | -0119                | 50   | -0052    | 194  |
| 12           | -0117            | 92   | -0116                | 117  | -0068    | 256  |
| 13           | -0091            | 88   | -0099                | 158  | -0051    | 204  |
| 14           | -0137            | 80   | -0098                | 138  | -0044    | 236  |
| 15           | -0142            | 57   | -0116                | 100  | -0037    | 155  |
| 16           | -0092            | 115  | -0095                | 108  | -0054    | 160  |
| 17           | -0153            | 70   | -0099                | 110  | -0077    | 115  |
| 18           | -0109            | 100  | -0130                | 90   | -0062    | 130  |
| 19           | -0089            | 115  | -0106                | 67   | -0050    | 138  |
| 20           | -0085            | 95   | -0101                | 100  | -0051    | 180  |
| 21           | -0170            | 70   | -0154                | 105  | -0042    | 290  |
| 22           | -0131            | 110  | -0102                | 112  | -0037    | 210  |
| 23           | -0188            | 33   | -0103                | 107  | -0077    | 290  |
| 24           | -0064            | 217  | -0103                | 110  | -0052    | 127  |
| 25           | -0080            | 132  | -0107                | 92   | -0066    | 160  |
| Averages     | -0112            | 101  | -0112                | 116  | -0059    | 178  |
| Relative     | 1-00             | 1-00 | 1-00                 | 1-15 | -53      | 1-76 |

\* WALKER, HARRIS and BENEDICT (1964).  
† Area indicates cross sectional area of tendon, in square inches.  
‡ E indicates stress-strain ratio, in kilo pounds per square inch.

**Figura 3.4 - Valori di area di sezione e di modulo di Young misurati.**

In un ulteriore studio, condotto da Weber et al. [18], vengono esaminati 125 tendini provenienti dagli arti superiori destri di cinque donatori di età media di 78 anni. Prima delle prove, i tendini vengono congelati e scongelati, per un massimo di tre cicli. Si utilizza la Instron 8872, una macchina servoidraulica specializzata nelle prove di fatica, con una cella di carico da 5 kN. I campioni vengono montati tutti nella stessa direzione; viene, quindi, applicato un carico di 10 N, per eliminare l'allentamento iniziale dei tessuti.



**Figura 3.5 - Fotografia del set-up per la misura della CSA.**

Per misurare l'area della sezione trasversale (CSA), viene utilizzato il sistema di riflettanza laser, situato sulla base della macchina; ciò permette di acquisire dei dati molto precisi, in quanto il tessuto non risente della deformazione dovuta al contatto con lo strumento (Figura 3.5). Identificare il punto in cui la CSA risulta essere la minore in assoluto è di fondamentale importanza nello studio della resistenza del tendine: in questa regione, infatti, il tessuto risente di una concentrazione delle tensioni e, di conseguenza, rappresenta, di solito, il punto in cui si verifica il cedimento.

Dopo aver raccolto i dati della CSA in dieci punti consecutivi per ogni campione, i provini vengono scaricati per 10 minuti e poi rimontati nella macchina e sottoposti a un pre-condizionamento con una deformazione del 5% per 20 cicli a 1 Hz. Dopodiché, si congelano con azoto liquido le estremità dei tendini nelle morse: ciò riduce lo slittamento e, di conseguenza, aumenta l'accuratezza delle misure. Il tessuto viene, poi, esteso alla velocità di 100 mm/min fino al raggiungimento della rottura. Vengono, quindi, riportati tutti i risultati ottenuti in una tabella (Figura 3.6).

|                  |                        | CSA (mm <sup>2</sup> ) |        | Ultimate stress (MPa) |         | Ultimate strain |          | Stiffness (N/mm) |       | Young's modulus (MPa) |        |
|------------------|------------------------|------------------------|--------|-----------------------|---------|-----------------|----------|------------------|-------|-----------------------|--------|
| Finger extensors | ED index               | 2.58                   | [0.99] | 132                   | [40]    | 0.10            | [0.03]   | 45               | [16]  | 1574                  | [388]  |
|                  | EI                     | 2.85                   | [1.02] | 148                   | [59*]   | 0.10            | [0.02*]  | 69               | [16]  | 1731                  | [781]  |
|                  | ED middle              | 4.16                   | [1.21] | 151                   | [39*]   | 0.11            | [0.02*]  | 102              | [55]  | 1971                  | [539]  |
|                  | ED ring                | 4.21                   | [3.35] | 177                   | [51]    | 0.13            | [0.05]   | 115              | [118] | 2010                  | [471]  |
|                  | ED little <sup>B</sup> | 0.79                   | [0.17] | 243                   | [146]   | 0.10            | [0.01]   | 29               | [9]   | 3026                  | [1834] |
|                  | EDM                    | 1.24                   | [0.75] | 765                   | [1141]  | 0.09            | [0.02]   | 35               | [4]   | 4357                  | [4643] |
| Thumb tendons    | FPL                    | 8.20                   | [2.83] | 82.9                  | [12**]  | 0.10            | [0.03**] | 122              | [26]  | 1242                  | [244]  |
|                  | EPL                    | 3.36                   | [0.84] | 148                   | [54]    | 0.13            | [0.03]   | 62               | [26]  | 1510                  | [858]  |
|                  | EPB                    | 2.49                   | [2.08] | 154                   | [146**] | 0.10            | [0.02**] | 50               | [27]  | 1623                  | [1116] |
|                  | APL <sup>C</sup>       | 13.9                   | [1.94] | 76                    | *****   | 0.12            | *****    | 239              | [129] | 917                   | [453]  |

For each tendon,  $n=5$  unless otherwise noted. Ultimate stress and strain were not determined for tendons that failed in the frozen region.

<sup>A</sup> $n=3$ , <sup>B</sup> $n=4$ , <sup>C</sup> $n=6$ .

\*One sample did not fail mid-substance so it was not included in the calculation of mean and standard deviation.

\*\*Two samples did not fail mid-substance.

\*\*\*Three samples did not fail mid-substance.

\*\*\*\*Four samples did not fail mid-substance.

\*\*\*\*\*Five samples did not fail mid-substance.

**Figura 3.6 - Tabella riassuntiva delle proprietà meccaniche dei tendini estensori della mano. I dati sono espressi come media e SD.**

### 3.4 - Proprietà biomeccaniche della tecnica *running-interlocking horizontal mattress*

Le principali caratteristiche che permettono di confrontare le diverse tecniche di sutura sono l'accorciamento, la rigidità, la resistenza del tendine e il tempo necessario per eseguire l'operazione. Sulla base di questi dati, si vuole comparare, quindi, la tecnica di riparazione *running-interlocking horizontal mattress* con il metodo Bunnel modificato e Becker aumentato.

