Politecnico di Torino

SCUOLA DI INGEGNERIA

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica
Tesi di Laurea Magistrale

Prototipazione di un ortesi a controllo mioelettrico per la mobilizzazione assistita del singolo dito

Relatore:
Prof. Marco Gazzoni

Candidato:
Antonello Addato

Correlatore:
Ing. Giacinto Luigi Cerone

Anno Accademico 2017/2018

Success is not final, failure is not fatal: it is the courage to continue that counts.
— W. Churchill

Alla mia famiglia che mi ha sempre sostenuto e supportato,
agli amici che mi sono stati sempre accanto,
a Giulia collega universitaria di sempre e amica,
a Irene che mi è stata sempre vicino con pazienza.

Indice

1 Introduzione **9**
- 1.1 La mano umana . . . 10
- 1.2 Anatomia e architettura della mano: le ossa . . . 10
- 1.3 Anatomia e architettura della mano: i muscoli . . . 11
- 1.4 Muscoli artificiali . . . 14
- 1.5 Una "review" sulle soluzioni tecnologiche . . . 16
- 1.6 Shape memory alloy (SMA) . . . 17
- 1.7 Trasformazione martensitica termoelastica . . . 18
- 1.8 Memoria di forma . . . 19
- 1.9 Stato dell'arte . . . 23

2 Progetto e prove **31**
- 2.1 Aspetti generali . . . 31
- 2.2 Stampante 3D . . . 32
- 2.3 Filo SMA . . . 34
- 2.4 Attuatore . . . 35
- 2.5 Passafili . . . 38
- 2.6 Prove e modifiche . . . 44
- 2.7 Upgrade . . . 46
- 2.8 Nuovo Prototipo . . . 51
- 2.9 Tubi in teflon . . . 57
- 2.10 Kevlar . . . 61
- 2.11 Tensionamento . . . 63
- 2.12 Driving con segnale EMG . . . 65

3 Analisi ed elaborazione dei dati **69**
- 3.1 Raccolta dati . . . 69
- 3.2 Prove Iniziali . . . 70
- 3.3 Analisi attrito . . . 71
- 3.4 Scelta dei materiali . . . 72
- 3.5 Analisi Upgrade . . . 75
- 3.6 Prove successive . . . 77
- 3.7 Analisi del collegamento in serie . . . 80

4 Conclusioni e sviluppi futuri **85**
- 4.1 Prototipo finale . . . 85
- 4.2 Sviluppi futuri . . . 88

Sommario

Questa tesi è inserita nell'ambito di un progetto il cui scopo è lo sviluppo di un sistema indossabile integrato; esso è composto da elettrodi di prelievo di segnale EMG di superficie con relativa elettronica di condizionamento e driving di attuatori a memoria di forma, attuo a compensare la mancanza di forza nella mano nei pazienti post-ictus.
Il dispositivo indossabile sfrutta fili NiTi e il controllo proveniente da segnale EMG di superficie per creare un sistema tendon-like e joint-less.Oggetto della tesi è lo studio della meccanica, che sfrutta il fenomeno a memoria di forma, al fine di definire un prototipo con buona trasmissione di movimento, miniaturizzazione della componentistica indossabile e minimizzazione dell'ingombro delle parti meccaniche, definendo così un sistema sotto attuato agonista antagonista, oltre ad un'elettronica di controllo e un'interfaccia software per la gestione dell' attuazione.

Abstract

This thesis is part of a project concerning the development of an EMG-driven integrated wearable system with relative electronic conditioning and shape memory alloys actuators to compensate the hand weakness in post-stroke patients.
The wearable device uses NiTi wires and superficial EMG signal control to create a tendon-like and joint-less system. Use shape memory alloy properties to define a prototype with good mechanical handling and motion transmission, miniaturization of wearable mechanics and minimizing the size to define an agonist / antagonist system and a control and software interface for deployment management.

Capitolo 1

Introduzione

Le disabilità della mano sono fortemente invalidanti e influenzano pesantemente la vita quotidiana del soggetto che ne è affetto; la più comune è la perdita della forza nelle dita, compensare questo deficit apporterebbe un miglioramento qualitativo della quotidianità del paziente, nonché una diminuzione di costi sociali e una maggiore indipendenza del paziente stesso. La riabilitazione, se prolungata nel tempo, è un ottimo strumento che permette il recupero, benchè parziale, delle capacità funzionali della mano. Solo in Italia circa 4 milioni di persone soffrono di disabilità motorie dovute a lesioni del sistema nervoso centrale, nel dettaglio, l'ictus conta in Italia circa 200.000 casi ogni anno, di cui l'80% sono nuovi episodi e il 20% recidive. Di queste ultime, 913.000 presentano esiti invalidanti, nello specifico per la mano limiti nel compiere movimenti di chiusura e afferraggio.
L'utilità di una protesi che vada a coadiuvare la riabilitazione per il recupero di queste funzionalità ridurrebbe i costi sociali della malattia e aumenterebbe l'efficacia della riabilitazione stessa, riducendo i tempi di recupero, non solo nell'ambito post ictus ma per tutte le malattie che portano ad una perdita parziale dell'utilizzo della mano, quali: tunnel carpale, traumi cranici e celebrali, distrofia muscolare, la sclerosi multipla e traumi accidentali.
L'idea del nostro dispositivo parte da questi punti fondamentali e dall'analisi del problema per sviluppare un sistema innovativo che riesca in modo non invasivo a coadiuvare la riabilitazione sfruttando il principio della memoria di forma di fili caratterizzati da: un alto rapporto forza sviluppata/peso filo, bassa corrente di stimolazione e facilità di interfaccia con un microcontrollore e da assenza di un motore esterno che muova i fili.
L'efficacia e la possibilità di miniaturizzazione del dispositivo vanno a definire un sistema facile da indossare e leggero.
Il nostro dispositivo sarà quindi caratterizzato da un elettrodo di superficie che prelevi il segnale EMG trasmesso via wireless ad un elaboratore che analizzi e visualizzi il segnale, andando ad agire sulla elettronica di pilotaggio che successivamente azionerà attuatori con ordine e modalità precisa.
Tale modalità verrà studiata preventivamente su un banco di prova per un singolo filo al fine di ricercare la combinazione migliore delle diverse variabili.

1.1 La mano umana

La mano umana (*figura 1.1*) è la porzione più distale dell'arto superiore; è carattarizzata da complesse funzioni con un numero elavato di gradi di libertà, che le permettono di muoversi in tre dimensioni agevolmente tramite il controllo neuromuscolare. L'insieme di recettori e muscoli volontari permettono un controllo preciso della mano nei movimenti fini, così come in quelli più grossolani, riuscendo a regolare variabili come forza, range di movimento e poszione dello spazio.
I movimenti che essa può compiere comprendono :estensione, flessione, adduzione e abduzione.
(Ogni movimento implica la coordinazione di determinati muscoli e articolazioni specifiche.)

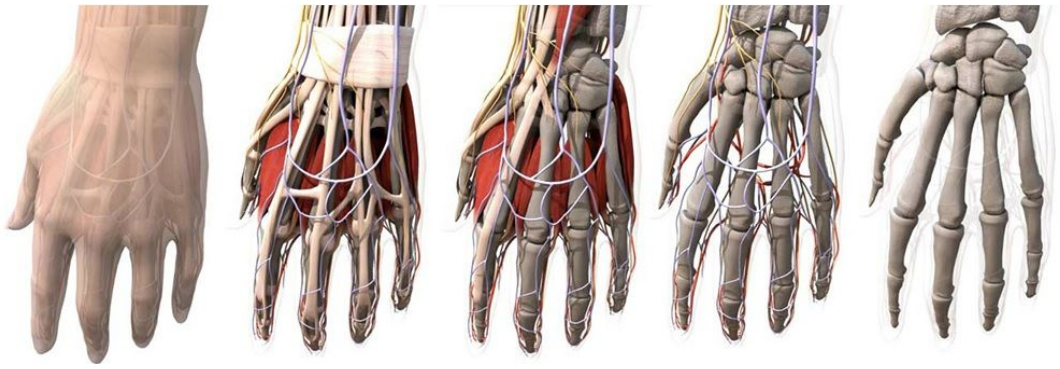

Figura 1.1: Strutture anatomiche mano umana

1.2 Anatomia e architettura della mano: le ossa

La mano umana si compone di 27 segmenti ossei divisi in carpo, metacarpo e falangi.
I segmenti ossei sono collegati tra loro tramite le articolazioni, le quali garantiscono la coordinazione fra i vari segmenti . Ogni articolazione è composta da una capsula articolare, liquido sinoviale e cartilagine [20].
I legamenti tengono insieme i segmenti ossei permettendo il movimento relativo degli stessi e conferendo alla mano 23 gradi di libertà e un "range of movement" (ROM).
Nell'immagine (*figura 1.2*) possiamo distinguere le complesse articolazioni della mano :

- Il **carpo** compone il polso e conta 8 ossa disposte in due file, una prossimale ed una distale. La fila prossimale comprende: scafoide, semilunare, piramidale e pisiforme. La fila distale comprende invece: trapezio, trapezoide, capitatoe uncinato. Il carpo entra in articolazione diretta con l'epifisi distale del radio, osso dell'avambraccio col quale instaura

l'articolazione radio-carpale. L'ulna, altro osso dell'avambraccio, non si articola in modo diretto col carpo ma ne è separato mediante un disco articolare detto legamento triangolare dell'articolazione radio-ulnare distale;

- il **metacarpo** comprende 5 ossa lunghe, cave, ricche di midollo osseo. Si articolano prossimalmente con il carpo e distalmente con le falangi;

- le **falangi** compongono le dita e contano 14 ossa. In particolare, ciascun dito risulta formato da tre falangi, distinte in falange prossimale o prima falange, che si articola con il corrispondente osso metacarpale, falange media o seconda falange, che si articola con la precedente e falange distale o terza falange o falange ungueale.

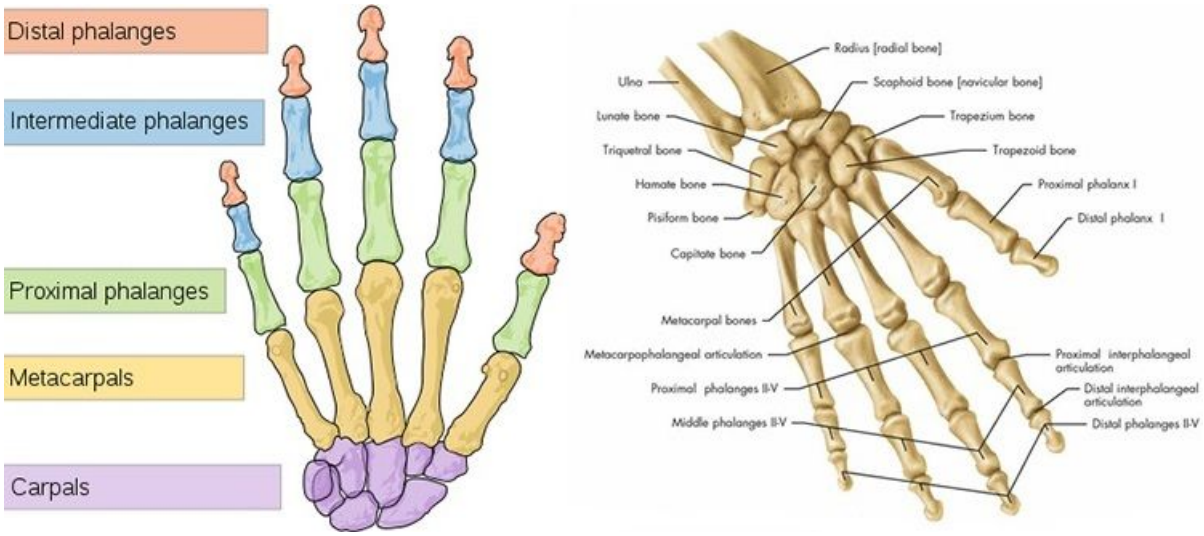

Figura 1.2: **sinistra**: Immagine articolazioni mano umana *(by Mariana Ruiz Villarreal)*. A **destra**: Disegno anatomia ossea mano [1]

Fa eccezione il pollice, nel quale sono presenti due sole falangi distinte in una falange prossimale o prima falange del pollice e falange distale o seconda falange o falange ungueale del pollice.
Si possono aggiungere a queste altre quattro ossa sesamoidi presenti nei tendini del muscolo flessore breve del pollice, del muscolo flessore proprio dell'indice e del muscolo flessore proprio del mignolo.

1.3 Anatomia e architettura della mano: i muscoli

La mano possiede circa 40 muscoli che possiamo dividere in base alla posizione come muscoli intrinseci o estrinseci (*figura 1.3*) [7]:

- **intrinseci**: I gruppi muscolari intrinseci sono i muscoli tenar (pollice) e ipotenar (mignolino); I muscoli interossei (quattro dorsali e tre palmari)

che hanno origine tra le ossa metacarpali; i muscoli lumbrici provenienti dal profondo flessore (e sono speciali perché non hanno origine ossea) da inserire sul meccanismo dorsale di estensore;

- **estrinseci** : le dita hanno due lunghi flessori, situati sulla parte inferiore dell'avambraccio. Essi si inseriscono sui tendini dalle falangi fino alle dita. Il flessore profondo si attacca alla falange distale, e il flessore superficiale si attacca alla falange centrale. I flessori permettono l'effettiva flessione delle dita.

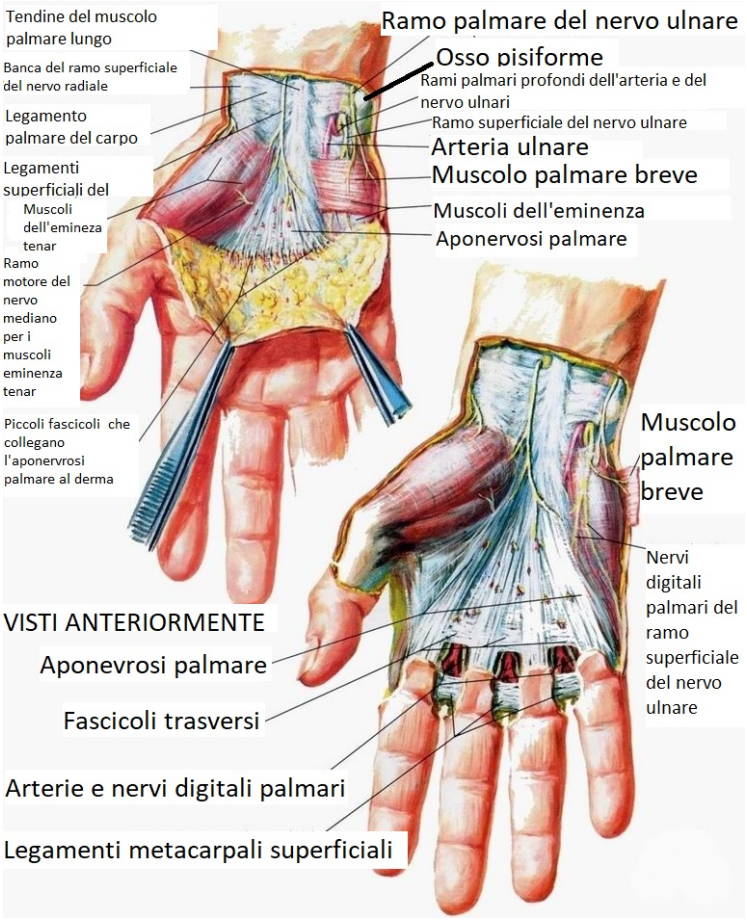

Figura 1.3: Immagine dei tendini e legamenti della mano [13]

Il pollice ha un flessore lungo e un flessore corto nel gruppo muscolare tenar.Questo ha anche altri muscoli nel gruppo tenar (antagonisti e adduttori muscoli brevi), che fanno muove il pollice in modo da poter avere il miglior afferraggio possibile.
Gli estensori si trovano sul retro dell'avambraccio e sono collegati in modo più complesso rispetto ai flessori al dorsale delle dita. I tendini si uniscono con i muscoli interossei e lumbrici per formare il meccanismo di estensione. La funzione primaria degli estensori è quella di estendere le dita. Il pollice ha due estensori nell'avambraccio. Inoltre, il dito indice è dotato di un estensore extra, utilizzato ad esempio per indicare. Gli estensori sono situati all'interno

di 6 vani separati.
I muscoli della mano sono innervati dai nervi radiali, mediani e ulnari (*figura 1.4*). Il nervo mediano innerva i flessori del polso e delle dita,gli abduttori e gli antagonisti del pollice, il primo e il secondo lumbrico. Il nervo ulnare innerva i rimanenti muscoli intrinseci della mano.
Tutti i muscoli della mano sono innervati dal plesso brachiale (C5-T1) e possono essere classificati per innervazione (*figura 1.4*).
I muscoli della mano si trovano tutti sulla faccia palmare e si distinguono in tre gruppi, uno laterale dei muscoli dell'eminenza tenar, uno mediale dei muscoli dell'eminenza ipotenar e uno intermedio dei muscoli palmari.
Le eminenze tenar e ipotenar sono rilievi del palmo della mano che corrispondono, rispettivamente, al 1° e al 5° osso metacarpale.
I muscoli dell' **eminenza tenar** sono [3]:

- muscolo abduttore breve del pollice;
- muscolo flessore breve del pollice;
- muscolo opponente del pollice;
- muscolo adduttore del pollice.

I muscoli dell'**eminenza ipotenar** sono:

- muscolo palmare breve;
- muscolo abduttore del mignolo;
- muscolo flessore breve del mignolo;
- muscolo opponente del mignolo.

I muscoli **palmari** sono:

- muscoli lombricali;
- muscoli interossei.

Mentre i **gradi articolari** per il **polso**:

- flessione: 80-90 gradi (Piega il polso in modo che il palmo si avvicini alla parte inferiore del braccio);
- estensione: 70 gradi (Piega il polso nella direzione opposta);
- deviazione radiale: 20 gradi (Piega il polso in modo che il pollice si avvicini al radio);
- deviazione ulnare: 30-50 gradi (Piega il polso in modo che i polpastrelli si avvicinino all'ulna).

Per la **mano**:

- articolazione basale del pollice: adduzione/abduzione palmare contatto/45°;
- adduzione/abduzione radiale contatto/60°;
- articolazione pollice interfalangeo: iperestensione/flessione 15H/80°;
- articolazione pollice metacarpofalangea: iperestensione/flessione 10°/55°;
- articolazione distale interfalangea: estensione/flessione 0°/80°;
- articolazione prossimalle interfalangea: estensione/flessione 0°/100°;
- articolazione metacarpofalangea :iperestensione/flessione (0-45H)/90°.

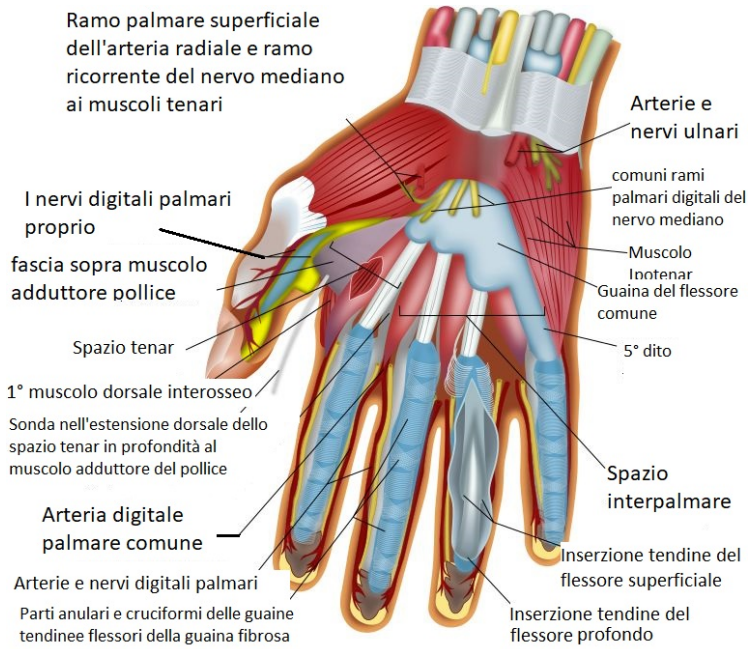

Figura 1.4: Dissezione palmare superiore della mano desta [3]

1.4 Muscoli artificiali

Il muscolo naturale è un organo contrattile con fibre che "attuano" e traducono in movimento la stimolazione nervosa. Essi lavorano tramite l'azione chemo-meccanica delle proteine actina e miosina. Le articolazioni del corpo umano sono inoltre disposte in modo da definire, per ogni segmento articolare, un sistema di muscoli agonisti e antagonisti.
Lo sviluppo di muscoli artificiali che vadano a sostituire, o ad affiancare, quelli naturali, hanno portato alla ingegnerizzazione di attuatori biomimetici. Essi possono essere di diverso tipo e possono lavorare secondo diversi principi fisici:

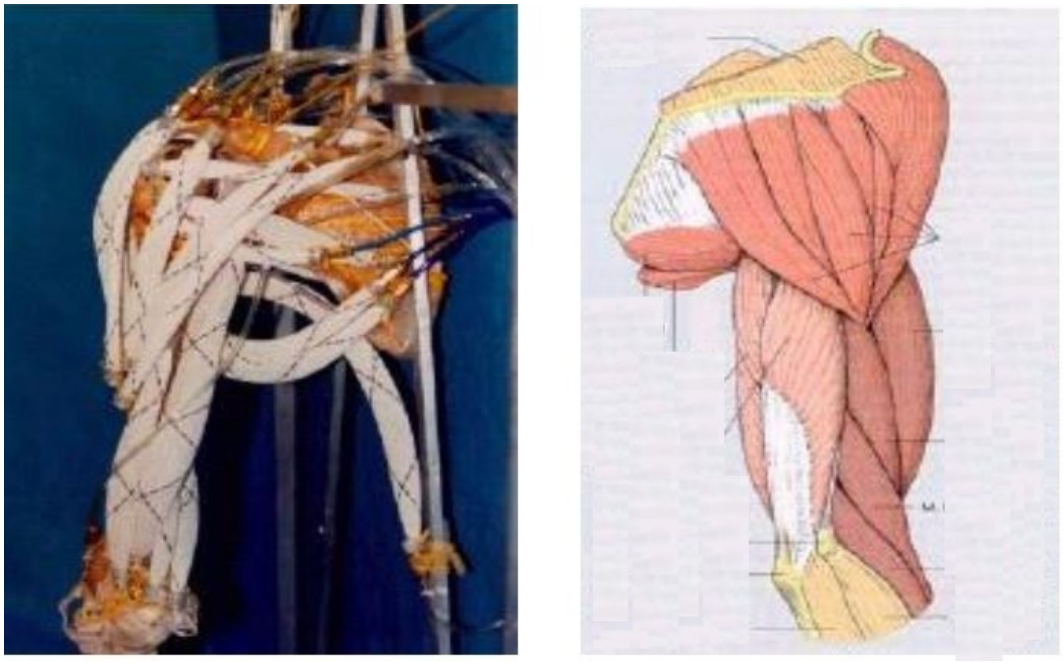

Figura 1.5: A **sinistra**: modello esplicativo fasci muscolari spalla-braccio. A **destra**: disegno anatomico dei muscoli spalla-braccio

- Servo motori elettico/pneumatici, sistemi più datati;
- nuovi materiali come polimeri sintetici e nano tubi di carbono;
- attuatori che sfruttano un meccanismo a memoria di forma (NiTinol);

Negli ultimi quarant'anni sono stati effettuati numerosi tentativi costruttivi di muscoli artificiali, basandosi sul meccanismo di quelli naturali :agonista/antagonista, movimenti bilaterali ("per generare il movimento voluto"), oltre ad un sistema di attivazione a cui il muscolo deve rispondere.
Le differenze però tra la progettazione artificiale e il normale meccanismo del muscolo umano rimangono presenti benchè il meccanismo sia simile (*figura 1.5*). L'attuatore artificiale non può e non deve essere esattamente come il muscolo naturale in tutti i suoi aspetti; tra questi annoveriamo:

- fonte di potenza (l'abilità di convertire l'energia chimica in lavoro tramite la 'combustione' di zuccheri costituisce un serbatoio denso di energia circa due volte maggiore delle batterie);
- condizioni ambientali
- materiali e microstrutture
- risposta alla stimolazione
- affaticamento

Gli attuatori devono riprodurre solo quelle caratteristiche del muscolo che sono benefiche per l'applicazione. Ci sono, poi, un gran numero di caratteristiche meccaniche e di design che potrebbero essere emulate, al fine di trarne grande vantaggio:

- il graduale controllo della forza da parte di numerose fibre attivate in parallelo, processo conosciuto come reclutamento. Consente di ottimizzare l'efficienza su una vasta gamma di carichi , sulla velocità di contrazione, sul controllo dell'accelerazione e della forza;

- la relativa bassa rigidità delle fibre muscolari inattive che, pertanto, non richiedono forze significative. (Nella maggior parte dei muscoli artificiali questa difficoltà porta ad una migliore efficacia della forza sviluppata) ;

- le capacità adattative nella variazione di rigidità e ottimizzazione in determinati compiti, che sono molto importanti nella strategia di controllo. Tale controllo potrebbe essere emulato negli attuatori artificiali da veloci reti di feedback; questi comporterebbero un enorme aumento di complessità del sistema, oltre a vincolare lo stesso ad un numero di collegamenti e attuatori sufficienti;

- altra caratteristica attrattiva da poter riportare sull'attuatore meccanico,è un sistema integrato di circolazione. Esso distribuisce il carburante (glucosio e ossigeno), e rimuove calore e scarti. La densità capillare e l'efficienza di un tale sistema comporterebbero numerosi vantaggi anche negli attuatori biomeccanici;

- infine, l'abilità dei muscolo ad operare per bilioni di cicli per un perido di un centinaio di anni o più, assicurato dalla rigenerazione di proteine in situ.

1.5 Una "review" sulle soluzioni tecnologiche

Fonte di eccitazione:

1. **pneumatica**. I muscoli pneumatici sono sistemi che operano grazie all'uso di aria pressurizzata: quando insufflata si accorciano generando forza contrattile (*figura 1.6*).
La forza dipende dalla pressione applicata e dalla lunghezza del muscolo, che va da una valore massimo (massimo allungamento) ad un valore minimo (allungamento zero).

Figura 1.6: *Esempio struttura muscolo Mckibben*

Es. Muscolo di Mckibben (*figura 1.7*): consiste in una guaina interna coperta da un guscio metallico a maglia intrecciata attaccato ad entrambe le estremità con strutture a tendine, che ne contengono l'espansione e la forma cilindrica. Il posizionamento agonista/antagonista permette movimenti completi con ingombro non eccessivo, emula la naturale posizione dei muscoli e "cedevolezza". Posizionato sulle articolazioni con complessi meccanismi ad ingranaggio, il sistema assorbe bene gli shock durante gli impatti, sviluppa buona forza e potenza, ha un basso costo, è leggero e flessibile. Di contro, i muscoli pneumatici non sono molto lineari e precisi, ci può essere ritardo tra azionamento e attuazione (dovuta alla messa in compressione della camera); hanno rapporto forza-lunghezza ragionevolmente vicino a quello biologico, mentre non lo è quello forza-velocità. Svantaggio maggiore è la necessità di utilizzare un compressore molto ingombrante, solo per uso riabilitativo o sperimentale;

2. **chimica**;
3. **elettrica**, tra cui i motori in DC.

