



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA



DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**“ANALISI BIOMECCANICA DEI TENDINI FLESSORI DELLA MANO:
TECNICHE DI RIPARAZIONE”**

Relatore: Prof.ssa CHIARA GIULIA FONTANELLA

Laureanda: ELISA CAMOL

ANNO ACCADEMICO 2022 – 2023

17 luglio 2023

INDICE

INDICE	1
INTRODUZIONE.....	3
CAPITOLO I.....	4
1.1 – Introduzione	4
1.2 – Struttura ossea	4
1.3 – Legamenti.....	6
1.4 – Articolazioni della mano	7
1.4.1 - Articolazione del polso	7
1.4.2 - Articolazioni intercarpali	7
1.4.3 - Articolazioni carpo-metacarpali	8
1.4.4 - Articolazioni intermetacarpali	8
1.4.5 - Articolazioni metacarpo-falangee.....	8
1.4.6 - Articolazioni interfalangee	8
1.5 - Muscoli della mano.....	9
1.5.1 - Muscoli estrinseci	9
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 – Tendini flessori nella mano	28
3.3 – Prove sperimentali sui tendini flessori della mano	29
3.3.1 – Forze in vivo	30
3.3.2 – Proprietà meccaniche dei tendini flessori della mano.....	33
3.3.3 – Effetti della radiazione gamma e dei cicli ripetuti di congelamento e scongelamento	38
3.4 – Lesioni e tecniche di riparazione	41

3.5 – Valutazione biomeccanica delle tecniche di sutura	42
3.6 - Confronto tra la riparazione dei tendini flessori con sutura e con un dispositivo di aggancio	45
CAPITOLO IV	48
BIBLIOGRAFIA.....	50
IMMAGINI.....	52

INTRODUZIONE

La mano è una struttura complessa, grazie alla quale si possono compiere molteplici movimenti, anche estremamente precisi. Una componente principale di essa sono i tendini, che possono essere distinti tra flessori ed estensori. Nel caso in cui i tendini flessori siano soggetti a lesioni risulta estremamente importante utilizzare il metodo di riparazione e riabilitazione più adeguato. Ciò è necessario per permettere nuovamente alla mano di svolgere i movimenti e funzioni nella loro totalità: i tendini risultano interconnessi tra loro e un tendine lesionato può rendere l'intera mano disfunzionale.

Il presente lavoro di tesi si propone di riportare, in seguito ad una panoramica dell'anatomia della mano e della microstruttura dei tendini e del loro comportamento, alcuni studi riguardanti il comportamento dei tendini flessori della mano sani e riparati. Per quanto riguarda i tendini sani, si analizzano degli studi riguardanti la misurazione delle forze trasmesse dai muscoli in vivo e le proprietà meccaniche dei tendini in vitro, con lo scopo di comprendere come si dovrebbe comportare un eventuale tendine flessore della mano artificiale. Successivamente, si riportano degli articoli che mirano a valutare la variazione del comportamento meccanico dei tendini in seguito all'applicazione di diverse tecniche di riparazione.

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 ossa 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 abduttore 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 altre quattro ossa 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.

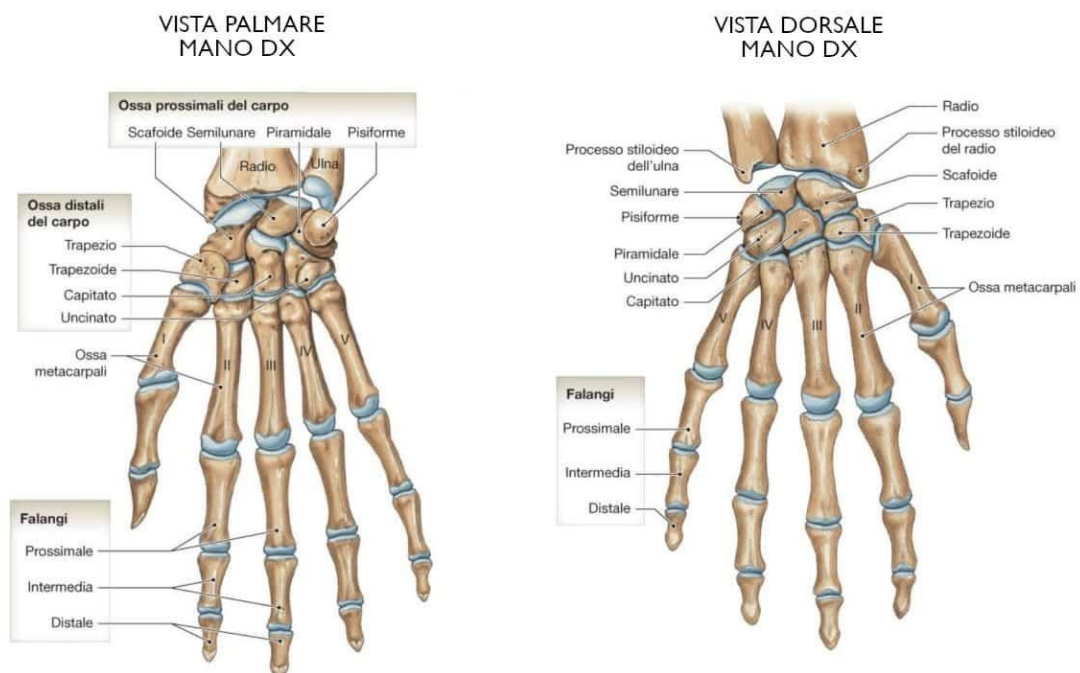


Figura 1.1 - Visione palmare e dorsale delle ossa della mano.

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.

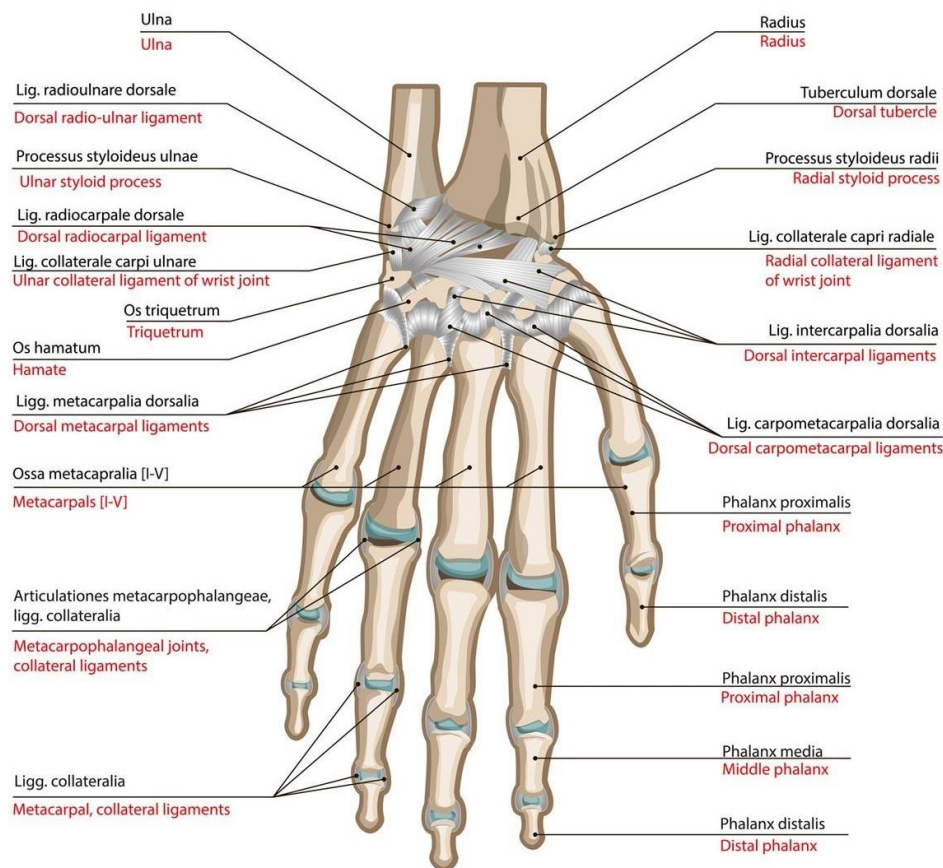


Figura 1.2 - Legamenti e articolazioni della mano.

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'*abducente 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.

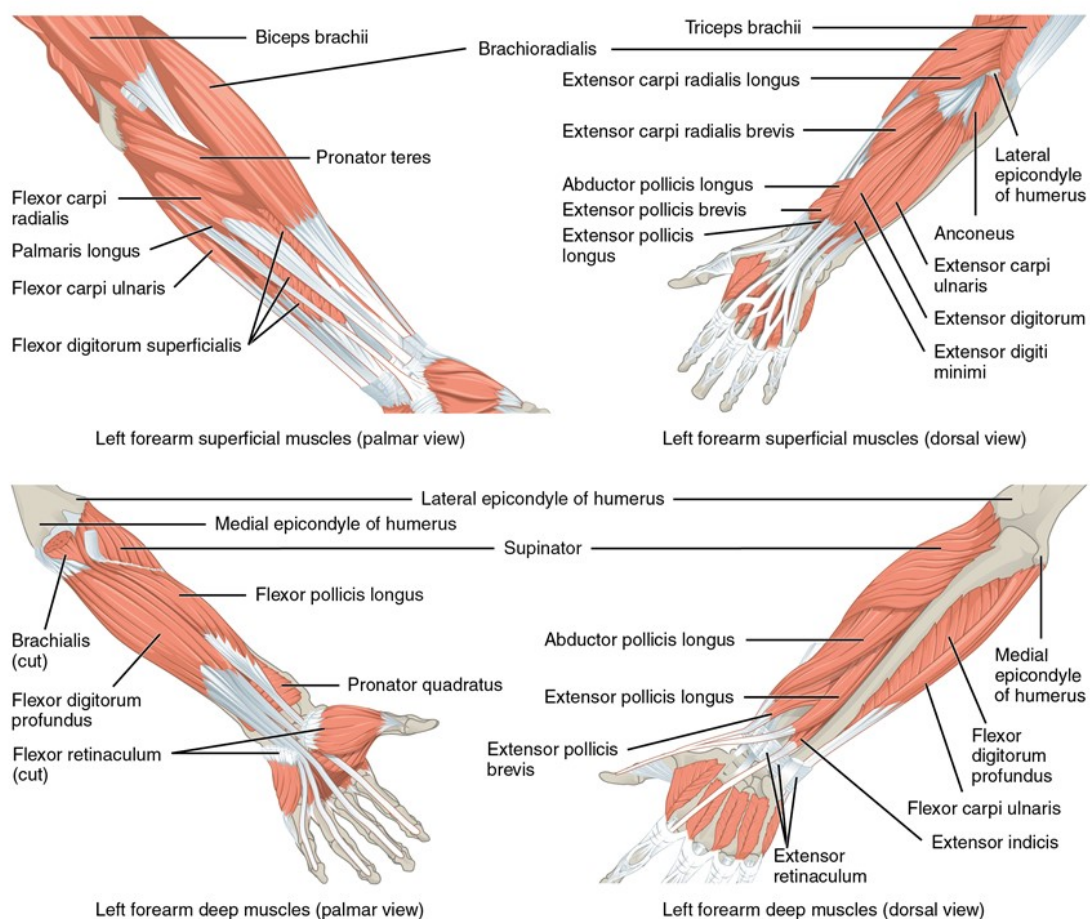


Figura 1.3 - Muscoli estrinseci della mano.

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 abduurre 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.