Per l'analisi effettuata da Lee et al. [19], vengono prelevati 24 tendini estensori da otto mani di cadaveri conservati congelati freschi e successivamente scongelati. I tendini, tutti estensori comuni delle dita indice, medio e anulare, vengono estratti dalla zona VI di Verdan. Innanzitutto, ad essi viene applicata una forza di 9 N per simulare le condizioni fisiologiche; dopodiché, segnando con due punti di riferimento posizionati 2 cm sopra e sotto il punto del taglio, si determina la loro lunghezza iniziale. I 24 campioni vengono, quindi, suddivisi in maniera casuale in tre gruppi, corrispondenti alle diverse tre tecniche di riparazione; ciascuna di esse viene eseguita con 4-0 FiberWire dallo stesso chirurgo, eliminando, così, due variabili potenzialmente influenti. Nelle riparazioni di Bunnell modificata e di Becker aumentata viene, inoltre, utilizzato un monofilamento di nylon 6-0.

Una volta eseguite tutte le suture, i tendini, montati sulla macchina di prova Instron, vengono sottoposti nuovamente a una forza costante di 9 N, mentre li si rimisura con un righello digitale. Applicando il carico a una velocità costante di 0.4 mm/s, si arriva al cedimento dei provini: la resistenza ultima viene misurata appena prima della rottura, mentre, per valutarne la lunghezza, il tendine viene sottoposto a una forza crescente. Si riesce, così, a determinarne la resistenza, dividendo la variazione del carico per la differenza di lunghezza. Viene, inoltre, registrato il tempo impiegato per eseguire ogni metodo di riparazione.

**TABLE 1. The Ultimate Strength (Load to Failure), Stiffness, Amount of Tendon Length Lost (Shortening), and Time to Perform the Technique (Repair Time) for the Running-Interlocking Horizontal Mattress, Augmented Becker, and Modified Bunnell Repair Techniques**

| Repair Method                            | Ultimate Strength (N) | Stiffness (N/m) | Shortening (mm) | Repair Time (min) |
|------------------------------------------|-----------------------|-----------------|-----------------|-------------------|
| Running-interlocking horizontal mattress | 51                    | 8,506           | 1.7             | 14.6              |
| Augmented Becker                         | 53                    | 5,971           | 6.2             | 25.9              |
| Modified Bunnell                         | 48                    | 6,719           | 6.3             | 21.1              |

**Figura 3.7 - Tabella riassuntiva dei risultati ottenuti.**

Confrontando, quindi, i risultati ottenuti, appare evidente che la sutura *running-interlocking horizontal mattress* risulta essere significativamente più rigida rispetto alle altre due; tuttavia, essa comporta un accorciamento del tendine marcatamente inferiore e richiede un tempo di esecuzione molto più breve (Figura 3.7). Il carico ultimo, invece, non presenta differenze rilevanti tra nessuno dei tre metodi.

Si suppone che il maggior accorciamento misurato nei tendini riparati con i metodi di riparazione Becker aumentata e Bunnell modificata possa essere dovuto alla sutura necessaria per queste tecniche: esse, infatti, richiedono un posizionamento dei punti più lontano dal bordo del tendine lacerato rispetto alla riparazione *running-interlocking horizontal mattress*.

Questi risultati indicano, inoltre, che quest'ultima procedura di riparazione non resisterebbe agli esercizi resistivi subito dopo l'intervento: infatti, la massima forza trasmessa attraverso i tendini estensori durante una contrazione isometrica arriva a 59 N per il dito indice, superiore al carico ultimo misurato in questo studio. I dati dimostrano, comunque, che la sutura permette un certo movimento attivo precoce, senza andare incontro a danneggiamenti.

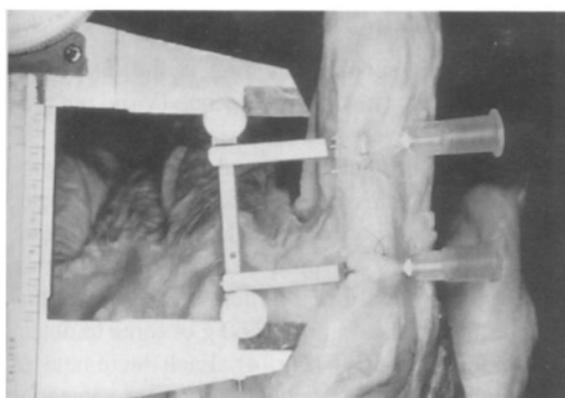
### **3.5 - Biomeccanica delle suture nella zona IV**

Nelle zone più distali, i tendini riparati mostrano risultati peggiori rispetto a quelli ottenuti nelle regioni più prossimali. Tuttavia, metodi che si sono dimostrati utili nella zona VI, sopra il metacarpo, vengono applicati anche nelle zone più distali IV e III, con apparenti buoni risultati.

Newport et al. si pongono come obiettivo capire l'influenza che le riparazioni dei tendini estensori nella zona IV esercitano sulla flessione delle articolazioni interfalangea prossimale (PIP) e metacarpo-falangea (MP). Per valutare biomeccanicamente le varie suture in questa regione, vengono esaminati i meccanismi estensori estratti da 16 mani di cadaveri congelati freschi [20].

Inizialmente, sulla parte prossimale dei tendini viene posizionata un'ansa di sutura, alla quale viene applicata una leggera tensione: ciò permette di portare ogni dito in una normale posizione di riposo; si fissa, quindi, l'ansa all'epicondilo laterale dell'omero, per imitare l'inserzione degli estensori. Viene, quindi, applicata una forza, fino ad ottenere la massima flessione delle due articolazioni in esame, i cui gradi di inclinazione vengono misurati con un goniometro calibrato a 1°; si registra, inoltre, la forza massima necessaria a flettere completamente il dito.

Successivamente, nella zona centrale del tendine viene inserito, servendosi di due aghi, un approssimatore: esso permette di regolare la dimensione effettiva del tessuto in modo controllato (Figura 3.8).



**Figura 3.8 - Approssimatore tendineo e calibro.**

Vengono, infatti, eseguiti accorciamenti di 1 mm molto accurati, fino ad arrivare a una diminuzione della lunghezza di 8 mm totali. Dopo ogni incremento di riduzione, si registrano la mobilità articolare, così come la forza necessaria per ottenere la massima flessione delle articolazioni MP e PIP. I tendini vengono ora recisi nella loro porzione mediana e, utilizzando il monofilamento Ethicon Prolene 4-0, suturati impiegando alcune delle tecniche standard, tra cui la Bunnell modificata, la Kessler modificata, la tecnica ad otto e quella del punto a materasso. Ogni metodo di sutura è utilizzato esclusivamente su ciascuna mano; la distribuzione tra le diverse dita di ogni tecnica risulta, quindi, equa. Vengono eseguite le stesse misurazioni effettuate precedentemente: accorciamento, forza massima e conseguente flessione.

Infine, dopo aver rimosso il tendine dal dito, si testa la resistenza delle tecniche di sutura, montando il provino sulla macchina per test di trazione Instron, con velocità di deformazione impostata a 0,5 mm/s. Si registrano le forze dopo 2 mm di deformazione e fino al cedimento, annotando anche la modalità di rottura.