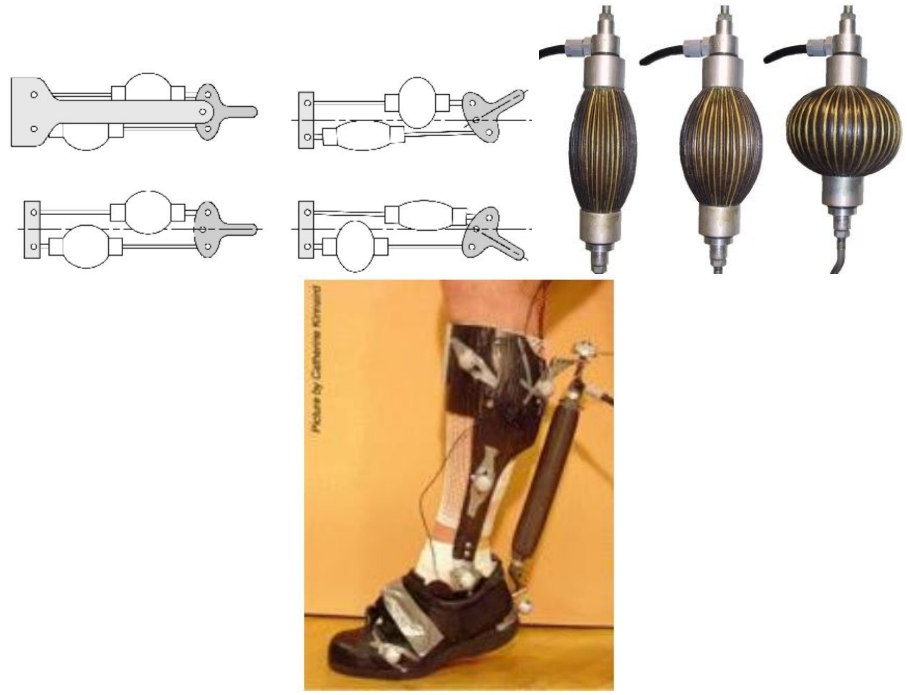

Figura 1.7: Esempio muscolo di Mckibben e di come lavora

1.6 Shape memory alloy (SMA)

Le leghe a memoria di forma (SMA) sono materiali intelligenti che hanno l'abilità di ritornare alla forma di partenza quando riscaldati. Lo SMA sotto

la sua temperatura di trasformazione (fase martensitica), possiede una bassa resistenza alle forze e può deformarsi abbastanza facilmente comportandosi come un solido pseudoelastico.
Quando il materiale deformato è riscaldato e supera la temperatura di transformazione, otteniamo un cambiamento della sua struttura cristallina che causa il ritorno alla sua forma originale (fase austenitica). Durante la trasformazione l'elemento SMA può generare una forza netta, comportandosi come un attuatore intrinseco.
La lega a memoria di forma più comune è composta di nichel-titanio ed è per questo chiamata NiTinol.

1.7 Trasformazione martensitica termoelastica

Lo SMA può avere proprietà termomeccaniche dovute a una trasformazione di fase tra austenitica (alte temperature) e martensitica (basse temperature). La fase austenitica è caratterizzata da una struttura cubica a corpo centrato (CCC) con atomi di nichel al centro e una struttura cubica cristallina con atomi di titanio agli angoli; la fase martensitica è costituita da un rombo allineato con un atomo per ogni angolo (*figura 1.8*).

Austenite
Dura
Solida
Anaelastica
Semplice sturttura CCC

Martensite
Morbida
Elastica
Struttura complessa

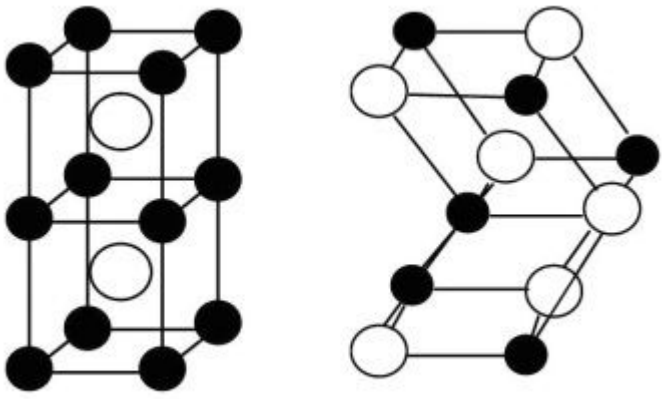

Figura 1.8: A **Sinistra**: Austenite struttura cubica a corpo centrato.A **Destra**: Martensite struttura twinned

L'austenite ha una unica fase stabile ad alte temperature, mentre quella martensitica può avere due forme a basse temperature: twinned (gemmelata) e detwinned (degemmellata).
La chiave dell'effetto SMA è associata alla trasformazione di fase **pseudoelastica** e a **memoria di forma**.

1.8 Memoria di forma

Quando la struttura austenitica è raffreddata , la trasformazione in martensite è termicamente indotta; analogamente, se la fase martensitica è riscaldata, induciamo la trasformazione inversa. La variazione di fase è completamente reversibile e definita in uno spazio di trasformazione caratterizzato da un range di temperatura specifico.
La temperatura di trasformazione è una caratteristica della lega e può essere definita tramite i parametri del materiale, quali la composizione della lega e le condizioni termomeccaniche del processo.
Partendo dalla fase austenitica possiamo ripercorrere il meccanismo a memoria di forma per la lega NiTinol utile a capire il cambiamento di fase e la risposta ad un certo carico.
Partendo da una temperatura Af andiamo a raffreddare il materiale fino a raggiungere una temperatura Mf. Otteniamo così una trasformazione termoindotta che permette il passaggio da una struttura CCC (nella fase Austenitica) ad una struttura monoclica twinned (specchiati relativamente i vari piani) che mantiene ancora inalterata la forma macroscopica.
Applicando un carico alla struttura twinned otteniamo una trasformazione meccanicamente indotta. La variazione di struttura porta ad un cambiamento micro e macro nella fase martensitica che , essendo morbida e facilmente deformabile, si deforma e passa alla microstruttura detwinned (non più specchiati ma paralleli tra loro).
La forma così variata rimarrà tale fin quando andremo a riscaldare la lega sopra la temperatura di trasformazione; la variazione di fase sarà completa a temperatura Af, a cui il materiale avrà riacquistato la forma originale.
Il meccanismo regola la variazione di forma si può osservare nelle immagini (*figura 1.9*).
Il diagramma temperatura-% fase martenisitica (*figura 1.10*), mostra le temperature caratteristiche del materiale, partendo da sinistra verso destra:

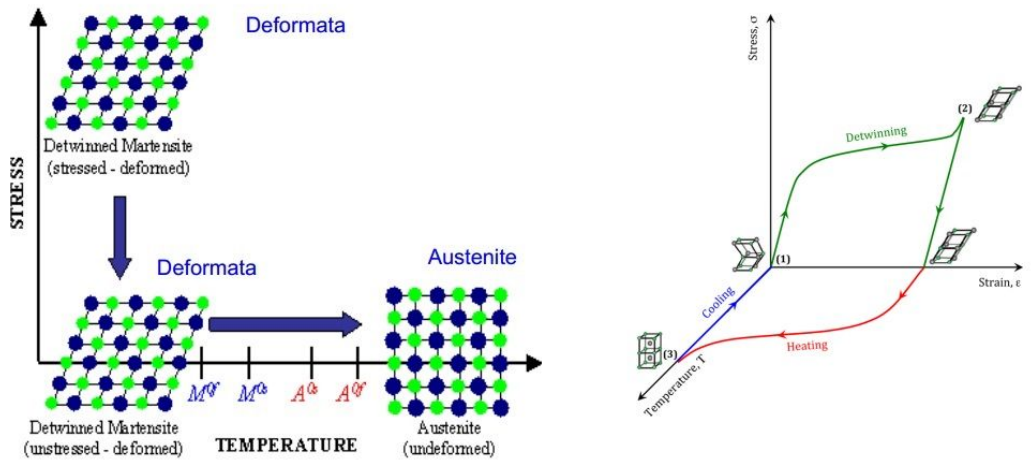

Figura 1.9: A **Sinistra**: Diagramma Stress-Temperature (Nitinol). A **Destra**: Diagramma Stress-Strain-Temperatura (NiTinol)

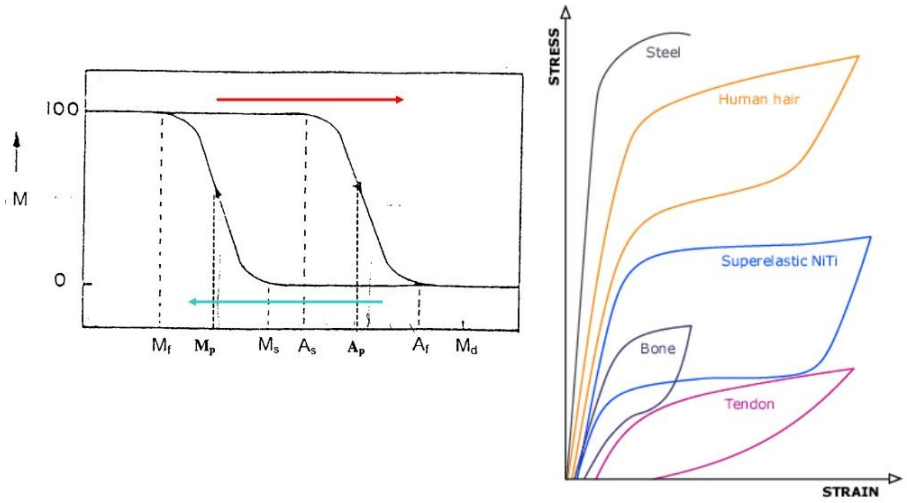

Figura 1.10: A **Sinistra**: Diagramma Temperatura-% fase Martensitica. A **Destra**: Diagramma Stress-Strain (NiTinol)

1. Mf temperatura alla quale osservo solo fase martensitica;
2. Ms temperatura alla quale inizia a formarsi la fase martenisitica;
3. Mp temperatura intermedia tra Mf e Ms;
4. As temperatura alla quale inizia a formarsi la fase austenitica;
5. Af temperatura dove si può osservare solo fase austenitica, non presente fase martensitica;
6. Mp e Ap sono rispettivamente le temperature intermedie relative al range Ms-Mf e As-Af;
7. Md non è una temperatura fissa, ma è uguale alla temperatura Af +50°C. E' importante poiché tendenzialmente in campo biomedico si lavora tra Af e Md, infatti la temperatura corporea (circa 37°C) cade generalmente in questo intervallo.

Dal diagramma a "bandiera" possiamo notare l'isteresi del cambiamento di fase sul grafico sforzo-deformazione (*figura 1.11*). La parte iniziale, caratterizzata dalla forma a 'bandiera', descrive il comportamento pseudoelastico della struttura a diverse tempearature.
La pseudoelasticità è definita grazie ad uno scivolamento dei piani senza una rottura dei legami che porta ad un ripristino della struttura iniziale in modo completo. Aumentando lo sforzo, superiamo la fase peseudoelastica e il materiale si comporterà come un normale materiale plastico con il recupero della forma in una bassa percentuale.
Nel grafico possiamo osservare un plateau caratteristico dovuto alla variazione di fase nel materiale.
La trasformazione a memoria di forma così termicamente indotta può avere due varianti:

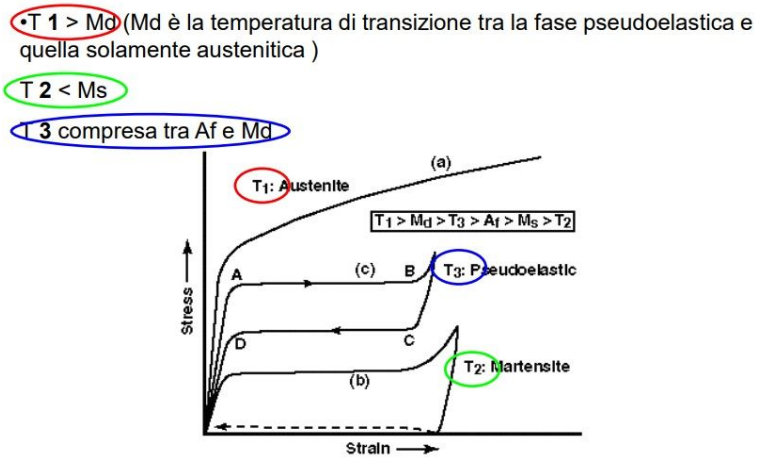

Figura 1.11: *Diagramma Stress-Strain a diverse Temperature*

- *unidirezionale* (oneway): imponendo alla lega la forma da ricordare a temperature molto elevate (circa 400°C) , questa può essere deformata nella fase martensitica e poi riportata alla forma originale, austenitica, semplicemente riscaldandola;

- *bidirezionale* (twoway): tramite trasformazioni termomeccaniche riesco a introdurre dislocazioni nella fase martensitica che permette alla stessa di conservare memoria della forma impressa. Grazie alla presenza di difettosità cristalline aggiungo una memoria di forma anche alla fase cristallina, oltre a quella unidirezionale austenitica. Così facendo bypasso la microstruttura geminata.

La variazione di fase porta, oltre che in campo meccanico, anche in campo elettrico una relativa variazione di resistenza opposta alla corrente. Resistenza che varia sia per trasformazione microstrutturale che per quelle macrostrutturali (*figura 1.12*).

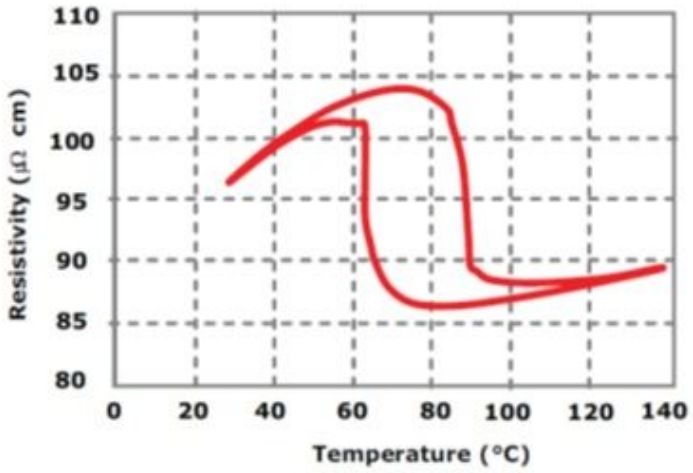

Figura 1.12: Grafico Temperatura-Resistenza (Nitinol) [4]

La qualità della lega a memoria di forma dipende da:

- abilità di "ricordare" la sua fase austenitica e di tornare quindi alla sua forma originale;
- pseudoelasticità. Quando il materiale cambia fase, la flessibilità martensitica deve sopportare bene il carico.

Riassumendo

- una lega a memoria di forma è in grado di ricordare la forma precedentemente memorizzata;
- essa è deformata a basse temperature (martensitica) ,mentre ad alte temperature (austenitica) recupererà la forma originale-Es. con effetto joule indotto da corrente elettrica;
- il cambiamento di fase produce una forza che può essere applicata nel campo degli attuatori. La modifica della forma non è limitata al semplice piegamento del materiale ma è utilizzabile anche la sua contrazione lineare per sviluppare una forza attuativa.

Le proprietà del materiale che lo rendono un buon attuatore meccanico sono: silenziosità e linearità dei movimenti, per la qualità della vita; indipendenza dai motori per gli arti robotici; basso voltaggio, facile interfaccia ad un microcontrollore; accorciamento dell'8 % ,ma si usa tipicamente il 5% (nel nostro progetto usiamo il 3%).
Bisogna fare attenzione perché i fili possono variare immediatamente se sovrariscaldati o soggetti ad una corrente eccessiva.
La sfida nel design di attuatori SMA è quella di ottenere modelli semplici e affidabili, di aumentare la potenza della forza di un attuatore e trovare una equazione del design che guidi l'ingegnere nel dimensionamento dell'attuatore.Nella pratica, per definire gli attuatori SMA definisco il comportamento della lega come lineare caratterizzato da due sole temperature tipo on/off, Mf/Af, considerando solo le condizioni estreme (*figura 1.13*).

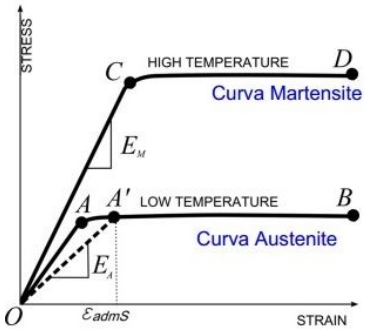

Figura 1.13: Grafico comportamento lineare

Il Nitinol oggi è molto utilizzato nel campo biomedicale non solo per attuatori ma anche in campo aereospaziale, medico (Stent e strumentazione) e altri (ottica etc..) (*figura 1.14*).

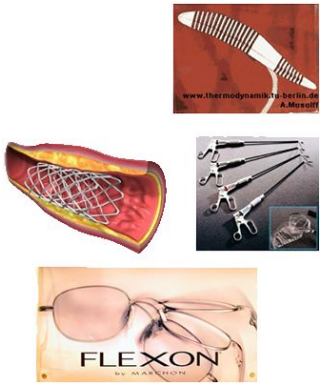

Figura 1.14: Esempi di altre applicazioni del NiTonol

1.9 Stato dell'arte

Lo stato dell'arte dei dispositivi indossabili basati su attuatori per riabilitazione e supporto alle azioni giornaliere di persone riscontranti difficoltà nella chiusura/apertura della mano o più in generale nello sviluppare forza e controllo, soprattutto nei movimenti più fini, è variegato.
Sfruttando infatti tecnologie all'avanguardia per rieducare le diverse funzioni di movimento in modo più simile possibile alla mano otteniamo ottimi risultati.
Generalmente questi dispositivi si differenziano per tipologia di attuatori utilizzati (per muovere le varie dita), modalità di trasmissione del moto, scelta dei sensori e tipologia di controllo della protesi.
Tra questi con particolare attenzione abbiamo posto l'accento a dispositivi tendon like (bioinspirati con guaina meccanica che separa attuatore dal complesso articolare) e jointless (ergonomia, privi di giunti articolari mantenendo i gradi di libertà originali) come un buon modello su cui basare il funzionamento del nostro guanto attuato da fili SMA. I prototipi in commercio sono tanti e le prove e dati raccolti hanno costituito una buona base nella scelta di materiali, ordine di grandezza del sistema e modalità di trasmissione (*figura 1.15*).
Dopo una accurata ricerca bibliografica si è riscontrato l'uso di attuatori elettroidraulici , motori in DC (brushed per lo più), attuatori a memoria di forma, pneumatici e idraulici.
La forza sviluppata facendo una media generale dei vari dispositivi è di circa 12-13N totale e di circa 1.5N per singolo dito; tendenzialmente si usano sempre cavi o cinture di acciaio, raramente alberi flessibile e fili NiTinol.
I sensori che aiutano il controllo della protesi oltre a dare un valore quantitativo, da poter confrontare con il modello fisiologico, sono generalmente

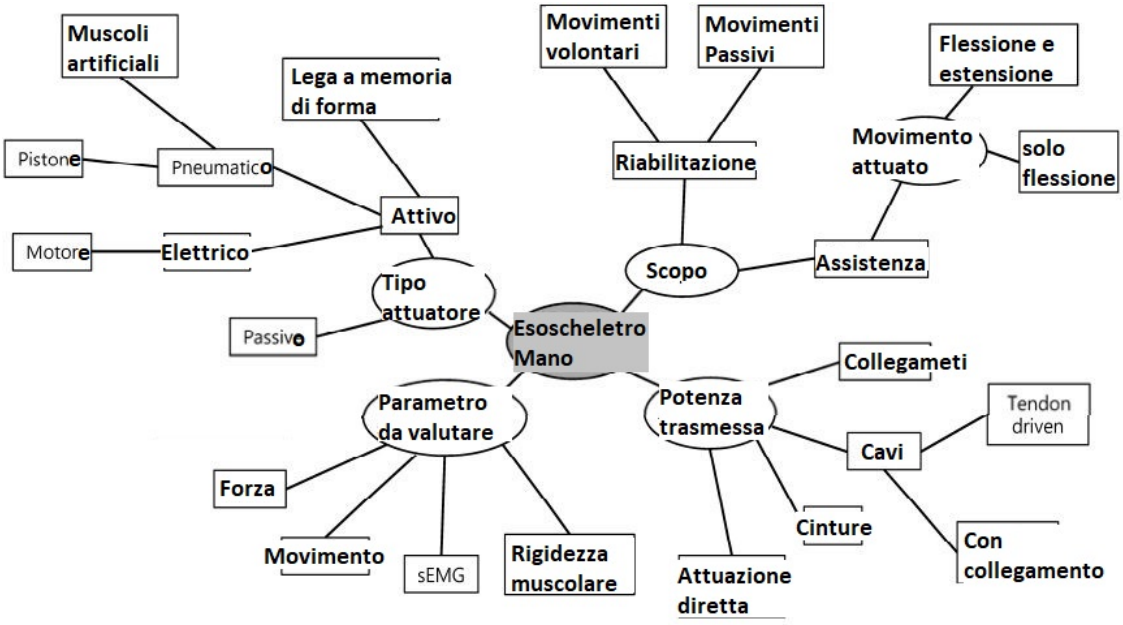

Figura 1.15: *Classificazione degli esoscheletri di mano secondo i vari criteri [8]*

di pochi tipi: encoder magnetici, potenziomentri, sensori di angolo, forza e pressione (celle di carico), telecamere e marker riflettenti e elettrodi EMG.
Si è inoltre riscontrato una divisione del sistema di attuazione che può essere sottoattuata e non: la differenza sostanziale è che in quella non sottoattuata ogni dito ha un attuatore (agonista/antagonista) che controlla solamente il dito a cui è dedicato , mentre la sottoattuazione usa pochi attuatori (agonisti/antagonisti) per poter gestire tutte le dita delle mani con sistemi meccanici e di trasmissione che ben si integrano con la scelta.
La sottoattuazione è scelta per diversi motivi tra cui quello economico, quello di rapporto peso/potenza, quello di ingombro e di facilità di controllo : non va ad inficiare la fluidità dei movimenti né l'efficacia del sistema e benchè escluda la possibilità di definire movimenti relativi a singole dita, questo in ambito riabilitativo o quotidiano influenza poco la normale funzione della mano.
Sistemi idraulici/pneomatici riscontrano un problema di ingombro che non influenza la riabilitazione, ma ne limita il suo utilizzo nelle attività di tutti i giorni,mentre i motori in dc hanno un ingombro minore ma comunque non trascurabile e spesso sono contenuti in zainetti o esposti sul braccio.
La scelta della disposizione del sistema di trasmissione, lo studio della cinetica della mano, i dati sperimentali rilevati con i relativi banchi di prova e le scelte tecnologiche sono stati a lungo materia di studio.
Esempi rappresentativi delle diverse scelte tecnologiche sono:

– Soft Robotic Glove della Panagiotis Polygerinos [16],un guanto portatile e morbido (*figura 1.16, 1.17*) (quasi nessuna parte rigida che vada a compromettere la sua ergonomia). Il guanto robotico sfrutta materiale morbido e attuatori che distribuiscono in modo sicuro le forze lungo il dito. Questi attuatori consistono in serbatoi elastomerici con fibre

di rinforzo anisotropo che genera uno specifico bendaggio che ne influenza la pressione dei fluidi dei condotti. Con questa scelta idraulica infatti si ottengono prestazioni simili a quelle umane minimizzando la pressione locale.
I movimenti possibili sono molti e risulta molto confortevole per il soggetto che lo utilizza; rappresenta un buon esempio delle protesi "soft" con forza pneumatica di un fluido, trovando un buon compromesso tra ingombro e vincolo dei movimenti.

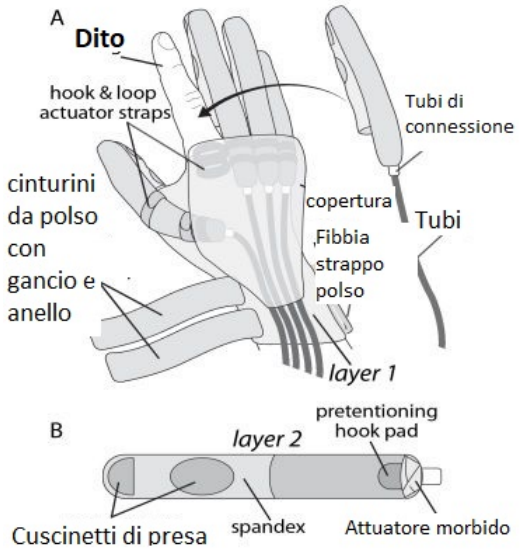

Figura 1.16: Schema guanto robotico soft con descrizione tessuti e tipo accoppiamento con la mano.

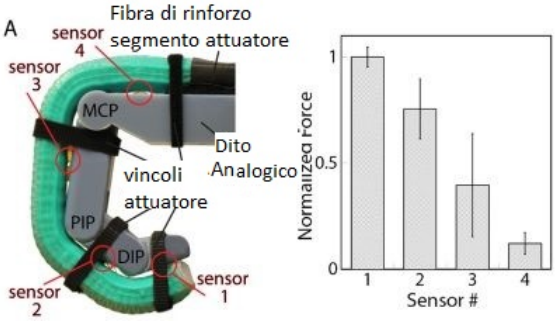

Figura 1.17: Sensori di forza, come posizionati sul guanto e grafico delle distribuzione della forza lungo il dito.

Altro protipo, nel campo della soft pneumatic glove, interessante per l'utilizzo di una tecnologia innovativa e in crescita, è sempre della Panagiotis Polygerinos [17] (*figura 1.19*) e utilizza la tecnica della rapid

Figura 1.18: Gamma di movimento del guanto robotico soft

prototyping techniques e forza pneomatica per creare un sistema di attuatori leggeri e performanti in materiale elastomero chiamato Elastosil.

Figura 1.19: Vista superiore e inferiore del prototipo che mostra gli attuatori e la configurazione a palma aperta, con il cinturino in Velcro, e in procinto di cogliere vari oggetti

– Un altro sistema d'interesse che invece utilizza degli attuatori con un motore in DC è l'Exo-Glove [10] (*figura 1.20, 1.21*). Ancora un guanto soft molto compatto e leggero (194gr) sufficentemente performante per le azioni quotidiane con una forza di pinch di 20N e di grasp di 40N, il sistema di tendini artificiali è attaccato al corpo senza l'uso di uno sforzo di taglio che può rendere meno performante la forza dei tendini. Sfrutta un sistema tendon like che si inspira alla fisiologia della mano umana, utilizzando tendini in cavo Bowden.

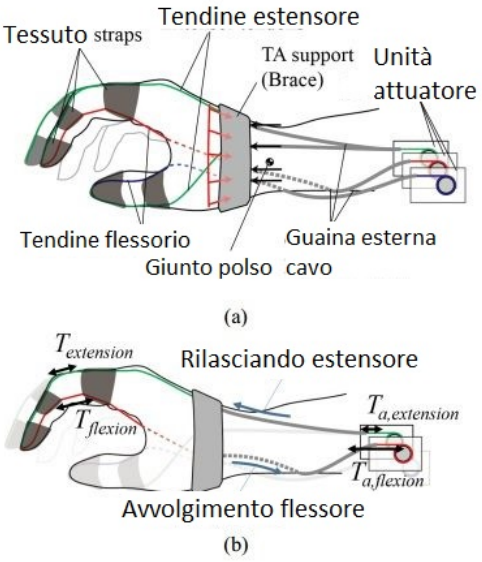

Figura 1.20: Schema dei cavi e della modalità di applicazione della tensione al dito

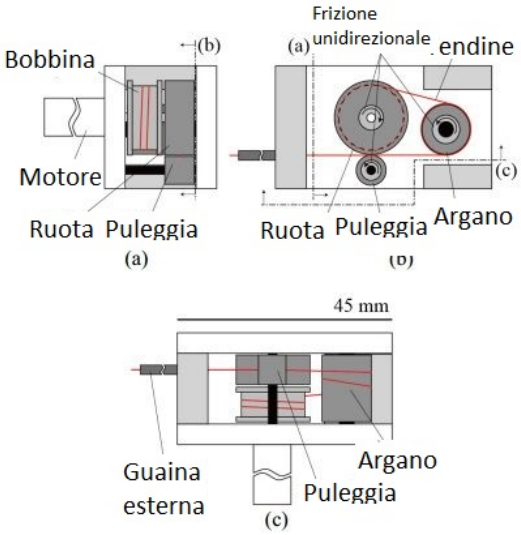

Figura 1.21: Sistema di azionamento con meccanismo di frenatura passivo

– Dopo ricerche sulla mano robotica si è arrivato anche ad una soluzione che possa definire un controllo preciso e rapido con una sottoattuazione che sfrutti attuatori a lega di memoria di forma leggeri e facili da pilotare. Facendo leva sul meccanismo a memoria di forma con un doppio strato di nylon e fibre di vetro per rivestire i fili si è prototipato un sistema indossabile con 7 gradi di libertà totali integrato in un materiale morbido [10] (*figura 1.22, 1.23*).