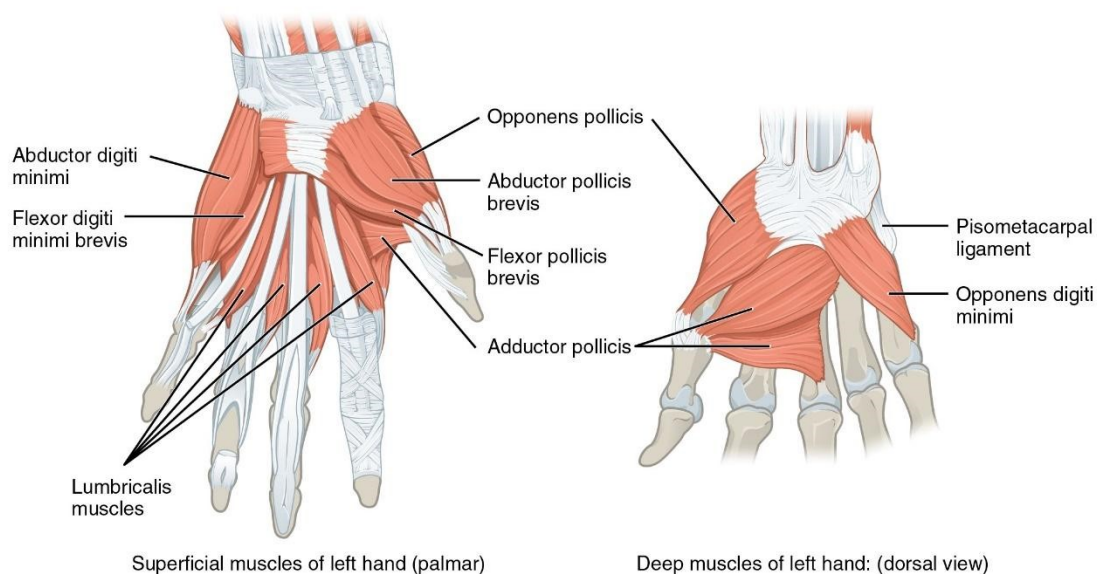


Figura 1.4 - Muscoli intrinseci dei gruppi tenar e ipotenar della mano.

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.

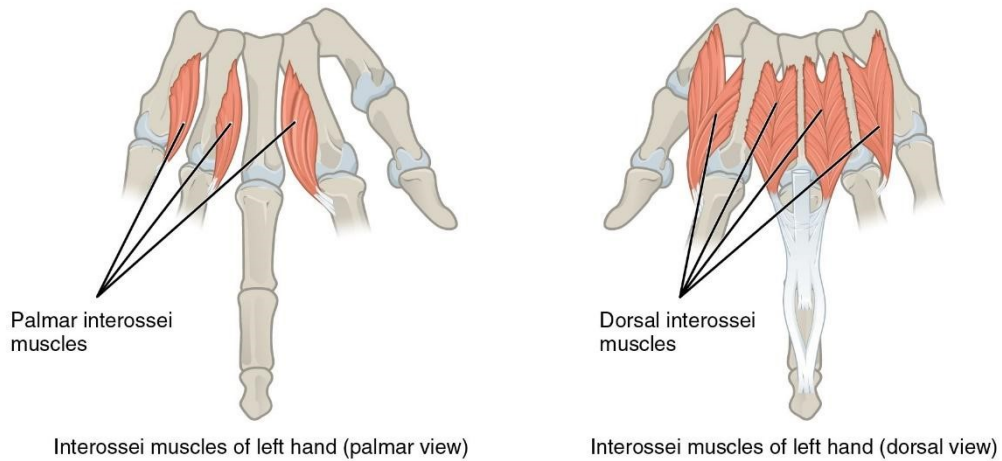


Figura 1.5 - Muscoli intrinseci interossei della mano.

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 da tre catene polipeptidiche sinistrorse, chiamate catene α , 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 α 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).

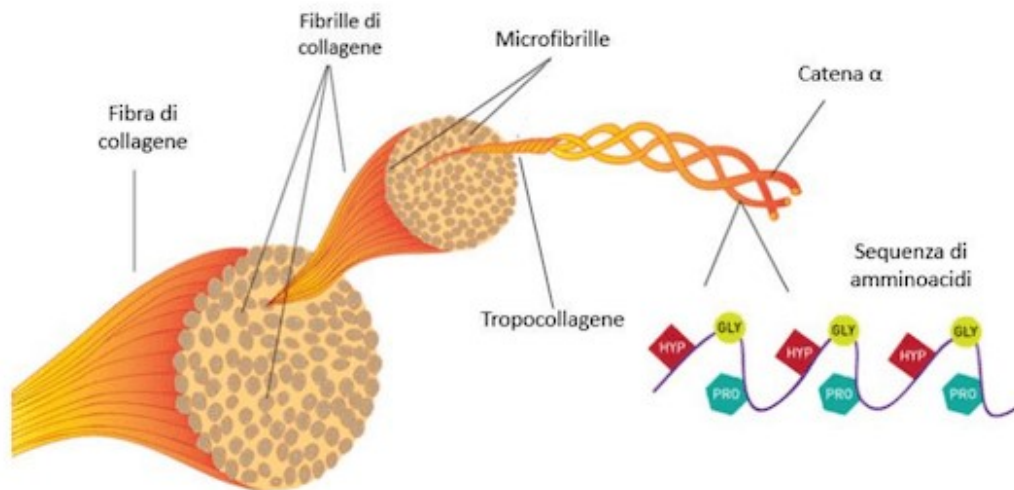


Figura 2.1 – Struttura e assemblamento delle fibre di collagene

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*".

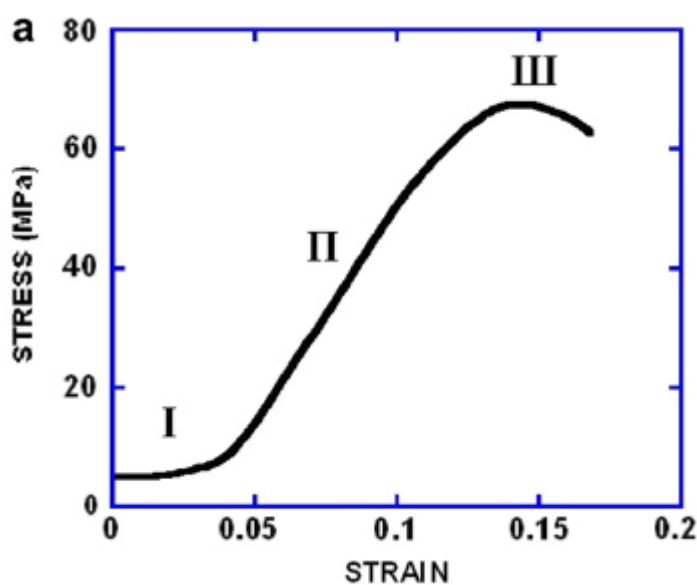


Figura 2.2 – Curva tensione-deformazione delle fibre di collagene.

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 α -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.

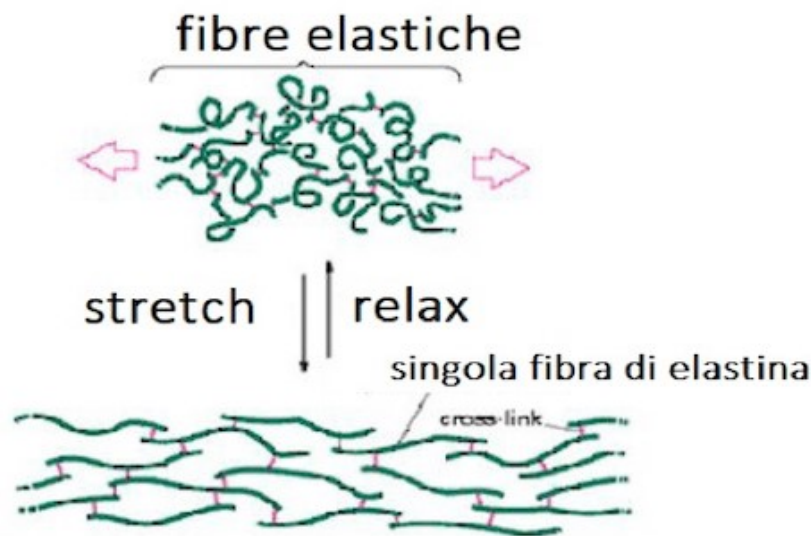


Figura 2.3 – Struttura random coil elastica dell'elastina

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].

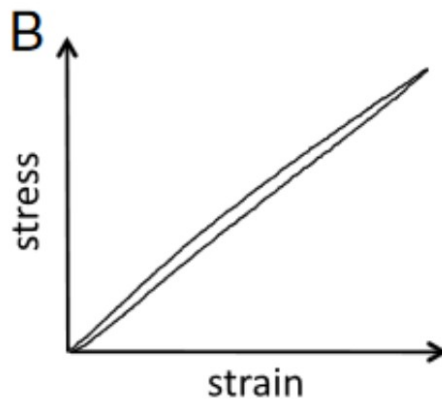


Figura 2.4 - Comportamento a sollecitazione ciclica dell'elastina

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 (glicosamminoglicani 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.

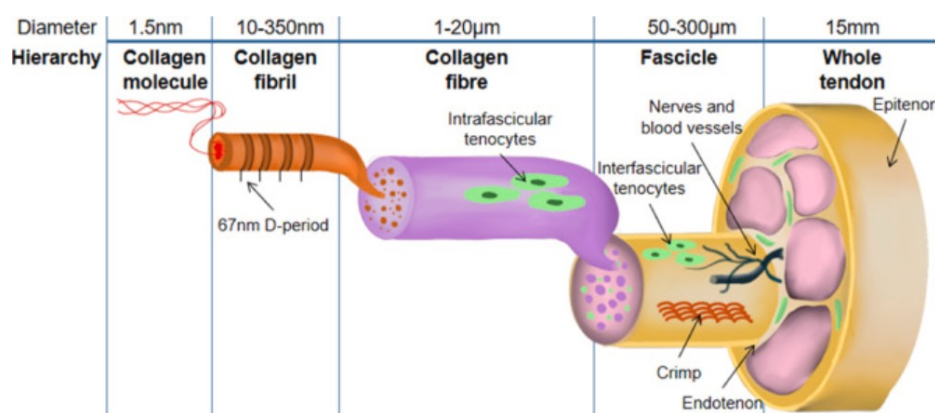


Figura 2.5 - Struttura gerarchica del tendine.

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 tensione-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.

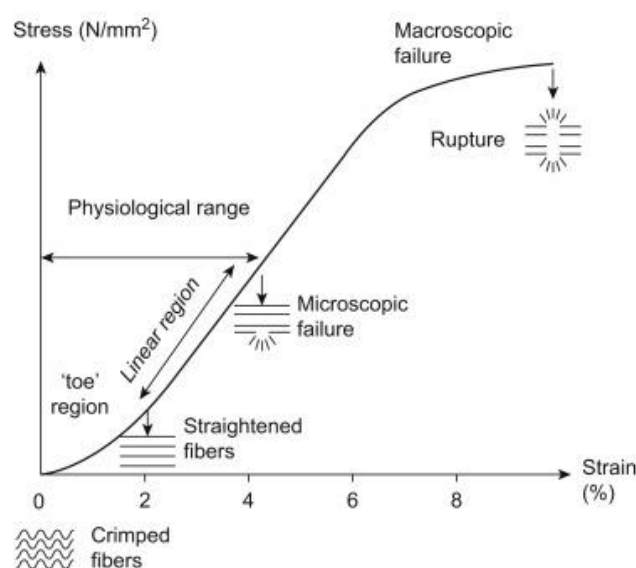


Figura 2.6 - Curva tensione-deformazione del tendine.

