

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomeccanica



**Politecnico
di Torino**

Tesi di Laurea Magistrale

PROTOTIPAZIONE DI UN END-EFFECTOR ROBOTICO PER LA RIABILITAZIONE E L'ASSISTENZA ALL'ARTICOLAZIONE DEL POLSO.

Relatore

Giuseppe Quaglia

Co-relatore

Andrea Botta

Simone Duretto

Candidato

Matteo De Ros

Dicembre 2024

SOMMARIO

Una diminuzione dei gradi di libertà del polso a causa di infortuni può causare una notevole riduzione della qualità della vita dei soggetti. Per ovviare a questa problematica spesso si ricorre alla riabilitazione. Questo metodo porta ad avere ottimi risultati a lungo termine permettendo al soggetto di riottenere la mobilità persa a causa del danno subito. Tuttavia, la riabilitazione tradizionale comporta alcuni problemi: in primis occorre considerare l'impegno umano del riabilitatore che per un singolo paziente è vincolato per molto tempo. Questo, unito al grande numero di pazienti risulta in un grave limite. In secundis i macchinari per la riabilitazione sono costosi, ingombranti e non facilmente disponibili, questo poco fruibile e fuori dalla portata delle persone per un uso casalingo.

Questo progetto, dunque, ha l'obiettivo di creare un dispositivo robotico End-Effector che permetta di effettuare un percorso di riabilitazione senza la necessità costante di uno specialista che lo possa seguire.

Lo scopo, dunque, è quello di restituire la completa mobilità del campo di moto del polso e la forza richieste durante le attività quotidiane. Per fare ciò l'End-Effector dovrà lavorare sia in modo attivo, ovvero imprimendo una forza sul polso per far muovere l'articolazione, sia in modo passivo, offrendo una resistenza per allenare la muscolatura. Ciò viene ottenuto tramite una architettura semplice e leggera mossa con effettori che utilizzano i cavi Bowen.

L'introduzione di questi cavi permette di spostare gli attuatori lontani dalle articolazioni in modo da ridurre il peso, aumentando il comfort nell'utilizzo e diminuendo l'inerzia della struttura.

L'architettura è stata progettata per essere sviluppata solo sul dorso della mano in modo da non inficiare la mobilità della stessa e non ostacolare le capacità di utilizzo della mano.

In conclusione, si mostrerà come si è giunti all'ideazione dell'architettura e le motivazioni che hanno portato a concepire il design definitivo.

1 Indice

1	Introduzione	iv
1.1	Patologie del polso e la riabilitazione	v
1.2	Obiettivi del dispositivo	v
1.3	Articolazione del polso	7
1.3.1	Gradi di libertà e campo di moto	7
1.3.2	Anatomia	10
1.4	Sistema di riferimento	11
1.4.1	Assi di rotazione.....	12
1.5	Scelta della tipologia del dispositivo	14
1.6	Requisiti dell'End-Effector.....	16
2	Presentazione del meccanismo.....	19
2.1	Stato dell'arte	19
2.2	Schema funzionale dell'End-Effector.....	23
2.2.1	Posizione degli effettori e degli attuatori:	24
2.3	Campi di moto.....	26
2.3.1	Campo di moto nella Flesso-estensione	26
2.3.2	Campo di moto nella variazione Radio-ulnare	28
2.4	Cinematica	29
2.4.1	Struttura cinematica	29
2.4.2	Studio ed analisi di input e output	32
2.4.3	Lo studio del rapporto di trasmissione	33
2.5	Quasi statica	35
2.5.1	Diagramma di corpo libero in caso di FE	35
2.5.2	Segmento a	36
2.5.3	Segmento b	37
2.5.4	Elemento c	38
2.5.5	Diagramma di corpo libero per la RUD.....	39
2.6	Dimensionamento delle lunghezze	41

2.7	Dimensionamento della sezione.....	44
2.8	Attuazione	47
2.8.1	Requisiti.....	47
2.8.2	Architettura del sottosistema dell'attuazione	47
3	Progettazione esecutiva	50
3.1	Dispositivo completo	50
3.2	Sottosistema del giunto D	51
3.2.1	La base del componente D.....	51
3.3	Sottosistema del giunto C	53
3.4	Asta a	55
3.5	Sottosistema del giunto A	56
3.6	Sottosistema del giunto B	57
3.7	Sensoristica	58
3.8	Sicurezza.....	58
3.8.1	Fondo corsa.....	59
3.8.2	Controllo digitale	59
3.8.3	Pulsante di arresto.....	59
4	Conclusione	60
5	Bibliografia	61
6	Ringraziamenti e dedica.....	63