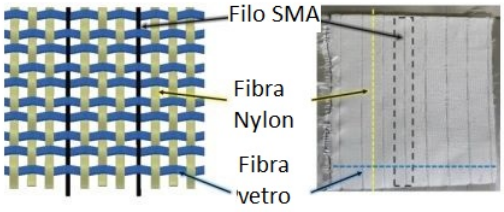

Figura 1.22: Immagine schematica del tessuto fabbricato (Cavo SMA: nero, fibra di vetro: giallo, fibra di nylon: blu)

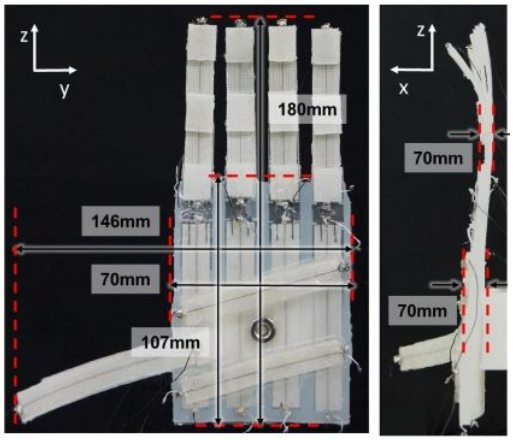

Figura 1.23: Un prototipo di mano robotica morbida con attuatore Nitinol

Nella ricerca bibliografica particolare attenzione è stata posta sulla struttura biomeccanica,nello specifico alle soluzioni trovate per sfruttare al meglio la tecnologia di trasmissione.
Molti sono stati gli studi sull'attrito tra elemento di trasmissione e ortesi indossabile,senza trascurare libertà di movimento e minimizzazione dell'ingombro.
L'uso di pulegge, cavi, guaine e altri elementi di fissaggio, posizionati in modo preciso sull'ortesi, hanno permesso la realizzazione di diversi modelli.
Alcuni esempi dimostrativi di come l'attuazione sia stata studiata in modo molto accurato:

– Soft robotic glove [5] presentato alla International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR).
  Il dispositivo è in grado di fornire assistenza nella flessione e nella estensione. Il meccanismo di trasmissione può generare fino a 15N durante la chiusura della mano.
  Le guide forniscono un mezzo efficare per delineare l'azionamento fornito dai cavi di tipo Bowden.
  Bobbine e servomotori consentono il controllo della posizione e della coppia, sufficienti a spostare ogni dito in modo indipendente e con sufficiente risoluzione nello spazio. Il controllo è affidato al segnale EMG, importante nella fase riabilitativa.
  Le guide sono costituite da tubi in PVC e vincolati da perni di sicurezza, queste permettono una buona libertà di movimento (*figura 1.24, 1.25*).

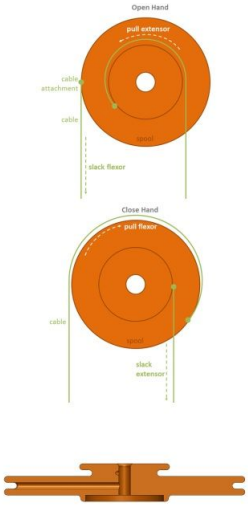

Figura 1.24: Design della puleggia a doppio livello

Figura 1.25: Guide dei cavi assemblate sul guanto

– Studio della frizione per un meccanismo di trasmissione tendon like [9].
  Negli esperimenti vengono usati come guida per i fili Nitinol tubi in acciaio inossidabile di diametro 500 µm.
  In primo luogo, è stato misurato l'attrito per il tubo a forma di "U", tubo fissato su una superficie rigida anche essa fissata al dispositivo sperimentale, determinato il setup sperimentale si è poi andato a misurare le caratteristiche di attrito per diversi materiali e design ottenendo così dati importanti per lo studio del fenomeno (*figura 1.26*).

– Dispositivo BiomHED [12] , dove quattro cavi (exotendons) assumono percorsi simili ai principali tendini muscolari, permettendo una completa movimentazione della mano.
  Gli exotendon replicano schemi di coordinazione spaziale simile a quelli anatomici della mano umana andando a compensare una eventuale compromissione di questi (*figura 1.27*).

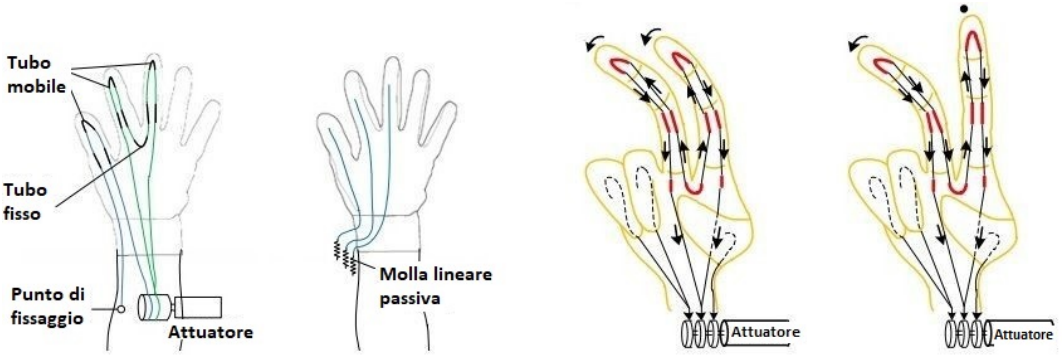

Figura 1.26: Schematizzazione dell'attuazione mano robotica

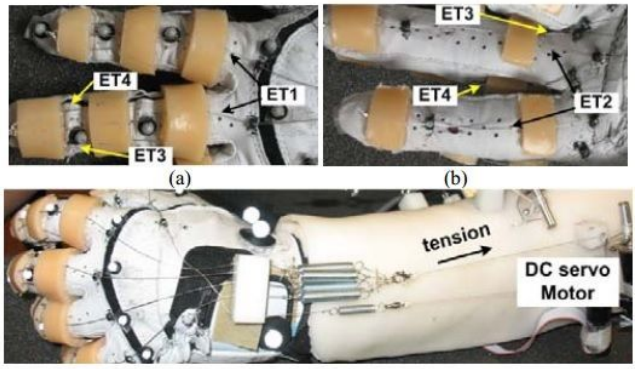

Figura 1.27: Configurazione exotendons nel dispositivo BiomHED

Oltre a veri e propri esoscheletri, più ingombranti e complessi ma interessanti per quanto riguarda la modalità di trasmissione del movimento e fissaggio dei cavi e delle guide.
L'esoscheletro ideato per la riabilitazione post ictus [19], ha una struttura che permette la trasmissione della forza tramite cavi tendon like guidati da un motore in DC.
I bracci di leva sono specificamente studiati per il singolo paziente e i costi sono abbattuti grazie alla prototipazione 3D (tramite solidificazione di polveri di poliammide) che riduce anche i tempi di assemblaggio (*figura 1.28*).

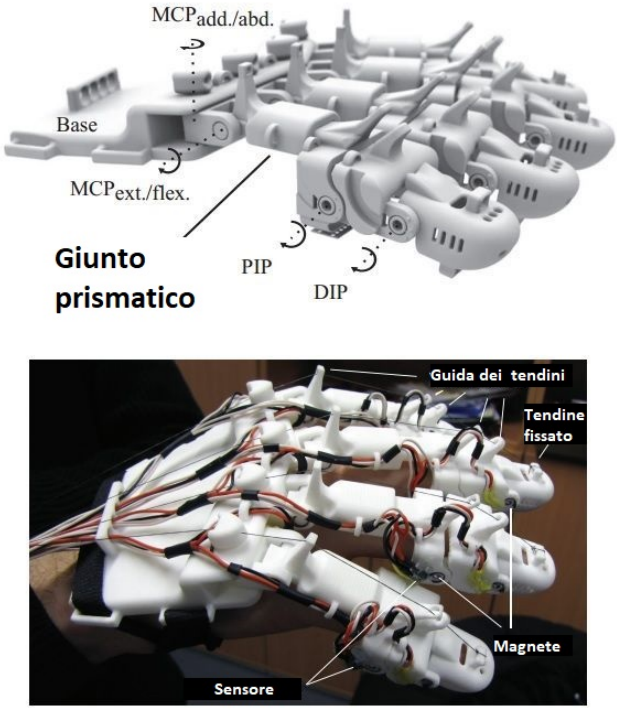

Figura 1.28: In **alto**: rendering dell'esoscheletro. In **basso**: modello realizzato

Le relative scelte, performanti per lo specifico utilizzo per cui sono state create, offrono comunque un ottimo spunto per definire la meccanica e il design per il sistema indossabile da noi sviluppato, potendo attingere, inoltre, ad una fonte di dati sperimentali molto ampia [8].
Possiamo così delineare una statistica che riassuma la scelta generale della tipologia di attuatori e la forza che ne sviluppano.
Generalmente gli attuatori più usati sono quelli mossi da motori in DC, seguono quelli pneumatici/elettroidraulici e infinte attuatori SMA.
Le forze totali (prodotte dalla somma degli attuatori per le singole dita) è maggiore per motori elettrici, ma comuque la gran parte degli attuatori ricade nella fascia da 5N a 10N come forze sviluppate.
Di seguito i grafici ottenuti dallo studio della bibliografia (*figura 1.29*):

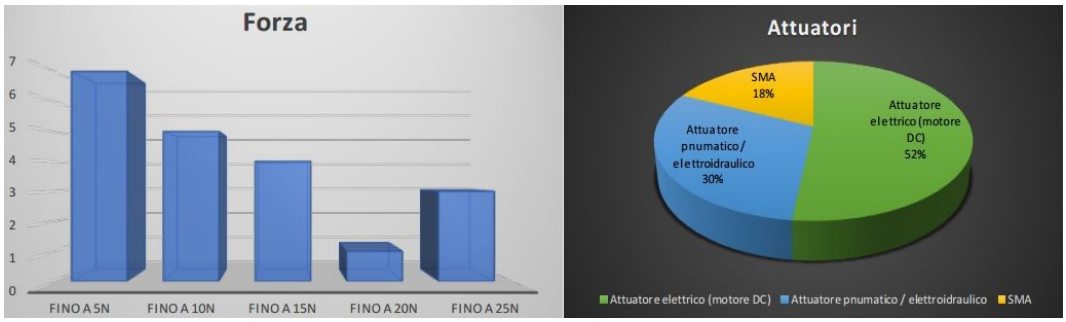

Figura 1.29: A **Sinistra**: grafico statistico della forza per i vari articoli bibliografici.A **Destra**: grafico statistico per tipi di attuatori usati per i vari articoli bibliografici

Capitolo 2

Progetto e prove

2.1 Aspetti generali

La bibliografia è stata studiata accuratamente per poter definire, in base alle nostre aspettative e ai nostri obiettivi, quella che sarebbe stata la struttura finale del nostro dispositivo indossabile e le caratteristiche da soddisfare per avere un prototipo funzionante ed efficiente.
Il primo aspetto generale considerato è stato quello dei materiali e della conformazione del guanto da far indossare al paziente (*figura 2.1*).

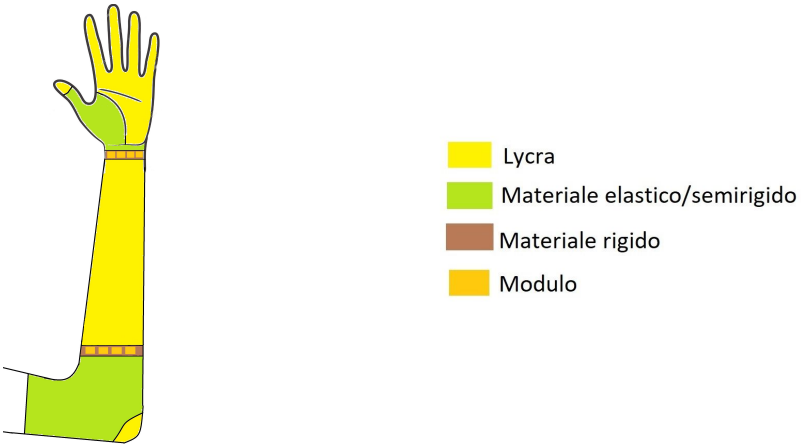

Figura 2.1: Idea iniziale con scelta dei materiali

L'idea di base è stata di creare un guanto che coprisse mano ed eventualmente avambraccio. L'esigenza era pertanto quella di un materiale che fosse sia leggero non rigido e poco costoso per fornire un minimo di isolamento dai fili ad altezza avambraccio e mano, sia resistente, al fine di sostenere la cucitura e il fissaggio degli attuatori dove far passare i fili, ad altezza di polso e gomito.
Dopo varie ipotesi si è optato per la lycra come materiale leggero di copertura e di una polsiera e gomitiera ortopedica come supporto su cui cucire l'attuatore finito.
L'importanza degli elementi ortopedici è data soprattutto dalla capacità di

mantenere gli attuatori ben saldi in loco, senza flettersi o muoversi durante il cambiamento di fase dei fili. La forza considerevole di attuazione può infatti muovere e spostare gli attuatori, sviluppando una cattiva trasmissione dell'accorciamento e quindi chiusura incompleta. Sono stati individuati il polso e il pollice come ancoraggio di buona stabilità per la parte più prossimale alla mano, mentre per la parte distale gomito e parete dell'avanbraccio.
Il modello ipotizzato inizialmente quindi si presentava in modo molto generale come nell'immagine (*figura 2.1*).

2.2 Stampante 3D

Prima di entrare nel merito della produzione dei diversi componenti meccanici del sistema, è necessario andare ad esporre le specifiche tecniche della stampante 3D che andremo ad utilizzare, per capire le sue potenzialità e le sue limitazioni.
La stampante (*figura 2.2*) , modello PowerWASP EVO della WASP, ha la possibilità di lavorare come stampante o come fresa. Per questa tesi è stata usata soltanto in modalità stampante.

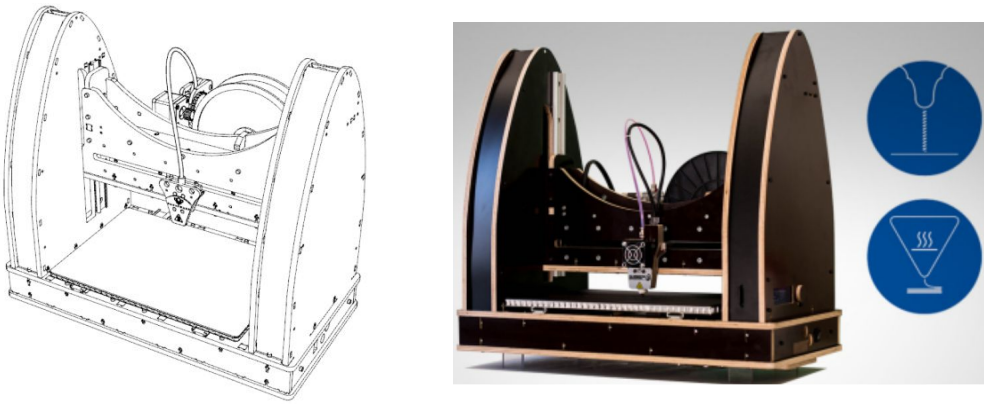

Figura 2.2: Stampante 3D

Le informazioni sul prodotto in modalità stampaggio sono:

- **tecnologie**: Fused Filament Fabrication (fabbricazione a fusione di filamento);
- **volume di stampa**: 260mm x 195mm x 210mm;
- **risoluzione layer**: 0.05mm < 0.2mm;
- **precisione posizionamento**: assi X,Y 0.012mm / asse Z 0.004mm;
- **diametro del filamento**: 3mm;
- **diametro di ugello**: 0.35mm.

Le specifiche meccaniche sono:

- **telaio** e **copertura**: legno multistrato fenolico spessore 9mm;
- **piano di stampa**: alluminio alveolare;
- **movimenti**: guide in alluminio anodizzato, slitte in polimero autolubrificante;
- **motori**: stepper Nema 17, 1/16 micro stepping.

Le specifiche di alimentazione:

- **input**: 100-240V 50-60Hz;
- **output**: 19,0V-5,26°;
- **connettività**: USB – SD card. Nel nostro caso usavamo SD card

Le specifiche di temperatura:

- **Temperatura di utilizzo**: 15 C° < 30 C°;
- **Temperatura di magazzino**: 0 C° < 30 C.

La tecnologia della stampante è risultata molto utile e veloce per la prototipazione di pezzi intermedi e finiti. La sua buona risoluzione e la sua capacità di riempimento del 100% hanno fatto sì che i pezzi generati da zero fossero molto resistenti e funzionali al nostro obiettivo.
La creazione del pezzo inizia con l'uso del software di disegno e progettazione tridimensionale parametrica Solidworks, che ha permesso di curare gli aspetti del processo di sviluppo, di progettazione e verifica del prodotto. Il file di output è in formato ".stl".
Il file d'uscita viene poi trasmesso come input a Ultimaker Cura software, una piattaforma per definire la posizione dei modelli sul piano di stampa, il loro riempimento e altri parametri legati allo stampaggio vero e proprio.
La fase di definizione dei parametri spaziali e caratteristici del pezzo da produrre deve tener conto delle potenzialità e delle limitazioni dovuta ad una stampa che sfrutti la tecnologia di fusione e deposizione di filamento: questa, infatti, potrebbe influenzare la creazione di supporti non necessari e una feature troppo grezza per piani che necessitano di una precisione maggiore.
Il file di output in "G.code" veniva poi caricato sulla SD-card inserita nella stampante che, leggendo il progetto creato, seguiva le indicazioni per creare il pezzo finito.

2.3 Filo SMA

Il filo SMA utilizzato nella progettazione del nostro attuatore è composto dalla lega Nichel-Titanio, di diametro 100 µm ed è stato fornito dalla SAES GETTER. (*figura 2.5, 2.6, 2.7, 2.8*)
Questa scelta è basata sulle proprietà uniche di recupero della forma dopo il riscaldamento del filo, per la facilità di essere impacchettate in modo efficace in attuatori compatti, leggeri, potenti e silenziosi per sostituire le tecnologie alternative basate su cera, motori CC e motori elettrici.
Il portfolio del filo:

- **composizioni in lega**: memoria di forma e superelastica (standard As -25 °C<T<120°C);
- **condizioni termomeccaniche**: lavorate a freddo, ricotte diritte, forma ricotta;
- **shapes**: round wire (anche se l'azienda produce anche altre tipologie di forme);
- **finitura superficiale**: elettrolucidato, nero lucido, ambra / ossido marrone, lucidato a specchio.

Filo attuatore SmartFlex:

- **spessore filo**: 20 µm<d<500 µm;
- **corsa massima**: 5,5%;
- **numero di cicli**: >200.000 (a 150 MPa, 3,5% di corsa);
- **temperature di transizione** (con carico di 200 MPa): AS>90°C, Mf>65°C.

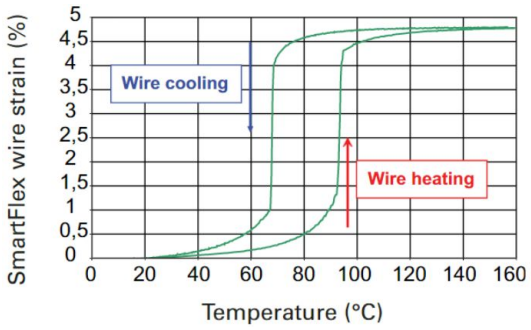

Figura 2.3: Isteresi del filo Smartflex [18]

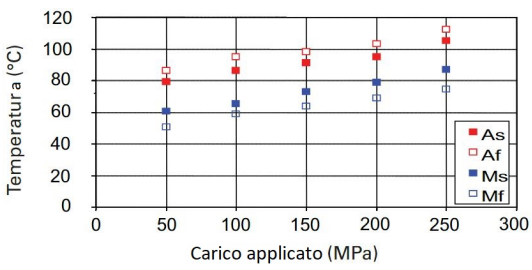

Figura 2.4: Carico applicato durante l'isteresi [18]

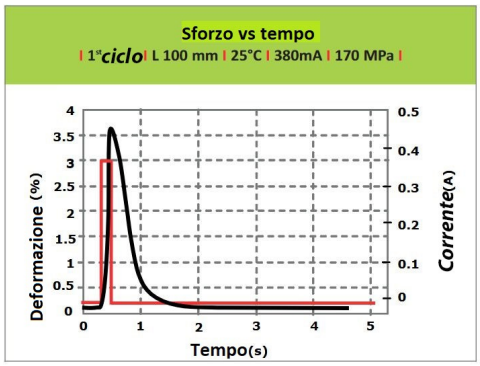

Figura 2.5: Grafico Sforzo vs Tempo [18]

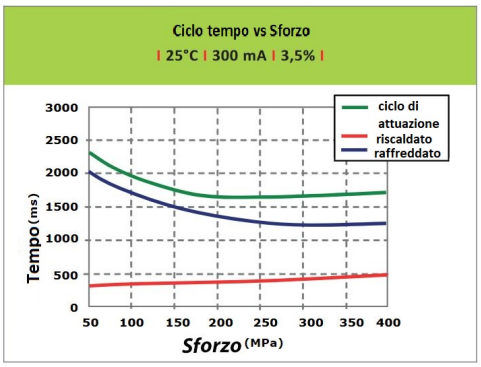

Figura 2.6: Ciclo Tempo vs Sforzo [18]

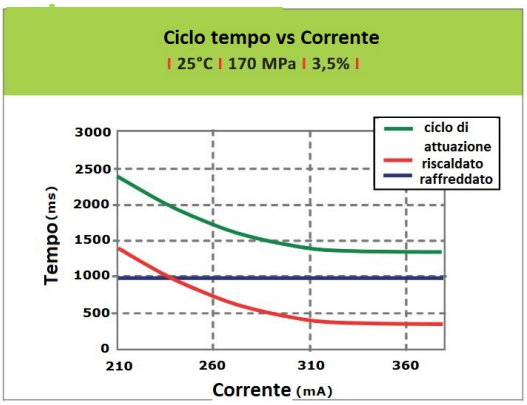

Figura 2.7: Ciclo Tempo vs Corrente [18]

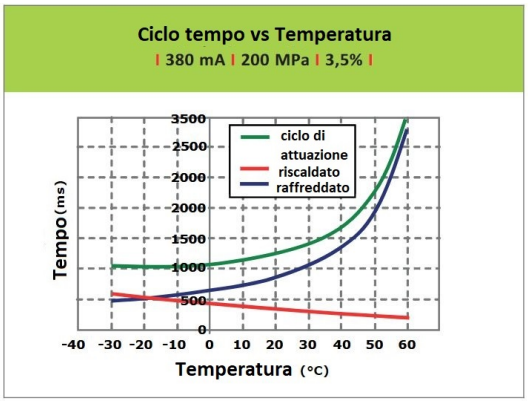

Figura 2.8: Ciclo Tempo vs Temperatura [18]

2.4 Attuatore

I successivi aspetti presi in considerazione in modo più approfondito e tecnico, partendo dalla tesi precedente [11], sono stati la modifica e il miglioramento dell'attuatore da posizionare sull'avambraccio.
Il componente deve essere modulato e strutturato in modo da ottenere accorciamento massimo per la chiusura della mano in modo agevole.
Una volta definito un supporto stabile su cui fissare gli attuatori si è infatti passato alla progettazione della sua struttura, della disposizione sul supporto e, nel caso fosse necessario, alla possibilità di renderli impilabili e modulari.
Lo scopo è quello di creare un sistema più flessibile e adattabile possibile, in base alla forza, all'accorciamento e alla situazione specifica.
Il primo attuatore modulare pensato ha tenuto in considerazione l'aspetto di impilabilità e di incastro tra i diversi attuatori (*figura 2.9*); quindi ha portato a ideare e progettare un attuatore con una forma che rispettasse queste specifiche.

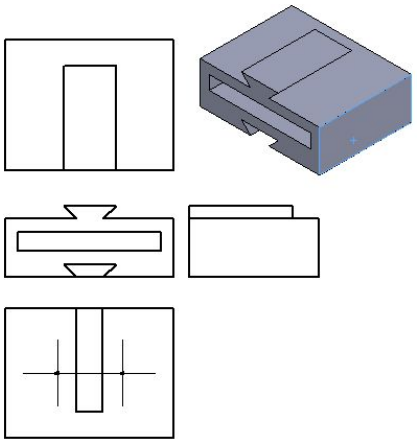

Figura 2.9: Primo attuatore modulare pensato

La parte iniziale da cucire sulla gomitiera e sulla polsiera, da disporre come primo modulo e quindi fare da base per gli attuatori successivi, avrà inoltre una forma complementare, semplice e sottile del tipo (*figura 2.10*):

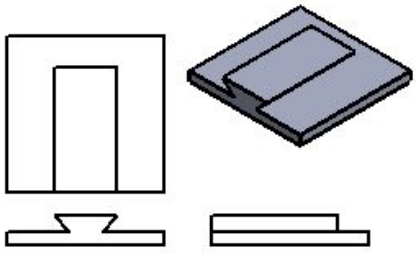

Figura 2.10: Base per gli attuatori successivi

Inoltre, per le fasi inziali, si è pensato di adattare l'attuatore al braccio del manichino in legno con una fettuccia di fissaggio. Il progetto ha subito così un ulteriore modifica per far fronte a questa esigenza sperimentale (*figura 2.11*).

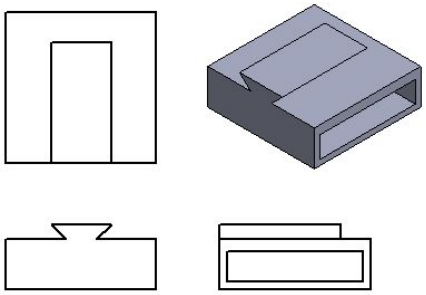

Figura 2.11: Attuatore adattato a fettuccia

Come si può vedere dall'immagine, si è aggiunto una finestra delle dimensioni della fettuccia sulla faccia inferiore dell'attuatore, in modo da far passare

questa all'interno dell'apertura e fissare l'intero sistema in modo semplice ma anche efficace. Le modifiche di questo tipo sono strettamente legate ad una fase inziale ancora prototipale e quindi ammissibili per facilitare le prove sperimentali e le future modifiche.
Il disegno così definito ha però dovuto subire ulteriori modifiche: questo poiché la presenza di sezioni troppo sottili rendevano il pezzo troppo fragile e il materiale di costruzione, il PLA, non è molto resistente a spessori così ridotti; a ciò si aggiungeva il fatto che la stampante 3D a disposizione non avesse una risoluzione così piccola, per quanto precisa.
L'attuatore iniziale ha quindi dovuto subire da subito delle variazioni, trascurando almeno nella fase inziale la caratteristica di modularità, non reputata necessaria per questa fase di sperimentazione. Si è cercato di mantenere il numero di moduli il minore possibile e quindi, una volta riprogettato il sistema tenendo in considerazione le nuove necessità, si è ottenuto alla fine un modulo rivisitato e nuovo (*figura 2.12*).

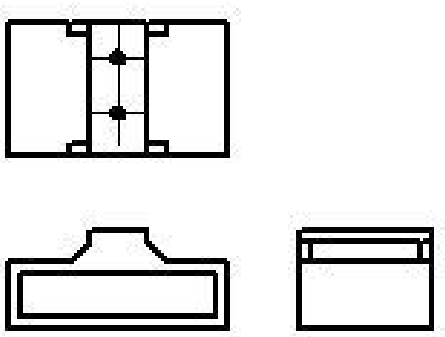

Figura 2.12: Attuatore adattato a fettuccia rivisitato

Questo modello parte dall'idea precedente di attuatore [11] per poi superarla e modificarla al fine di migliorarla su due aspetti principali:

1. minor ingombro e miglior compattezza;

2. miglior modularità; utilizzando infatti solo due carrucole per attuatore, si è reso possibile affiancarne anche più di due attuatori sullo stesso asse in modo da implementare accorciamento, se posizionate in serie, o forza, se posizionate in parallelo.

Si è tenuto in conto, anche per questo nuovo attuatore (*figura 2.13*), della possibilità di utilizzarlo fissando il tutto sul manichino con una fettuccia per comodità.

Figura 2.13: Attuatore fabbricato

2.5 Passafili

Una volta stabilita la struttura dell'attuatore si è posta l'attenzione sul passaggio dei fili sulla mano. Il posizionamento, la modalità e i materiali del passafilo sono stati scelti partendo da uno studio sullo stato dell'arte e sulla conoscenza e analisi dei materiali in commercio.
Obiettivi principali della guida dei fili sulla mano erano quelli di:

- minimizzazione **dell'attrito** durante lo scorrere dei fili e trovare la giusta distanza dall'asse del dito, in modo da avere una buona chiusura della mano;
- massimizzazione dell'**accorciamento**;
- miglior compromesso **forza lunghezza** filo.