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.

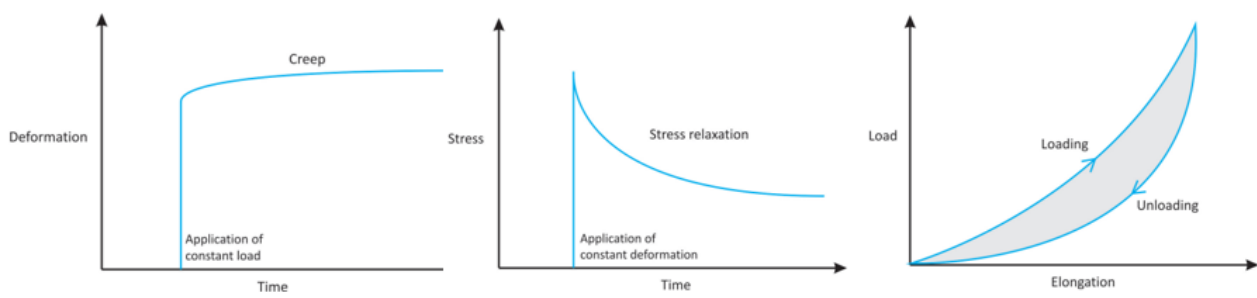


Figura 2.7 - Viscoelasticità del tendine.

CAPITOLO III

PROVE SPERIMENTALI SUI TENDINI FLESSORI DELLA MANO SANI E RIPARATI

3.1 – Introduzione

Lo studio delle proprietà meccaniche dei tendini della mano è importante in diversi campi. In particolare, comprenderne il comportamento può essere molto utile ai chirurghi che devono selezionare il metodo di riparazione più adeguato. La scelta risulta importante anche in base al protocollo di riabilitazione postoperatorio che si vuole applicare e per questo è rilevante studiare anche i tendini riparati in seguito a lesioni e analizzare le loro proprietà meccaniche dopo che è stata eseguita una certa riparazione. Anche nel caso si vogliano costruire innesti per i tendini è necessario conoscere nel dettaglio il loro comportamento per realizzarli con proprietà meccaniche il più simili possibile.

Nel capitolo vengono riportati studi sui tendini flessori sani e, successivamente, analisi delle proprietà meccaniche di tendini riparati con diverse tecniche.

3.2 – Tendini flessori nella mano

I tendini flessori profondi delle dita (FDP) originano dallo strato più profondo dei muscoli flessori, mentre i tendini flessori superficiali delle dita (FDS) sono la continuazione dello strato più superficiale del muscolo [14]. Il tendine flessore lungo del pollice (FPL) origina dallo strato muscolare più profondo ed è l'unico flessore del pollice. Quando questi tendini entrano nella mano attraversano il tunnel carpale e sono disposti in tre strati. Più profondamente si trovano i flessori profondi delle dita e il flessore lungo del pollice. Sopra di loro si trovano i tendini superficiali di indice e mignolo, e infine i tendini superficiali del dito medio e anulare.

Nella mano, i tendini flessori sono racchiusi in guaine sinoviali che li lubrificano e minimizzano l'attrito mentre scorrono sotto il legamento carpale trasversale e all'interno delle dita. In particolare, nel polso e nel palmo tutti i tendini flessori delle dita lunghe sono racchiusi in un'unica guaina che permette lo scorrimento dei tre strati. Queste guaine sinoviali marciano diverse zone lungo il corso dei tendini (Figura 3.1).

La zona I rappresenta la zona distale alla guaina sinoviale, occupata solo dal tendine profondo. La zona II comprende la lunghezza della guaina fibro-ossea del dito, dove, nelle dita che non sono il pollice, FDP e FDS scivolano entro i confini della guaina. La zona III si estende dall'aspetto

prossimale della guaina sinoviale del dito (approssimativamente a livello del collo metacarpale) all'aspetto distale del legamento carpale trasversale. La zona IV comprende il tunnel carpale e la zona V è prossimale a quest'ultimo.

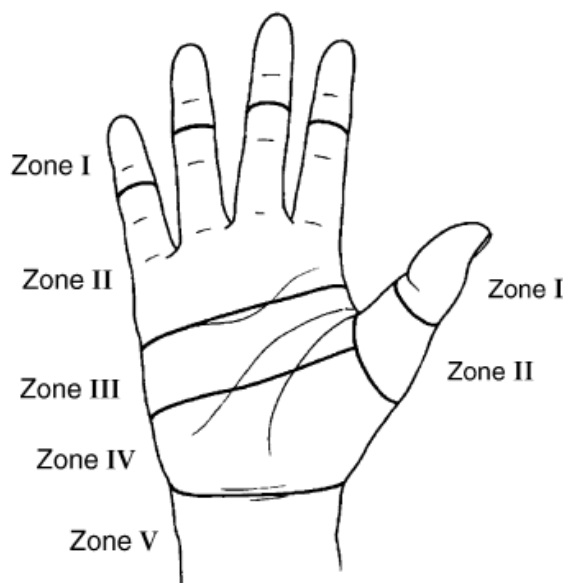


Figura 3.1 – Suddivisione in zone dei tendini flessori

3.3 – Prove sperimentali sui tendini flessori della mano

Le prove sperimentali possono essere effettuate secondo due metodologie: in vivo e in vitro. Il modello in vivo necessita della presenza di un soggetto sul quale effettuare le valutazioni. Tramite questo modello si può avere una visione reale della componente analizzata, poiché non si pongono problemi come quello della conservazione, ma le strutture rimangono connesse ad altre componenti contigue nell'organismo che possono influenzare i test. Nel modello in vitro si eseguono analisi su strutture estratte da cadaveri. In questo caso il campione analizzato può essere sollecitato e trattato fino a raggiungere delle deformazioni non recuperabili, come fino a rottura, e si ha il vantaggio che è isolato dal resto dell'organismo e quindi è esente da influenze, anche se non rispecchia la realtà. Nel modello in vitro, però, è necessario porre attenzione ad altre questioni, come la modalità di reperimento e di conservazione dei tessuti. Infatti, quest'ultima potrebbe influenzare le proprietà del campione.

Nei seguenti sottoparagrafi si presenteranno degli studi che analizzano i tendini flessori sani, non sottoposti a lesioni o riparazione. Uno studio è effettuato in vivo e l'altro in vitro. Infine, nell'ultimo sottoparagrafo, si riporta uno studio sugli effetti delle modalità di conservazione.

3.3.1 – Forze in vivo

Le forze generate nei muscoli vengono trasmesse alle ossa tramite i tendini, e ciò permette il movimento delle articolazioni e degli arti. Per fare questo, i tendini devono sopportare grandi forze. Si è dimostrato che, nei tendini flessori della mano, le forze intratendinee dipendono dalla posizione in cui si trova l'articolazione, flessa o estesa, e dalla generazione di esse, passiva o attiva [15]. La misurazione delle forze lungo i tendini è importante a livello clinico per diversi motivi come per stimare il potere di tenuta che deve possedere la sutura per resistere alle forze durante il moto passivo o attivo oppure per conoscere la quantità di tensione alle giunzioni di una protesi tendinea.

In questo studio si è utilizzato un trasduttore di forza a forma di S per misurare le forze a cui è sottoposto il tendine flessore in vivo durante diversi movimenti [16]. Questo trasduttore è stato sviluppato specificamente per misurare le forze lungo i tendini intatti: è in acciaio inox sagomato con quattro estensimetri fissati alla trave centrale. Quando il trasduttore viene applicato a un tendine, la forza muscolare attraverso il tendine crea una coppia sul fascio centrale, che viene rilevata dagli estensimetri. Il trasduttore utilizza il principio che un tendine deformato tende a raddrizzarsi sotto un carico di trazione.

Ogni trasduttore è stato calibrato prima di effettuare le misure: sono stati utilizzati dei campioni congelati e scongelati di tendini flessori delle dita. Questi sono stati montati su una macchina servo-idraulica con una cella di carico, dove sono stati caricati per un massimo di 66,7 N. Sono stati registrati il carico e l'uscita e si è ottenuto che i trasduttori hanno una risposta lineare all'aumento del carico di trazione del tendine e che il diametro del tendine influenza la misurazione. Perciò, è stato calcolato un fattore di conversione in funzione della dimensione di ogni tendine per ogni trasduttore. La misurazione delle forze in vivo lungo il tendine flessore è stata eseguita durante la chirurgia per la sindrome del tunnel carpale su nove pazienti, sottoposti ad anestesia locale. Si sono usate le registrazioni di solo cinque di questi pazienti (tre uomini e due donne) poiché i dati dei restanti quattro erano incompleti. I trasduttori sono stati applicati al flessore lungo del pollice (FPL), al flessore superficiale delle dita (FDS) e al flessore profondo delle dita (FDP). Una volta applicati, sono state effettuate diverse misurazioni delle forze con la partecipazione attiva del paziente durante le seguenti funzioni: flesso-estensione passiva del polso (con le dita in posizione di riposo), flesso-estensione passiva e iperestensione dell'articolazione interfalangea del pollice (con il polso in posizione neutra), flesso-estensione passiva delle articolazioni interfalangee distali e prossimali del dito indice, flessione attiva dell'articolazione interfalangea del pollice e delle articolazioni interfalangee distali e prossimale del dito indice per studiare le forze indipendenti dei tendini FPL, FDP e FDS, unione delle punte di pollice e indice, pizzico laterale tra pollice e indice, movimento di presa. Ciascuna prova è

stata ripetuta tre volte e poi è stata calcolata la media delle tre misurazioni. Di seguito vengono riportate le tabelle con i risultati ottenuti durante il moto passivo e attivo e nei diversi movimenti.