Si nota che l'accorciamento del tendine non provoca una perdita clinicamente significativa della flessione alle articolazioni MP o PIP: una riduzione di 8 mm porta, infatti, a un calo medio di flessione del 3,3% nell'articolazione MP e del 12,1% nella PIP. Risulta, inoltre, evidente come l'aumento della forza necessaria per ottenere la massima flessione cresca in modo quasi lineare.

| <b>Table 1. Tendon Shortening Caused by Suture Technique</b> |                                | <b>Table 2. Change in Force and Range of Motion Caused by Suture Technique</b> |                    |                  |                 |
|--------------------------------------------------------------|--------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------|--------------------|------------------|-----------------|
| <i>Suture</i>                                                | <i>Average Shortening (mm)</i> | <i>Suture</i>                                                                  | $\Delta$ Force (g) | $\Delta$ MP      | $\Delta$ PIP    |
| Bunnell                                                      | 2.5 ( $\pm$ 1.1)               | Bunnell                                                                        | -53 $\pm$ 181      | -0.3° $\pm$ 4.9° | 5.8° $\pm$ 6.0° |
| Kessler                                                      | 3.0 ( $\pm$ 1.1)               | Kessler                                                                        | 106 $\pm$ 535      | -0.3° $\pm$ 4.2° | 4.5° $\pm$ 4.1° |
| Mattress                                                     | 1.8 ( $\pm$ 1.0)               | Mattress                                                                       | 755 $\pm$ 988      | 5.1° $\pm$ 4.1°  | 3.6° $\pm$ 6.3° |
| Figure 8                                                     | 1.9 ( $\pm$ 0.9)               | Figure 8                                                                       | 380 $\pm$ 528      | -0.3° $\pm$ 3.6° | 4.0° $\pm$ 4.0° |

| <b>Table 3. Strength to 2 mm Gap and Failure of Tested Suture Techniques</b> |                  |                |
|------------------------------------------------------------------------------|------------------|----------------|
|                                                                              | <i>Force (g)</i> |                |
| <i>Suture</i>                                                                | <i>2 mm Gap</i>  | <i>Failure</i> |
| Bunnell                                                                      | 1202 $\pm$ 971   | 2255 $\pm$ 391 |
| Kessler                                                                      | 1315 $\pm$ 577   | 2081 $\pm$ 367 |
| Mattress                                                                     | 791 $\pm$ 357    | 1286 $\pm$ 426 |
| Figure 8                                                                     | 1161 $\pm$ 571   | 1558 $\pm$ 564 |

**Figura 3.9 - Tabelle con i dati di accorciamento, grado di flessione e forze dopo la sutura.**

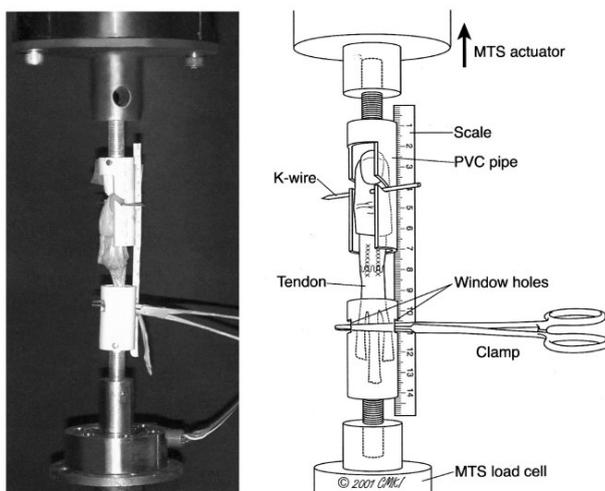
Per quanto riguarda, invece, le tecniche di riparazione, si osserva che nessuna di esse produce un significativo accorciamento del tendine o una perdita di flessione rilevante (Figura 3.9a-b); le tecniche di Bunnell e Kessler richiedono una quantità notevolmente inferiore di forza per la massima flessione rispetto alle altre due rimanenti, mentre per la forza necessaria per portare una deformazione di 2 mm

non si evidenzia nessuna differenza rilevante (Figura 3.9c). Nella resistenza al fallimento, invece, i metodi di Bunnell e Kessler si dimostrano simili tra loro, ma diversi dagli altri due. La tecnica di Bunnell vanta una modalità di fallimento significativamente più resistente rispetto alle altre tecniche, con il 78% di rottura della sutura e solo 4 su 18 casi di slittamento del punto.

La superiorità delle tecniche di Bunnell e di Kessler rispetto agli altri due metodi esprime la necessità di un qualche tipo di incrocio o componente diagonale nella sutura, per tenere bene il collagene dei tendini orientato longitudinalmente.

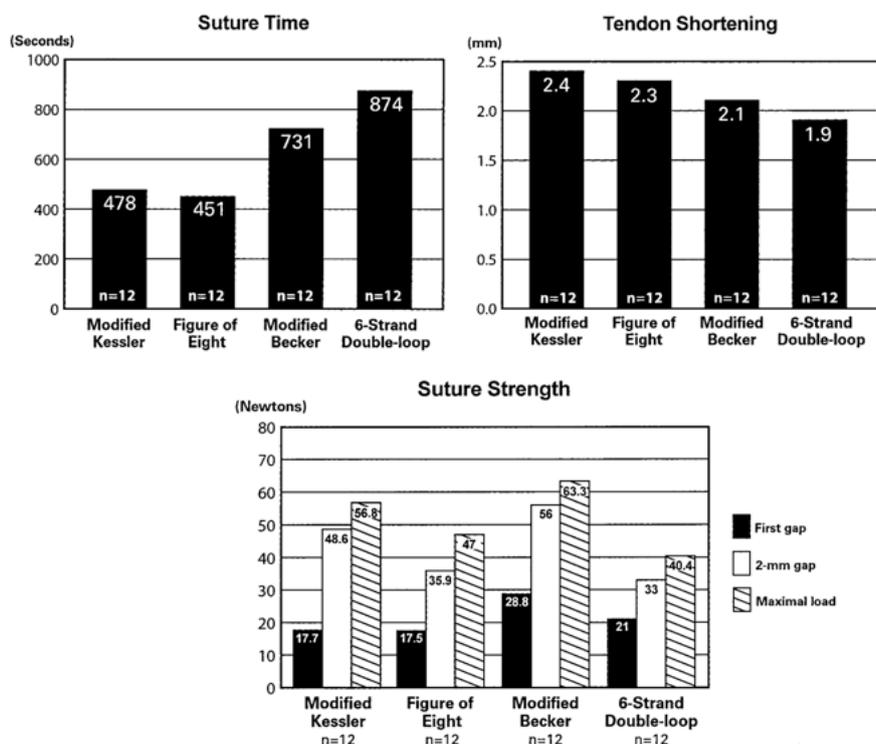
In un ulteriore studio vengono confrontate altre quattro diverse tecniche di sutura specificamente progettate per le lesioni dei tendini estensori nella zona IV: la doppia figura ad otto, la doppia Kessler modificata, il doppio anello a sei fili e la Becker modificata [21]. Le prime tre vengono applicate due volte per tutto lo spessore del tendine, al fine di conferire ad esse la stessa copertura che si ottiene con la tecnica a sei fili a doppio anello. Per la riparazione centrale, si utilizza un filo 4-0 Ticron per i primi tre metodi e un 4-0 Supramid per l'ultimo; per quanto riguarda la sutura continua circonferenziale degli epitenoni, invece, ci si serve del Prolene 6-0 per tutti e quattro i procedimenti. I tendini utilizzati per i test sono ricavati da 12 cadaveri congelati freschi, 6 femmine e 6 maschi, e vengono assegnati in maniera casuale alle diverse tecniche.