Dopo le dovute indagini, la scelta è ricaduta su due possibili soluzioni: con fili passanti per il fianco del dito (*figura 2.14*), come più probabile, e con tubi passanti sul palmo della mano (*figura 2.15*), come alternativa. Il fine ultimo di evitare ingombro sulla mano durante la chiusura o l'afferraggio di oggetti ha fatto optare per la prima soluzione.

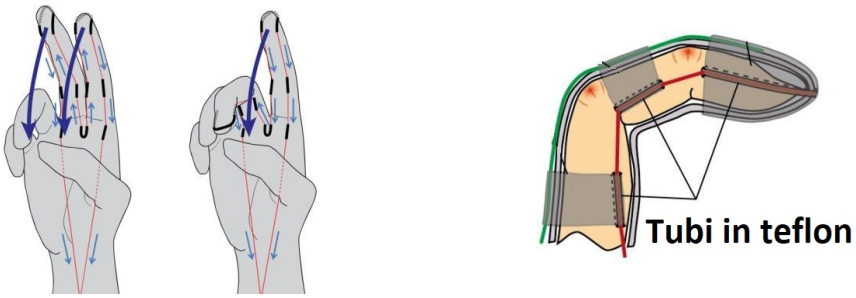

Figura 2.14: **Prima soluzione** con fili passanti a lato delle dita [22] [10]

Figura 2.15: **Seconda soluzione** con fili passanti sul palmo della mano [21] [8]

La minimizzazione dell'attrito del passafilo sul filo è stata presa in considerazione fin da subito. Grazie ad uno studio approfondito sui materiali, teso a trovarne uno con buona qualità di scorrevolezza unita ad una giusta struttura rigida che non collassasse e rimanesse in sede una volta fissato, si è arrivati alla conclusione di utilizzare il Teflon.
Il Teflon è stato scelto come materiale di utilizzo per creare tubi di piccolo diametro per le sue caratteristiche affini al nostro modello finale.
Prima, però, di passare al teflon, prove diverse per migliorare la forma, la modularità e il posizionamento dei tubi sono state intraprese sfruttando la tecnologia della stampante 3D. La facilità di produzione di possibili soluzioni da poter attuare, ha portato a modelli scartati per inefficienza durante le prove sperimentali, ma anche avvicinato alla soluzione conclusiva.
Il primo prototipo si basava sull'idea di modularità e quindi, sulla possibilità di poter attaccare e staccare il passafilo in diverse posizioni sul dito tramite un collegamento ad incastro, come in figura 2.16.

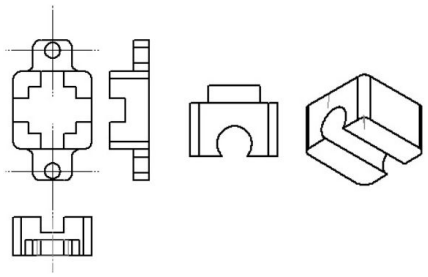

Figura 2.16: Idea di passafilo modulare

Dal disegno si può distinguere la parte inferiore, da cucire sul guanto, e quella superiore da incastrare. La presenza di un foro nella parte superiore è stata pensata per poter inserire e fermare il tubo in teflon.
Questo modello però, anche se stampato in modo corretto, risultava troppo piccolo per mantenere il collegamento saldo; inoltre, una volta unito, l'assieme risultava troppo alto per lo spazio ristretto delle dita del manichino.
L'idea di un passafilo di questo tipo è risultata una scelta sbagliata.
Nel prototipo successivo si è andato a rivoluzionare l'idea iniziale, costruendo dei supporti per il tubo, e il tubo stesso, in PLA. Soluzione dettata sia dalla facilità che dalla velocità di produzione dei prototipi che, sfruttando la stampante 3D, riducevano i tempi di creazione e modifica, oltre a migliorare

la compattezza, data dalla creazione di un pezzo unico.
La scelta di usare la stampante 3D in questa fase iniziale di progettazione è risultata ottimale per questo studio sperimentale.
I prototipi creati avevano questo aspetto (*figura 2.17*):

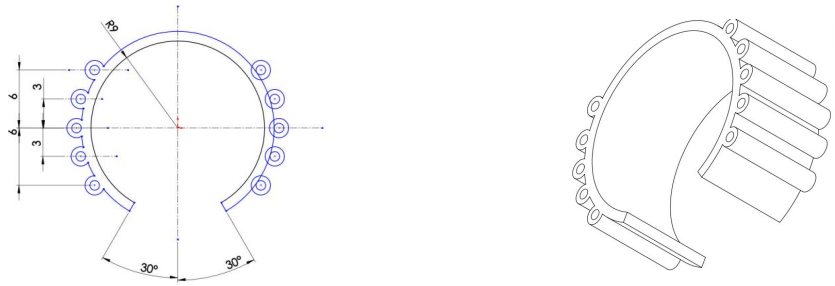

Figura 2.17: Prototipi multitubulare per passafilo

Come si può vedere i tubi sono più di uno e a distanza, dall'asse del dito al centro del tubo o tra centri di tubi successivi, di 3mm da progetto; distanza scelta come giusto compromesso sulle dimensioni del dito.
Il modello finale è basato sul sistema meccanico della falange e sui dati antropometrici ricavati da bibliografia [15] (*figura 2.18-2.19*).
La decisione di seguire più configurazioni è stata presa proprio in base alle osservazioni fatte sulla meccanica poiché, parlando di momento della forza da applicare al segmento falangeo, il braccio di applicazione influenza il suo momento risultante come nel grafico (*figura 2.20*): bracci più lunghi, più distanti dall'asse del dito, richiedono forze minori, ma anche maggior filo, quindi accorciamento, per la chiusura; di contro, bracci più corti, in prossimità dell'asse del dito, richiedono più forza ma allo stesso tempo meno accorciamento.
Il giusto compromesso tra forza e accorciamento necessario è lo scopo delle nostre prove sperimentali.

$L_{falangePros} = 39{,}78\ mm,$ $H_{falangePros} = 22\ mm,$ $\theta_{falangePros} = 90°$

$L_{falangeMed} = 22{,}38\ mm,$ $H_{falangeMed} = 16\ mm,$ $\theta_{falangeMed} = 100°$

$L_{falangeDist} = 15{,}22\ mm,$ $H_{falangeDist} = 12\ mm,$ $\theta_{falangeDist} = 45°$

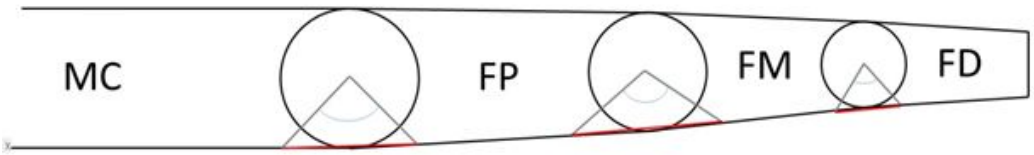

Figura 2.18: Modello meccanico costruito da bibliografia [11]

$$0.1Kg * 9.81\frac{m}{s^2} * 0.039\ m = F * 0.008\ m \Leftrightarrow F = 4.78\ N$$

$$R = \sqrt{R_x^2 + R_y^2} = \sqrt{F^2 + (mg)^2} = \sqrt{4{,}78^2 + 0{,}981^2} = 4{,}88\ N$$

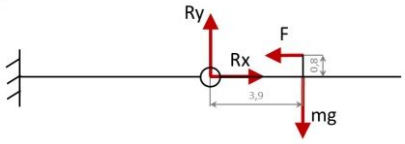

Figura 2.19: Modello schematizzato con valori antropometrici presi in bibliografia [11]

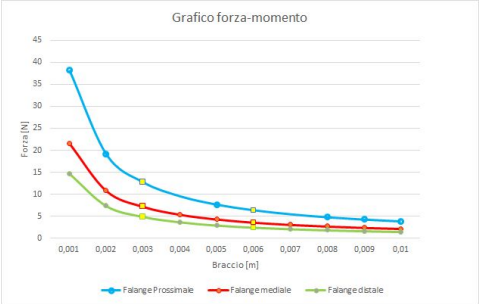

Figura 2.20: Grafico Forza-Braccio della forza

Le condizioni di prova:

- **guanto in lycra** indossato dalla mano in legno;
- **due fili SMA** di lunghezza 80 cm l'uno, ciascuno dei quali è stato piegato in due in modo da ottenere un filo doppio per maggiore resistenza meccanica, data il diametro ridotto;
- **supporti passafili** incollati su bande elastiche cucite ad anello in modo da poter calzare in modo saldo sul dito e successivamente incollate al guanto in lycra per ottenere migliore stabilità ed evitare traslazioni o rotazioni involontarie del pezzo durante le prove;
- **filo in nylon**, diametro 0.400 mm, come collegamento tra attuatori in serie e come filo passante sulla mano; attuatori collegati in serie;
- **filo SMA**, fornito da SAES GETTER, di 100 µm di diametro;
- **generatore di corrente** [11] a due canali con erogazione totale di 600 mA, 300 mA per filo, tenendo in conto la resistenza in parallelo del filo piegato in due (*figura 2.21*);

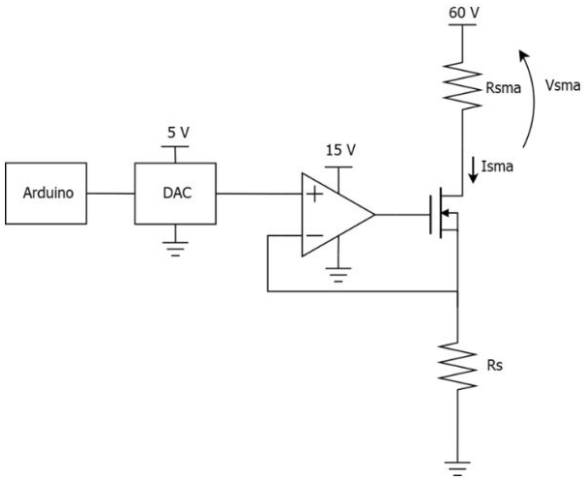

Figura 2.21: Schematico del generatore di corrente [11]

- **alimentatore da laboratorio** ISO-TECH modello IPS4303 a 4 canali, con tensione di soglia impostata a 60V e corrente di soglia impostata a 1,3 A, con due canali in serie e un canale indipendente di alimentazione a 15V e 1A per la scheda Arduino. Tutti i canali sono stati testati, sia in corrente che in tensione, prima dell'utilizzo, con un tester.

Il pezzo finale per la punta del dito è stato progettato sullo stile "ditale" per comodità (*figura 2.22*).

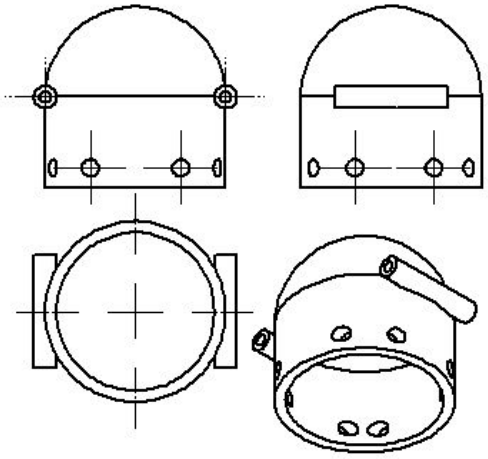

Figura 2.22: Disegno del *"ditale"*

I dati fisici del filo sono ricavati dal datasheet dell'azienda (*figura 2.23*) mentre, le resistenze sono calcolate con le seguenti formule:

$$R_{//} = \frac{\rho \cdot L}{2 \cdot S} \tag{2.1}$$

$$V_{fili} = R \cdot 2 \cdot I \tag{2.2}$$

	Martensitica	Austenitica	
d	0,0001	0,0001	m
Rho	0,00000105	0,00000085	ohm*m^-1
S	7,85E-09	7,85E-09	m^2
L	0,8	0,8	m
R parallelo	53,5031847	43,3121019	ohm
I	0,3	0,3	Amperre
V	32,1019108	25,9872611	Volt

Figura 2.23: Dati del filo

La prima prova di questo set è stata fatta con attuatori in serie collegati tramite un gancio ad una piastra in argento che si collegava a sua volta al nylon passante sulla mano.
Le prove ci hanno fornito soluzioni differenti che hanno portato ad una chiusura quasi nulla per il filo passante lungo l'asse (*figura 2.24*), una chiusura di 30° per il passaggio del filo a distanza intermedia (*figura 2.25*) e una chiusura di 90° con filo passante più distalmente (*figura 2.26*).
Gli esiti sono stati ricavati applicando il sistema sulla mano del manichino e misurando l'angolo di chiusura del dito mignolo, scelto perché quello con maggiore mobilità. I risultati:

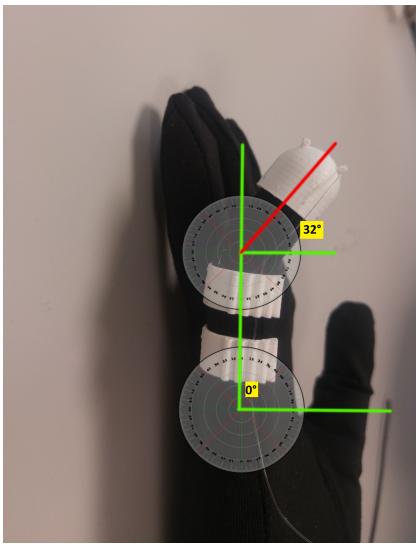

Figura 2.24: Attuazione
con filo passante lungo asse del dito

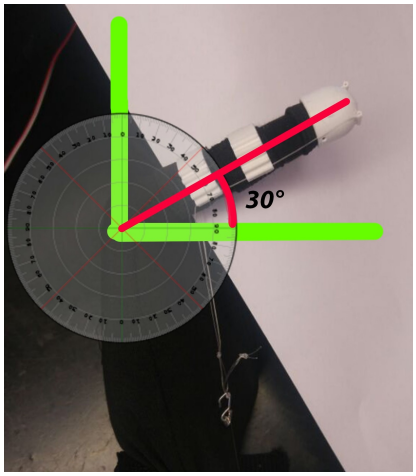

Figura 2.25: Attuazione con filo passante nella parte intermedia

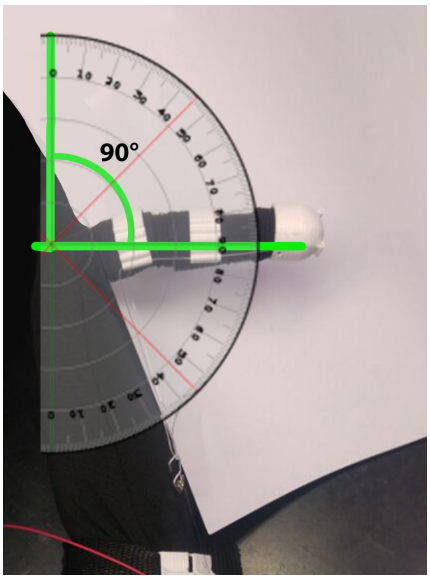

Figura 2.26: Attuazione con filo passante nella parte più distale

2.6 Prove e modifiche

I risultati ottenuti fino ad adesso hanno influenzato le scelte future e le modifiche da apportare al prototipo.
Il primo cambiamento attuato è stato quello di inserire un passa filo anche sul palmo della mano (*figura 2.27*), fissato su una fascia elastica, poiché l'accorciamento del filo risultava fortemente ridotto per la troppa distante dal palmo della mano. Si è reputato necessario quindi costruire e progettare un nuovo pezzo da inserire sul palmo per evitare questa perdita di accorciamento.
Inoltre, l'efficienza maggiore dell'accorciamento ottenuta con fili passanti distalmente dall'asse del dito, ha dettato la creazione di un passafilo sempre ad anello ma più semplice (*figura 2.28*): un solo tubo in PLA nella parte più distale del dito.
Usando i software precedentemente nominati e la stampante 3D si è così fabbricato il pezzo.
Si può notare come l'accorciamento sia migliorato di molto e in modo visibile (*figura 2.29*).

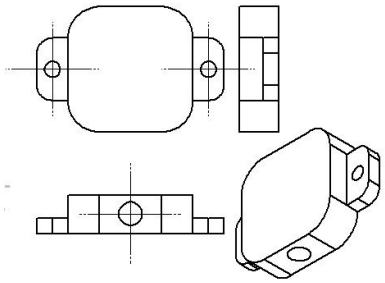

Figura 2.27: Passafilo sul palmo della mano

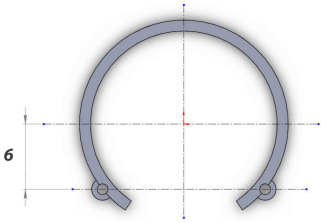

Figura 2.28: Nuovo passafilo sul dito

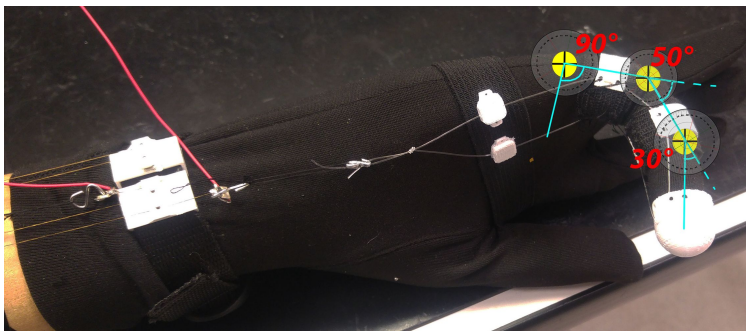

Figura 2.29: Attuazione con le modifiche applicate

Ultima modifica sul passafilo è stata quella di minimizzare il suo ingombro riducendo di molto le dimensioni (*figura 2.30*) , senza perdere il compito funzionale di guidare i fili nella posizione più performante, cioè quella più distale dall'asse del dito, senza finire sul ventre dello stesso.
Il modello finale del passafilo ha portato quindi ad una buona chiusura finale (*figura 2.31*).

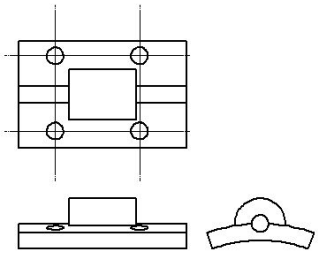

Figura 2.30: Nuovo passafilo miniaturizzato

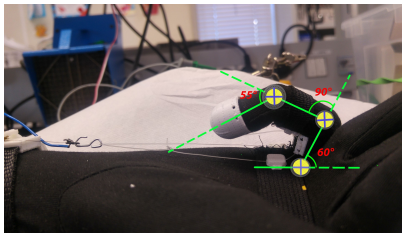

Figura 2.31: Attuazione con nuove modifiche applicate

La scelta di far passare i fili nella parte più distale ha comportato la necessità di un accorciamento maggiore, anche se con forze di chiusura del dito minori. Un filo da 80 cm non risulta più bastevole per una chiusura completa, per quanto le modifiche fatte fino a questo punto abbiano portato una chiusura quasi completa e abbiano migliorato l'ingombro dell'intero dispositivo indossabile.
La modifica finale per permettere al dito di poter toccare il palmo della mano con una chiusura completa, ha comportato l'allungamento del filo attuante in NiTinol, anche a dimostrazione della tesi svolta precedentemente. Da qui la scelta, quindi, di passare da un filo di 80 cm ad uno di 1 m, sempre piegato in due e inserito nella guida delle carrucole nella forma a "N-shape".
Il risultato ha confermato le ipotesi e ha portato finalmente ad una chiusura completa del dito (*figura 2.32*), sempre con erogazione di corrente di 300 mA per filo.

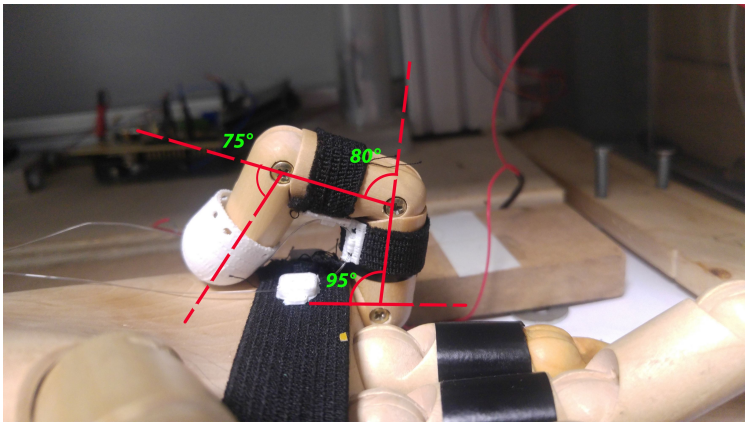

Figura 2.32: Attuazione con le modifiche finali, chiusura completa della mano

La rimozione del guanto in lycra è stata una scelta dettata dal fatto che, essendo le dita del manichino troppo lunghe per il guanto, quest'ultimo creava un impedimento evidente durante il movimento delle falangi se non posizionato in modo più aderente possibile al dito. Si è scelto, quindi, di rimuovere il guanto e di usare le fasce elastiche direttamente sul legno per maggiore facilità di preparazione alle prove, miglior oggettività dei risultati e per evitare che l'effetto "molla" della lycra andasse ad aiutare la chiusura.

Ultima modifica, sulla base di questa struttura attuante, è stata quella di andare a modificare il passaggio del filo anche sulla punta del mignolo di legno, per rendere il tutto meno ingombrante.Si è ottenuto così il risultato finale (*figura 2.33*).

Figura 2.33: Dispositivo finale

Figura 2.34: Collegamento sulla piastra in parallelo

Successiva prova è stata fatta collegando gli attuatori in parallelo non più in serie (*figura 2.34*); conoscendo l'attuazione meccanica si può presuppore un aumento della forza prodotta, somma di quella dei singoli attuatori, e diminuzione di accorciamento, che potrebbe portare ad una incompleta chiusura della mano.
I due attuatori sono stati collegati nel capo prossimale al palmo tramite dei gancetti in acciaio ad una piastrina in argento che, a sua volta, si collegava al filo in nylon che trasmetteva l'accorciamento.
Dalle prove si è notato come le nostre tesi iniziali siano state dimostrate: la mano infatti non è arrivata a chiusura completa, come per l'attuazione in serie, ma la forza prodotta ha portato ad una maggiore accelerazione del movimento di tentata chiusura del dito, che tradotto in termini di forza, ha significato maggiore forza di attuazione.
La forza necessaria alla chiusura, avendo già nell'attuatore in serie il giusto modulo, ha influenzato la scelta di predisporre sul prototipo finale un'attuazione in serie che sarà utilizzata per tutte le prove successive.

2.7 Upgrade

E' stato ottenuto il nostro primo obiettivo: chiusura del dito e realizzazione del prototipo progettato in principio, tramite modifiche ad hoc. Si è passati al miglioramento e alla progettazione di un nuovo metodo di collegamento

del filo SMA con il generatore di corrente.
Fino a questo momento si è attuato il collegamento tramite una piastrina in argento con 3 fori, due più piccoli dove far passare il filo SMA e uno più grande dove far passare, dove necessario, il filo in nylon come collegamento tra i due attuatori o come collegamento sulla mano. Il filo trefolato, portatore della corrente d'erogazione uscente dal generatore di corrente, veniva poi saldato sulla piastra(*figura 2.35*).

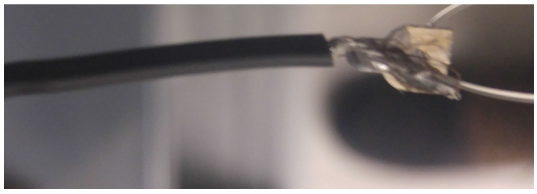

Figura 2.35: filo saldato sulla piastra

La scelta di apportare un miglioramento delle modalità di collegamento filo SMA-generatore è stata dettata da:

- una propensione allo **sviluppo tecnologico** del prototipo;
- **maggiore facilità** di costruzione del sistema, soprattutto nella parte delicata della gestione di fili SMA;
- **maggiore sicurezza**, evitando fili flottanti sul braccio del paziente.

La progettazione del nuovo attuatore si è basata principalmente sull'idea di far passare corrente tramite la carrucola sul filo, anche per uno sviluppo futuro di plug and play e di una gestione di alimentazione dei fili migliore e più automatizzata, oltre a rendere attuabile la possibilità di usare circuiti stampati per gestire i fili da alimentare.
La prima sfida è stata quella di costruire un attuatore che fosse così strutturato, da zero, con il materiale a disposizione.
Dopo diverse prove si è raggiunto un risultato soddisfacente creando un attuatore che sfruttasse:

- una **scheda millefori**, con distanza tra fori di 2 mm e diametro del foro di 1 mm, con isola conduttiva su una delle due facce, utile sia alla conduzione che alla presa dello stagno fuso, e il restante materiale in vetronite isolante per prevenire il possibile cortocircuito dannoso per l'alimentatore e il sistema stesso;
- **spilli** come fermo per le carrucole e come elemento di fissaggio della struttura;
- **piastre d'argento**, del tipo precedentemente usato, per creare un piano dove poter agevolmente saldare il filo trefolato portatore di corrente sulla carrucola.

Una volta ingegnerizzato l'intero sistema, la necessità di caratterizzare il nuovo prototipo di attuatore e di confrontarlo con il vecchio metodo di alimentazione, ha definito il bisogno di un banco di prova che fornisse grandezze quantitative ed oggettive a validazione delle prestazioni del nuovo sistema e quindi dell'ipotetico upgrade.
Il nuovo banco di prova si è basato su quello costruito nelle tesi precedenti [2], sfruttando la stessa struttura, l'encoder ottico già presente sul sistema (*figura 2.39*) e lo stesso generatore di corrente. Si sono apportate modifiche tese a fornire un supporto dedicato alla disposizione di fili *"N-shape"* (*figura 2.38*) e a rendere possibile, in tempi diversi, l'alimentazione del filo con le due diverse modalità oggetto di studio.
Una staffa di legno tagliata (*figura 2.37-2.36*), secondo le misure necessarie per il nostro scopo, fissata alla struttura tramite morse, ha reso possibile costruire il nuovo sistema di prova sulla stessa struttura come in figura.

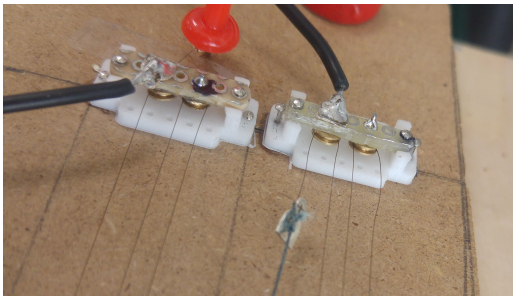

Figura 2.36: Attuatore finale sul banco di prova

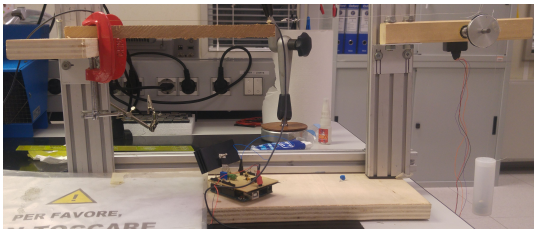

Figura 2.37: Banco di Prova

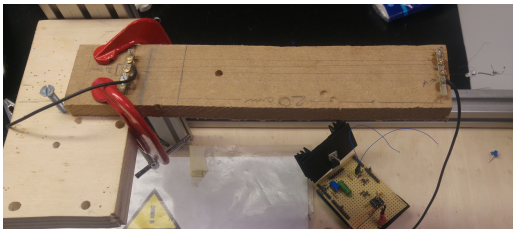

Figura 2.38: Staffa di legno con gli attuatori fissati

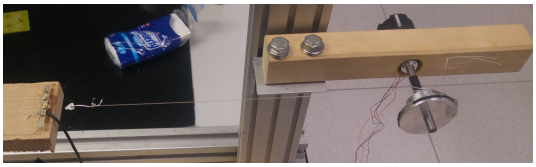

Figura 2.39: Braccio con encoder ottico a cui collegato filo

Come si può vedere dalle immagini i fili di alimentazione sono numerosi per mantenere le due tipologie di trasmissione della corrente separate e quindi alternabili in modo indipendente.
Le prove fatte su questo sistema seguivano le seguenti caratteristiche:

- range di corrente da 260 a 360 mA a passi di 20 mA con l'uso di un tester in serie per verificarne l'effettivo valore passante per ogni filo;
- erogazione di corrente ripetuta 5 volte;
- tempo di attesa di 5 minuti tra una prova e l'altra di 15 minuti prima del cambiamento di corrente;

- durata d'erogazione di corrente di 2 secondi;
- filo in nylon come collegamento in serie e come ultimo segmento fino al peso da sollevare (70 gr)
- filo in Nitinol lungo 0.495 m con una tensione sul filo di 31.8V e una soglia di corrente data dall'alimentatore di 0.4 A (per alimentazione tramite carrucole);
- filo in Nitinol lungo 0.62 m con una tensione sul filo di 57.07 V e una soglia di corrente data dall'alimentatore di 0.550 A (per alimentazione diretta sul filo).