<i>Passive motion</i>	<i>FPL</i> (kgf)	<i>FDP</i> (kgf)	<i>FDS</i> (kgf)
Wrist flexion-extension			
Mean	0.0	0.01	0.06
Standard deviation	0.0	0.02	0.06
Range	0.0	0.0-0.04	0.0-0.2
Wrist extension			
Mean	0.3	0.3	0.2
Standard deviation	0.2	0.3	0.2
Range	0.0-0.4	0.0-0.6	0.0-0.3
Thumb IP flexion-extension			
Mean	0.3	0.1	0.0
Standard deviation	0.2	0.1	0.0
Range	0.1-0.6	0.0-0.2	0.0
Thumb IP hyperextension			
Mean	0.6	0.3	0.0
Standard deviation	0.2	0.4	0.0
Range	0.3-0.9	0.0-0.9	0.0
Index DIP flexion-extension			
Mean	0.0	0.01	0.0
Standard deviation	0.0	0.01	0.0
Range	0.0	0.01-0.2	0.0
Index PIP flexion-extension			
Mean	0.1	0.1	0.2
Standard deviation	0.1	0.2	0.1
Range	0.0-0.2	0.02-0.3	0.15-0.24

Tabella 3.1 – Forze registrate lungo i tendini flessori durante il moto passivo del polso e delle dita

<i>Active motion</i>	<i>FPL (kgf)</i>	<i>FDP (kgf)</i>	<i>FDS (kgf)</i>
Wrist flexion			
Mean	0.0	0.2	0.2
Standard deviation	0.0	0.2	0.2
Range	0.0	0.0-0.3	0.0-0.3
Wrist extension			
Mean	0.2	0.2	0.3
Standard deviation	0.2	0.1	0.1
Range	0.0-0.4	0.0-0.3	0.2-0.4
Thumb IP flexion			
Mean	1.8	0.1	0.0
Standard deviation	1.1	0.3	0.0
Range	0.4-3.5	0.0-0.6	0.0
Thumb IP extension			
Mean	0.4	0.2	0.2
Standard deviation	0.5	0.1	0.2
Range	0.1-1.1	0.0-0.3	0.0-0.3
Index DIP flexion			
Mean	0.0	1.9	0.02
Standard deviation	0.0	1.6	0.04
Range	0.0	0.1-2.9	0.0-0.1
Index PIP flexion			
Mean	0.1	0.1	0.9
Standard deviation	0.1	0.1	0.5
Range	0.0-0.2	0.0-0.2	0.3-1.3
Tip pinch			
Mean	2.7	8.3	1.9
Standard deviation	2.1	4.0	1.1
Range	0.8-6.0	2.0-12.0	0.3-3.5
Lateral pinch			
Mean	3.8	3.5	1.4
Standard deviation	2.7	2.8	1.3
Range	1.4-7.2	0.3-6.6	0.0-3.1
Grasp			
Mean	1.9	4.0	0.6
Standard deviation	1.4	3.4	0.3
Range	0.7-4.2	1.9-6.4	0.0-0.9

Tabella 3.2 – Forze registrate lungo i tendini flessori durante il moto attivo del polso e delle dita

Dai risultati riportati nelle tabelle si può notare che durante la flessione-estensione del polso, si sono registrate forze di entità simile tra il movimento attivo e quello passivo, che variano dai 0 ai 0,3 kgf (1 kgf= 9,80665 Newton) (Tabella 3.1 - 3.2). Le forze lungo i tendini flessori erano solitamente più alte durante l'estensione completa del polso rispetto al movimento dalla flessione del polso alla posizione neutra di flessione-estensione, ma la differenza non era significativa. Le forze massime medie sono state osservate quando il polso è stato spostato passivamente dalla piena flessione alla piena estensione. Per quanto riguarda il movimento del pollice, le forze sono state generate lungo il FPL e, in misura minore, all'interno del FDP. Lungo il FPL, le forze erano maggiori durante l'iperestensione passiva, fino a 0,9 kgf, rispetto all'estensione passiva dalla posizione flessa. Durante l'iperestensione attiva si sono ottenute forze simili a quella passiva. Nella flessione-estensione passiva dell'articolazione interfalangea distale dell'indice, le forze sono state registrate lungo il tendine FDP, mentre durante la flessione-estensione passiva dell'articolazione prossimale le forze sono state registrate

all'interno di entrambi i tendini flessori. L'entità della forza varia da meno di 0,1 kgf ad un massimo di 0,3 kgf. Durante le prove di flessione-estensione passiva del pollice e dell'indice, come quella del polso, le forze di picco sono state registrate durante l'estensione da una posizione massima flessa. Durante i restanti movimenti erano presenti forze più elevate lungo i tendini flessori. Durante l'unione delle punte dell'indice e pollice lungo il FPL erano presenti forze fino a 6,0 kgf e lungo il FDP fino a 12,0 kgf. Il pizzico laterale aveva forze reattive del tendine fino a 7,2 kgf all'interno del FPL e fino a 6,6 kgf all'interno del FDP. All'interno del FDS erano presenti forze inferiori. Durante la presa, sono state misurate forze fino a 6,4 kgf FDP e fino a 4,2 kgf lungo la FPL.

Si può notare che durante la flessione attiva sono state registrate forze maggiori rispetto al movimento passivo. Durante la flessione interfalangea del pollice esclusivamente a causa della contrazione della FPL, sono state registrate forze tendinee comprese tra 0,4 e 3,5 kgf (media, 1,8 kgf), mentre con l'estensione attiva del pollice sono state osservate forze tendinee molto più basse (media, 0,4 kgf). La flessione interfalangea distale del dito indice, risultato della contrazione del FDP, ha prodotto una forza tendinea di 1,9 kgf (media), che era significativamente superiore alla forza FDP registrata durante l'estensione o la flessione passiva del dito. Durante i movimenti di pizzico e presa sono state registrate forze più alte lungo il FDP e FPL. È importante considerare che i valori massimi registrati sono probabilmente tra i più bassi delle forze potenziali perché le misurazioni sono state eseguite durante un intervento chirurgico in cui i pazienti non potevano vedere le mani ed erano sottoposti ad anestesia.

3.3.2 – Proprietà meccaniche dei tendini flessori della mano

L'obiettivo dello studio di seguito riportato è quello di ottenere informazioni dettagliate sulle proprietà meccaniche dei tendini flessori umani freschi [17]. Si propone ciò in modo da poter progettare dei tendini flessori artificiali che possano sostituire i tendini lesionati poiché i risultati clinici sulle riparazioni tendinee sono spesso deludenti e l'integrità, insieme al movimento libero, dei tendini flessori sono fondamentali per le normali funzioni della mano.

In questo studio sono stati analizzati tendini flessori superficiali delle dita (FDS), tendini flessori profondi delle dita (FDP) e tendini flessori lunghi del pollice (FPL) rimossi da 17 mani di venti cadaveri, la cui morte era avvenuta entro le 24 ore precedenti, per un totale di 153 tendini. L'età media dei soggetti era di 72 anni. I tendini sono stati accuratamente staccati distalmente dalle loro inserzioni ossee e, inoltre, in dieci mani sono state rimosse le falangi distali e medie del dito medio con i loro attacchi volari e laterali al tessuto, fornendo così venti campioni su cui si poteva misurare la forza dell'inserzione ossea. Tutti i campioni sono stati immersi nella soluzione di lattato di Hartmann a

temperatura ambiente per prevenire la disidratazione e sono stati testati entro sei ore dalla raccolta o sono stati conservati a -30°C prima della prova.

Le venti unità osseo-tendinee sono state testate fino a rottura: si è incorporato l'osso in cemento polimetilmetacrilato (pmma) e posto all'interno di un supporto metallico. Quest'ultimo era inclinato di un angolo tale che, durante l'applicazione della tensione, la linea di trazione del tendine sull'inserzione era simile a quella in vivo. Il test di trazione è stato eseguito su una macchina Instron 1122 ad una velocità di deformazione di 100 mm al minuto. I supporti metallici in cui è stato inserito l'osso erano stati fissati alla testa trasversale mobile della macchina, mentre le zone intramuscolari dei campioni sono state bloccate in ganasce congelate in cui viene congelata anche la parte di tessuto posta tra esse, per prevenire lo scivolamento del tendine fino al punto di rottura [25]. (Figura 3.2)

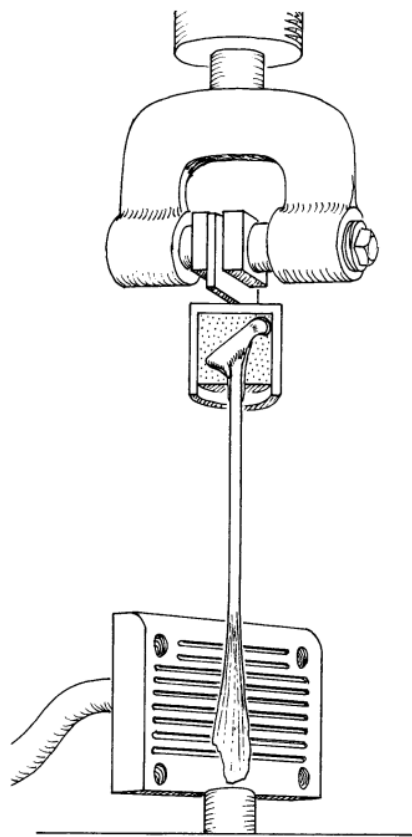


Figura 3.2 – Configurazione del test dei tendini con le falangi in pmma

Tutti i campioni tendine-osso si sono rotti all'interno o vicino all'osso, lasciando la lunghezza principale del tendine intatta e disponibile per un nuovo test per trovare il carico di rottura del tendine stesso. Questi 20 tendini sono stati ritestati nello stesso modo degli altri 133 che erano stati staccati dall'osso per dissezione. Per prevenire lo scivolamento, i 25 mm distali del tendine e la parte intramuscolare prossimale sono stati posti nelle ganasce congelate. In seguito, la lunghezza del tendine tra le due ganasce è stata misurata per poter calcolare la deformazione, cioè l'estensione percentuale. La lunghezza di un tendine flessore può essere considerata come la distanza

dall'inserzione ossea alla fibra tendinea più vicina uscente dai muscoli. Poiché un obiettivo di questo studio era la progettazione di una protesi del tendine flessore, che richiede un ancoraggio prossimale, si è misurata anche la distanza fino all'inserzione della fibra muscolare più distale. Nella tabella di seguito sono riportate le distanze medie misurate appena descritte. (Tabella 3.3)

<i>Finger</i>	<i>FDP</i>	<i>FDS</i>
Index	185-254	149-215
Middle	183-255	152-216
Ring	175-248	166-218
Little	161-229	124-156
Thumb	<i>FPL</i> 132-213	

Tabella 3.3 – Distanze medie dei tendini in mm

Il test iniziale sui tendini del dito medio con le inserzioni ossee distali ha mostrato che i punti più deboli sono situati distalmente. Le forze a cui è avvenuta la rottura sono riportate nella figura seguente e da esse si può dedurre che i tendini erano approssimativamente 2,1 volte più forti delle loro inserzioni distali. (Tabella 3.4)

<i>Tendon</i>	<i>FDP</i>	<i>FDS</i>
Strength on bone (N)	558 ± 69	657 ± 135
Site of Failure	Bone avulsion	Chiasma
Tendon Strength (N)	1175 ± 245	1296 ± 319
Tendon: Insertion strength ratio	2.12 ± 0.45	2.04 ± 0.69

Tabella 3.4 – Risultati del test sui tendini del dito medio con l'inserzione ossea distale

Nella figura 3.3 è riportata la curva tensione-deformazione per il tendine flessore superficiale dell'anulare, come curva media più o meno deviazione standard, in cui si può osservare la curva tipica dei tessuti ricchi di collagene. Nella tabella successiva sono, inoltre, mostrati i carichi di rottura e le deformazioni raggiunte (Tabella 3.5). Infine, nelle figure 3.4 e 3.5 sono riportate le curve tensione-deformazione per i tendini flessori superficiali e per i tendini flessori profondi insieme ai tendini flessori lunghi del pollice delle diverse dita.