Anche in questo caso si procede nella maniera descritta nello studio precedente: si misura la lunghezza dei provini prima di estrarli dalle mani, si sollecita la sutura, mediante una macchina di trazione servoidraulica MTS-858, con una tensione costante, a una velocità costante di 2 mm/min (Figura 3.10). Si indagano, quindi, l'accorciamento del tendine dopo la riparazione, il carico massimo, la resistenza a un primo gap e a un gap di 2 mm e il tempo impiegato per eseguire la sutura.



**Figura 3.10 - Fotografia e rappresentazione della macchina servoidraulica.**

Come concluso nello studio precedente, i tendini riparati con il metodo di Kessler modificato mostrano l'accorciamento più significativo di tutti (Figura 3.11b); la tecnica di Becker modificata, invece, risulta essere la più resistente (Figura 3.11c). Per quanto riguarda il tempo richiesto per completare l'operazione, la doppia Kessler modificata e la doppia figura ad otto si rivelano le più veloci (Figura 3.11a).



**Figura 3.11 - Tempo di esecuzione, accorciamento dei tendini e resistenza delle suture.**

Confrontando quest'analisi con quella condotta da Newport et al. [20], si nota che in quest'ultima i valori di resistenza al gap di 2 mm e di resistenza finale del metodo a doppia figura a otto e la doppia Kessler modificata risultano pari a un terzo di quelli ottenuti nello studio di Woo et al [21]. Ciò può essere attribuito al fatto che queste tecniche vengono applicate per due volte lungo tutto il tendine: sono, quindi, di fatto, convertite in riparazioni a quattro fili.

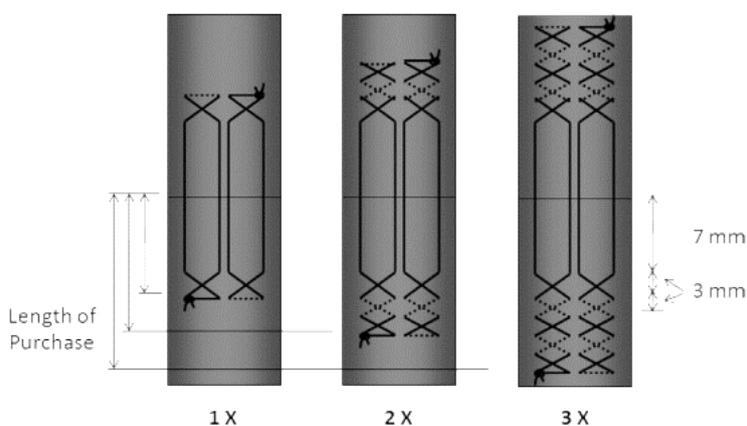
Le riparazioni dei tendini estensori sono generalmente più deboli di quelle dei tendini flessori. Comparando, infatti, i risultati ottenuti in questo studio e quelli riportati da Gill et al. sui tendini flessori, la differenza risulta evidente: la debolezza delle riparazioni dei tendini estensori sembra essere causata dall'incapacità della sutura di trattenere le fibre tendinee. A differenza di ciò che si verifica nei tendini flessori, il 40% dei fallimenti avvenuti nei test su tendini estensori riparati è dovuto allo sfilarsi della sutura; ciò viene attribuito alla mancanza di reticolazione tra i fasci di collagene.

### 3.6 - Effetto dei punti incrociati nella tecnica di Becker modificata

Viene naturale pensare che l'aggiunta del maggior numero possibile di punti incrociati migliori la resistenza della riparazione; tuttavia, data la complessità di esecuzione di questo tipo di sutura, la riduzione di punti incrociati diminuirebbe il tempo necessario per eseguire l'operazione.

Lo scopo dello studio condotto da Chung et al. è quello di confrontare le caratteristiche biomeccaniche date dalla presenza di 1, 2 e 3 punti trasversali nella riparazione di Becker modificata nei tendini estensori [22].

Si utilizzano 8 mani di cadaveri congelati freschi dell'età media di 72 anni: i tendini estensori di indice, medio e anulare vengono recisi nella porzione centrale della zona IV e poi riparati *in situ*, impiegando un filo 4-0 FiberWire, operando secondo le modalità sopra descritte (Figura 3.12).

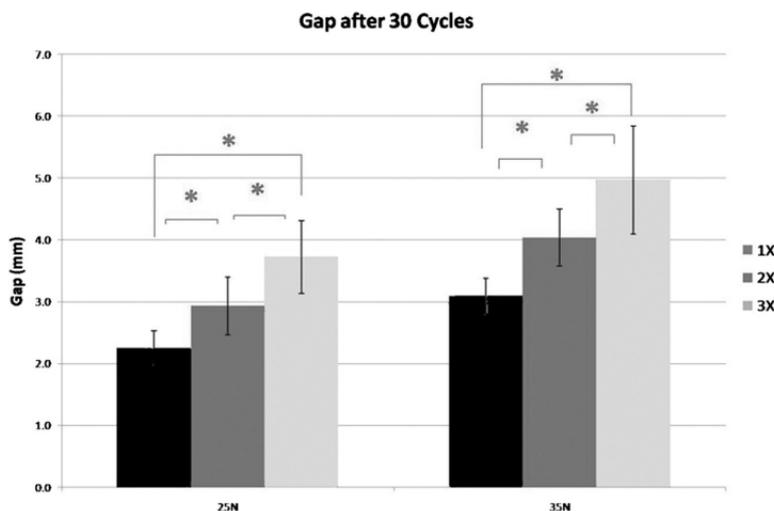


**Figura 3.12 - Configurazioni delle suture.**

I punti coinvolgono solamente il centro del tendine: la sutura circonferenziale dell'epitenonio non viene, infatti, eseguita. Ogni punto incrociato misura 3 mm di larghezza e 3 mm di lunghezza. I tendini di ciascuna mano vengono randomizzati per il numero di punti. Dopo aver completato l'operazione, essi vengono prelevati dalle mani, disarticolando l'articolazione interfalangea prossimale; vengono, poi, mantenuti umidi per tutta la durata dell'esperimento, con soluzione fisiologica normale.

I test biomeccanici sono eseguiti tramite una macchina per prove su materiali Instron: dopo aver montato i provini, si segnano due puntini neri sulla superficie dei tendini con una vernice acrilica, che svolgono la funzione di marcatori. Successivamente, ai campioni viene applicato un precarico di 5 N per un minuto; dopodiché, si sollecita ripetutamente ogni riparazione con una forza da 5 N a 25 N per 30 cicli e da 5 N a 35 N per altre 30 volte, a una velocità di 20 mm/min, per simulare i carichi a cui i tendini sono soggetti durante la riabilitazione post-operatoria. Una volta terminate le sollecitazioni cicliche, i provini vengono sottoposti a trazione fino alla rottura. I dati misurati dalla macchina Instron

sono rigidità per il primo e il trentesimo ciclo di ciascuna condizione di carico ripetuto, carico di snervamento, carico ultimo ed energia assorbita fino alla rottura (Figura 3.13).