Le prove così strutturate hanno portato alla luce una caratteristica di conservazione di memoria del filo, infatti, l'accorciamento percentuale misurato risulta fortemente minore dopo aver alimentato il filo a corrente di bassa intensità (260 mA), rispetto ad una alimentazione, alla stessa corrente preceduta da una erogazione di corrente più elevata (sopra i 300 mA), anche solo per 1 o 2 secondi.
Il filo conserva memoria della corrente ad alta intensità precedente e migliora così il suo accorciamento relativo, come dimostrato anche dalle prove sperimentali (*figura 2.40*) .

Risultati per **CARRUCOLA** (senza erogazione ad alta intensità prima)	260 mA
Accorciamento (%)	0,51
	0,53
	0,53
	0,53
	0,53
Media	0,526

Figura 2.40: Tabella riassuntiva accorciamento senza erogazione iniziale ad alta intesità

La quantificazione della durata del tempo di memoria del NiTinol, nell'ottica anche dei tempi di sedute riabilitative (generalmente 60 minuti), ha portato alla ripetizione della prova dopo 5, 10, 15, 30, 60, 90, 180 minuti e dopo un tempo maggiore di 12 ore, con risultati pressoché invariati: il materiale continuava a conservare memoria del passaggio di corrente ad alta intensità iniziale.
Le evidenze sperimentali hanno così definito un'altra caratteristica da applicare al banco di prova: una stimolazione a corrente maggiore o uguale ai 300 mA prima di ogni seduta.
I risultati ottenuti hanno portato alla luce anche la necessità di erogare una corrente maggiore di 300 mA prima di ogni seduta riabilitativa, soprattutto se questa avviene dopo qualche giorno di inutilizzo del dispositivo indossabile e prima di ogni prova su banco di misura.Quindi, con le precedenti premesse, si è andato a misurare e confrontare l'accorciamento relativo per le

due modalità di conduzione di corrente, i risultati poi raggruppati e mediati su un foglio Excel (*figura 2.41, 2.42, 2.43*) .

	Filo	Carrucola
L [m]	0,62	0,495
d [m]	0,0001	0,0001
Rho [Ω*m-1]	1,05E-06	1,05E-06
S [m^2]	7,85E-09	7,85E-09
R [Ω]	82,929936	66,21019
I (A)	0,35	0,36
V [volt]	29,025478	23,83567

Risultati per alimentazione tramite carrucola

Corrente (mA)	Accorciamento (%)					Media (%)
260 mA	3,3	3,32	3,35	3,32	3,32	3,32
280 mA	3,37	3,37	3,37	3,37	3,37	3,37
300 mA	3,4	3,38	3,37	3,37	3,4	3,38
320 mA	3,4	3,37	3,4	3,4	3,37	3,39
340 mA	3,37	3,37	3,5	3,34	3,35	3,39
360 mA	3,32	3,3	3,27	3,27	3,27	3,29

Figura 2.41: Tabella riassuntiva accorciamento con erogazione su **carrucola** e caratteristiche filo da alimentare per entrambe le alimentazioni

Risultati per alimentazione filo diretto

Corrente (mA)	Accorciamento (%)					Media (%)
260 mA	3,38	3,44	3,42	3,42	3,44	3,42
280 mA	3,44	3,44	3,44	3,44	3,44	3,44
300 mA	3,46	3,46	3,46	3,44	3,42	3,448
320 mA	3,42	3,42	3,42	3,42	3,44	3,424
340 mA	3,34	3,34	3,34	3,34	3,36	3,36
360 mA	3,34	3,34	3,34	3,34	3,36	3,344

Figura 2.42: Tabella riassuntiva accorciamento con erogazione su **filo diretto**

Le prove hanno evidenziato come il filo abbia un accorciamento migliore dello 0.0656% per alimentazione diretta rispetto all'alimentazione tramite carrucola (*figura 2.43*).
La differenza è pressoché trascurabile tra le due forme di erogazione in corrente.
La perdita di 0.0656% in contrazione tramite carrucole può essere attribuita alla dispersione di calore delle stesse che, aggiungendo una resistenza in più

	Corrente					
	260 mA	280 mA	300 mA	320 mA	340 mA	360 mA
Differenza Carrucola/Filo (%)	0,098	0,07	0,064	0,036	0,002	0,058
Media (%)	0,0656	il Filo è migliore di circa 0,0656%				

Figura 2.43: Confronto tra i due metodi

(bypassata alimentando direttamente sul filo), diminuiscono la temperatura sul filo.
La caratterizzazione del metodo di alimentazione è la prova sperimentalmente che quello tramite carrucola è un metodo efficace e quindi sostituibile al precedente, portando con sé i miglioramenti già elencati.

2.8 Nuovo Prototipo

I risultati ottenuti ci hanno guidati all'implementazione di una nuova tecnologia, con conseguente bisogno di modificare forma, struttura e funzione del prototipo, oltre che tipologia di materiale dell'attuatore.
Il case dove posizionare e fermare in modo stabile la scheda millefori è stato il primo problema affrontato.
La creazione di una struttura di base doveva tener conto di diversi aspetti tra cui:

- **evitare** che il filo fuoriuscisse dalla sede della carrucola (di diametro 4mm);
- far sì che **non ci fossero** movimenti relativi tra struttura e millefori, quindi nessuna flessione o traslazione;
- avere una struttura **poco ingombrante**, **leggera**, **economica** e **veloce** da produrre;
- tenere in conto, ancora una volta, dell'utilizzo della **fettuccia** come sistema di bloccaggio dell'attuatore sul manichino.

Con gli strumenti messi a disposizione dal software Solidworks, si è andati a creare un disegno inziale del prototipo successivamente migliorato, semplificato e ridimensionato per adattarlo in modo più specifico al nostro attuatore.
Il case così creato doveva quindi fornire il giusto alloggiamento della scheda millefori, con le carrucole bloccate al di sopra di essa, e i collegamenti elettrici saldati a stagno.
Dopo la misurazione, tramite calibro, delle dimensioni corrette, tradotte in quotature sul disegno tecnico con il software dedicato, si è proceduto con la fabbricazione del pezzo tramite la stampante 3D a fusione e deposizione di filamento.

Il prototipo dell'alloggiamento finito presentava un aspetto più grossolano (*figura 2.44*), successivamente semplificando il modello si è raggiunti il giusto compromesso (*figura 2.45*).

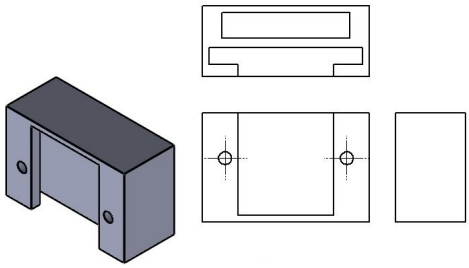

Figura 2.44: Primo case pensato per nuovo attuatore

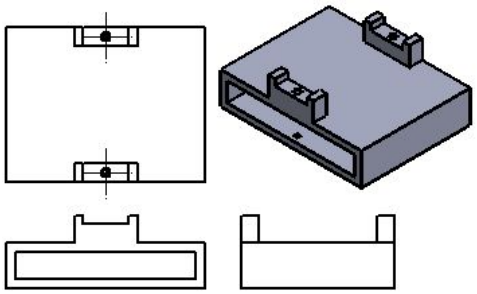

Figura 2.45: Case successivo usato per manichino in legno

Questo modello è stato progettato nell'ottica di doverlo usare per le prove sul manichino.
Il modello finito, utilizzato anche per caratterizzare il sistema sul banco di prova, aveva un aspetto molto più compatto e ridotto in dimensioni (*figura 2.46*).

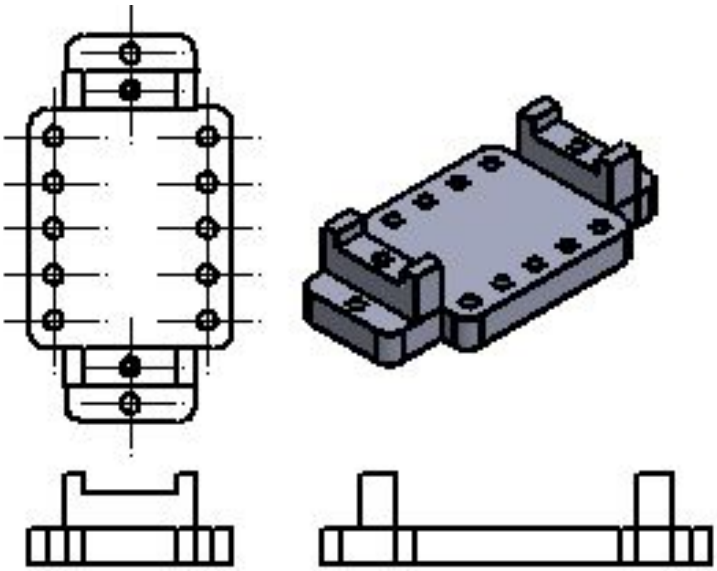

Figura 2.46: Attuatore finito pensato per prototipo su braccio umano

Questo nuovo modello si distingue per non esser più provvisto della fessura dove far passare la fettuccia, non usata sul prodotto finito, e per avere una serie di fori lungo tutto il perimetro per facilitare la cucitura sul supporto ortopedico. Il numero di fori elevato sottolinea l'importanza di avere un attuatore con nessun grado di libertà, al fine di fornire un supporto stabile all'intero sistema.
Le prime prove sono state fatte sulla mano del manichino andando, come già fatto per gli attuatori precedenti, ad analizzare quale fosse la posizione

migliore dove far passare i fili rispetto all'asse del dito.
Questa volta si è andato a costruire un supporto sulle dita con gli stessi parametri e le stesse quote usati in precedenza, per avere un confronto valido, ma minimizzando le dimensioni dell'anello multi tubulare per facilitarne il fissaggio (*figura 2.47*). Il compito funzionale, come le modalità di erogazione della corrente, del nuovo sistema di prova è rimasta uguale al primo usato.

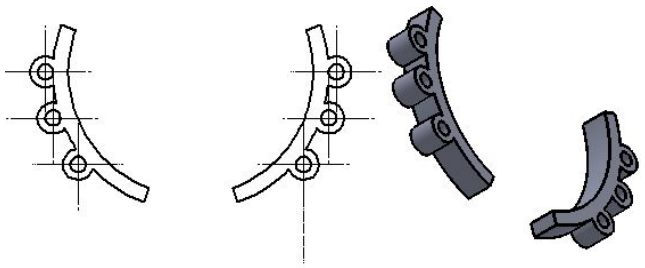

Figura 2.47: Disegno progetto nuovo passafilo

Il nuovo componente, come si può vedere in figura 2.47, ha dimensioni più piccole e possiede una forma più semplificata.
Il passafilo lungo il palmo delle mani è rimasto lo stesso.
Le prove hanno evidenziato come, in questo caso, l'attuazione più distale dall'asse del dito sia quella che porta una chiusura meno completa delle altre e quindi quella meno adatta (*figura 2.49*).L'attuazione invece passante per l'asse del dito e quella subito dopo, ha portato ad una chiusura completa e quindi attirato la nostra attenzione (*figura 2.48, 2.50*).

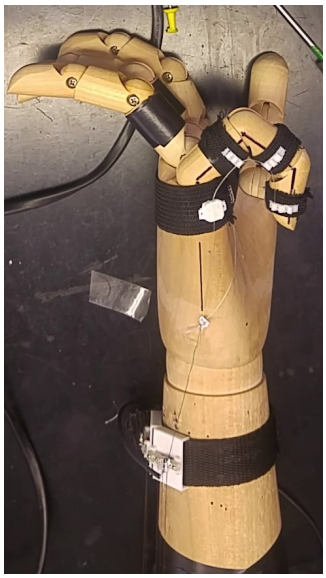

Figura 2.48: Chiusura dito con filo passante **distalmente**

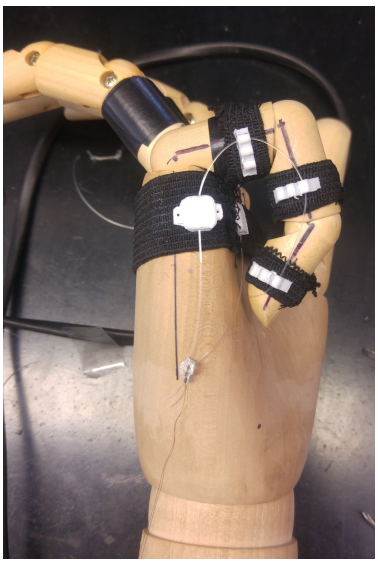

Figura 2.49: Chiusura dito con filo passante **lungo l'asse**

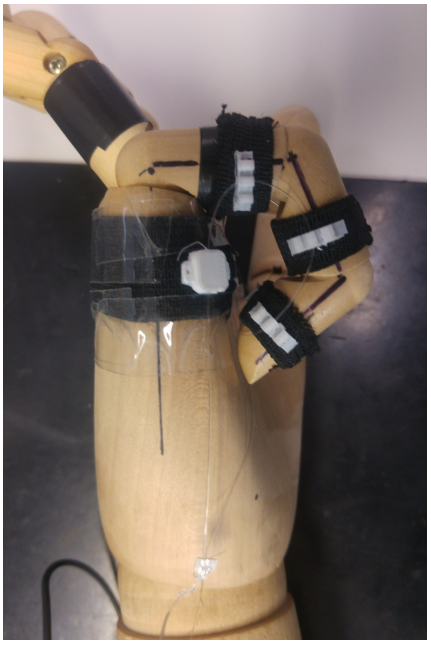

Figura 2.50: Chiusura dito con filo passante per **posizione intermedia**

Le prove venivano fatte con posizione iniziale del dito in modalità antigravitazionale, quindi con il dito leggermente indietro rispetto all'asse della mano. Questa posizione, per il filo passante lungo l'asse della falange, portava a volte problemi alla chiusura: il filo essendo al limite, tendeva a superare il centro di rotazione del mignolo verso il dorso della mano e quindi, non attuava nessuna rotazione nella direzione del palmo.
Queste evidenze sperimentali hanno portato alla scelta di posizionare i nuovi attuatori subito dopo l'asse del dito, precisamente 3 mm dopo. L'utilizzo di questa nuova disposizione del passafilo tubulare ha contribuito a ridurre la necessità di accorciamento totale e quindi migliorato le performance. Altra miglioria portata da questi nuovi risultati hanno compreso la miglior coesistenza con la parte antagonista, da implementare negli sviluppi futuri con un secondo passafilo tubulare nella parte dorsale del dito, per il movimento opposto alla chiusura.
Trovata la disposizione definitiva per i fili lungo il dito, si è andato a trattare un aspetto particolarmente evidente da queste prove: la perdita di accorciamento del secondo attuatore (più distale alla mano) rispetto al primo di molti punti percentuali. La chiusura a carico del solo attuatore secondario portava infatti ad un angolo di chiusura di pochi gradi, 25° rispetto al dito in asse (*figura 2.51*).
Dopo aver ripetuto diverse volte l'attuazione selettiva del secondo attuatore, in cui i risultati rimanevano più o meno gli stessi, si è ipotizzato come causa della perdita di accorciamento il collegamento tra i due attuatori in serie. Il Nitinol copriva quasi totalmente la distanza tra gli attuatori, isolati elettricamente solamente da un piccolo segmento in cotone che evitava il cortocircuito, ma la sua capacità di deformarsi, allo stato martensitico, portava ad una conversione di accorciamento in deformazione, senza una vera e

propria trasmissione del moto.
La scelta successiva è stata quindi quella di sostituire, o meglio ridurre al massimo, il filo in Nitinol, per il collegamento intra attuatori, con cotone resistente alla trazione e al calore. I risultati hanno continuato a dare un accorciamento simile al caso precedente probabilmente a causa della deformazione confrontabile.
Il nylon con diametro 0.400 mm è stata il materiale di sostituzione successivo, prima come filo doppio e poi come filo singolo. I risultati questa volta hanno portato miglior chiusura del dito, in particolare il filo singolo ha portato ad una chiusura del mignolo di 50° rispetto all'asse del dito (*figura 2.52, 2.53*).

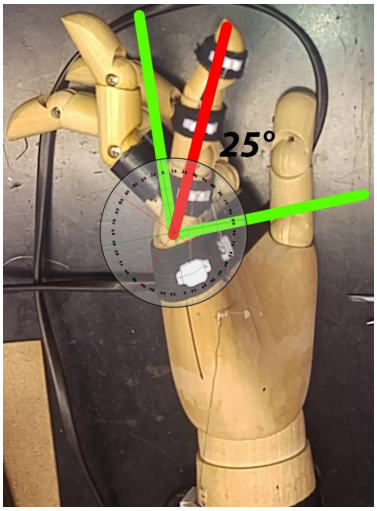

Figura 2.51: Chiusura dito con erogazione solo sul secondo attuatore, collegamento principalmente in **NiTinol**

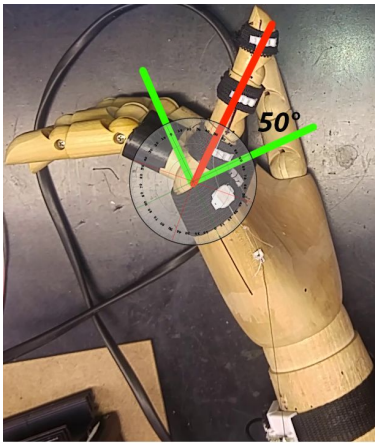

Figura 2.52: Chiusura dito con erogazione solo sul secondo attuatore, collegamento principalmente in **Nylon filo singolo** (diametro 0.4mm)

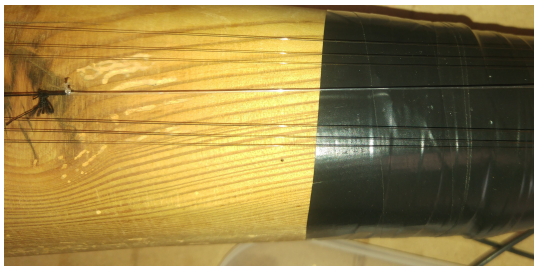

Figura 2.53: Collegamento con filo Nylon (diametro 0.4mm) sul manichino

Ancora una volta l'accorciamento dell'attuatore distale, per quanto sia migliorato, non risultava confrontabile a quello dell'attuatore più prossimale che, da solo, portava a chiusura della falange.
L'utilizzo di un attuatore da solo risultava efficiente per la chiusura del dito ma, non volendo precludere la possibilità di usare due attuatori in serie, nel caso ce ne fosse bisogno, si è deciso di trovare una soluzione al problema.
L'unico sistema plausibile da adottare, dopo numerose ipotesi, è risultato

quello di una attuazione a segmenti. Il filo in Nitinol perde quasi totalmente la sua capacità deformativa nello stato austenitico quindi, essendo più rigido, la perdita di accorciamento si ridurrebbe di molto.
Questa osservazione ha quindi portato la necessità di creare un banco di prova con fine ultimo quello di caratterizzare in modo quantitativo l'ipotesi appena fatta.
La struttura del nuovo banco di prova ritornava ad usare lo scheletro, l'encoder ottico collegato alla scheda Arduino e il generatore di corrente impiegati già in precedenza. La modifica messa in atto per poter utilizzare questo sistema di verifica per le nuove esigenze, ha portato alla sagomazione di una nuova staffa in legno che potesse fornire il giusto spazio e supporto a quattro attuatori, a due a due affiancati.
Costruito il nuovo banco di prova si è proceduto alla esecuzione delle prove secondo i seguenti parametri:

- impulso di 300 mA per 4 secondi;
- tensione e corrente impostato sul generatore da banco, per non avere saturazione, di 40 Volt e 713 mA;
- lunghezza filo Nitinol 0.45 m;
- peso di 70gr collegato alla fine del segmento in nylon (diametro 0.4 mm);
- stimolazione prima del canale prossimale, poi quello distale, poi distale-prossimale ed infine prossimale-distale;
- tempo di latenza tra le prove di 5 minuti e di 30 minuti tra una modalità di attuazione e l'altra;
- l'inizio della sessione di prove era caratterizzato da una stimolazione di 320 mA a 2 secondi, per l'effetto di memoria già studiato.

La prima sessione di prova è stata fatta con materiale di collegamento tra primo e secondo elemento attuante, collegati in serie, in nylon (diametro 0.4 mm) (*figura 2.54*).
I risultati ottenuti sono stati i seguenti (*figura 2.55*):

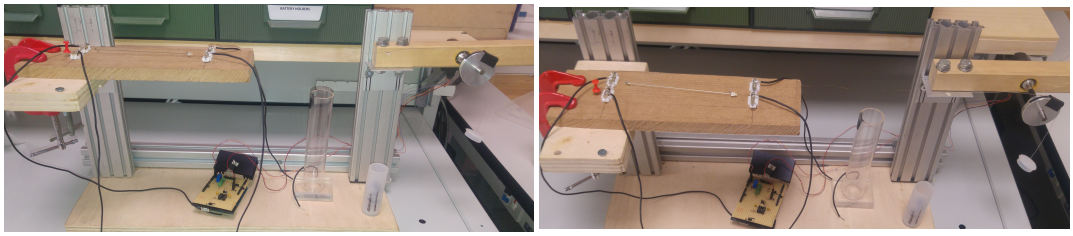

Figura 2.54: Banco principale con collegamento in **Nylon** (diametro 0.4mm)

d [m]	0,0001
Rho [Ω*m-1]	0,00000105
S [m^2]	7,85E-09
L [m]	0,45
R [Ω]	60,1910828
I (A)	0,3
V [volt]	36,1146497

Amperre	0,3
Vpp	40

	Distale	Prossimale	Dist-Prox	Prox-Dist
Accorciamento (%)	0,28	3,29	4	3,6
	0,31	3,32	4,05	3,6
	0,28	3,37	4,1	3,6
	0,4	3,34	4,1	3,6
	0,4	3,32	4,1	3,43
Media	0,334	3,328	4,07	3,566

l'accorciameto è normalizzato rispetto alla lunghezza totale di un solo attuatori cioè 0,45 m

La miglior soluzione sarà quindi di stimolare prima l'attuatore distale poi quello prossimale in una attuazione per segmenti

Figura 2.55: Tabella riassuntiva con collegamento per segmenti con collegamento in **Nylon** (diametro 0.4mm)

Come si può vedere, l'accorciamento è ridotto quando alimento solamente l'attuatore distale, mentre ha già valori importanti erogando soltanto sull'attuatore più prossimale e migliora ancora con l'alimentazione consecutiva di entrambi gli attuatori, fino ad efficienza massima fornendo corrente prima a quello distale e poi a quello prossimale. Questo preciso ordine fa sì che il primo attuatore, una volta riscaldato, trovi in quello antecedente, già riscaldato, un punto poco deformabile che vincola maggiormente uno dei due capi, trasmettendo così l'intero accorciamento sul secondo capo, quello libero.
Questi risultati hanno dimostrato la nostra ipotesi iniziale e migliorato il rendimento, in termini di accorciamento percentuale, del nostro dispositivo. La scelta consigliata rimane comunque quella di usare un solo attuatore per chiudere il dito, in quanto da solo basta a fornire l'accorciamento necessario.

2.9 Tubi in teflon

Il PTFE politetrafluoroetilene, anche conosciuto come TEFLON, è il polimero appartenente alla classe dei perfluorocarburi (PFC) derivante dall'omopolimerizzazione del tetrafluoroetene.
Il teflon è un polimero con eccezionali caratteristiche fisico-chimiche:

- **completa inerzia chimica**, non viene attaccato dai composti chimici e non modifica i fluidi con i quali viene in contatto;
- **totale insolubilità** in acqua e nei solventi organici;
- ottima resistenza alle alte temperature, sopporta da -20 a +260°C senza deformarsi;
- **bassissima conducibilità termica** che permette di maneggiarlo in sicurezza; resistenza al fuoco;

- **resistenza all'umidità**;
- **bassissimo coefficiente di attrito** che gli conferisce ottime proprietà di scorrevolezza superficiale: il coefficiente di attrito risulta il più basso tra i prodotti industriali;
- **totale antiaderenza**, la superficie non è incollabile (l'angolo di contatto risulta essere 127°), non è noto alcun adesivo capace di incollare il PTFE;
- ottime capacità di **isolamento elettrico**.

Queste caratteristiche assumono ulteriore importanza se si considera il fatto che si mantengono praticamente inalterate in un campo di temperature comprese tra i -80 °C e i 250 °C.
La decisione del teflon come materiale per il tubo passafilo sulla mano, è stata dettata soprattutto dalla sua caratteristica di scorrevolezza superficiale. Il bassissimo coefficiente di attrito infatti, avrebbe sicuramente apportato dei miglioramenti rispetto al PVC utilizzato fino a quel momento.
Tra le caratteristiche del materiale però, una in particolare apportava complicazioni all'installazione dei tubi sul tessuto: la totale antiaderenza, quindi la mancanza di adesivi utilizzabili come elemento di fissaggio.
La mancata disponibilità di un collante capace di fermare il tubo in teflon, obbliga a trovare un metodo alternativo per poterlo assicurare in modo stabile, senza danneggiarlo. La possibilità di tagliare la parete in teflon durante il montaggio è infatti un rischio plausibile poiché, avendo il diametro più ridotto possibile per le nostre esigenze, questa acquisisce particolare tendenza alla lacerazione nonostante la sua buona duttilità.
Si è scelto il Teflon come alternativa al PVC che, pur avendo buone caratteristiche, possiede un coefficiente d'attrito maggiore. Il Cloruro di polivinile inoltre risulta essere molto sensibile alla luce e al calore; questi hanno su di esso un effetto degradativo che si manifesta dapprima con l'ingiallimento e poi (a temperature più elevate, di circa 180 °C) con la decomposizione, dalla quale si libera acido cloridrico. Per questa ragione viene stabilizzato come PVC plastificato, ovvero addizionato di additivi plastificanti che ne aumentano la morbidezza, è abitualmente stabilizzato con l'aggiunta di formulati contenenti soprattutto sali di calcio (stearato, ricinoleato), bario e zinco.
I tubi a parete sottile in PTFE, grazie alle eccellenti caratteristiche fisicochimiche del materiale, sono resistenti, flessibili, duraturi e soprattutto sicuri in quanto stabili chimicamente, oltre ad essere certificati FDA (*figura 2.56*).
Altra caratteristica importante di questa tipologia di tubi è quella di avere una buona duttilità. La sistemazione di tubi non rigidi, ma che si adattano alla normale curvatura delle falangi senza difficoltà, o all'occlusione del lume interno, rende l'intero sistema più ergonomico e accettabile.
Le prime prove di fissaggio dei passafili sopra descritti, ha visto l'utilizzo di gomma liquida, resine siliconiche e colle ad alto potere adesivo. Le prove sono state fatte cercando di unire teflon con tessuto, o teflon con teflon.

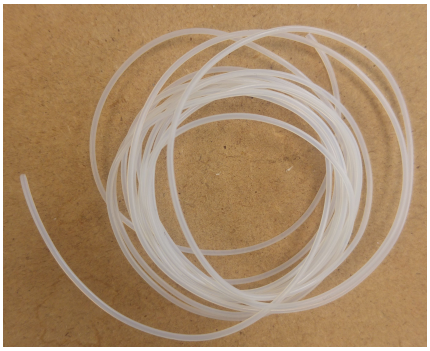

Figura 2.56: Tubo in **Teflon**

Tutte le prove non hanno portato ad un buon fissaggio, proprio per la totale antiaderenza del teflon.
L'unica alternativa rimasta, come metodo vincolante del tubo, è quindi la cucitura. Utilizzando un filo di cotone di piccolo diametro si è andato a fissare il tubo sulla fascetta elastica, passando l'ago attraverso il foro centrale del passafilo, possibile grazie alla duttilità del teflon, per finire di nuovo sulla fascetta, in modo da vincolare assialmente il pezzo lungo l'asse longitudinale del dito. Successivamente, usando doppio filo, si è vincolato l'intero tubo, cucendolo al lato, lungo tutta la lunghezza del passafilo, per evitare movimenti di rotazione (*figura 2.57*).