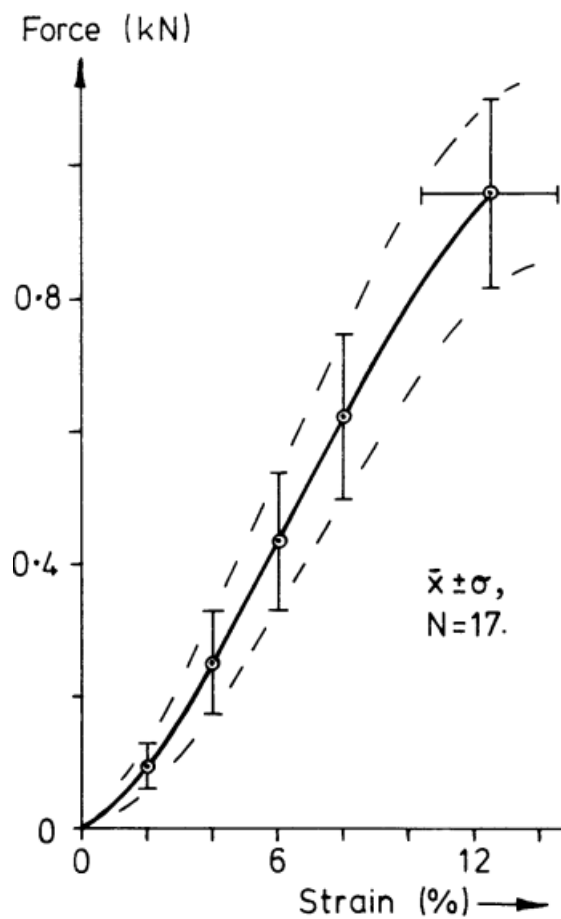


Figura 3.3 – Comportamento meccanico dei tendini flessori superficiali dell'anulare

		Breaking Strength (N)		Strain (%)	
		Max-Min	Mean \pm s.d.	Max-Min	Mean \pm s.d.
FDS	Index	1430-490	965 \pm 209	21.5-10.0	13.4 \pm 2.9
	Middle	1820-750	1252 \pm 321	25.5-10.0	15.7 \pm 5.3
	Ring	1115-620	955 \pm 142	16.2- 9.3	12.5 \pm 2.1
	Little	345-110	212 \pm 76	25.0- 9.0	13.7 \pm 4.7
FDP	Index	1385-660	935 \pm 176	14.8- 6.3	10.7 \pm 2.1
	Middle	1520-780	1182 \pm 213	21.8- 7.4	12.9 \pm 3.5
	Ring	1100-615	927 \pm 149	15.3- 8.9	11.5 \pm 2.1
	Little	1205-460	623 \pm 191	16.9- 8.5	12.0 \pm 2.8
FPL		1330-685	998 \pm 180	15.5- 9.3	12.1 \pm 2.0

Tabella 3.5 – Deformazioni e carico di rottura dei tendini

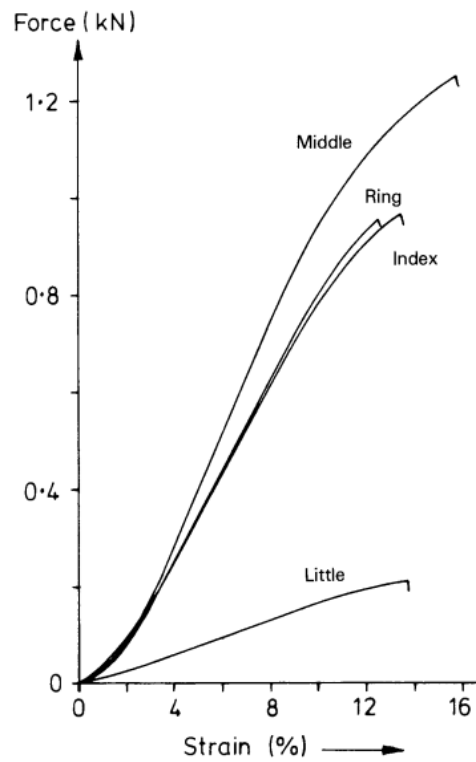


Figura 3.4 – Comportamento meccanico dei tendini flessori superficiali delle dita

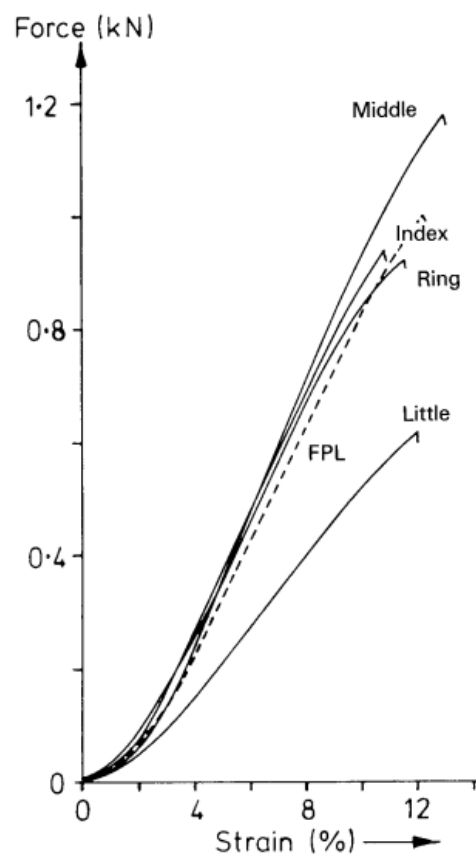


Figura 3.5 – Comportamento meccanico dei tendini flessori profondi delle dita e dei tendini flessori lunghi del pollice

Con questo studio si è dimostrato che un tendine flessore protesico dovrebbe avere una resistenza alla trazione massima di almeno 1500 N. Per un uso efficace della protesi, anche le proprietà elastiche sono molto importanti: per esempio, dalla tabella 3.5, si nota che il tendine flessore superficiale dell'anulare ha una deformazione del 5.6% alla tensione di 400 N, carico fisiologico durante il movimento di presa. Se un tendine protesico è più rigido dei tendini circostanti sopporterà un carico sproporzionato durante la presa e la fissazione prossimale o distale di questo tenderà a rompersi. Al contrario, se il tendine protesico è meno rigido dei tendini umani vicini non riuscirà ad integrarsi nel perseguire le varie funzioni della mano. Dallo studio si può notare che i tendini flessori sia superficiali che profondi dell'indice, dito medio e anulare, come anche il tendine flessore lungo del pollice, hanno proprietà meccaniche molto simili e ciò suggerisce che tutti questi tendini flessori potrebbero essere sostituiti con un tipo di impianto adattato in base alle lunghezze elencate nella tabella 3.3 (Figura 3.4 – 3.5). Il tendine superficiale del mignolo è una struttura molto sottile e tenue e la rigidità e la forza sono significativamente inferiori rispetto a quelle del tendine profondo: probabilmente un impianto per il tendine superficiale del mignolo non sarebbe necessario poiché sarebbe sufficiente il tendine profondo da solo.

3.3.3 – Effetti della radiazione gamma e dei cicli ripetuti di congelamento e scongelamento

L'obiettivo dello studio riportato è quello di valutare le proprietà biomeccaniche dei tendini umani in seguito all'esposizione a radiazione gamma e a cicli ripetuti di congelamento-scongelamento e di confrontarle con campioni freschi [18]. L'uso di alloinnesti per tessuti molli comporta un rischio potenziale di contaminazione, trasmissione di malattie, risposta immunitaria e incorporazione ritardata dell'innesto nell'ospite. Nonostante i tessuti molli siano recuperati e trattati in modo asettico, il trattamento asettico non elimina completamente ogni rischio di contaminazione batterica o virale. Molte banche tissutali considerano essenziale per gli alloinnesti di essere sterilizzati utilizzando irradiazione gamma da fonti di cobalto 60. Sfortunatamente, la sterilizzazione di innesti con radiazioni gamma ha dimostrato di influenzare negativamente le proprietà biomeccaniche degli innesti di tessuti molli in modo dose-dipendente.

In questo studio sono stati utilizzati quaranta tendini flessori superficiali delle dita, procurati da cinque cadaveri freschi la cui età media era di 34,2 anni. Non sono stati considerati donatori con lesioni o malattie preesistenti. I campioni sono stati divisi in quattro gruppi: (1) tendini freschi (non trattati), (2) uso di radiazione gamma, (3) congelati e scongelati, (4) trattati con radiazione gamma insieme a congelamento-scongelamento.

Dopo aver raccolto i tendini freschi, il primo gruppo è stato testato immediatamente. Il secondo e quarto gruppo sono stati sottoposti a radiazione gamma: i tendini sono stati racchiusi in una scatola di polistirolo appositamente progettata e sono stati posizionati su ghiaccio secco ad una temperatura di -40°C/-50°C durante tutto il processo di irradiazione; i campioni sono stati irradiati in un impianto di irradiazione gamma da cobalto-60 con una dose media di 10 kGy/h per circa 2,5 ore per ottenere la dose target di 25 kGy. A seguito dell'irradiazione, il secondo gruppo è stato conservato a -80°C fino al test. Il terzo e quarto gruppo sono stati avvolti in una garza imbevuta di soluzione salina per i cicli ripetuti di congelamento-scongelo (quattro cicli). Per questo studio si è seguito la raccomandazione dell'International Atomic Energy Agency (IAEA) per la quantità di radiazione gamma da usare. Per i cicli di congelamento-scongelo è stato pensato ad un alternarsi di uno stage di sette giorni di congelamento a -80°C con uno stage di 6 ore di scongelamento a 25°C.

Ogni tendine è stato analizzato usando una macchina universale di prova dei materiali. L'area della sezione trasversale è stata calcolata misurando l'ampiezza e lo spessore in quattro livelli equidistanti lungo il tendine; è stato assimilato il tendine a una forma quasi ellittica e si è calcolata l'area con la formula: $S = \pi \times A \times B / 4$ (A: ampiezza, B: spessore). Ogni campione è stato fissato in morsetti su misura per tessuti molli con un minimo di 1 cm di tessuto nel morsetto per prevenire lo scivolamento. Il campione è stato posto verticalmente in modo che il tendine fosse caricato costantemente con tensione uniassiale. Il tendine è stato sottoposto ad un precarico iniziale di 2 N; dopo aver precaricato il tendine, è stato imposto un allungamento del 5% della lunghezza iniziale per 5 cicli ad un tasso di 0.5 mm al secondo. Successivamente è stato eseguito il test di trazione fino a rottura con una velocità di 20 mm al minuto, dal quale si è generato un grafico forza-allungamento da cui calcolare la forza massima, l'allungamento massimo e la rigidità. Si è ottenuta, in seguito, la curva tensione-deformazione e da essa sono stati calcolati il carico di rottura e la deformazione massima. Il modulo di Young è stato calcolato come: rigidità x lunghezza iniziale/area sezione trasversale.

Dalle misurazioni effettuate si nota che non ci sono differenze significative tra le dimensioni dei tessuti nei diversi gruppi (Tabella 3.6).

Groups	Initial length (mm)	Width (mm)	Thickness (mm)	Cross-sectional area (mm ²)
Fresh	41.10 ± 2.42	5.34 ± 0.33	2.31 ± 0.15	9.66 ± 0.85
Gamma	41.14 ± 3.02	5.46 ± 0.36	2.19 ± 0.13	9.41 ± 0.97
Freeze-thaw	41.55 ± 4.99	5.60 ± 0.52	2.15 ± 0.08	9.44 ± 0.91
Gamma + Freeze-thaw	41.21 ± 3.59	5.27 ± 0.59	2.24 ± 0.18	9.31 ± 1.44

Tabella 3.6 – Dimensioni dei tessuti per ogni gruppo

Nelle tabelle seguenti vengono riportati i risultati ottenuti nel test di trazione: nella prima si possono osservare le proprietà strutturali dei campioni quali la rigidità, l'allungamento massimo e il carico massimo; nella seconda vengono mostrate le proprietà meccaniche dei campioni: carico di rottura, massima deformazione e modulo di Young.