**Figura 3.13 - Gap (mm) formati durante le sollecitazioni cicliche con carichi di 25 N e 35 N.**

Analizzando i dati ottenuti, si nota che la formazione della fessura tra i due lembi del tendine cresce significativamente con l'aumentare del numero di punti incrociati. I risultati per un carico ciclico di 25 N e per uno di 35 N sembrano essere paragonabili tra loro; al primo ciclo, tuttavia, la rigidità dei tendini suturati con tre punti incrociati è nettamente superiore rispetto a quella ottenuta con uno solo di essi. Per quanto riguarda, invece, il carico a rottura, la rigidità delle suture con un punto incrociato risulta significativamente superiore rispetto a quelle con due e tre ( $31.8 \pm 2.1$  N/mm,  $28.2 \pm 2.2$  N/mm,  $27.1 \pm 2.2$  N/mm rispettivamente). Nel carico di snervamento la differenza rilevante si nota solo tra la riparazione eseguita con un punto a croce ( $44.1 \pm 1.5$  N) e quella realizzata con tre ( $39.8 \pm 1.7$  N); aggiungendo, comunque, un solo punto, le forze relative allo snervamento non presentano un divario statisticamente rilevante, come nemmeno l'energia assorbita. Il carico ultimo, invece, delle riparazioni con un solo punto incrociato si dimostra nettamente inferiore rispetto agli altri due.

A differenza di quanto si crede, quindi, l'aumento del numero di punti incrociati nelle suture non porta a un miglioramento delle proprietà meccaniche, con la sola eccezione del carico ultimo, che sembra crescere con l'aumento dei punti d'interesse. Incrementando il numero di questi punti, la formazione di spazi tra i due lembi del tendine diventa più frequente; la riparazione di Becker modificata con un solo punto a croce determina, dunque, una maggiore rigidità e un carico di snervamento, durante il ciclo di rottura, più elevato.

Dal punto di vista clinico, il punto incrociato riduce i tempi operativi e i danni al tendine; fornisce, inoltre, proprietà biomeccaniche superiori per i carichi osservati durante la riabilitazione post-operatoria.

### 3.7 - Tecniche di sutura a quattro fili

La vasta esperienza acquisita con il tempo con le riparazioni dei tendini flessori suggerisce la superiorità della tecnica Becker aumentata per quanto riguarda la forza, la tenacità e la resistenza. Nel tentativo di applicare questi risultati ai tendini estensori, si testano tre diverse tecniche di sutura a quattro fili: la Bunnel modificata, la Krackow-Thomas modificata e la MGH.

Nel lavoro riportato da Howard et al. [23], quindi, si considerano 24 tendini estensori delle dita indice, medio e anulare provenienti da otto campioni di cadaveri freschi e congelati; essi vengono lacerati trasversalmente nella zona VI di Verdan, prossimalmente alle giunture tendinee. Utilizzando i tre metodi sopra citati in maniera casuale, i tendini vengono riparati e testati.

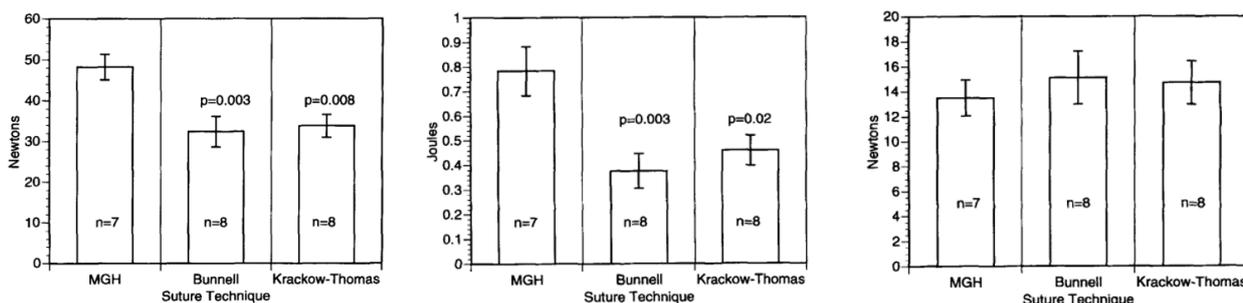
La tecnica di Krackow-Thomas viene modificata aggiungendo una sutura continua dell'epitenonio, eseguita con un filamento di nylon 6-0. Si applicano, quindi, due suture bloccanti, con fili di polietilene intrecciati 4-0, una per ciascun bordo laterale del tendine. Il metodo di Bunnel modificato, invece, viene realizzato posizionando una sutura epitendinea in nylon 6-0 e due centrali in polietilene intrecciato 4-0. Infine, per la riparazione MGH viene innanzitutto eseguita una sutura in nylon 6-0 dell'epitenonio; dopodiché, a partire da 1 cm dalla giunzione tendinea, si posizionano due suture incrociate lateralmente con polietilene intrecciato 4-0.

I test meccanici vengono eseguiti applicando un peso di 200 g (scelto come minimo richiesto per flettere completamente le articolazioni MD) alle suture collegate ai tendini FDS; i tendini estensori riparati vengono collegati a dei trasduttori di forza. Dopo aver montato i provini su una macchina con carrello scorrevole, questi vengono sollecitati con una velocità di deformazione costante, pari a 4 cm/min; l'escursione viene monitorata utilizzando un trasformatore differenziale variabile e, con apposite manipolazioni, i dati raccolti vengono formattati per l'analisi su foglio elettronico. Ciascun campione viene tirato fino a cedimento: si registrano, quindi, i carichi necessari per ottenere l'estensione dell'articolazione MP a 0° e la formazione di un divario della sutura di 1 mm.

Si definisce resistenza della riparazione il carico che determina una fessura di 1 mm, mentre la tenacità si calcola come integrale della curva di carico-deformazione: rappresenta, perciò, l'energia totale necessaria per portare il provino a quella lunghezza.

Nessuna delle riparazioni mostra segni di rottura prima della formazione di una fessura tra i lembi dei tendini, né si osservano gap prima dell'estensione dell'articolazione MP a 0°. Tuttavia, emerge che la tecnica MGH è notevolmente più resistente ai gap e più tenace rispetto alle tecniche di Krackow-Thomas modificate e Bunnell modificate (Figura 3.14a,b). Al contrario, il confronto tra la tecnica Bunnell modificata e la tecnica Krackow-Thomas modificata non evidenzia differenze statisticamente significative; non si osservano nemmeno divari statisticamente rilevanti tra i gruppi in termini di

carico necessario per raggiungere l'estensione di 0° dell'articolazione MP (Figura 3.14c). Tutte e tre le tecniche, sotto carico prima della rottura, mostrano una fessura tra i lembi del tendine. Una delle suture eseguite con la tecnica Bunnell modificata fallisce per lo strappo delle suture, mentre le altre cedono per la rottura delle suture centrali. Ciononostante, si nota che tutte e tre le tecniche riportano un'ampia fessura prima della rottura delle suture. Un'osservazione importante da considerare sulle riparazioni è che la tecnica MGH è l'unica a mantenere la morfologia piatta della sezione trasversale del tendine, poiché le altre due, causando un considerevole raggruppamento dei tendini, la rendono più circolare.