Figura 2.57: Tubo in Teflon cucito sulla fascetta elastica

Il tubo così cucito non ha alcuna possibilità di divincolarsi in nessuna direzione, dando un supporto stabile al filo che scorre all'interno.
Le dimensioni del tubo in teflon usato sono: 0.5 mm per il diametro interno e 0.9 mm per il diametro esterno.
Installati sulla mano del manichino i passafili e riposizionato il filo in nylon (0.4 mm di diametro) all'interno di questi, si è andato a provare le nuove modifiche di sistema.
Le caratteristiche di prova sono:

- filo in Nitinol lungo 1.23m, piegato su sé stesso e passato sulle carrucole come filo doppio;
- gli attuatori rimangono gli stessi;
- tensione sui fili di 54 Volt per una corrente per singolo filo di 300 mA;
- corrente limitate da alimentatore di banco a 1.2 A (600 mA per canale, essendo il filo doppio);

I risultati hanno portato ancora una volta alla chiusura completa della mano erogando sul solo attuatore prossimale o su entrambi (prima distale poi prossimale) (*figura 2.58*).

Figura 2.58: Risultato con filo di spessore 0.4 mm in nylon sulla mano

Il filo in nylon però risultava troppo spesso per farlo passare nei tubi, che rimanevano leggermente deformati e aderivano troppo al filo, aggiungendo attrito allo scorrere dello stesso.
Quindi, anche se la chiusura della mano risultava completa, bisognava migliorare il passaggio del filo nel tubo in teflon per non perdere il guadagno in attrito ottenuto con questi nuovi passafili.
Si è quindi acquistato un filo in nylon di diametro 0.15 mm, comune filo da pesca.
Mantenendo i parametri invariati, si è visto che, anche se il filo scorreva più agevolmente sia durante il montaggio che durante l'attuazione, la chiusura non risultava completa. L'alta deformazione del nuovo filo di diametro minore sotto trazione infatti, non traduceva tutto l'accorciamento attuante del filo in Nitinol in movimento ma ne perdeva gran parte in deformazione diminuendo l'accorciamento percentuale totale (*figura 2.59, 2.60*).
Da qui il bisogno di trovare una nuova soluzione al problema.

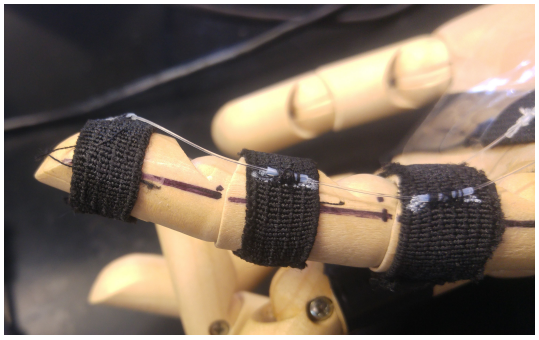

Figura 2.59: Filo in nylon di diametro 0.15mm in posizione inziale

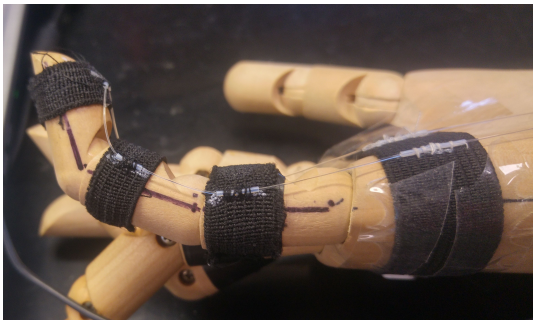

Figura 2.60: Filo in nylon di diametro 0.15mm dopo aver alimentato il filo

2.10 Kevlar

Il kevlar è una fibra sintetica aramidica, fibre ottenute per lavorazione di poliammidi aromatiche, da cui deriva il nome (ARomatic polyAMIDes), inoltre possiede anche una grande resistenza al calore e alla fiamma. Per le sue caratteristiche di resistenza viene utilizzato come fibra di rinforzo per la costruzione di giubbotti antiproiettile, di attrezzature per gli sport estremi e per componenti usati in aeroplani, imbarcazioni e vetture da competizione. Queste fibre sono caratterizzate da una elevata resistenza a trazione (3600 MPa, paragonabile a quella delle fibre di carbonio e circa 10 volte superiore a quella dell'acciaio), da un basso peso specifico (che comporta una maggior resistenza specifica rispetto al carbonio) e soprattutto da un'elevata resistenza al taglio e agli impatti (non a caso sono usate nei giubbotti antiproiettile).
Studiato il materiale Kevlar, si è deciso di sostituire il filo in nylon, altamente deformabile, con quello in kevlar di diametro 0.2 mm leggermente più grande ma comunque di dimensioni corrette per il nostro passafilo.
Si è quindi andato a collegare al capo libero del filo in Nitinol il kevlar, poi fatto passare agevolmente tramite i passafili lungo tutto il lato della falange.
Le prove sono state ripetute con le stesse condizioni di quelle precedenti, anche per avere lo stesso criterio di confronto.
Il dito anche questa volta si chiude andando ad erogare corrente sull'attuatore prossimale o su entrambi, ma questa volta in modo agevole e completo (*figura 2.61*). La velocità di chiusura risulta molto maggiore della precedente, sicuramente per l'enorme riduzione di attrito dovuta alla sostituzione del filo sulla mano con uno molto più piccolo e meno aderente al tubo.
Quindi il Kevlar si è rivelato un buon materiale di sostituzione per l'attuazione finale sulla mano grazie alle sue caratteristiche intrinseche e alla dimensione.
Sul prototipo finito si avrà, come filo passante sul palmo e sulle falangi, il kevlar.
Visto l'enorme vantaggio portato alla chiusura del dito, si è pensato di andare a realizzare il collegamento in serie tra gli attuatori con lo stesso materiale e confrontarne i risultati con quelli ottenuti con filo singolo in nylon di diame-

tro 0.4mm.
Il banco di prova (*figura 2.62*) sfruttava gli stessi parametri definiti per il collegamento in nylon in modo da avere lo stesso metro di giudizio e quindi il confronto.

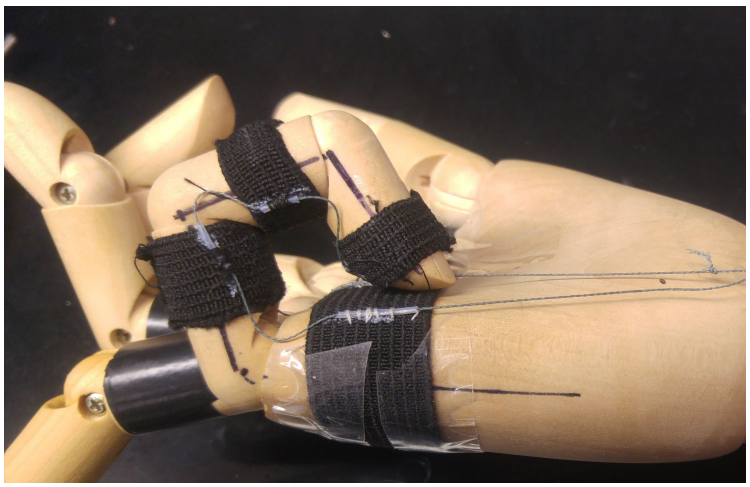

Figura 2.61: Risultato con filo in kevlar di diametro 0.2 mm

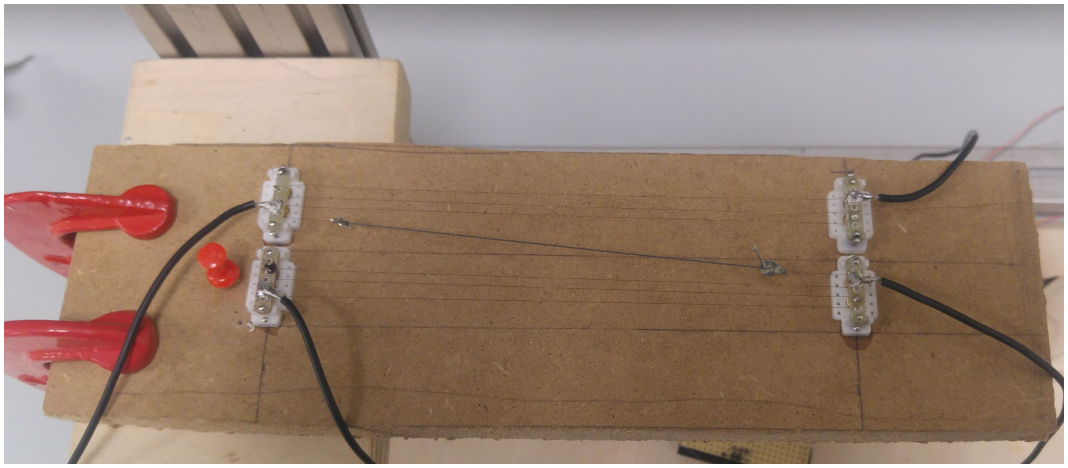

Figura 2.62: Collegamento in serie con filo in kevlar

I risultati sono quasi sovrapponibili, a dimostrazione che il collegamento fosse già abbastanza rigido e indeformabile con il nylon di spessore rilevante (*figura 2.63, 2.64*). L'efficienza è, anche se in percentuali bassissime (intorno allo 0.1%) migliore per il nylon, quindi si è deciso di lasciarlo come collegamento tra i due attuatori in serie. Nel caso risultasse troppo ingombrante o pesante il nylon si potrebbe comunque passare ad un sistema di collegamento in kevlar senza perdite sostanziali di performance.
Quindi il prototipo finito avrà: il kevlar ad altezza del guanto e il nylon, di diametro 0.4 mm, come collegamento tra attuatori.

L [m]	0,0001
d [m]	1,05E-06
Rho [Ω*m-1]	7,85E-09
S [m^2]	0,45
R [Ω]	60,191083
I (A)	0,3
V [volt]	36,11465

Amperre	0,3
Vpp	40

	Distale	Prossimale	Dist-Prox	Prox-Dist
Accorciamento (%)	0,3	3	3,82	3,41
	0,3	3	3,88	3,41
	0,3	3,1	3,88	3,41
	0,3	3,15	3,99	3,43
	0,31	3,1	4,05	3,35
Media	0,302	3,07	3,924	3,402

l'accorciameto è normalizzato rispetto alla lunghezza totale di un solo attuatori cioè 0,45 m

La miglior soluzione sarà quindi di stimolare prima l'attuatore distale poi quello prossimale in una attuazione per segmenti

Figura 2.63: Tabelle con le caratteristiche del filo e i risultati ottenuti

	Kevlar			
	Distale	Prossimale	Dist-Prox	Prox-Dist
Accorciamento (%)	0,3	3	3,82	3,41
	0,3	3	3,88	3,41
	0,3	3,1	3,88	3,41
	0,3	3,15	3,99	3,43
	0,31	3,1	4,05	3,35
Media	0,302	3,07	3,924	3,402

	Nylon			
	Distale	Prossimale	Dist-Prox	Prox-Dist
Accorciamento (%)	0,28	3,29	4	3,6
	0,31	3,32	4,05	3,6
	0,28	3,37	4,1	3,6
	0,4	3,34	4,1	3,6
	0,4	3,32	4,1	3,43
Media	0,334	3,328	4,07	3,566

Figura 2.64: Confronto dei risultati con il kevlar e con il nylon

2.11 Tensionamento

Ultimo problema rimasto insondato è il tensionamento del filo Nitinol. Risolto, o comunque caratterizzati e analizzati, i problemi relativi all'attuazione e alla meccanica di trasmissione si è passato ad analizzare questo aspetto, ritenuto secondario in un primo momento.
Il tensionamento del filo infatti, fondamentale al fine di mantenere i fili tesi nelle guide delle carrucole ed evitare quindi che si ingarbugliassero tra di loro, è stato fatto fino ad adesso fissando il primo capo teso dell'attuatore, più distale alla mano, con una semplice puntina che facesse da fermo.
Con l'evoluzione tecnologica di questo prototipo, oltre che per una facilità di posizionamento, di set-up iniziale e di modifiche inter prova, si è scelto di adottare un metodo più evoluto per lo stesso scopo.
Il meccanismo di fermo e tensionamento del filo Nitinol è stato studiato tenendo in considerazione che, l'elevata durezza del filo rendesse difficoltoso il bloccaggio dello stesso tra due superfici. La soluzione a questo problema è stata collegare un filo di kevlar al capo del Nitinol, più morbido e facile da aggraffare. La resistenza del materiale inoltre evitava che il filo si tagliasse.
Al fine di ottenere una soluzione rapida, efficiente e facile da modificare, si è pensato di creare una struttura che permettesse di tensionare il filo secondo una tecnica "a mulinello". Sono stati realizzati i pezzi, non a nostra disposizione come la struttura esterna, con la stampante 3D, mentre si è potuto sfruttare una semplice vite autofilettante come perno su cui bloccare e tensionare il filo.

Dopo varie prove, la struttura pensata da installare sulla mano del manichino per tale scopo aveva forma in figura 2.65.

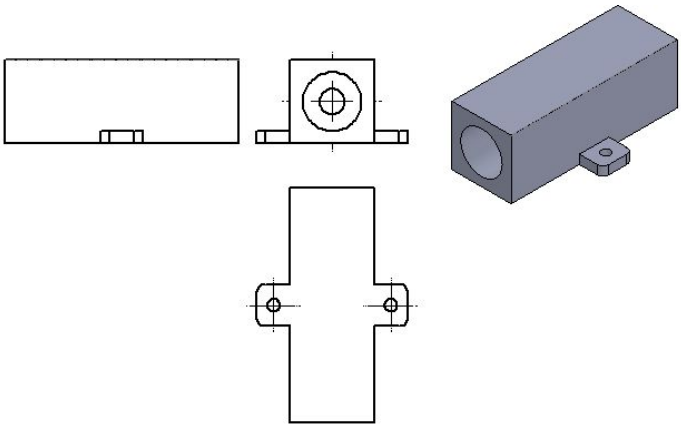

Figura 2.65: Disegno del tensionatore fabbricato

Installando questo nuovo pezzo sul manichino, momentaneamente fissato sul legno tramite chiodi di piccolo diametro, ma in futuro cucito sulla gomitiera ortopedica, si è ottenuto una notevole riduzione del tempo di setup e un miglioramento del numero di prove valide per i nostri riscontri.
Il primo utilizzo è caratterizzato dall'uso di una vite autofilettante ma questa, avendo una filettatura molto tagliente, avrebbe potuto tagliare il filo in kevlar collegato al Nitinol; perciò è stata usata solo per filettare l'interno della struttura stampata. Negli utilizzi successivi si è impiegata semplicemente una vite senza filettatura autofilettante.
La scelta di usare un sistema tensionante di questo tipo rimane comunque una scelta limitata a questa fase inziale di sperimentazione, tesa a sfruttare i materiali a nostra disposizione. Per il dispositivo finale sicuramente si definirà una struttura e dei parametri di progetto precisi, compatibili minuziosamente con il nostro sistema. L'elemento tensionante, con queste esigenze, sarà da ricercare in modo approfondito prodotti disponibili sul mercato.
La vite non autofilettante è una vita M3, che ha preso il posto di quella autofilettante anche essa M3, entrambe sono lunghe 2 cm (*figura 2.66, 2.67*).

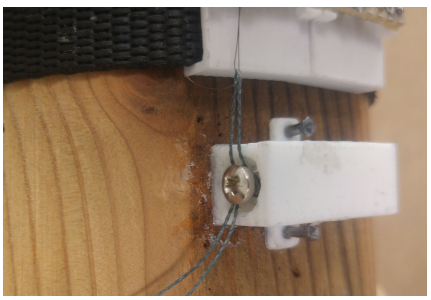

Figura 2.66: Tensionatore montato

Figura 2.67: Le due vite usate. In **Alto** quella autofilettante

2.12 Driving con segnale EMG

Lo scopo finale del nostro sistema non si limita solo alla chiusura del dito, fornendo corrente da un generatore controllato tramite il software scritto in processing, ma lascia anche questo controllo al segnale EMG dei muscoli responsabili della chiusura della mano.
I muscoli responsabili della chiusura della mano sono (*figura 2.68*):

- flessore profondo delle dita;
- flessore superficiale delle dita:
- lombricale;
- interossei palmare e dorsali;
- flessore lungo del pollice (che noi trascuriamo in questa fase);

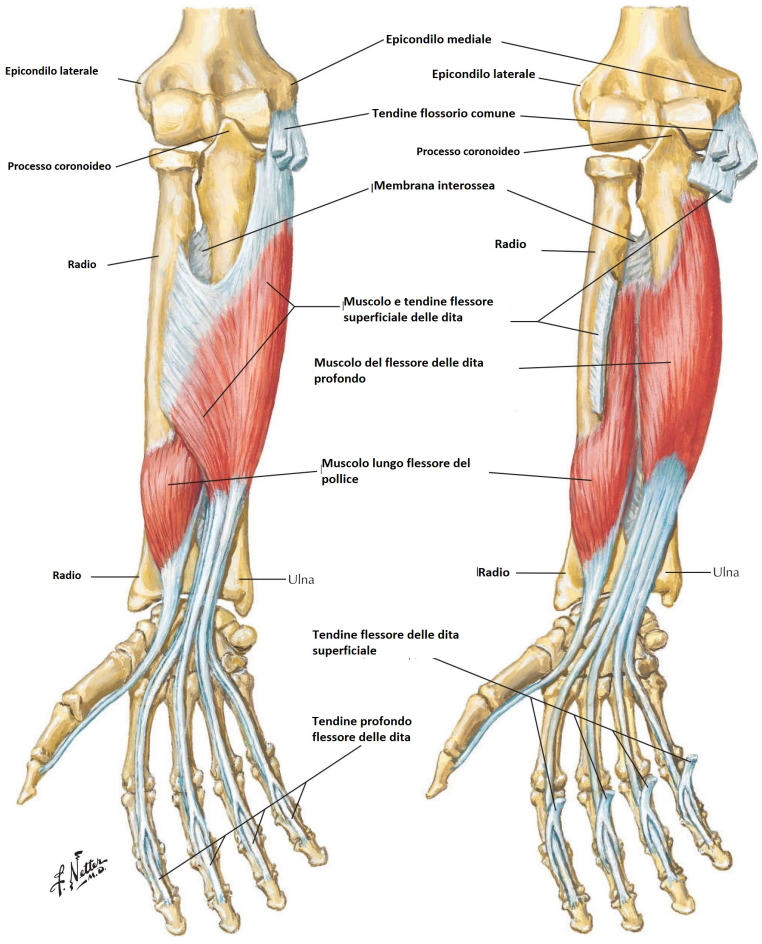

Figura 2.68: Immagine anatomica braccio e mano [14]

Sfruttando le potenzialità del software già usato [11] e la sonda DUE del sistema DUE Pro (*figura 2.69*), installati i driver dedicati e inserito il ricevitore USB, è possibile trasmettere il segnale EMG in maniera wireless al computer, poterlo qui analizzare e sfruttare come driving per gli attuatori SMA.

Figura 2.69: Sonda DUE del sistema DUE pro

Dopo una ricerca bibliografica si è scelto come muscolo da cui prelevare il segnale EMG di comando per la chiusura delle dita il flessore delle dita superficiali. Questo essendo un muscolo superficiale e di grande dimensione facilita anche il compito di posizionamento degli elettrodi bipolari (*figura 2.70*).

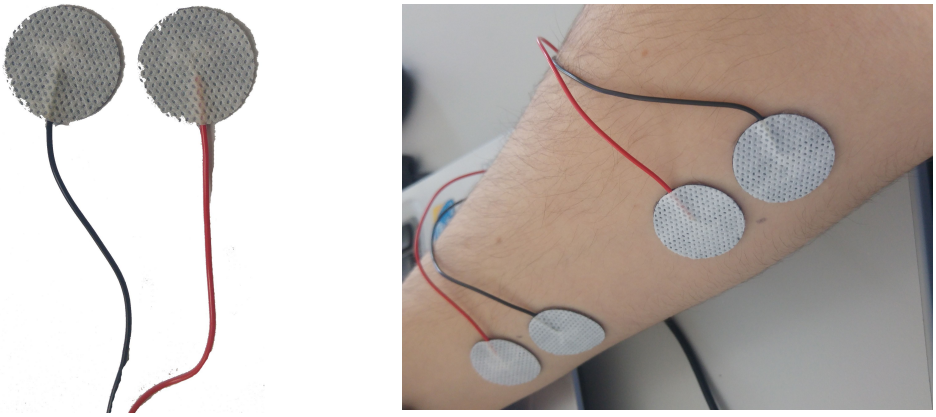

Figura 2.70: Gli elettrodi bipolari

Posizionati gli elettrodi e collegato il sistema al pc, si è andato a settare i valori di soglia da inserire per far sì che, sfruttando entrambi i canali, si avesse l'erogazione di corrente prima dell'attuatore distale poi di quello prossimale alla mano.
Il software si presentava in questo modo [11]: una sezione dedicata ai parametri di stimolazione (*figura 2.72*), una sezione legata alla visualizzazione del segnale EMG (raw, rms, envelope) (*figura 2.71, 2.73*) e una sezione legata alla matrice delle soglie per ogni canale (configurata per più di due canali ma, nel nostro caso, ne useremo solo due) (*figura 2.74*).
Impostata una soglia di 1 per il canale distale e 1.5 per il canale prossimale, si ottiene: un giusto susseguirsi di superamento delle soglie, quindi corretto ordine di erogazione sui canali, e una giusta lettura del segnale EMG, segno di un corretto posizionamento degli elettrodi.
Il dispositivo così settato porta a chiusura del dito assecondando la volontà stessa letta tramite il muscolo.

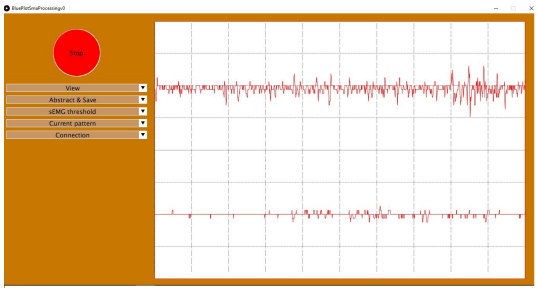

Figura 2.71: Visualizzazione del segnale EMG

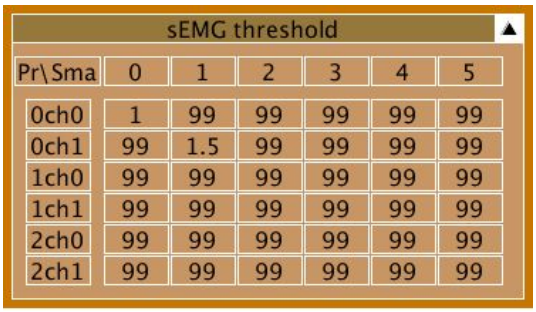

Figura 2.72: Matrice delle soglie

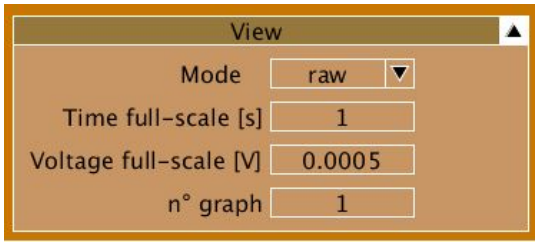

Figura 2.73: Opzioni di visualizzazione

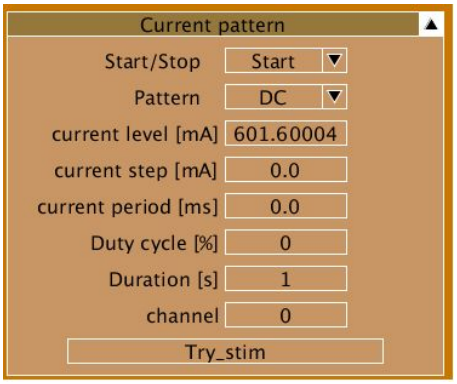

Figura 2.74: Parametri di erogazione

La completa chiusura del dito con il segnale EMG ha portato al raggiungimento dell'obiettivo prestabilito (*figura 2.75*).
La situazione raggiunta sarà fondamento per gli sviluppi futuri con un dispositivo definitivo, a più canali, esteso a tutte le dita. Il pollice inizialmente non verrà pilotato ma rimarrà a riposo.

Figura 2.75: Parametri di erogazione

Capitolo 3

Analisi ed elaborazione dei dati

3.1 Raccolta dati

La raccolta dei dati e l'acquisizione dei risultati, durante le varie prove, ha condizionato sempre le scelte tecniche da attuare sul prototipo al fine di migliorarne l'efficienza.
La precisione nell'annotazione dei parametri e dei dati sensibili caratteristici di ogni set di simulazioni, ha occupato gran parte del tempo di ogni prova, poiché la fedeltà di questi rendeva caratteristica la prova stessa.
Sulla base dei dati raccolti inoltre, si è reso possibile analizzare i risultati e, dove necessario, farne un confronto per determinarne la validità e o la necessità di migliorare l'aspetto strutturale e funzionale del dispositivo.
La caratterizzazione dei singoli componenti del prototipo è stata fatta in modo sistematico per avere la conoscenza esatta, in ogni aspetto, dell'intero dispositivo sia durante la normale funzione, sia durante il riposo che ai limiti delle prestazioni.
Un set-up che usasse le stesse condizioni iniziali, o che comunque riuscisse a fornire una buona base comune per poter studiare il fenomeno, è stata una delle priorità principali di ogni prova. Questo poiché il confronto dei dati è stato utile a stabilire scelte decisive sul nostro dispositivo ed ha reso possibile l'evoluzione tecnologica dello stesso portando al perfezionamento di molti aspetti in questa fase sperimentale.
Generalmente gli apparecchi utilizzati sono sempre gli stessi per non introdurre un diverso errore strumentale in ogni prova (*figura 3.1, 3.2*).

Figura 3.1: Alimentatore da banco

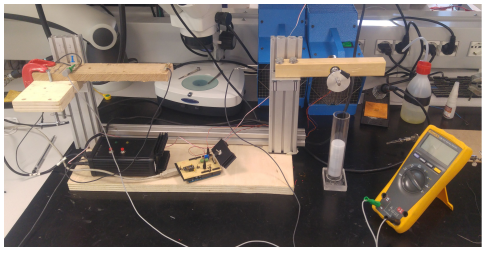

Figura 3.2: Set-up prove sperimentali su banco di prova

Bisogna inoltre sottolineare il fatto che si è sempre optato per l'uso di strumenti già in nostro possesso o comunque fabbricabili con il materiale a disposizione. Questo per non avere tempi di stallo troppo lunghi dovuti alla burocrazia di gestione dei nuovi acquisti, che avrebbero influenzato sul normale proseguimento dello sviluppo sperimentale, e all'obiettivo di non far lievitare i costi.
Il fattore economico è stato tenuto in considerazione anche nell'ottica futura, infatti scelte di progetto hanno optato per la costruzione di sistemi facili da attuare e economici da produrre anche su un sistema definitivo.

3.2 Prove Iniziali

Le prime prove hanno avuto il compito di delineare i pregi ed evidenziare le limitazioni di questo sistema. Capire i punti deboli e osservare le condizioni di caduta delle prestazioni, in determinate situazioni, ha permesso di definire un protocollo e delle line di progetto future per lo sviluppo della tesi. Il primo approccio sperimentale ha visto applicati gli studi delle tesi precedenti, nello specifico la caratterizzazione degli attuatori in Nitinol (*figura 3.3*) e la loro disposizione più performante. Il primo prototipo si è basato su questi studi ma questi ultimi, allo stesso tempo, sono stati resi attuabili sul manichino in modo pratico grazie alla progettazione di supporti e a scelte di progetto disegnate, fabbricate e attuate ex novo.