Groups	Ultimate load (N)	Stiffness (N/mm)	Ultimate elongation (mm)
Fresh	396.37 ± 44.98	90.38 ± 10.59	8.76 ± 1.26
Gamma	335.96 ± 28.32 ^{a,b}	81.25 ± 5.07 ^a	7.74 ± 1.21
Freeze-thaw	340.84 ± 36.41 ^{a,b}	81.04 ± 6.17 ^a	8.07 ± 1.53
Gamma + Freeze-thaw	287.41 ± 23.20 ^a	76.47 ± 5.38 ^a	6.95 ± 0.84 ^a

Tabella 3.7 – Parametri delle proprietà strutturali dei campioni per i diversi gruppi

Groups	Ultimate stress (MPa)	Ultimate strain (%)	Young's modulus (MPa)
Fresh	41.12 ± 4.22	21.33 ± 2.77	386.91 ± 57.57
Gamma	35.92 ± 3.86 ^{a,b}	18.84 ± 2.71	357.72 ± 43.97
Freeze-thaw	36.15 ± 2.75 ^{a,b}	19.30 ± 2.07	356.64 ± 38.12
Gamma + Freeze-thaw	31.26 ± 2.85 ^a	16.91 ± 2.04 ^a	346.95 ± 69.09

Tabella 3.8 – Proprietà meccaniche dei campioni per i diversi gruppi

Dalla tabella 3.7 si osserva che i tendini freschi presentano una differenza significativa nella forza massima applicata e nella rigidità, soprattutto in confronto al gruppo trattato con radiazione gamma insieme ai cicli di congelamento-scongelo. Per quanto riguarda le proprietà meccaniche si può notare che: il carico di rottura è più elevato nei tendini freschi mentre la deformazione massima è

significativamente ridotta nel quarto gruppo (Tabella 3.8). In generale le differenze maggiori si notano tra il gruppo dei tendini freschi e quello dei tendini sottoposti a radiazione gamma e ai cicli ripetuti di congelamento-scongelo.

Dallo studio si riscontra, quindi, che il trattamento con radiazione gamma a 25 kGy ha effetti biomeccanici negativi sugli alloinnesti. Nel gruppo trattato con radiazione gamma è stata trovata una diminuzione del 15.2% nella forza massima e del 12.6% nel carico di rottura rispetto al gruppo dei tendini freschi. Si è notato, inoltre, che le proprietà biomeccaniche cambiano anche in conseguenza a cicli ripetuti di congelamento-scongelo: il gruppo trattato con radiazione gamma e sottoposto a cicli ripetuti ha mostrato una diminuzione significativa delle proprietà meccaniche. Tuttavia, non è stata trovata una notevole differenza sugli effetti prodotti dai due trattamenti separati.

3.4 – Lesioni e tecniche di riparazione

La riparazione dei tendini delle dita è uno dei problemi più comuni nella chirurgia della mano e anche uno dei più difficili da gestire. Prima degli anni Sessanta, le operazioni per riparare i tendini venivano eseguite raramente a causa degli scarsi risultati, soprattutto nella zona II della mano, portando a definire questa zona “no man’s land” [19]. Gli obiettivi principali degli interventi chirurgici sui tendini delle dita sono: ottenere abbastanza forza da permettere moto precoce, prevenire adesione tra le guaine tendinee e riportare il dito al range normale di moto e funzione. Riuscire a mantenere il movimento completo delle dita è molto importante poiché un tendine guarito ma senza possibilità di movimento può rendere l’intera mano disfunzionale a causa delle interconnessioni tra più tendini della mano e del polso [20]. È importante che la riparazione resista alle forze generate durante il moto precoce, per evitarne la rottura e, soprattutto, per evitare la formazione di gap eccessivi che provocano l’aumento di aderenze e un cattivo movimento. L’obiettivo per le varie riparazioni è quello di ottenere il minor gap possibile e di non superare la soglia ammissibile di 2-3 mm. Esistono molteplici configurazioni di suture centrali per i tendini flessori; una delle più studiate e usate è la Kessler modificata. Si possono usare, inoltre, combinate a quelle centrali, le suture periferiche, che migliorano la forza della riparazione; anche di queste ne esistono diversi tipi [21]. Ci sono molti fattori che possono influenzare la forza dei tendini riparati come: le proprietà dei materiali di sutura, il numero di fili di sutura attraverso il sito di riparazione e il calibro di essi (la forza risulta essere proporzionale al numero di fili e al calibro) [22]. Altri aspetti da considerare per il successo della riparazione sono: l’età del paziente, il modo in cui si è lesionato il tendine e a che livello, ma anche la bravura del paziente nel rispettare il protocollo riabilitativo post-operatorio. Esistono diversi tipi di protocolli di riabilitazione che possono includere movimento attivo e passivo. Quelli attivi comportano un

maggior rischio di rottura rispetto ai passivi, ma quest'ultimi possono essere maggiormente associati a complicazioni come una scarsa scorrevolezza tra i tendini flessori profondi delle dita e i tendini flessori superficiali delle dita.

La zona II della mano riceve molta attenzione a livello clinico a causa della sua complessità anatomica e della difficoltà di ottenere buoni risultati a seguito di una lesione e riparazione dei tendini flessori in questa area [14]. I tendini flessori profondi e superficiali delle dita scorrono in una guaina flessoria comune: la zona presenta molteplici possibili complicazioni a causa di aderenze dei tendini con conseguente mobilità ridotta. Le riparazioni nella zona II devono essere sufficientemente forti da consentire il movimento precoce senza creazione di gap o rottura, ma non possono essere ingombranti.

3.5 – Valutazione biomeccanica delle tecniche di sutura

In questo studio sono state usate diverse tecniche di riparazione dei tendini flessori combinando suture centrali (Kessler e Tang) con suture periferiche (Silfverskiold punto-croce and Wade's Halsted) [23]. L'obiettivo dell'analisi è di valutare le proprietà di varie combinazioni di queste suture per esaminare quale potrebbe essere idonea a sopportare le forze generate dall'immediata mobilitazione attiva dei tendini, tecnica usata per ripristinare al meglio le funzioni dei tendini flessori lesionati ma che genera tensioni molto più alte rispetto a quella passiva.

Sono stati utilizzati 60 tendini flessori profondi delle dita di simili diametri, ottenuti dalle mani di cadaveri freschi congelati. Sono stati successivamente scongelati a temperatura ambiente, sezionati attorno all'articolazione metacarpo-falangea della mano e divisi in modo casuale in sei gruppi da dieci tendini ciascuno. Ogni tendine è stato reciso a 2,5 cm distali dalla puleggia A2 in modo che la lacerazione corrispondesse ad una lesione al livello dell'articolazione interfalangea prossimale della zona 2.

Ogni gruppo di tendini è stato riparato con una delle seguenti tecniche: (1) sutura Kessler modificata insieme alla sutura periferica continua, (2) sutura Kessler modificata più sutura punto-croce, (3) sutura Kessler modificata insieme alla sutura periferica Halsted, (4) sutura Tang più sutura periferica continua, (5) sutura tang insieme alla punto-croce, e (6) sutura tang più sutura periferica Halsted (Figura 3.6). La prova di trazione dei tendini suturati è stata eseguita subito dopo il completamento delle suture in ogni gruppo.

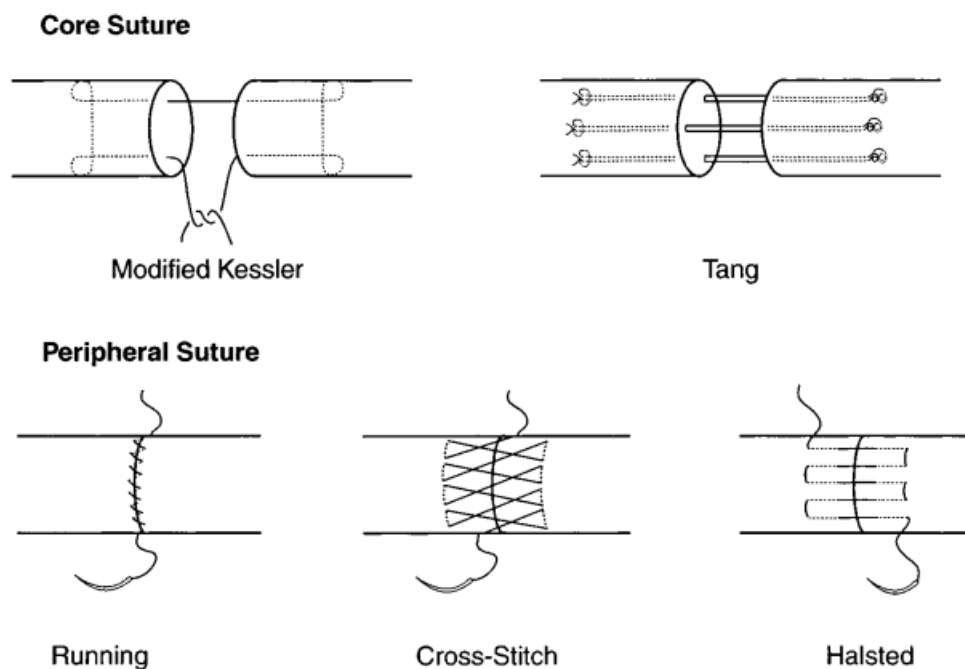


Figura 3.6 – Suture centrali e periferiche usate in questo studio

I tendini sono stati tagliati dal sito di inserzione alla falange e sono stati posti nei morsetti di una macchina per test di trazione Instron per eseguire una prova di carico fino a rottura, con una cella di carico di 500 N. La distanza iniziale tra il morsetto superiore e quello inferiore è stata posta a 4 cm. Per prevenire lo scivolamento del tendine o la rottura della giunzione tendine-morsetto, i campioni sono stati montati in morsetti dall'ampia area. Per tutti i tendini si è posto un precarico di 1,0 N. Il carico di trazione è stato applicato facendo avanzare la barra trasversale fissata al morsetto superiore di una velocità costante di 25 mm al minuto. Quando i tendini erano caricati si sono registrati i risultati di forza e allungamento. Nel test i campioni sono stati tirati fino a completa rottura o fino alla fuoriuscita di tutti i punti applicati. La distanza tra i morsetti è stata monitorata durante tutta la prova da una videocamera. Si è definita forza di formazione di un gap di 2 mm la forza che permette di separare i morsetti di 2 mm. Dai grafici forza-allungamento si sono calcolati la forza massima applicata, il modulo elastico e il lavoro necessario alla rottura: la forza massima è il punto di snervamento della sutura sulla curva, il modulo elastico è stato misurato come la pendenza della porzione iniziale lineare della curva e l'energia necessaria alla rottura è stata definita come l'area sotto la curva.

Nella tabella seguente vengono riportati risultati ottenuti dal test di trazione per ogni gruppo di tendini (Tabella 3.9). Di seguito vengono, inoltre, mostrati dei grafici per ogni proprietà che rendono maggiormente visibile la differenza tra le varie tecniche (Figura 3.7 - 3.8 - 3.9).