**Figura 3.14 - Carico medio ed energia media per la formazione di un gap e carico medio per l'estensione dell'articolazione MP.**

Risulta, quindi, evidente che la riparazione MGH offre una maggiore resistenza alla formazione di gap rispetto alle altre tecniche testate; si suppone che la migliore presa di questa tecnica nel tendine derivi dal maggior numero di punti nell'epitenonio, che determina un'elevata capacità di afferrare questa membrana e di convertire i carichi longitudinali in compressione. Il collagene della parte centrale del tendine, infatti, è orientato longitudinalmente, mentre quello dell'epitenonio forma una griglia intrecciata. Pertanto, la zona del tendine più adatta a convertire la forza di taglio longitudinale dalla sutura in forza di compressione senza scivolamento è lo strato di epitenonio.

### 3.8 - Risultati nelle diverse zone di Verdan

Come si può immaginare, i risultati che si ottengono nelle riparazioni dei tendini estensori variano in relazione alla zona in cui è localizzata la lesione. Per determinare questo legame, vengono testati 73 tendini, provenienti da 32 pazienti (29 maschi e 3 femmine) di età compresa tra i 17 e i 46 anni. Ogni lacerazione si trova in una zona di Verdan compresa tra la I e la V [24].

I tendini vengono riparati in sala operatoria, seguendo la tecnica di Kessler modificata, con l'aggiunta di una sutura continua; dopodiché vengono applicate delle stecche, incoraggiando comunque i

pazienti a muovere le dita. Dopo l'operazione, ognuno di loro viene sottoposto a un ciclo di 30 sedute di fisioterapia, per la durata complessiva di un anno.

Per classificare i risultati ottenuti si utilizza il sistema di punteggio di Miller, formando, così, quattro livelli (eccellente, buono, moderato e negativo) in base alla diminuzione dell'estensione attiva e della flessione nelle articolazioni interfalangee prossimale e metacarpo-falangee (Figura 3.15).

|                  | Total Extensor Lag (Degree) | Total Flexor Loss (Degree) |
|------------------|-----------------------------|----------------------------|
| <b>Excellent</b> | 0                           | 0                          |
| <b>Good</b>      | 10 ≥                        | 20 ≥                       |
| <b>Fair</b>      | 11 - 45                     | 21 - 45                    |
| <b>Bad</b>       | > 45                        | > 45                       |

**Figura 3.15 - Classificazione di Miller per lesioni dei tendini estensori.**

Le zone V e III di Verdan risultano le più colpite da lacerazione, mentre le zone I e IV sembrano essere le meno comuni. Secondo il sistema di valutazione di Miller, i pazienti che non riscontrano limitazioni nelle articolazioni delle dita vengono classificati come eccellenti: a questo livello appartengono il 53.8% delle riparazioni eseguite nella zona V e il 40% di quelle nelle zone I e III. Il 42.8% e il 22.2% dei pazienti sottoposti, invece, a sutura rispettivamente nelle zone IV e II riportano risultati negativi: i movimenti di estensione attiva e flessione, infatti, risultano minori di 45° (Figura 3.16).

Si presume che i risultati migliori ottenuti nelle zone III e V siano dovuti alla mancanza di coinvolgimenti diretti del cappuccio degli estensori, che richiede una riparazione più semplice. Le suture nella parte dorsale delle dita, inoltre, possono portare ad accorciamenti e formazione di aderenze: ciò è causato dallo spessore sottilissimo che i tendini estensori assumono in questa regione e dalla posizione molto superficiale, che li porta ad avere una maggiore vicinanza al periostio e alla cute. I risultati negativi ottenuti nelle zone I e II possono essere dovuti a una minore normale mobilità dei tendini o a un accorciamento dopo la riparazione: ciò porta, infatti, a una limitazione del movimento delle articolazioni interfalangee distale e prossimale.

| Zone     | No of Tendon, No. (%) | Excellent, No. (%) | Good, No. (%) | Fair, No. (%) | Bad, No. (%) |
|----------|-----------------------|--------------------|---------------|---------------|--------------|
| <b>1</b> | 5 (6.9)               | 2 (40)             | 0             | 1 (20)        | 2 (40)       |
| <b>2</b> | 9 (15.5)              | 3 (33.3)           | 2 (22.2)      | 2 (22.2)      | 2 (22.2)     |
| <b>3</b> | 25 (34.7)             | 10 (40)            | 11 (44)       | 3 (12)        | 1 (4)        |
| <b>4</b> | 7 (9.7)               | 1 (14.2)           | 2 (28.5)      | 1 (14.2)      | 3 (42.8)     |
| <b>5</b> | 26 (36)               | 14 (53.8)          | 9 (34.6)      | 2 (7.6)       | 1 (3.9)      |

<sup>a</sup> In zones 3 and 5 the rate of excellent and good results were greater than in zones 1, 2 and 4  $P > 0.01$

**Figura 3.16 - Risultati ottenuti nelle riparazioni classificati secondo il metodo di Miller.**

## CONCLUSIONE

Dopo questa ricerca, risulta evidente quanto sia importante comprendere a fondo la complessa biomeccanica dei tendini estensori della mano. Dagli studi analizzati, emerge che il loro corretto funzionamento è essenziale per consentire precisione e coordinazione nei movimenti delle dita.

Si sono confrontate le varie tecniche di sutura diffuse, sia tradizionali che innovative, mettendo in evidenza i vantaggi e gli svantaggi di ciascuna di esse.

Il metodo *running-interlocking horizontal mattress*, più recente degli altri, risulta essere rigido, ma comporta un accorciamento del tendine molto minore rispetto alle altre metodologie.

Si è notato, poi, come con la stessa tecnica si possano ottenere risultati molto differenti in base alla zona di Verdan trattata; in particolare, si è evidenziata la superiorità delle suture di Kessler, Bunnel e Becker nella zona IV.

Si è visto, inoltre, che un altro fattore importante da considerare durante la riparazione è il numero di punti incrociati da eseguire: a differenza di quanto risulta naturale pensare, una quantità maggiore di punti a croce non sempre è sinonimo di migliori proprietà meccaniche. La riparazione di Becker modificata con un solo punto a croce, infatti, vanta una maggiore rigidità e un carico di snervamento più elevato.

Come dimostrato in diversi studi, risultati ancora più performanti si ottengono sostituendo l'immobilizzazione post-operatoria con un movimento precoce e controllato della mano; da ciò risulta ancora più facile capire l'importanza che riveste l'analisi biomeccanica delle suture dei tendini. Ogni riparazione, infatti, deve essere in grado di sopportare i carichi a cui viene sottoposto il tendine durante la riabilitazione, senza causare danni o essere soggetta a rotture.