	Filo	
d	0,0001	0,0001
Rho	1,05E-06	1,05E-06
S	7,85E-09	7,85E-09
L	1	0,8
R parallelo	66,87898	53,50318
I	0,3	1,3
V	40,12739	139,1083

Figura 3.3: Parametri filo SMA

Le prime misure sono state focalizzate sul valutare come l'accorciamento del filo SMA si traducesse nella flessione del dito.
Le prime prove hanno stabilito da subito l'importanza dell'attrito, della posizione dei fili passanti lungo il dito e della disposizione degli attuatori.
Prima di ogni prova uno studio dei principi fisici del fenomeno e dei possibili risvolti permetteva di poter avanzare ipotesi sul fenomeno studiato. Nel caso queste tesi iniziali non fossero state dimostrate o comunque spiegate in modo esaustivo, si procedeva ad uno studio più approfondito di ogni

singolo passaggio e particolare del fenomeno sperimentale misurato, al fine di trovare una conclusione corretta.
Nel caso della prima prova infatti la non chiusura completa del dito è da attribuire a diversi fattori:

1. Un accorciamento percentuale di circa 3-4% su un filo di 80 cm equivale a 2.4-3.2 cm, insufficiente per far chiudere completamente la mano;

2. la presenza del guanto in lycra di taglia non compatibile con la mano del manichino andava ad aggiungere ulteriore attrito dovuto al materiale elastico che modificava completamente il risultato della prova a carico del solo attuatore.

La soluzione è stata quella di rimuovere il guanto in lycra, incollando le fascette elastiche direttamente sul legno, e usando un filo lungo 1 m quindi un accorciamento di 4 cm sufficiente per la chiusura. Le modifiche hanno portato alla chiusura del dito nel progetto iniziale.

3.3 Analisi attrito

Uno dei problemi più affrontati durante la costruzione dell'ortesi è risultato la riduzione d'attrito per tutti quei passaggi in cui poteva essere ridotto o controllato. Ogni zona di transito del filo è stata analizzata da vicino proprio per evitare perdita di performance a livello più generale di attuazione totale.
La nostra prima attenzione si è posta a livello di disposizione "N-shape" del filo. L'attuatore infatti deve essere guidato tramite delle carrucole che non vadano a creare un impedimento al filo ma lo accompagnino girando intorno al perno. Quindi il bisogno di avere delle pulegge che non siano grippate e quindi bloccate durante l'attuazione, ma che al contrario assecondino e aiutino lo scorrere del filo, per quanto un minimo di attrito sarà comunque presente tra la puleggia e l'albero che fa da perno.
L'importanza allora nella progettazione dell'attuatore di non avere le carrucole troppo vicine, troppo aderenti alla parete in PLA e di non usare carrucole danneggiate ma con guida integra.
L'attrito è un problema che si pone a diversi livelli, non solo esclusivamente per i fili SMA, ma anche al passaggio dei fili sulla mano. Il passafilo per questo risulta un elemento di disturbo rilevante. Molte delle modifiche fatte sulla mano sono state incentrate sul limitare l'impedimento eccessivo del tubo sul filo passante. I materiali comprati (*figura 3.4, 3.5*), scelti e studiati hanno voluto migliorare l'attuazione e rendere il sistema il più scorrevole possibile. la scelta quindi, è ricaduta sul Teflon come materiale principale del tubo passafilo e sul Kevlar come materiale componente la parte finale del filo di trasmissione sull'arto, non tanto per le sue proprietà di basso coefficiente di attrito ma soprattutto per le sue dimensioni ridotte, e quindi facilità di passaggio.
L'attrito a livello delle giunture della falange del manichino è stato considerato come problema meno grave in quanto, per quanto sia una grande fonte

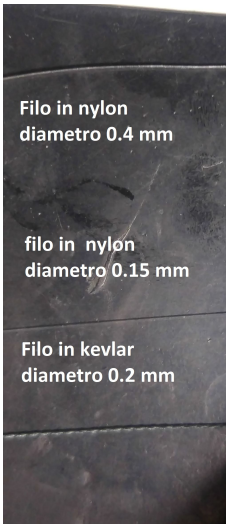

Figura 3.4: Le tre tipologie di filo usato

Figura 3.5: I tre rocchetti di filo affiancati

di attrito dovuto allo sfregamento delle componenti in legno non completamente lisce, può aiutare a simulare meglio la rigidità di un dito post ictus con una certa resistenza residua (*figura 3.6*).

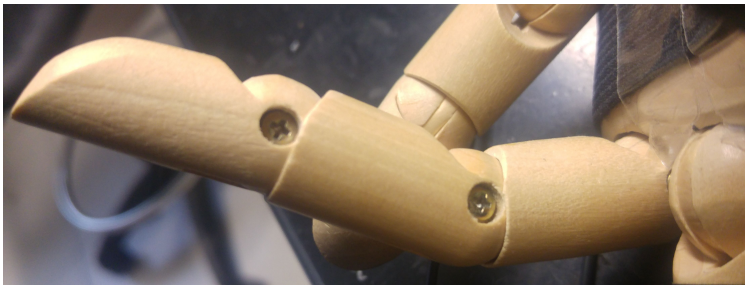

Figura 3.6: Dito in legno del manichino

Le superfici sono state leggermente levigate con della carta vetrata per far sì che non fosse eccessiva l'influenza dell'attrito, in alcuni casi tanto da bloccare il dito in posizione, ma allo stesso modo non predisponesse ad una chiusura troppo facilitata senza una minima resistenza per simulare la situazione più fisiologica possibile.
Sul prototipo finito abbiamo praticamente ridotto a zero tutti i disturbi controllabili ad ogni livello in modo minuzioso cercando di non trascurare alcun passaggio.

3.4 Scelta dei materiali

La scelta dei materiali è stata spesso dettata da uno studio antecedente sulla varietà di possibili composti con caratteristiche affini al nostro scopo. La ricerca non è mai stata banale e spesso ha compreso anche l'approfondimento

di alcuni temi affrontati nel mio percorso di studi.
I fattori che hanno influenzato di più la predilezione verso alcune classi di materiali rispetto ad altre sono stati soprattutto l'analisi e l'elaborazione dei dati quanto più oggettivi e numerici, dove disponibili. Altri tipi di analisi che invece hanno avuto un'influenza minore, ma che si sono rese altrettanto utili, sono state quelle visive, sia in dettaglio che in generale. Queste si sono affinate con il tempo e con la conoscenza precisa delle tesi iniziali e hanno potuto così condizionare e indirizzare gli studi e le scelte successive.
I materiali usati quindi rientrano tra i risultati frutto di analisi sperimentali ed elaborazione dei dati.
I primi materiali usati sono stati, per la mano, la lycra come guanto indossato (*figura 3.7*), fascette elastiche come supporto per passafili e PLA per le componenti rigide dove far passare i fili in nylon.
La lycra è stata scelta per la sua elasticità, economicità e reperibilità. La possibilità di utilizzare un guanto taglia unica e facile da poter adattare alla mano senza troppi sprechi sposava a pieno le nostre esigenze, anche se poi si è rivelato comunque non adatto a causa della lunghezza delle dita del modello, eccessiva rispetto a quelle di una normale mano umana.

Figura 3.7: Guanto in lycra

Le fascette elastiche sono state utilizzate soprattutto per la loro capacità elastica, che permetteva non solo una buona adattabilità alle dimensioni del dito, anche perché venivano tagliate e cucite sulle misure normali del manichino (*figura 3.8*), ma anche perché da sole davano già una buona stabilità, ancora più consolidata incollandole sul legno.

Figura 3.8: Fascetta elastica prima e dopo essere cucita ad anello

Il nylon invece è stato scelto perché resistente, con diametro 0.4 mm, poco deformabile e abbastanza sottile per i passafili iniziali. La sua buona resistenza alla trazione è stata infatti un pregio utilizzato anche successivamente nel collegamento tra gli attuatori in serie definitivi, ma le sue dimensioni eccessive per i passafili in teflon impiegati in un secondo momento hanno reso necessario il passaggio prima ad un filo in nylon di diametro molto più ridotto, 0.15 mm, e successivamente al Kevlar, poiché meno deformabile e miglior elemento di trasmissione dell'accorciamento totale percentuale.
Il PLA è stato un elemento fondamentale per la nostra fase di prototipazione perché fornisce un supporto rigido e resistente ai nostri scopi, oltre ad essere il materiale di filamento della stampante 3D (*figura 3.9*). Quindi il PLA ha portato non solo le qualità e i vantaggi del materiale in sé ma anche quelle della stampante 3D con conseguente velocità di produzione del prototipo finale.

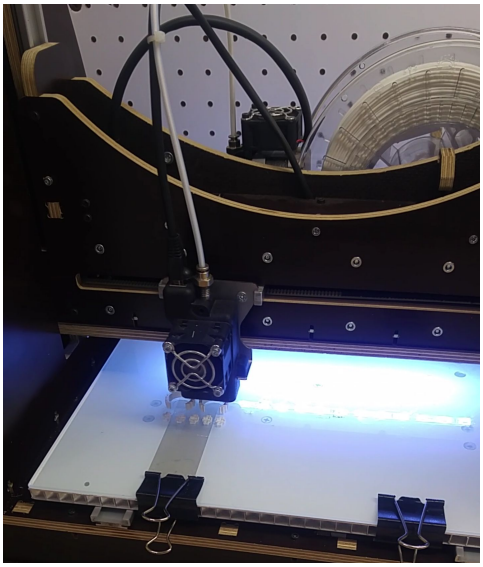

Figura 3.9: Stampante 3D in funzione

La scelta dei materiali ma soprattutto il miglioramento degli stessi attraverso la sostituzione con quelli più adatti sono stati quindi la conseguenza pratica all'elaborazione dei dati.
Il banco di prova, che ha aiutato a caratterizzare, meglio che il manichino, gli attuatori e le modifiche applicate, ci ha permesso di analizzare a pieno i risultati ottenuti al fine di non apportare modifiche sostanziali, senza un corrispettivo miglioramento di performance sul prototipo finale. Quindi si è optato per:

- la scelta del **kevlar** come sostituto del nylon sulla mano;
- la scelta del **teflon** in sostituzione del PLA per i passafili;
- la scelta del **nylon** di diametro 0.4 mm per il collegamento in serie tra i due attuatori;

- la scelta di mantenere allo stesso tempo, il **PLA** come struttura dove far passare il filo attuatore.

Le scelte finali principali dei materiali sono state per lo più queste, ma sono state effettuate molte altre prove intermedie con altri materiali e molti altri sostituti, che sono stati ipotizzati, testati ma scartati per l'inefficienza a livello di miglioramento sul dispositivo. Questo a dimostrazione di quanto lo studio e la scelta dei materiali siano stati ponderati e dimostrati quantitativamente, di come non sia stato un processo immediato ma al contrario frutto di una serie di step intermedi, molti dei quali non rimasti soltanto a livello di calcolo, ma anche sperimentati su banco di prova o su modello in legno.

3.5 Analisi Upgrade

Ottenuto l'obiettivo di chiusura del dito, buon punto di partenza per l'estensione a tutte le falangi in futuro, si è reso possibile accedere ad una strada di miglioramento tecnologico e di affinamento dell'intero sistema. Arrivati a questo punto, dopo aver analizzato tutti i dati ottenuti e aver consolidato il nostro risultato ultimo, è stata intrapresa la modifica dell'attuatore, prima con una fase di ricerca e poi di realizzazione, lasciando invariato l'elemento attuante, filo SMA cardine del sistema e ipotizzando una nuova modalità di alimentazione (*figura 2.41, 2.42, 2.43*).
La difficoltà principale è stata quella di inventare un nuovo sistema con gli elementi a nostra disposizione e i materiali disponibili nel laboratorio di dipartimento.
L'idea di cambiare il modo di fornire alimentazione in corrente e di trovare un sistema di fissaggio che fosse conduttivo in modo trasversale ma isolato in modo longitudinale all'asse di collegamento delle carrucole. Si è partiti con l'analisi della conducibilità dell'ottone, materiale costituente della carrucola, per poi passare alla prova di un'ipotetica modalità di fissaggio e collegamento fino al prodotto finito.
La conducibilità elettrica dei metalli è misurata in $\Omega mm^2 m^{-1}$ (l'argento è il metallo che ha la migliore conducibilità elettrica) [6]:

- Argento 0,0158;
- Ottone 0,063;
- Acciaio INOX (aisi 304) 0.714.

Conducibilità termica kcal/h per 1 metro quadro su un metro lineare per °C di delta T (l'argento risulta essere il metallo che scambia più calore, ottimo per fare i termosifoni):

- Argento 359;
- Ottone 96;

- Acciaio comune 57.

Come si può vedere è l'argento il materiale ideale per gli elementi di trasmissione sia della corrente che del calore. Il costruire ogni elemento dell'attuatore in questo materiale diventerebbe però molto costoso e quindi controproducente per il nostro obiettivo iniziale di contenere i costi.
D'altro canto, però, l'ottone non è l'elemento più efficiente dal punto di vista termico e conduttivo, ma come detto prima, per questa fase iniziale si è scelto di usare i materiali già in laboratorio o comunque facilmente reperibili prima di passare ad uno step più definitivo futuro.
Tra i materiali studiati e ricercati in rete abbiamo elencato anche l'argento e l'acciaio. Il primo è stato studiato non solo come elemento di massima efficienza e quindi come metro di giudizio per un confronto con gli altri elementi, al fine di avere una misura relativa della loro validità in termini di performance, ma soprattutto perché la piastra usata per fissare la carrucola e saldare il filo è costruita proprio in argento (*figura 3.11*), elemento importante sul sistema finale poiché prima interfaccia del filo con questo.
Il secondo, l'acciaio, è stato allo stesso modo studiato perché gli spilli usati per fissare il tutto e per fermare la carrucola, in modo da non fuoriuscire dal case in PLA, sono proprio in acciaio. Questi, oltre alle piazzole prestagnate, conducono la corrente dal filo erogatore fino alla carrucola, quindi seconda interfaccia d'alimentazione.
Infine la carrucola (*figura 3.10*) costituente l'ultima interfaccia prima del filo SMA, elemento attuante vero e proprio, che sfrutta l'effetto Joule per la transizione di fase, con le caratteristiche già elencate nel capitolo precedente (Capitolo 2.3).
Le diverse interfacce quindi influenzano l'efficienza del sistema facendo perdere parte del calore in dispersione e richiedendo una maggiore tensione ai capi per poter far passare una determinata corrente.

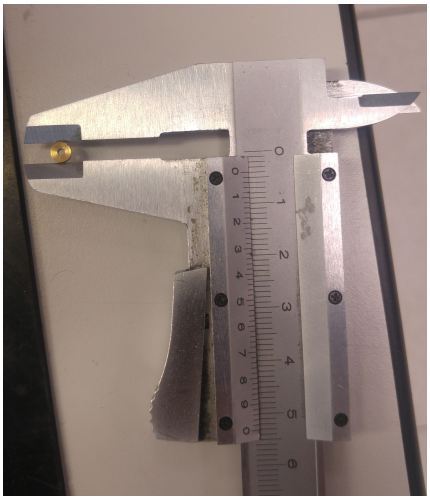

Figura 3.10: Carrucola in ottone

Figura 3.11: Piastra in argento

L'analisi dei dati ottenuti, soprattutto durante il confronto delle due modalità di alimentazione, ha visto scendere l'efficienza di accorciamento, di 0,0656%, proprio a causa di queste interfacce che si susseguono fornendo un maggiore impedimento al passaggio di corrente e alla trasmissione di calore.
Lo studio di questo fenomeno, almeno dal punto di vista teorico, ha permesso di comprendere meglio i dati di validazione sul banco di prova di confronto.
Le tesi fatte prima di questo tipo di prove hanno tenuto in conto dell'analisi di questi fenomeni e quindi preveduto l'efficienza ridotta. Le prove sperimentali sono servite a quantificare la perdita, al fine di poter intraprendere la costruzione del nuovo attuatore con questo nuovo metodo di alimentazione e definirne le potenzialità a diverse correnti.
L'analisi fatte sul sistema così migliorato hanno portato, oltre ad un riscontro pratico a livello di montaggio e di costruzione (*figura 3.12*), alla diminuzione fine dell'ingombro e quindi alla miglior vestibilità sul braccio, del manichino nel nostro caso, ma del paziente in futuro, ottenendo una maggiore leggerezza e la possibilità di predisporre più attuatori affiancati in un collegamento in parallelo o in serie quindi, al fine di rendere il sistema più flessibile.

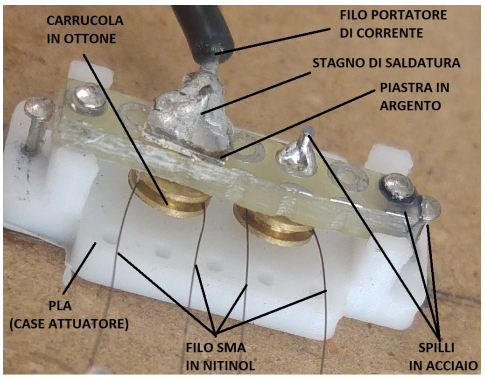

Figura 3.12: Attuatore fissato su banco di prova

In questo caso, nello studio delle ipotesi a monte dell'upgrade del prototipo, si è tenuto in conto anche l'evoluzione futura dello stesso. La soluzione ultima infatti, lascia largo spazio a numerosi ipotetici sviluppi futuri che rendono il sistema non solo performante secondo l'analisi dei dati, ma anche adattabile alle tecnologie moderne per un successivo miglioramento del sistema. Quindi lo studio di un largo spettro di argomenti che ha toccato tutte quelle tecnologie possibilmente conformi o utili al nostro dispositivo, ha impegnato un tempo considerevole prima di poter arrivare ad una scelta definitiva del sistema costruito come lo conosciamo ora.

3.6 Prove successive

Con il nuovo upgrade portato sul sistema finito si è ricominciato con le prove per avere ulteriori dati da analizzare e per caratterizzare il nuovo attuatore. Forti dei dati ottenuti tramite banco di prova si è decisi di installare questo

nuovo dispositivo dopo averlo adattato ad hoc per il nostro modello. Quindi la stampante 3D, lo studio delle quote, le saldature a stagno e la scelta di perni adatti hanno portato al componente finito.
Ottenuto il componente si è iniziato con le prove sul manichino con il nuovo sistema, prima con il filo in nylon più spesso sulla mano, poi con quello più sottile e infine con il kevlar. I dati riscontrati sono molto interessanti: partendo, infatti, da quello più spesso dei fili in nylon, installando un passafilo multitubulare per ristudiare l'effetto del passaggio del filo a distanze diverse rispetto all'asse del dito, si è ottenuto un primo riscontro importante, ovvero che l'effetto maggiore di accorciamento si ottiene con il filo passante lungo l'asse del dito e non più lungo la parte più distale.
Probabilmente questo è dovuto ad una maggiore forza del nuovo attuatore o semplicemente al fatto che in questi esperimenti il filo, avendo una lunghezza di circa 20 cm in più per attuatore (che piegato in due diventavano 10 cm sulla lunghezza complessiva) permette di ottenere una contrazione supplementare di 0.3 cm per un accorciamento del 3%.
I dati analizzati sono i valori di angoli misurati durante il processo di lavorazione sulle immagini e i video dell'esperimento, in particolar modo sulla posizione finale raggiunta ad accorciamento massimo.
Questo ci ha aiutato a riconsiderare la posizione dei fili sulla mano e quindi le scelte attuate sul prototipo.
Altro riscontro, ponendo l'attenzione sullo stesso esperimento, è stato quello di aver avuto problemi durante la chiusura della mano durante alcune prove in cui il dito partiva in una posizione particolarmente dietro l'asse del palmo (*figura 3.13*). Nei nostri esperimenti, per ottenere dei risultati quanto più validi possibili, si posizionava la falange in una posizione iniziale di massima estensione, per mettere nella peggior condizione possibile l'attuatore. Questa posizione iniziale però, quando particolarmente dietro l'asse del palmo, spostava il filo, passante lungo l'asse del dito, dietro la falange, non andando a produrre durante l'accorciamento una chiusura del dito.
L'analisi di queste informazioni ha portato alla scelta di una posizione intermedia per i fili, 3 mm dopo l'asse del dito, come quella definitiva.

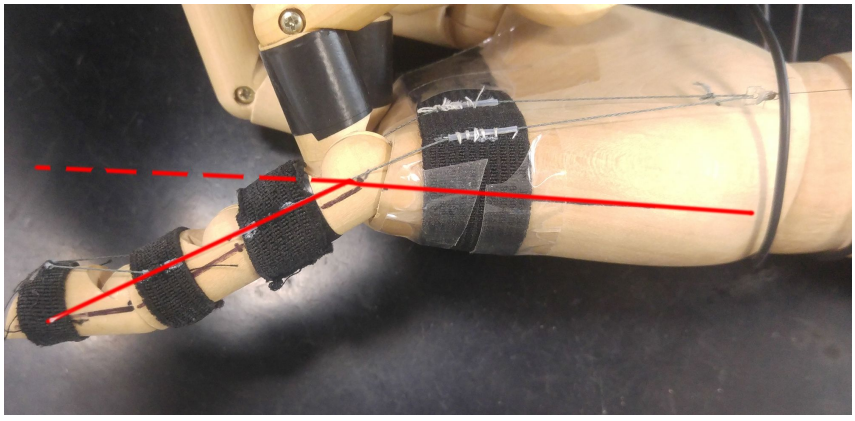

Figura 3.13: Posizione iniziale della mano in legno

Il posizionamento del tubo in quella precisa posizione ha tenuto in considerazione anche la futura evoluzione dello stesso, che vedrà la coesistenza di un passafilo non solo per la flessione del dito ma anche di uno per l'estensione. L'analisi dei dati ha portato a scegliere questa nuova posizione spostata di 3mm verso l'asse del dito rispetto al tipo di attuatore usato prima del seguente upgrade (*figura 3.14*).

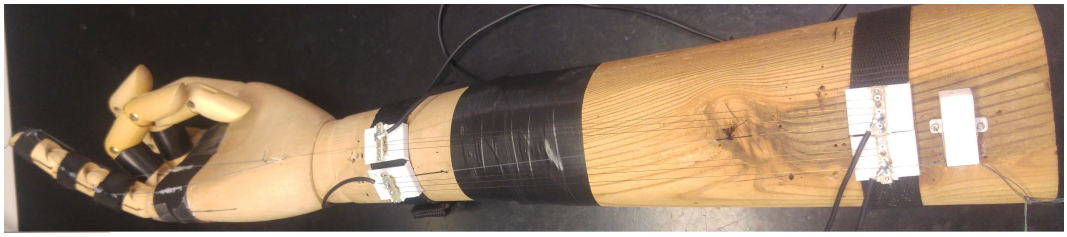

Figura 3.14: Prototipo finito montato sul manichino

Il raggiungimento di questo riscontro sperimentale ha permesso il passaggio dai tubi in PLA a tubi in Teflon.
La scelta di passare, solo dopo una sperimentazione antecedente del nuovo posizionamento dei fili, al tubo in teflon è stata dettata da questi elementi principali:

- analizzare dati con il nuovo attuatore sulla posizione dei fili per avere una base forte e dei risultati validi attui a giustificare la nostra scelta, trattandosi di una tesi sperimentale scientifica;
- la possibilità di utilizzare la stampante 3D per costruire un sistema multitubulare risultava molto più semplice rispetto all' andare a cucire diversi tubi in teflon sulla fascetta elastica;
- la possibilità di definire da progetto la distanza dei tubi dall'asse, considerando anche la curvatura del dito e l'asse preciso della falange e dei tubi del prodotto costituito, permetteva di avere dati molto più precisi e validi rispetto ad un posizionamento fatto con calibro, soprattutto per le lunghezze ridotte delle misure;
- il tubo in teflon una volta cucito rimane fisso, non può spostarsi e scucirlo per poi ricucirlo nella posizione corretta comporta un tempo nettamente maggiore rispetto allo spostare un tubo in PLA che lascia qualche secondo prima che la colla si indurisca in modo definitivo;
- il tubo in PLA è stato prodotto con un diametro maggiore di quello in teflon, in modo da poter usare agevolmente anche il filo in nylon di diametro 0.4 mm.

Tutti questi sono stati aspetti analizzati prima di scegliere le modalità di caratterizzazione della posizione finale.
Un aspetto su cui non si è posta la nostra attenzione da subito è il collegamento tra i due attuatori in serie; utilizzando il filo in nylon e erogando corrente

in parallelo sui due attuatori, infatti, si è trascurato l'analisi dell'efficienza degli attuatori singoli.
Le prove successive hanno però portato alla luce un'evidente riduzione di efficienza dell'attuatore più distale al palmo della mano, che definiremo come secondo, rispetto a quello più prossimale, il primo.
Questo si è potuto riscontrare non tanto alimentando i due fili in modo parallelo e sovrapposto, in quanto otteniamo già solo con il primo attuatore la chiusura completa che compensa l'inefficienza del secondo, ma erogando corrente separatamente e analizzando il fenomeno prima sulla mano e poi sul banco di prova per i due attuatori singolarmente.
Quindi da qui viene lo spunto per lo studio di questo aspetto in modo quantitativo e rigoroso.

3.7 Analisi del collegamento in serie

Il collegamento in serie, prima di aver posto l'accento su questo aspetto, era costituito per la maggior parte da NiTinol, come prolungamento lineare del filo attuante, separato solamente da un filo corto in cotone per mantenere l'isolamento elettrico (*figura 3.15*).
L'analisi della perdita di efficienza ha dato inizio ad uno studio sulla causa scatenante, alle ipotetiche tesi e quindi soluzioni.
La tesi principale, conoscendo bene le caratteristiche del filo Nitinol e il meccanismo di transizione di fase come forza attuante, è stata quella di perdita di accorciamento in deformazione della lega, che nella fase martensitica risulta particolarmente deformabile. Quindi si è optato per la sostituzione del collegamento con il cotone per la copertura quasi totale del passaggio, assicurando comunque il contatto del filo Nitinol con la carrucola anche durante l'accorciamento (*figura 3.16*).
I risultati analizzati hanno portato alla stessa inefficienza del NiTinol: la spiegazione più semplice è sicuramente dovuta al fatto che il cotone risulta deformabile poco meno del NiTinol. Tradotto in accorciamento vuol dire stessa perdita.

Figura 3.15: Collegamento in serie in Nitinol con piccolo segmento in cotone isolante

Figura 3.16: Collegamento in serie in cotone

Quindi lo studio di nuovi materiali di sostituzione. Come già accennato lo studio dei materiali è stato fatto per ogni cambiamento che ne richiedesse l'esigenza. Si è iniziato con la sostituzione del collegamento con quello già in nostro possesso, cioè il nylon 0.4mm di diametro.
Per ottenere dati quantitativi e oggettivi si è andato ad utilizzare il banco di prova e l'encoder ottico, modificando la struttura principale, si sono posizionati due attuatori in serie e si è studiato la loro efficienza con diversi materiali di collegamento, escludendo a priori il cotone e il NiTinol, che avevano dato pessimi risultati già sul modello. Le specifiche di prova sono state già esposte nei capitoli precedenti, l'analisi di queste due soluzioni invece ha evidenziato come l'uso del kevlar e del nylon abbia apportato risultati molto performanti e come sia stato scelto l'ordine di erogazione di corrente per un'attuazione ipotetica a segmenti (*figura 3.17*).