Methods	Tensile Load (N)		Elastic Modulus (N/mm)	Energy to Failure (J)
	2 mm Gap	Ultimate		
Kessler + running	23.4 ± 3.1	28.2 ± 5.2	6.2 ± 0.6	0.08 ± 0.02
Kessler + cross-stitch	46.8 ± 3.9	68.0 ± 7.9	7.7 ± 0.9	0.54 ± 0.09
Kessler + Halsted	61.9 ± 5.2	82.2 ± 6.0	7.4 ± 0.7	0.73 ± 0.09
Tang + running	43.7 ± 5.8	55.5 ± 5.1	7.5 ± 0.9	0.33 ± 0.09
Tang + cross-stitch	71.9 ± 5.1	94.6 ± 7.8	9.2 ± 1.0	0.75 ± 0.09
Tang + Halsted	86.6 ± 4.9	116.8 ± 9.6	10.0 ± 0.8	1.04 ± 0.10

Tabella 3.9 – Forza di formazione del gap, forza massima, modulo elastico, energia per la rottura dei tendini riparati

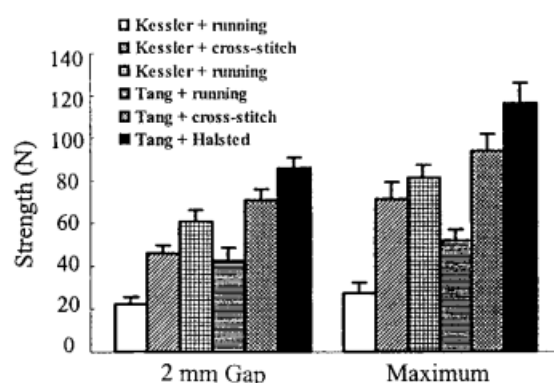


Figura 3.7 – Forza di formazione del gap di 2 mm e forza massima dei tendini suturati con le diverse tecniche

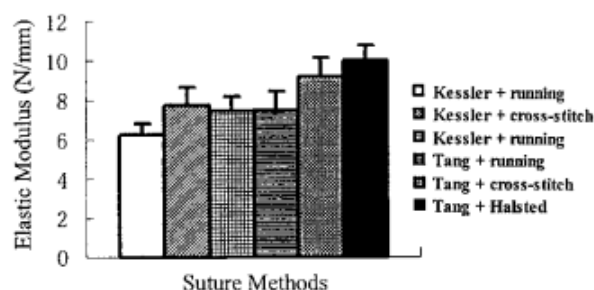


Figura 3.8 – Modulo elastico dei tendini suturati con le diverse tecniche

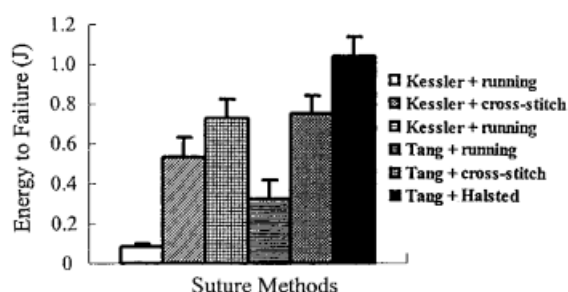


Figura 3.9 – Energia necessaria alla rottura dei tendini suturati con le diverse tecniche

Dalla tabella e dai grafici si nota che la riparazione effettuata con la sutura centrale Tang insieme alla sutura periferica Halsted ha risultati maggiori per ogni proprietà biomeccanica presa in esame. È seguita dalla sutura Tang più punto-croce che nonostante abbia valori inferiori rispetto alla prima è comunque caratterizzata da risultati notevolmente maggiori rispetto alle altre quattro. Gli esiti minori si sono ottenuti per la sutura centrale Kessler insieme alla sutura periferica continua.

Poiché il moto passivo genera da 1 a 9 N e quello attivo da 1 a 29 N se non è presente resistenza, altrimenti da 15 a 50N, il carico di rottura della sutura Kessler insieme alla periferica centrale, che è di 28 N, non è sufficiente per sostenere la tensione generata durante il moto attivo delle dita. Al contrario, le riparazioni effettuate con sutura centrale Tang e sutura periferica Halsted o punto-croce hanno elevate forze massime e, quindi, possono essere due metodi forti per sopportare le forze del moto attivo. Dai risultati ottenuti, si può inoltre dedurre che le suture periferiche possono aumentare significativamente la forza delle riparazioni.

3.6 - Confronto tra la riparazione dei tendini flessori con sutura e con un dispositivo di aggancio

Lo scopo di questo studio è quello di confrontare la resistenza e la velocità di due tipi di riparazione dei tendini flessori in un modello cadaverico: una effettuata con un dispositivo di aggancio di tendini e l'altra svolta con una sutura centrale standard [24].

Sono state utilizzate cinque paia di mani di cadavere umano fresche, mai congelate, in cui sono stati tagliati i tendini flessori profondi delle dita (FDP) nella zona 2. Sono stati sezionati i tendini FDP e i tendini flessori superficiali delle dita (FDS) sia distali che prossimali al canale carpale per liberarli completamente l'uno dall'altro per consentire test indipendenti di ogni FDP. Sono stati assegnati 20 tendini FDP sia al dispositivo di aggancio sia alla tecnica di sutura standard: il metodo di riparazione è stato attribuito alla mano destra o a quella sinistra di ogni paio casualmente. La riparazione con il dispositivo di aggancio sperimentale è stata eseguita utilizzando uno strumento costituito da piastre lisce in acciaio inossidabile fissate in ogni moncone tendineo da denti orientati dall'aspetto volare al dorsale a 1 cm di distanza delle estremità del tendine tagliato (Figura 3.10).

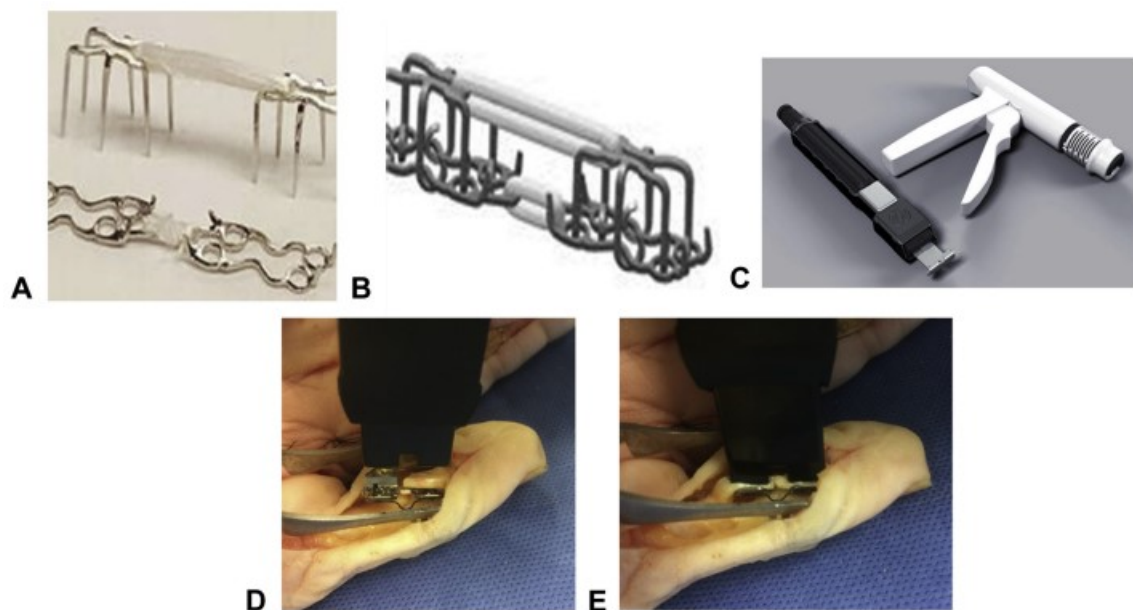


Figura 3.10 – A. Componenti del dispositivo di aggancio; B. Rappresentazione del dispositivo agganciato senza il tendine; C. Dispositivi usati per inserire l’impianto; D. Le estremità tendinee vengono inserite nell’impianto; E. il dispositivo viene agganciato al tendine.

La riparazione effettuata con la sutura nel gruppo di controllo è stata eseguita con un metodo incrociato standardizzato con punti di 1 cm usando una sutura in poliammide per una riparazione centrale da otto fili; non è stata usata alcuna sutura periferica. Il tempo necessario per eseguire le riparazioni è stato registrato con un cronometro digitale. Tramite un generatore di carico, ogni FDP è stato caricato a 5-10 N per ricreare la forza minima stimata trasmessa in un sito di riparazione durante una riabilitazione immediata. Per ogni dito sono stati compiuti dei cicli ad una frequenza di 0.2 Hz per 2000 cicli per simulare sei settimane di moto attivo. Il gap creato nella riparazione è stato misurato durante dei cicli predeterminati con un calibro digitale: si è scelto il gap più grande misurato lungo la larghezza della riparazione. La cella di carico controllata a computer ha permesso di identificare immediatamente il numero di cicli al quale è avvenuta la rottura, nel caso si sia verificata. Ogni tendine flessore che non si è rotto durante il caricamento ciclico è stato, poi, caricato fino a rottura su una macchina per prova servo-idraulica ad una velocità di 1 mm al secondo. Si sono registrati prima i risultati dei gap formatosi a 2000 cicli di simulazione di moto attivo. Successivamente si sono annotati i carichi residui alla rottura e il tempo necessario per completare le riparazioni.

Per quanto riguarda i gap formati a 2000 cicli non si sono notate differenze rilevanti tra i due metodi: gap medio di 1.27 ± 1.17 mm per il dispositivo di aggancio e di 0.92 ± 0.67 mm per la sutura. Non ci sono state rotture in nessuno dei due gruppi durante il test ciclico. I tendini riparati con il dispositivo hanno riportato valori medi di carico residuo alla rottura maggiori rispetto ai tendini suturati: carico

di rottura medio per i primi di 77 ± 14 N contro 54 ± 15 N per quelli suturati. La riparazione effettuata con il dispositivo di aggancio si è rivelata quattro volte più veloce della riparazione con la sutura centrale con un tempo medio di 1:21 minuti \pm 48 secondi contro 5:32 minuti \pm 35 secondi.

Lo studio dimostra che il dispositivo di aggancio ha una performance simile a quella della sutura centrale per quanto riguarda l'abilità di sopportare la riabilitazione con moto attivo. Gli studiosi usano la formazione di gap di 2-3 mm per definire la rottura negli studi biomeccanici e alcuni gap delle riparazioni effettuate in questo studio hanno raggiunto questi valori nella simulazione delle sei settimane di moto attivo. Tuttavia, il moto attivo completo non è un protocollo di riabilitazione standard ma nello studio si è cercato di confrontare i due metodi di riparazione nel peggior caso possibile. Per questo si è deciso di testare inizialmente il moto attivo completo e successivamente il carico residuo a rottura. Nel test per misurare il carico di rottura, il dispositivo si è dimostrato più forte rispetto alla sutura: nessuna delle riparazioni effettuate con il dispositivo di aggancio ha ottenuto carichi minori di 45 N, valore minimo suggerito per consentire la mobilitazione immediata, mentre due riparazioni effettuate con la sutura hanno avuto valori minori di questo valore soglia (23 N e 30 N).

In conclusione, il dispositivo di aggancio presenta una resistenza simile alla sutura centrale convenzionale per quanto riguarda il moto attivo completo ciclico, ma permette una riparazione quattro volte più veloce e con un maggiore carico di rottura: per questo potrebbe facilitare la riparazione dei tendini flessori rendendola standard e veloce, e ovviare alle possibili variazioni nelle capacità dei chirurghi che potrebbero influenzare i risultati.

CAPITOLO IV

DISCUSSIONE

Dagli studi proposti si comprende l'importanza dell'analisi delle proprietà meccaniche dei tendini della mano. È essenziale conoscerne il comportamento in modo da agire in ambito clinico nel modo più appropriato possibile, cercando di ripristinare fedelmente le proprietà del tendine lesionato attraverso diverse tecniche, a seconda della necessità. Per permettere il movimento delle articolazioni, i tendini devono sopportare forze elevate e per questo le eventuali suture o protesi devono avere una resistenza adeguata, soprattutto nell'ipotesi di mobilizzazione attiva del tendine.