Da quanto emerso, si può concludere che non esiste una singola tecnica di riparazione universalmente accettata. La scelta dell'approccio chirurgico dipende da diversi fattori, tra cui la gravità della lesione, la localizzazione del danno e le caratteristiche individuali del paziente. Pertanto, una valutazione accurata del caso e una pianificazione personalizzata sono essenziali per ottenere risultati ottimali.

Appare, comunque, evidente, la fondamentale importanza di una continua ricerca e sviluppo nel campo della biomeccanica e delle tecniche di riparazione dei tendini estensori della mano, al fine di migliorare ulteriormente le opzioni di trattamento e i risultati per i pazienti affetti da lesioni di questo genere.



## BIBLIOGRAFIA

- [1] S. Standring, *Gray's Anatomy, The Anatomical Basis of Clinical Practice*, 41<sup>a</sup> ed. 2015.
- [2] K. S. Saladin, *Anatomia Umana*. Padova, 2022.
- [3] Di Bello e Bagno, *Biomateriali- Dalla scienza dei materiali alle applicazioni cliniche*. Bologna, 2016.
- [4] C. Zhao, Y. Xiao, S. Ling, Y. Pei, e J. Ren, «Structure of collagen. Fibrous Proteins: Design, Synthesis, and Assembly», pagg. 17–25, 2021.
- [5] Y. C. Fung, *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. 1993.
- [6] P. Fratzl, K. Misof, I. Zizak, G. Rapp, H. Amenitsch, e S. Bernstorff, «Fibrillar Structure and Mechanical Properties of Collagen», 1997.
- [7] Y. Xiao, S. Ling, e Y. Pei, «Structure of Elastin. Fibrous Proteins: Design, Synthesis, and Assembly», pagg. 27–33, 2021.
- [8] H. Trębacz e A. Barzycka, «Mechanical Properties and Functions of Elastin: An Overview», *Biomolecules*, vol. 13, n. 3. NLM (Medline), 1 marzo 2023.
- [9] D. Curzi e et al, «How physical exercise changes rat myotendinous junctions: an ultrastructural study.», *European journal of histochemistry*, 2012.
- [10] J. H.-C. Wang, «Mechanobiology of tendon», *J Biomech*, pagg. 1563–1582, 2006.
- [11] K. Robi, N. Jakob, K. Matevz, e V. Matjaz, «The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes», in *Current Issues in Sports and Exercise Medicine*, InTech, 2013.
- [12] Lorenzo Racca, «Tecniche sperimentali per lo studio e la caratterizzazione del tendine d'Achille in ultrasonografia», Laurea Magistrale, Politecnico di Torino, Torino, 2018.
- [13] Maria Macciocca, «Correlazione morfo-funzionali nei tessuti connettivi sopra- e sottopattellari», Dottorato di Ricerca, Alma Mater Studiorum - Università di Bologna, Bologna, 2010.
- [14] C. J. Dy, L. Rosenblatt, e S. K. Lee, «Current Methods and Biomechanics of Extensor Tendon Repairs», *Hand Clinics*, vol. 29, n. 2. pagg. 261–268, maggio 2013.

- [15] T. Türker, K. Hassan, e N. Capdarest-Arest, «Extensor tendon gap reconstruction: A review», *Journal of Plastic Surgery and Hand Surgery*, vol. 50, n. 1. Taylor and Francis Ltd, pagg. 1–6, 2 gennaio 2016.
- [16] E. H. Harris, L. B. Walker, e B. R. Bassi, «Stress-strain studies in cadaveric human tendon and an anomaly in the Young's Modulus thereof», Pergamon Press, 1966.
- [17] L. B. Walker, E. H. Harris, e J. V Benedictw, «Stress-strain relationship in human cadaveric Plantaris Tendon: a preliminary study.», Pergamon Press, 1964.
- [18] J. F. Weber, A. M. R. Agur, A. Y. Fattah, K. D. Gordon, e M. L. Oliver, «Tensile mechanical properties of human forearm tendons», *Journal of Hand Surgery: European Volume*, vol. 40, n. 7, pagg. 711–719, set. 2015.
- [19] S. K. Lee, A. Dubey, B. H. Kim, A. Zingman, J. Landa, e N. Paksima, «A Biomechanical Study of Extensor Tendon Repair Methods: Introduction to the Running-Interlocking Horizontal Mattress Extensor Tendon Repair Technique», *Journal of Hand Surgery*, vol. 35, n. 1, pagg. 19–23, gen. 2010.
- [20] M. L. Newport, G. R. Pollack, e D. Williams, «Biomechanical Characteristics of Suture Techniques in Extensor Zone IV».
- [21] S. H. Woo, T. M. Tsai, H. E. Kleinert, W. Y. C. Chew, e M. J. Voor, «A biomechanical comparison of four extensor tendon repair techniques in zone IV», *Plast Reconstr Surg*, vol. 115, n. 6, pagg. 1674–1681, mag. 2005.
- [22] K. C. Chung, B. J. Jun, M. H. McGarry, e T. Q. Lee, «The effect of the number of cross-stitches on the biomechanical properties of the modified becker extensor tendon repair», *Journal of Hand Surgery*, vol. 37, n. 2, pagg. 231–236, feb. 2012.
- [23] R. F. Howard, S. Antonio, L. Ondrovic, e D. P. Greenwald, «Biomechanical Analysis of Four-Strand Extensor Tendon Repair Techniques».
- [24] S. A. Mehdinasab, M. R. Pipelzadeh, e N. Sarrafan, «Results of Primary Extensor Tendon Repair of the Hand With Respect to the Zone of Injury», *Arch Trauma Res*, vol. 1, n. 3, pagg. 131–4, ott. 2012.

## IMMAGINI

Figura 1.1 - *Visione palmare e dorsale delle ossa della mano.*

<https://www.leg-radiologiadomiciliare.it/wp-content/uploads/2022/11/ossa-della-mano.jpg>

Figura 1.2 - *Legamenti e articolazioni della mano.*

[https://www.patologieortopediche.net/wp-content/uploads/2016/03/Fotolia\\_122435095\\_Subscription\\_Monthly\\_M.jpg](https://www.patologieortopediche.net/wp-content/uploads/2016/03/Fotolia_122435095_Subscription_Monthly_M.jpg)

Figura 1.3 - *Muscoli estrinseci della mano.*

[https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy\\_and\\_Physiology/Human\\_Anatomy\\_Laboratory\\_Manual\\_2021/09%3A\\_The\\_Appendicular\\_Muscles/9.03%3A\\_Muscles\\_of\\_the\\_Lower\\_Arm\\_and\\_Hand?readerView](https://med.libretexts.org/Bookshelves/Anatomy_and_Physiology/Human_Anatomy_Laboratory_Manual_2021/09%3A_The_Appendicular_Muscles/9.03%3A_Muscles_of_the_Lower_Arm_and_Hand?readerView)

Figura 1.4 - *Muscoli intrinseci dei gruppi tenar e ipotenar della mano.*

[https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/0e/1121\\_Intrinsic\\_Muscles\\_of\\_the\\_Hand.jpg](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/0e/1121_Intrinsic_Muscles_of_the_Hand.jpg)

Figura 1.5 - *Muscoli intrinseci interossei della mano.*

[https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/0e/1121\\_Intrinsic\\_Muscles\\_of\\_the\\_Hand.jpg](https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/0e/1121_Intrinsic_Muscles_of_the_Hand.jpg)

Figura 2.1 – *Struttura e assemblamento delle fibre di collagene.*

<https://www.chimica-online.it/biologia/fibre-collagene.htm>

Figura 2.2 - *Curva tensione-deformazione delle fibre di collagene.*

M. A. Meyers, P. Y. Chen, A. Y. M. Lin, e Y. Seki, «Biological materials: Structure and mechanical properties», *Progress in Materials Science*, vol. 53, n. 1. pagg. 1–206, gennaio 2008.