1 Introduzione

L'articolazione del polso risulta essere piuttosto importante nell'attività della vita quotidiana considerato il fatto che viene utilizzata per quasi tutte le azioni che concerno l'uso delle mani. Data la sua conformazione è piuttosto delicata da un punto di vista degli infortuni. In caso di lesione è fondamentale un'attenta riabilitazione che permetta di non perdere utili gradi di libertà, forza per le attività della vita di tutti i giorni e mobilità [1], [2], [3]. Le ragioni che possono portare a lesioni del polso sono molteplici e, per citarne alcune, possiamo parlare di sport, incidenti oppure il l'usura dovuta al tempo. Come già accennato in precedenza la riabilitazione è l'unico modo per recuperare completamente l'utilizzo dell'articolazione, tuttavia, i principali metodi per farlo richiedono la presenza di una figura professionale specializzata. Tale figura occorre che assista la riabilitazione per tutto il tempo. È anche necessaria la presenza di importanti strutture robotiche che possono fare a meno del riabilitatore sempre presente ma che potrebbero essere oltremodo ingombranti e costose [3], [4]. Risulta quindi impossibile effettuare una riabilitazione casalinga sufficientemente efficace per essere vagliata come opzione. Partendo da queste problematiche si è voluto progettare un dispositivo che unisca la comodità di non dipendere da una figura professionale costantemente presente e che, al contempo, possa essere utilizzato in un ambiente non strettamente ospedaliero per via della sua semplicità e praticità.

In letteratura sono presenti numerosi esempi di strutture robotiche che vengono utilizzate per la riabilitazione del polso. Molte di queste richiedono per il corretto funzionamento di essere vincolate ad un tavolo, ad un muro, o ancora ad una base, ciò diminuisce il comfort nel loro utilizzo poiché può risultare scomodo essere costretti per lunghi periodi di tempo nella stessa posizione, oltre a renderle virtualmente impossibili da utilizzare all'infuori dei luoghi designati.

1.1 Patologie del polso e la riabilitazione

Come già citato, le limitazioni nell'uso del polso possono causare non poco disagio per i pazienti. Alcuni degli eventi che possono inficiare la vita della popolazione sono:

1. Età: entro il 2050 il 22% della popolazione mondiale sarà anziana e con l'avanzamento dell'età si presentano spesso limitazioni e dolori nelle articolazioni, polso incluso.
2. Presenza di artrosi: dal 2% al 7% della popolazione mondiale presenta osteoartrosi del polso.
3. Le fratture ossee: il 20% circa di tutte le fratture ossee sono fratture del polso.
4. Problematiche di natura lavorativa: dal 3% al 5% della popolazione mondiale presenta la sindrome del tunnel carpale.

Queste patologie piuttosto comuni possono creare dolore e disagio nelle attività quotidiane. Se poi ricordiamo che il 50% della popolazione che vive nei paesi a medio-basso reddito non riceve la riabilitazione adeguata si presenta un problema non trascurabile.

1.2 Obiettivi del dispositivo

Prendendo in considerazione la necessità di un dispositivo che possa aiutare i processi di riabilitazione, sono stati evidenziati i seguenti obiettivi:

1. Coppia: il dispositivo deve essere in grado di generare una coppia sufficiente da rendere la riabilitazione efficace.
2. Il workspace: il workspace del dispositivo deve contenere tutto il campo di moto della mano. Facendo ciò si permette di riacquistare la mobilità necessaria.
3. Praticità: il dispositivo deve essere non solo indossabile, in modo da poter essere utilizzato, ma anche comodo e pratico. In questo modo si favoriscono anche sessioni di riabilitazioni lunghe senza creare disagio al paziente

4. Modalità di utilizzo: per questo dispositivo sono state previste due modalità di utilizzo:
- a. Attiva, dove il dispositivo agisce con delle coppie sulla mano e, quindi, sul polso.
 - b. Passivo, dove il dispositivo assume un ruolo resistivo permettendo di allenare i muscoli dell'articolazione.

1.3 Articolazione del polso

In questo capitolo viene trattato nel dettaglio tutto ciò che concerne un'articolazione sana del polso.