Nel caso di realizzazione di tendini artificiali, questi devono avere una resistenza alla trazione massima di almeno 1500 N e il giusto compromesso tra rigidità e elasticità in modo da riuscire a cooperare e integrarsi con i tendini circostanti. Si è notato che si potrebbe sostituire con un unico tipo di impianto, adattato alle diverse lunghezze, i tendini flessori delle dita della mano, ad eccezione per il mignolo, poiché hanno proprietà meccaniche molto simili. Gli alloinnesti devono essere trattati prima di essere inseriti nella mano in modo da prevenire contaminazioni batteriche e virali, rischio non completamente eliminato con il trattamento asettico. Si è, quindi, valutato l'utilizzo di radiazione gamma e cicli ripetuti di congelamento-scongelo. La radiazione gamma ha effetti negativi sulle proprietà meccaniche degli alloinnesti: diminuisce notevolmente la forza massima a cui possono resistere e, conseguentemente, il carico di rottura. Anche i cicli di congelamento-scongelo comportano un cambiamento negativo nelle proprietà biomeccaniche.

Per quanto riguarda i tendini lesionati soggetti a riparazione, esistono varie configurazioni di suture centrali e periferiche da poter applicare. Ogni sutura ha delle proprietà diverse in base a diversi aspetti come la configurazione, i materiali di sutura, il numero e calibro dei fili ed è essenziale scegliere il metodo di riparazione ottimale per consentire la guarigione del tendine. Da uno degli studi riportati è emerso che, nel caso di mobilizzazione attiva, la combinazione più adeguata è l'insieme di sutura centrale Tang e sutura periferica Halsted poiché ha valori maggiori per ogni proprietà meccanica presa in esame; in particolare ha elevati valori di forza massima sopportabile e, quindi, è adatta alle forze generate nel moto precoce dei tendini riparati. Inoltre, è risultato che le suture periferiche possono avere un ruolo determinante nell'aumentare la resistenza della riparazione.

Poiché la riparazione del tendine può essere influenzata dalle capacità del chirurgo si è pensato all'utilizzo di un dispositivo di aggancio per ridurre la variabilità e velocizzare l'operazione. Infatti,

si è dimostrato che, in confronto ad una sutura centrale standard, il dispositivo ha una performance di resistenza al moto attivo simile alla sutura ma permette una riparazione più veloce e con maggiore carico a rottura.

BIBLIOGRAFIA

- [1] S. Standring, *Gray's Anatomy, The Anatomical Basis of Clinical Practice*, 41^a 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. doi: 10.3390/biom13030574.
- [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. doi: 10.5772/54234.
- [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 sottopateali», Dottorato di Ricerca, Alma Mater Studiorum - Università di Bologna, Bologna, 2010.
- [14] C. H. Allan, «Flexor tendons: Anatomy and surgical approaches», *Hand Clinics*, vol. 21, n. 2. pagg. 151–157, maggio 2005. doi: 10.1016/j.hcl.2004.11.003.
- [15] J. H. C. Wang, «Mechanobiology of tendon», *Journal of Biomechanics*, vol. 39, n. 9. pagg. 1563–1582, 2006. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.05.011.
- [16] F. Schuind, M. Garcia-Elias, W. P. Cooney III, e K.-N. An, «Flexor tendon forces: In vivo measurements», *J Hand Surg Am*, vol. 17.2, pagg. 291–298, 1992.
- [17] D. J. Pring, A. A. Amis, e R. R. H. Coombs, «The Mechanical Properties of Human Flexor Tendons in Relation to Artificial Tendons», *Journal of Hand Surgery*, 1985.

- [18] D. Ren *et al.*, «Effects of gamma irradiation and repetitive freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of human flexor digitorum superficialis tendons», *J Biomech*, vol. 45, n. 2, pagg. 252–256, gen. 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.10.035.
- [19] C. Myer e J. R. Fowler, «Flexor Tendon Repair. Healing, Biomechanics, and Suture Configurations», *Orthopedic Clinics of North America*, vol. 47, n. 1. W.B. Saunders, pagg. 219–226, 2016. doi: 10.1016/j.ocl.2015.08.019.
- [20] S. K. Lee, «Modern Tendon Repair Techniques», *Hand Clinics*, vol. 28, n. 4. pagg. 565–570, novembre 2012. doi: 10.1016/j.hcl.2012.08.012.
- [21] C. S. Klifto, J. T. Capo, A. Sapienza, S. S. Yang, e N. Paksima, «Flexor Tendon Injuries», *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 26, n. 2. Lippincott Williams and Wilkins, pagg. e26–e35, 15 gennaio 2018. doi: 10.5435/JAAOS-D-16-00316.
- [22] J. B. Tang, «Flexor Tendon Injuries», *Clinics in Plastic Surgery*, vol. 46, n. 3. W.B. Saunders, pagg. 295–306, 1 luglio 2019. doi: 10.1016/j.cps.2019.02.003.
- [23] J. B. Tang, B. Wang, ; Feng Chen, ; Chen, Z. Pan, e R. G. Xie, «Biomechanical Evaluation of Flexor Tendon Repair Techniques», 2001.
- [24] C. S. Irwin, B. G. Parks, e K. R. Means, «Biomechanical Analysis of Zone 2 Flexor Tendon Repair With a Coupler Device Versus Locking Cruciate Core Suture», *Journal of Hand Surgery*, vol. 45, n. 9, pagg. 878.e1-878.e6, set. 2020, doi: 10.1016/j.jhsa.2020.02.015.
- [25] D. J. Riemersa e H. C. Schamhardt, «The cryo-jaw, a clamp designed for in vitro rheology studies of horse digital flexor tendons.», *J Biomech*, vol. 15.8, pagg. 619–620, 1982.

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-1030x1030.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

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

Figura 1.5 - *Muscoli intrinseci interossei della mano*

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 elastica 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.-](https://www.semanticscholar.org/paper/Mechanobiology-of-tendon.-Wang/ef955aaa9b390d9311eb8b4da05823ba858ed35b)

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 - *Suddivisione in zone dei tendini flessori*

C. H. Allan, «Flexor tendons: Anatomy and surgical approaches», *Hand Clinics*, vol. 21, n. 2. pagg. 151–157, maggio 2005. doi: 10.1016/j.hcl.2004.11.003.

Figura 3.2 - *Configurazione del test dei tendini con le falangi in pmma*

D. J. Pring, A. A. Amis, e R. R. H. Coombs, «The Mechanical Properties of Human Flexor Tendons in Relation to Artificial Tendons», 1985.

Figura 3.3 - *Comportamento meccanico dei tendini flessori superficiali dell'anulare*

D. J. Pring, A. A. Amis, e R. R. H. Coombs, «The Mechanical Properties of Human Flexor Tendons in Relation to Artificial Tendons», 1985.

Figura 3.4 - *Comportamento meccanico dei tendini flessori superficiali delle dita*

D. J. Pring, A. A. Amis, e R. R. H. Coombs, «The Mechanical Properties of Human Flexor Tendons in Relation to Artificial Tendons», 1985.

Figura 3.5 - *Comportamento meccanico dei tendini flessori profondi delle dita e dei tendini flessori lunghi del pollice*

D. J. Pring, A. A. Amis, e R. R. H. Coombs, «The Mechanical Properties of Human Flexor Tendons in Relation to Artificial Tendons», 1985.

Figura 3.6 - *Suture centrali e periferiche usate in questo studio*

J. B. Tang, B. Wang, ; Feng Chen, ; Chen, Z. Pan, e R. G. Xie, «Biomechanical Evaluation of Flexor Tendon Repair Techniques», 2001.

Figura 3.7 - *Forza di formazione del gap di 2 mm e forza massima dei tendini suturati con le diverse tecniche*

J. B. Tang, B. Wang, ; Feng Chen, ; Chen, Z. Pan, e R. G. Xie, «Biomechanical Evaluation of Flexor Tendon Repair Techniques», 2001.

Figura 3.8 - *Modulo elastico dei tendini suturati con le diverse tecniche*

J. B. Tang, B. Wang, ; Feng Chen, ; Chen, Z. Pan, e R. G. Xie, «Biomechanical Evaluation of Flexor Tendon Repair Techniques», 2001.

Figura 3.9 - *Energia necessaria alla rottura dei tendini suturati con le diverse tecniche*

J. B. Tang, B. Wang, ; Feng Chen, ; Chen, Z. Pan, e R. G. Xie, «Biomechanical Evaluation of Flexor Tendon Repair Techniques», 2001.

Figura 3.10 - *A. Componenti del dispositivo di aggancio; B. Rappresentazione del dispositivo agganciato senza il tendine; C. Dispositivi usati per inserire l'impianto; D. Le estremità tendinee vengono inserite nell'impianto; E. il dispositivo viene agganciato al tendine*

C. S. Irwin, B. G. Parks, e K. R. Means, «Biomechanical Analysis of Zone 2 Flexor Tendon Repair With a Coupler Device Versus Locking Cruciate Core Suture», *Journal of Hand Surgery*, vol. 45, n. 9, pagg. 878.e1-878.e6, set. 2020, doi: 10.1016/j.jhsa.2020.02.015.

Tabella 3.1 - *Forze registrate lungo i tendini flessori durante il moto passivo del polso e delle dita*

F. Schuind, M. Garcia-Elias, W. P. Cooney III, e K.-N. An, «Flexor tendon forces: In vivo measurements», *J Hand Surg Am*, vol. 17.2, pagg. 291–298, 1992.

Tabella 3.2 - *Forze registrate lungo i tendini flessori durante il moto attivo del polso e delle dita*

F. Schuind, M. Garcia-Elias, W. P. Cooney III, e K.-N. An, «Flexor tendon forces: In vivo measurements», *J Hand Surg Am*, vol. 17.2, pagg. 291–298, 1992.

Tabella 3.3 - *Distanze medie dei tendini in mm*

D. J. Pring, A. A. Amis, e R. R. H. Coombs, «The Mechanical Properties of Human Flexor Tendons in Relation to Artificial Tendons», 1985.

Tabella 3.4 - *Risultati del test sui tendini del dito medio con l'inserzione ossea distale*

D. J. Pring, A. A. Amis, e R. R. H. Coombs, «The Mechanical Properties of Human Flexor Tendons in Relation to Artificial Tendons», 1985.

Tabella 3.5 - *Deformazioni e carico di rottura dei tendini*

D. J. Pring, A. A. Amis, e R. R. H. Coombs, «The Mechanical Properties of Human Flexor Tendons in Relation to Artificial Tendons», 1985.

Tabella 3.6 - *Dimensioni dei tessuti per ogni gruppo*

D. Ren *et al.*, «Effects of gamma irradiation and repetitive freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of human flexor digitorum superficialis tendons», *J Biomech*, vol. 45, n. 2, pagg. 252–256, gen. 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.10.035.

Tabella 3.7 - *Parametri delle proprietà strutturali dei campioni per i diversi gruppi*

D. Ren *et al.*, «Effects of gamma irradiation and repetitive freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of human flexor digitorum superficialis tendons», *J Biomech*, vol. 45, n. 2, pagg. 252–256, gen. 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.10.035.

Tabella 3.8 - *Proprietà meccaniche dei campioni per i diversi gruppi*

D. Ren *et al.*, «Effects of gamma irradiation and repetitive freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of human flexor digitorum superficialis tendons», *J Biomech*, vol. 45, n. 2, pagg. 252–256, gen. 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.10.035.

Tabella 3.9 - *Forza di formazione del gap, forza massima, modulo elastico, energia per la rottura dei tendini riparati*

J. B. Tang, B. Wang, ; Feng Chen, ; Chen, Z. Pan, e R. G. Xie, «Biomechanical Evaluation of Flexor Tendon Repair Techniques», 2001.