Figura 2.3 – *Struttura random coil dell'elastina.*

<https://www.chimica-online.it/biologia/proteine-fibrose-e-globulari.htm>

Figura 2.4 - *Comportamento a sollecitazione ciclica dell'elastina.*

M. A. Meyers, P. Y. Chen, A. Y. M. Lin, e Y. Seki, «Biological materials: Structure and mechanical properties», *Progress in Materials Science*, vol. 53, n. 1. pagg. 1–206, gennaio 2008.

Figura 2.5 - *Struttura gerarchica del tendine.*

S. Zhang *et al.*, «Hierarchical ultrastructure: An overview of what is known about tendons and future perspective for tendon engineering», *Bioactive Materials*, vol. 8. KeAi Communications Co., pagg. 124–139, 1 febbraio 2022.

Figura 2.6 - *Curva tensione-deformazione del tendine.*

<https://www.semanticscholar.org/paper/Mechanobiology-of-tendon.-Wang/ef955aaa9b390d9311eb8b4da05823ba858ed35b>

Figura 2.7 - *Viscoelasticità del tendine.*

K. Robi, N. Jakob, K. Matevz, e V. Matjaz, «The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes», in *Current Issues in Sports and Exercise Medicine*, InTech, 2013.

Figura 3.1 - *Zone di lesione di Verdan.*

<https://plasticsurgerykey.com/zones-of-extensor-tendon-injuries/>

Figura 3.2 - *Tecniche di sutura del tendine.*

K. Robi, N. Jakob, K. Matevz, e V. Matjaz, «The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes», in *Current Issues in Sports and Exercise Medicine*, InTech, 2013

Figura 3.3 - *Curve di tensione-deformazione per i tendini estensori comuni delle dita estratti da cadavere umano.*

E. H. Harris, L. B. Walker, e B. R. Bassi, «Stress-strain studies in cadaveric human tendon and an anomaly in the Young's Modulus thereof», Pergamon Press, 1966.

Figura 3.4 - *Valori di area di sezione e di modulo di Young misurati.*

E. H. Harris, L. B. Walker, e B. R. Bassi, «Stress-strain studies in cadaveric human tendon and an anomaly in the Young's Modulus thereof», Pergamon Press, 1966.

Figura 3.5 - *Fotografia del set-up per la misura della CSA.*

L. B. Walker, E. H. Harris, e J. V. Benedict, «Stress-strain relationship in human cadaveric Plantaris Tendon: a preliminary study.», Pergamon Press, 1964.

Figura 3.6 - *Tabella riassuntiva delle proprietà meccaniche dei tendini estensori della mano.*

J. F. Weber, A. M. R. Agur, A. Y. Fattah, K. D. Gordon, e M. L. Oliver, «Tensile mechanical properties of human forearm tendons», *Journal of Hand Surgery: European Volume*, vol. 40, n. 7, pagg. 711–719, set. 2015.

Figura 3.7 - *Tabella riassuntiva dei risultati ottenuti.*

S. K. Lee, A. Dubey, B. H. Kim, A. Zingman, J. Landa, e N. Paksima, «A Biomechanical Study of Extensor Tendon Repair Methods: Introduction to the Running-Interlocking Horizontal Mattress Extensor Tendon Repair Technique», *Journal of Hand Surgery*, vol. 35, n. 1, pagg. 19–23, gen. 2010.

Figura 3.8 - *Approssimatore tendineo e calibro.*

M. L. Newport, G. R. Pollack, e D. Williams, «Biomechanical Characteristics of Suture Techniques in Extensor Zone IV».

Figura 3.9 - *Tabelle con i dati di accorciamento, grado di flessione e forze dopo la sutura.*

M. L. Newport, G. R. Pollack, e D. Williams, «Biomechanical Characteristics of Suture Techniques in Extensor Zone IV».

Figura 3.10 - *Fotografia e rappresentazione della macchina servoidraulica.*

S. H. Woo, T. M. Tsai, H. E. Kleinert, W. Y. C. Chew, e M. J. Voor, «A biomechanical comparison of four extensor tendon repair techniques in zone IV», *Plast Reconstr Surg*, vol. 115, n. 6, pagg. 1674–1681, mag. 2005.

Figura 3.11 - *Tempo di esecuzione, accorciamento dei tendini e resistenza delle suture.*

S. H. Woo, T. M. Tsai, H. E. Kleinert, W. Y. C. Chew, e M. J. Voor, «A biomechanical comparison of four extensor tendon repair techniques in zone IV», *Plast Reconstr Surg*, vol. 115, n. 6, pagg. 1674–1681, mag. 2005.

Figura 3.12 - *Configurazioni delle suture.*

K. C. Chung, B. J. Jun, M. H. McGarry, e T. Q. Lee, «The effect of the number of cross-stitches on the biomechanical properties of the modified becker extensor tendon repair», *Journal of Hand Surgery*, vol. 37, n. 2, pagg. 231–236, feb. 2012.

Figura 3.13 - *Gap (mm) formati durante le sollecitazioni cicliche con carichi di 25 N e 35 N.*

K. C. Chung, B. J. Jun, M. H. McGarry, e T. Q. Lee, «The effect of the number of cross-stitches on the biomechanical properties of the modified becker extensor tendon repair», *Journal of Hand Surgery*, vol. 37, n. 2, pagg. 231–236, feb. 2012.

Figura 3.14 - *Carico medio ed energia media per la formazione di un gap e carico medio per l'estensione dell'articolazione MP.*

R. F. Howard, S. Antonio, L. Ondrovic, e D. P. Greenwald, «Biomechanical Analysis of Four-Strand Extensor Tendon Repair Techniques».

Figura 3.15 - *Classificazione di Miller per lesioni dei tendini estensori.*

S. A. Mehdinasab, M. R. Pipelzadeh, e N. Sarrafan, «Results of Primary Extensor Tendon Repair of the Hand With Respect to the Zone of Injury», *Arch Trauma Res*, vol. 1, n. 3, pagg. 131–4, ott. 2012.

Figura 3.16 - *Risultati ottenuti nelle riparazioni classificati secondo il metodo di Miller.*

S. A. Mehdinasab, M. R. Pipelzadeh, e N. Sarrafan, «Results of Primary Extensor Tendon Repair of the Hand With Respect to the Zone of Injury», *Arch Trauma Res*, vol. 1, n. 3, pagg. 131–4, ott. 2012.