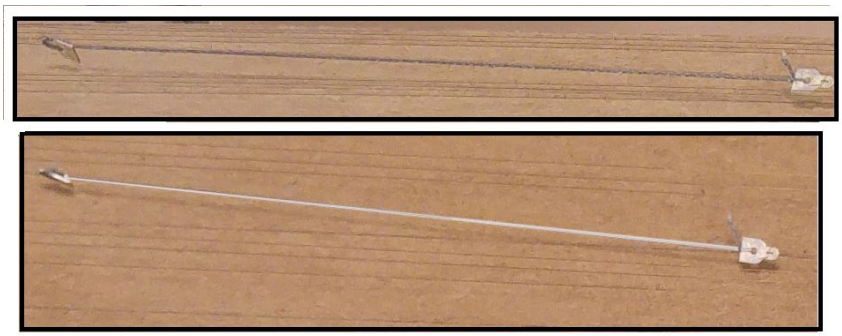

Figura 3.17: Collegamento in serie in **kevlar** *(in alto)* e in **nylon** *(in basso)*

L'uso del nylon più spesso ha evidenziato come, pur essendo il nylon un materiale che si presta molto alla deformazione sotto sforzo, a diametri di 0.4mm risulti molto rigido e quindi un buon collegamento tra i due attuatori per la sua capacità di trasmissione dell'accorciamento.
Analogamente il Kevlar, che è per le sue proprietà intrinseche un materiale indeformabile e molto resistente anche al calore diretto dei fili ha dato buoni risultato in termini di accorciamento totale, al contrario del nylon che invece è stato isolato con cortissimi collegamenti in cotone per evitare che si sciogliesse alle alte temperature raggiunte dal NiTinol.
I buoni risultati sono da attribuire soprattutto alla buona inestensibilità dei materiali sotto la forza prodotta dall'attuatore, che permette di trasmettere, almeno a livello di collegamento dei due attuatori, tutto l'accorciamento e quindi permettere una maggiore efficienza dell'attuatore secondario.
Questi risultati sono da considerarsi buoni, ma solo se confrontati con l'efficienza di trasmissione dei collegamenti in NiTinol e in cotone, poiché per

quanto venga migliorato l'effetto, come è stato possibile confrontare sul manichino in legno passando da una a chiusura di poco più di 30° ad una di 50°, risulta ancora molto minore l'effetto attuante del secondo organo di attuazione rispetto al primo.
La ricerca delle cause di questa perdita si è raggiunta dopo un'attenta analisi dei video e dal vivo durante le prove: la perdita di accorciamento a livello di passaggio tra le carrucole e di deformazione dei segmenti "N-shape". Il fenomeno di deformazione dei segmenti è infatti una conseguenza dovuta alla facile alterazione della forma del NiTinol in fase martensitica che quindi perde accorciamento in fase di trazione, deformandosi.
La causa da ricondurre al passaggio delle carrucole invece può essere attribuita in parte all'attrito puleggia-perno. Il fermo in acciaio è fisso nel PLA, all'attrito carrucola in ottone-perno si somma quello filo-puleggia. L'ammontare di questi piccoli attriti, per quanto piccoli, porta alla perdita di quasi il 3% di accorciamento sul tratto finale dell'attuatore prossimale alla mano e quindi ad una chiusura nettamente minore a quello che ci aspetteremmo.
Dallo studio di questo fenomeno si è pensato di poter definire un'attuazione a segmenti andando a eliminare, o ridurre, la prima causa di riduzione di accorciamento totale percentuale: la deformazione.
Ipotizzando infatti sia proprio lo stato martensitico a permettere la modifica della forma del filo, si può pensare di ovviare a questo impedimento fornendo corrente in ordine giusto ai fili che così, con la transizione di fase da martensitica in austenitica, risulteranno sicuramente meno deformabili, anche se la dispersione di calore può andare a ridurre i tempi di mantenimento di questa rigidità.
Le prove successive si sono fatte carico proprio di questa ipotesi, sfruttando lo stesso banco di prova e, attuando i fili in ordine ben preciso, oltre alla precedente alimentazione separata, si sono ottenuti dati sull'accorciamento congiunto che ci hanno permesso un'analisi precisa.
L'elaborazione dei dati sull'accorciamento hanno evidenziato tre caratteristiche principali sull'attuazione a segmenti:

1. l'attuazione migliora la sua percentuale di accorciamento totale alimentando due canali in serie, qualsiasi sia l'ordine di erogazione, rispetto al singolo canale;

2. tra le attuazioni in serie risulta migliore quella che vede alimentato prima il canale distale e poi quello prossimale;

3. l'accorciamento totale dei due canali in serie è comunque minore dell'accorciamento atteso.

Il primo punto era facile da prevedere, le ipotesi iniziali e le prove sperimentali sono state fatte proprio per dimostrare questo punto e quantificarlo numericamente su un banco di prova. L'attuatore in fase austenitica è più rigido di quello in fase martensitica, quindi riduce la sua capacità di deformazione e migliora l'attuazione, anche se di poco. Il miglioramento

dell'attuazione è dettato soprattutto dalla somma dei due accorciamenti.
Il secondo punto è stato decisivo per capire l'ordine di attuazione in questa modalità di alimentazione.
Erogando corrente prima sul distale e poi sul prossimale quest'ultimo, avendo un capo collegato ad un filo in fase austenitica, quindi indeformabile, riesce a tradurre la maggior parte dell'accorciamento sul capo collegato al kevlar in direzione della chiusura del dito.
Cosa che non succede così bene per l'ordine inverso, probabilmente per necessità di maggior forza di trazione per accorciare non solo direttamente il filo in kevlar ma anche il primo attuatore.
L'ultimo punto ha evidenziato come la somma dell'accorciamento di entrambi i canali, che dovrebbe essere il 3% per filo, in realtà diventa, al massimo delle prestazioni, solo il 4%. La causa di questa mancata corrispondenza in accorciamento probabilmente è la stessa del punto precedente. Il canale più prossimale perde accorciamento perché gli elementi da tensionare durante l'attuazione, non sono semplicemente un filo in kevlar lineare passante tramite tubi in teflon che riducono al massimo l'attrito, ma a questo si somma tutto l'attuatore prossimale alla mano che, oltre ad essere deformabile, ha passaggio guidato tramite delle carrucole in ottone per caratterizzarne la forma "N-shape": questo rende più difficile un accorciamento lineare e aggiunge attrito. Gli accorciamenti sono tutti normalizzati rispetto alla lunghezza di un singolo attuatore, cioè di 0.45m (*figura 2.63*).
L'analisi di questi dati quindi ha portato ad un ordine di attuazione, nel caso si volesse intraprendere l'attuazione a segmenti, ad uno studio più approfondito della perdita di accorciamento durante il collegamento in serie e a definirne i limiti, le cause e le ipotesi probabili.
Il confronto in performance dei materiali di collegamento ci ha aiutato a stabilire il materiale definitivo sul prototipo finito: il nylon di diametro 0.4 mm. L'uso del Kevlar si discosta molto poco da quello del nylon, analizzando i dati, quindi, nel caso ci sia necessità di riduzione del diametro del materiale di collegamento o semplicemente di riduzione di peso, il kevlar può efficientemente sostituire il nylon senza una vera riduzione di efficienza (*figura 2.64*).

Capitolo 4

Conclusioni e sviluppi futuri

4.1 Prototipo finale

Il prototipo finito (*figura 4.1*) quindi ha questo aspetto sull'avambraccio:

- attuatori in PLA con elemento attuante in lega Nichel-Titanio; attuatori collegati in serie da un filo in nylon di diametro 0.4 mm;
- organo di tensionamento in PLA e vite in acciaio per un meccanismo a mulinello;
- fettuccia di nylon, come elemento di ancoraggio stabile in questa fase sperimentale;
- piastre in argento come collegamento su cui saldare i fili di alimentazione trefolati;
- carrucole sull'attuatore in ottone di diametro 4 mm;
- scheda millefori come supporto dove bloccare le carrucole.

Sulla mano:

- filo in kevlar di diametro 0.2 mm, come filo attuante a lato delle dita;
- tubi in teflon cuciti in modo specifico come passafilo a livello anche del palmo;
- fascette elastiche come supporto dove cucire tubi in teflon.

Dopo molte modifiche, studi e interpretazioni dei dati si è arrivati ad un modello così finito che funziona in modo performante e senza alcun problema. L'aver ottenuto il modello rifinito e concluso per questa prima fase di sperimentazione, ci permette, oltre ad avere uno spunto per i progetti futuri, anche di fare il punto della situazione con i pro e i contro del sistema realizzato.

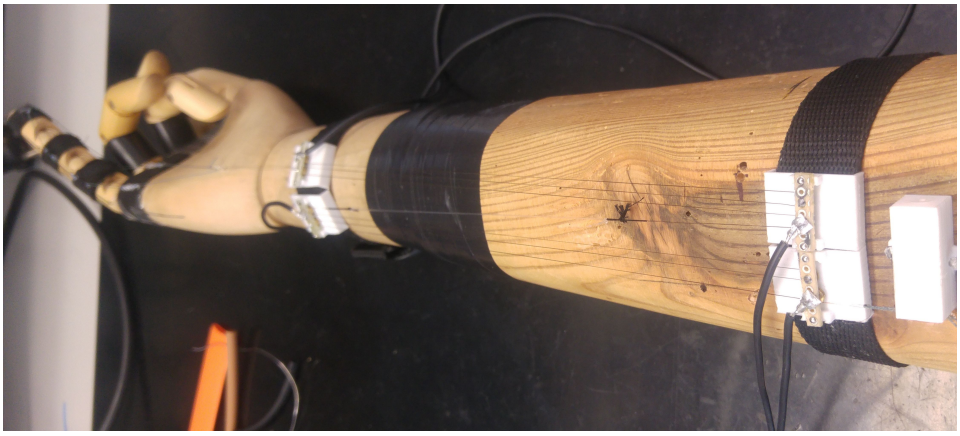

Figura 4.1: Prototipo finito

Uno dei grandi obiettivi iniziali del progetto era quello di poter costruire qualcosa di indossabile, facilmente accettabile e che usasse sistemi di attuazioni innovativi e silenziosi.
La minimizzazione dell'ingombro, trascurata maggiormente nella parte iniziale della tesi, ha acquistato sempre più importanza fino alla parte conclusiva, dove è diventata un elemento importante al pari degli altri, in visione di un progetto definitivo futuro. Quindi la diminuzione delle dimensioni del passafilo, dei collegamenti, dell'attuatore e di tutto quello che poteva essere miniaturizzato, ha influenzato la progettazione del prototipo finito che rispetta queste caratteristiche. I vantaggi che hanno portato le scelte dettate da questa diminuzione di volume occupato sono:

1. quello di ottenere un'ortesi che fosse facilmente indossabile, trasportabile, accettabile e adattabile;

2. quello di avere un sistema con componenti ridotte che, permettesse la coesistenza di più elementi sulla stessa asse anche se questa risultava non particolarmente lunga, come ad esempio per il polso.

Allo stesso modo unico svantaggio della riduzione di dimensioni è stato quello di aumentare la fragilità dei singoli componenti che, in questa fase sperimentale, non risulta un problema eccessivamente rilevante. In futuro la delicatezza della componentistica potrà facilmente essere superata con l'utilizzo di materiali più resistenti del PLA che, comunque, fornisce già un buon supporto strutturale.
Tra la lista dei contro c'è da annoverare quella della riduzione di performance del secondo attuatore rispetto al primo, più prossimale alla mano. L'inefficienza di accorciamento in una ipotetica attuazione per segmenti ha determinato una netta perdita in termini di chiusura del dito, utilizzando solo l'elemento attuante più lontano dall'elemento da attuare. Questa però risulta essere uno svantaggio solo in termini di attuazione per segmenti, che vede quindi l'utilizzo di entrambi gli attuatori; se, al contrario, come consigliato, si dovesse intraprendere una modalità di attuazione con singolo

attuatore, questo ostacolo viene facilmente superato. L'uso di un solo attuatore riesce a portare infatti alla chiusura della mano senza difficoltà e senza l'ausilio di un ulteriore accorciamento secondario.
Altro vantaggio del prototipo finito è quello dell'utilizzo di fili estremamente sottili ma allo stesso modo estremamente resistenti a sforzo di trazione. Il kevlar e il nylon (di diametro 0.4 mm) risultano infatti il giusto compromesso raggiunto dopo diversi studi in materia. Entrambi estremamente resistenti, prevengono l'ipotetica rottura, oltre ad avere deformazione praticamente nulla sotto sforzo. Il kevlar in particolare risulta anche estremamente leggero e, se rigido sotto trazione, facilmente manipolabile per la costruzione dell'ortesi a riposo. Il nylon è leggermente più pesante ma a livelli insignificanti per il nostro scopo di costruzione. Unico contro lo si trova per il kevlar che ha un costo più alto del nylon, ma che comunque è estremamente basso e che non va a far lievitare il costo complessivo del sistema.
Per i tubi in teflon invece, oltre ai pro di poco attrito e di dimensioni molto ridotte per le forme tubulari che essi possiedono, uno svantaggio portato è quello del fissaggio su mano. Il passafilo con questo materiale è difficile da fissare, non si può utilizzare nessun collante e il cucire il passafilo è un'azione molto delicata che impegna non poco tempo, anche se una volta cucito esso non ha bisogno di nessuna revisione.
Gli attuatori così costruiti risultano molto performanti e compatti per i nostri scopi, hanno un ingombro minimo per gli elementi a nostra disposizione ma, in futuro, con nuove tecnologie si riuscirà sicuramente a far meglio e a rendere il tutto più efficiente.
Il tensionamento al momento è un elemento molto provvisorio: ha una forma e un sistema scelti per l'immediatezza di realizzazione e di utilizzo, ma molto deve essere ancora fatto, soprattutto per le dimensioni e per il sistema poco preciso con cui tensiona il filo. Si ha il vantaggio di un buon punto fermo e di un buon tensionamento grezzo del filo ma lo svantaggio di essere ingombrante e poco preciso.
L'elemento principale del sistema attuante, il filo SMA, porta anch'esso con sé dei pro e dei contro.

I pro:

- filo estremamente leggero, sottile e duro;
- durante la transizione di fase sviluppa una forza rilevante;
- l'attuazione avviene in maniera molto rapida e silenziosa;
- la deformazione del filo in stato martensitico permette il facile posizionamento in sede.

I contro:

- il filo con diametro così ridotto deve essere posizionato doppio, piegato su sé stesso, per poter avere maggiore consistenza e resistenza;

- il filo non tensionato tende a garbugliarsi quindi, una volta sistemato tra gli attuatori deve rimanere in tensione per evitare questo esca fuori dalle sedi delle carrucole;

- la corrente che passa sul filo è di circa 300mA (che diventano 600 mA per un filo doppio), di media poniamo una tensione ai capi tra i 50 e i 60 V. Questo implica l'utilizzo di generatori di corrente che debbano, con un filo doppio, erogare almeno una potenza di 36 W. La potenza elevata potrebbe essere un problema soprattutto per un dispositivo a più canali.

In fine, riprendendo quello che è l'ultimo punto tra i contro del filo in Ni-Tinol: il generatore usato, premettendo sia un generatore pensato solo per questa fasi iniziale di sperimentazione, possiede il vantaggio di riuscire ad erogare corrente fino a 500 mA per filo usando un software per settare i dati sensibili. I contro sono quelli della presenza di due soli canali eroganti e di una precisione non molto fine nei valori di settaggio della corrente.

4.2 Sviluppi futuri

Il modello realizzato da zero e costruito passo per passo in ogni sua componente ci permette di conoscere nel dettaglio le sue caratteristiche particolari e generali. L'aver affrontato problematiche diverse in ogni campo, dà la possibilità di poter avanzare ipotesi su quello che potrebbe essere l'evoluzione futura di questo prototipo innovativo, per riuscire a definire un'ortesi performante e utilizzabile in sedute riabilitative.
Le prime innovazioni sono anche quelle più evidenti e necessarie: sostituzione del materiale PLA e utilizzo di un generatore di corrente multicanale.
Fino ad ora abbiamo utilizzato il PLA per le motivazioni ribadite in più punti: la velocità e la facilità di fabbricazione del pezzo. Il PLA inoltre si comporta in maniera molto efficiente, con un riempimento del 100% impostato da software, per la nostra prima fase sperimentale, che vede comunque un ambiente controllato e un'attenzione particolare nell'utilizzo del sistema; ciò può venire meno nel momento lo si debba far indossare ad un paziente in un ambiente riabilitativo. Per il futuro si ipotizza l'utilizzo di una resina più resistente ma comunque isolante che, quindi, offra un buon supporto senza aumentare troppo il peso e l'ingombro, anzi, che possa andarlo a ridurre con tolleranze più basse dettate da una tecnica di fabbricazione adeguata.
L'aspetto di miglioramento del generatore di corrente è un obiettivo da dover raggiungere in tempi brevi.
L'alimentatore a disposizione al momento infatti, possiede solo due canali di erogazione di corrente continua: questo limita le prove sperimentali ad una sola falange e quindi al perfezionamento del sistema parziale e non completo. I risultati ottenuti hanno comunque una forte valenza pratica, in quanto definiscono il setup definitivo valido per tutte le dita. L'estensione a tutte e quattro le falangi del sistema attuante, consisterà nel riportare in maniera

meccanica questo setup sulle altre dita una volta raggiunta l'evoluzione del generatore di corrente e del software di pilotaggio.
L'upgrade della modalità di alimentazione ha aggiunto all'attuatore maggiori potenzialità per lo sviluppo futuro. Le prospettive principali sono soprattutto legate ad una tecnologia plug and play e all' uso di un circuito stampato (anche conosciuto come PCB, ovvero "printed circuit board"). Il PCB aiuterebbe, con collegamenti elettronici ben definiti stampati nella vetronite, lo switch di alimentazione sulle carrucole in modo da facilitarla, velocizzarla e migliorala a livello di attuazione, senza lasciare fili scoperti che andrebbero a creare percorsi alternativi alla corrente sull'avambraccio del paziente. L'uso di un PCB potrebbe anche andare a sostituire il PLA dell'attuale attuatore, così facendo ridurrebbe ulteriormente l'ingombro totale sull'avambraccio, miniaturizzando ulteriormente un attuatore già piccolo di suo.
Il sistema plug and play porterebbe il perfezionamento dell'intero sistema in modo evidente. Utilizzare infatti un connettore, ad esempio magnetico, che abbia la possibilità di collegare i fili del generatore di corrente sull'attuatore di interesse soltanto appoggiandolo, renderebbe tutto molto comodo, veloce e efficiente. Il connettore avrebbe una parte esterna totalmente isolata per sicurezza e una parte interna a contatto con le carrucole (o magari con un PCB), conduttiva che permetta alla corrente di fluire senza ostacoli.

Il sistema sarebbe:

- **modulabile**, in quanto permetterebbe di collegare solo gli attuatori di interesse senza avere troppi fili inutilizzati;

- **veloce**, lo scollegare e il collegare gli attuatori al generatore di corrente sarebbe immediato, preciso (poiché guidato dai magneti) ed efficiente (poiché i collegamenti elettrici, non esposti all'ambiente, si andrebbero a deteriorare meno e quindi nel tempo andrebbero ad influire meno sulla perdita di performance);

- **comodo**, poiché un sistema che non abbia viti, necessità di saldare o semplicemente di incastrare in modo meccanico il sistema di alimentazione sull'attuatore porterebbe un enorme comodità non solo all'ingegnere ma anche al fisioterapista o al personale specializzato.

Unica accortezza sarebbe quello di trovare materiali validi per questa applicazione: ad esempio delle calamiti di piccole dimensioni che riescano a produrre una grande presa.
I fili SMA inoltre rappresentano un'ottima alternativa ai normali e ingombranti attuatori in commercio ma anche questi hanno dei contro, oltre ai pro già esposti. La capacità di non rimanere distesi quando non in tensione, soprattutto se durante il posizionamento degli stessi si è andati a torcerli un po', porta al rischio di garbuglio e quindi di rendere obsoleto il sistema.
Questa caratteristica va a minare non solo la portabilità dell'intero sistema ma anche le performance nel caso di adattamento ad avambraccio di pazienti

differenti.
La necessità di mantenere il filo in tensione ha fatto pensare all'utilizzo di un supporto esterno che potesse collegare, con una semplice asta d'alluminio regolabile, polsiera e gomitiera, che in questo caso sarebbero chiudibili tramite cerniere e bloccate con un meccanismo ad incastro. Questo renderebbe il sistema anche più portabile, con la certezza di mantenere separati i fili, oltre a rendere fattibile una soluzione che includerebbe gli attuatori già costruiti sul sistema, andando a costituire un prototipo finito unico e compatto con tutti i vantaggi a questo legato.
Le carrucole potrebbero migliorare riducendo il loro diametro, dato che in commercio ne esistono di uguale forma e materiale ma di diametro 0.2 mm, ovvero la metà di quelle usate. Questo sviluppo però dovrebbe essere comunque caratterizzato sul banco di prova, infatti la riduzione di raggio si tradurrebbe in maggior forza per ottenere lo stesso momento e questo fenomeno deve essere misurato in modo quantitativo.
Altra modifica per la puleggia, che vada a sopperire alla sua limitazione nella conduzione, è quella di trovare un materiale più conduttivo dell'ottone o meglio, trovare un materiale (come lo stagno), fortemente conduttivo per ricoprire la parte esterna della carrucola, la parte che trasmette effettivamente la corrente al filo.
Altro aspetto che potrebbe essere curato, oltre all'estensione del sistema da un solo dito a tutte e quattro, è lo sviluppo dell'attuazione, non solo impegnata nella flessione delle dita, ma anche nell'estensione delle falangi. Il posizionamento dei passafili e le prove fatte sulla mano del manichino hanno tenuto in conto questo sviluppo futuro. I passafili sono posizionati con centro del foro centrale spostato di 3 mm rispetto all'asse del dito, poiché si prevede, in un futuro prossimo, la coesistenza di due tubi per segmento falangeo dove far passare i fili in kevlar, impegnati non solo nella flessione ma anche nella estensione. Tutti i calcoli, prove e modifiche fatte su un solo dito hanno fornito quelle certezze necessarie per far sì che, con poche modifiche, si possa ampliare il sistema per tutta la mano e per entrambi i movimenti, lasciando il pollice libero.
L'ortesi migliorata secondo queste linee guida e ipotesi iniziali, con dovute modifiche durante la sperimentazione, porterebbe ad un progetto concluso e perfezionato a livelli tali da essere commercializzato e utilizzato, dopo numerosi test, su un soggetto finale.
Tutti gli esperimenti fatti fino ad ora, le modifiche e i progetti portati a termini per questa tesi, hanno avuto proprio l'obiettivo ultimo di definire il sistema principale di attuazione, le sue modalità e caratteristiche, in modo tale da poter segnare una strada fatta di semplici passaggi che condurrebbero all'ortesi finita.
La tesi si è concentrata soprattutto sulla parte legata alla meccanica indossabile, di trasmissione e di movimentazione della falange, oltre alle numerose caratteristiche concatenate, e grazie a queste si è potuto realizzare un modello grezzo del dispositivo utilizzabile già su alcuni soggetti di prova.

Bibliografia

[1] *Anatomystuff*. URL: https://www.anatomystuff.co.uk/news/tutorial-on-the-anatomy-of-the-wrist-bones-and-ligaments/.

[2] C.Motta. *Fili SMA come attuatori indossabili: uno studio di fattibilità*. 2014-2015.

[3] Wikipedia contributors. *Muscles of the hand — Wikipedia, The Free Encyclopedia*. [Online; accessed 12-March-2018]. 2018. URL: https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Muscles_of_the_hand&oldid=825185180.

[4] *Data Sheet Saes Getters*. URL: https://www.saesgetters.com/sites/default/files/SmartFlex%20Wire%20%26%20Spring%20datasheets_0.pdf.

[5] Michael A Delph et al. "A soft robotic exomusculature glove with integrated sEMG sensing for hand rehabilitation". In: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on*. IEEE. 2013, pp. 1–7.

[6] *Engineerplant*. URL: http://www.fisioterapiarubiera.com/anatomia/muscoli-dell-avambraccio-e-della-mano/.

[7] *Fisioterapia Rubiera*. URL: http://www.fisioterapiarubiera.com/anatomia/muscoli-dell-avambraccio-e-della-mano/.

[8] Pilwon Heo et al. "Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering". In: *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 13.5 (2012), pp. 807–824.

[9] HyunKi In, Donsuk Lee e Kyu-Jin Cho. "Investigation of friction characteristics of a tendon driven wearable robotic hand". In: *Control Automation and Systems (ICCAS), 2010 International Conference on*. IEEE. 2010, pp. 568–573.

[10] Hyunki In et al. "Exo-glove: A wearable robot for the hand with a soft tendon routing system". In: *IEEE Robotics & Automation Magazine* 22.1 (2015), pp. 97–105.

[11] J.Filippi. *Prototipazione di un'ortesi tendon-like a controllo mioelettrico attuata da fili nitinol*. 2016-2017.

[12] Sang Wook Lee, Katlin A Landers e Hyung-Soon Park. "Biomimetic hand exotendon device (BiomHED) for functional hand rehabilitation in stroke". In: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on*. IEEE. 2013, pp. 1–4.

[13] *Medicinapertutti.it*. URL: https://www.medicinapertutti.it/argomento/fascia-palmare-superficiale-o-aponeurosi-palmare/.

[14] Frank H. Netter. *Atlante di anatomia umana*. 1991.

[15] Panagiotis Polygerinos et al. "EMG controlled soft robotic glove for assistance during activities of daily living". In: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015 IEEE International Conference on*. IEEE. 2015, pp. 55–60.

[16] Panagiotis Polygerinos et al. "Soft robotic glove for combined assistance and at-home rehabilitation". In: *Robotics and Autonomous Systems* 73 (2015), pp. 135–143.

[17] Panagiotis Polygerinos et al. "Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation". In: *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on*. IEEE. 2013, pp. 1512–1517.

[18] *SMARTFLEX Products DATASHEETS*. URL: https://www.saesgetters.com/sites/default/files/SMARTFLEX%20Products%20DATASHEETS_2017_web1_5.pdf.

[19] Patrick Weiss et al. "Towards a parameterizable exoskeleton for training of hand function after stroke". In: *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on*. IEEE. 2013, pp. 1–6.

[20] Wikipedia. *Articolazioni della mano — Wikipedia, L'enciclopedia libera*. [Online; in data 12-marzo-2018]. 2017. URL: http://it.wikipedia.org/w/index.php?title=Articolazioni_della_mano&oldid=86541875.

[21] Jianyu Yang, Jiashun Shi e Hualong Xie. "Research on SMA actuated tendon driven hand exoskeleton with bidirectional finger joint motion coupling for rehabilitation usage". In: *Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems (CYBER), 2015 IEEE International Conference on*. IEEE. 2015, pp. 336–340.

[22] Juan Yi et al. "A soft robotic glove for hand motion assistance". In: *Real-time Computing and Robotics (RCAR), IEEE International Conference on*. IEEE. 2016, pp. 111–116.

Ringraziamenti

Ringrazio in primis i **miei genitori** per essermi sempre stati accanto durante questo percorso universitario senza mai avermi imposto le loro scelte ne fatto pesare i miei fallimenti.
Ringrazio gli amici di sempre come **Giuseppe**, **Saverio**, **Andrea**, **Imma**, **Francesca** e **Jobby** per avermi aiutato e tirato su il morale nelle giornate tristi e per aver condiviso le gioie dei traguardi raggiunti.
Un grande ringraziamento inoltre va a tutti quei ragazzi conosciuti a Torino che hanno reso il mio soggiorno in questa nuova città mai noiosa aiutandomi a superare la mancanza di casa soprattutto nei primi anni, da quelli conosciuti in collegio con cui sono rimasto in contatto, a quelli conosciuti in università.
E' doveroso ringraziare i miei colleghi storici come **Giuly**, **Fede** e **Marco** ma anche quelli conosciuti più tardi tra cui la frizzante **Luana** e il gruppo delle **Polpettinelle** che ho avuto il piacere di incontrare grazie a lei: **Fede**, **Marta**, **Patty** e **Francy**.
Ringrazio anche il gruppo del Lisin: il **Prof. Gazzoni**, l'ing. **Gigi Giacinto**, onnisciente **Davide**, **Jacopo** che ha avuto molta pazienza soprattutto nel primo periodo e tutti i ragazzi che sono sempre stati disponibili ad aiutarmi quando necessario.
Durante questa mia esperienza al Lisin non posso non ringraziare le persone che per prime mi hanno sostenuto e vissuto nella nostra piccola sala tesisti, ogni giorno più affollata: la designer **Marghins** sempre pronta ad aiutare sulla forma e sulla estetica degli elaborati; la precisa **Costy** detta la "Crusca" naturalmente propensa a correggere TUTTI gli errori grammaticali e, o latini; il simpatico con delay **Nicolò** detto "Niho" l'uomo con le caviglie sensibili e con simpatia contagiosa; ma anche i ragazzi che ci hanno raggiunto più tardi come **NiCColò**, **Simone**, **Alberto** e **Antonio**.
Ringrazio in particolare due persone che mi sono state accanto più di altre durante la mia quotidianità e che davvero hanno saputo comprendermi meglio di altri senza il bisogno di parole.
Leonardo, mio coinquilino, amico, familiare e consigliere, sempre presente, dall'inizio del mio soggiorno torinese alla fine del mio percorso universitario, sempre disposto a darmi una mano e a consigliarmi. Anche la sua famiglia mi ha accolto a braccia aperte e da allora mi è sempre stata vicino.
Risulta sempre difficile parlare delle persone importanti e i ringraziamenti sono forse la parte più difficile da fare.
Irene è stata la persona che mi ha davvero vissuto a pieno, c'è sempre stata con un supporto indispensabile, mi ha aiutato a superare le difficoltà e a

non abbattermi; sempre con gentilezza e tenerezza. Il suo aiuto è stato fondamentale anche per la revisione della forma della tesi.
Ringrazio tutte le persone che ho incontrato sulla mia strada e che mi hanno fatto crescere e maturare, tutte quelle che mi hanno formato durante la mia carriera universitaria e tutte quelle che sono state sincere con me. Quindi, Grazie, Graziella e **Grazie a tutti**.