1.3.1 Gradi di libertà e campo di moto

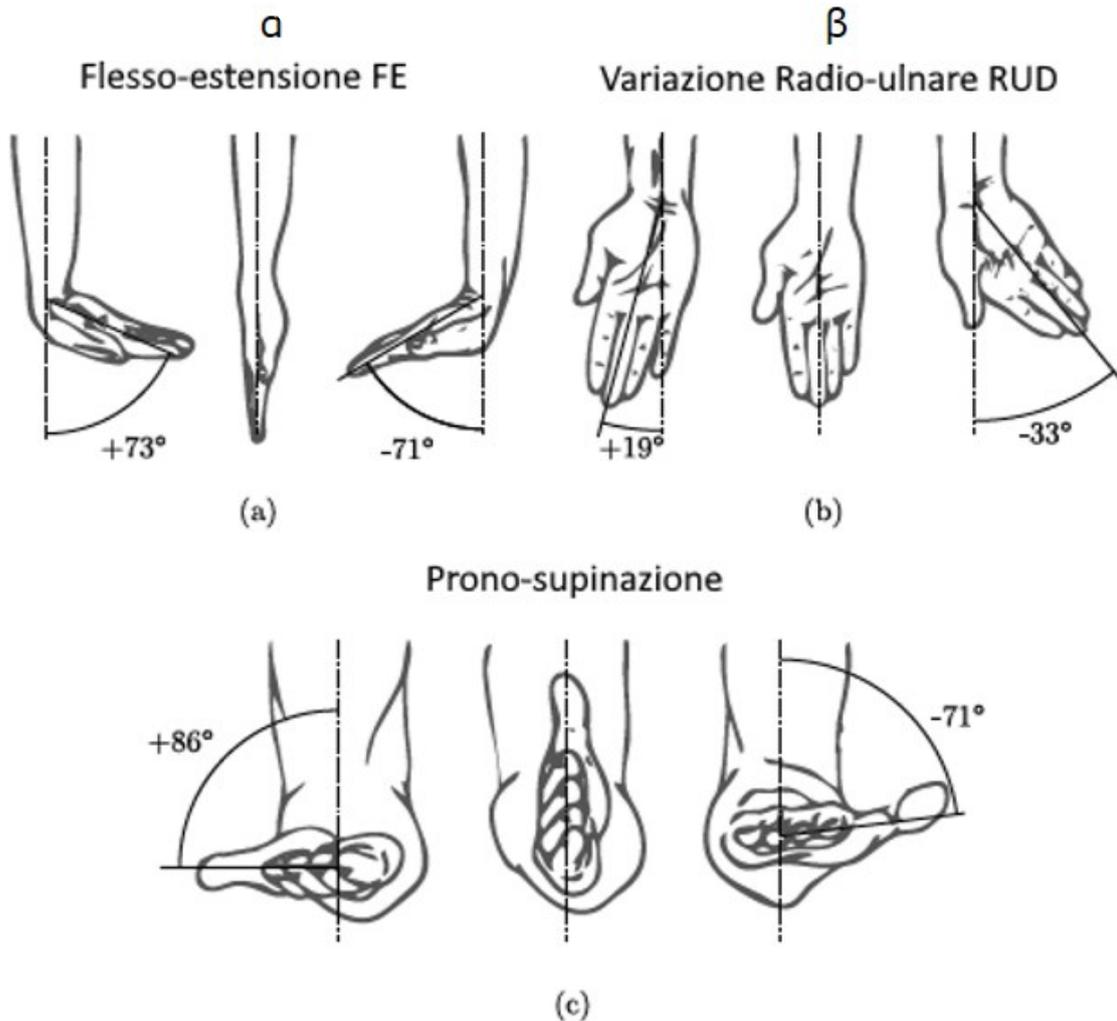


Figura 1. Campo di moto della mano. Modificata da [5]

In Fig.1 sono riportati in modo schematico i movimenti della mano e i corrispondenti campi di moto [5]. In particolare, la Fig.1a mostra il movimento di FE, indicato dall'angolo α , di un polso sano. In Fig.1b è rappresentato il movimento β di RUD. Infine, la fig.1c mostra il movimenti di PS. Quest'ultimo non è un movimento proprio del polso e non verrà preso in considerazione nella progettazione del dispositivo. Dopo una ricerca in letteratura si sono identificati i gradi di libertà e il

campo di moto che il polso richiede per funzionare correttamente, questi sono di tre tipi:

1. Il movimento di Flesso-estensione:

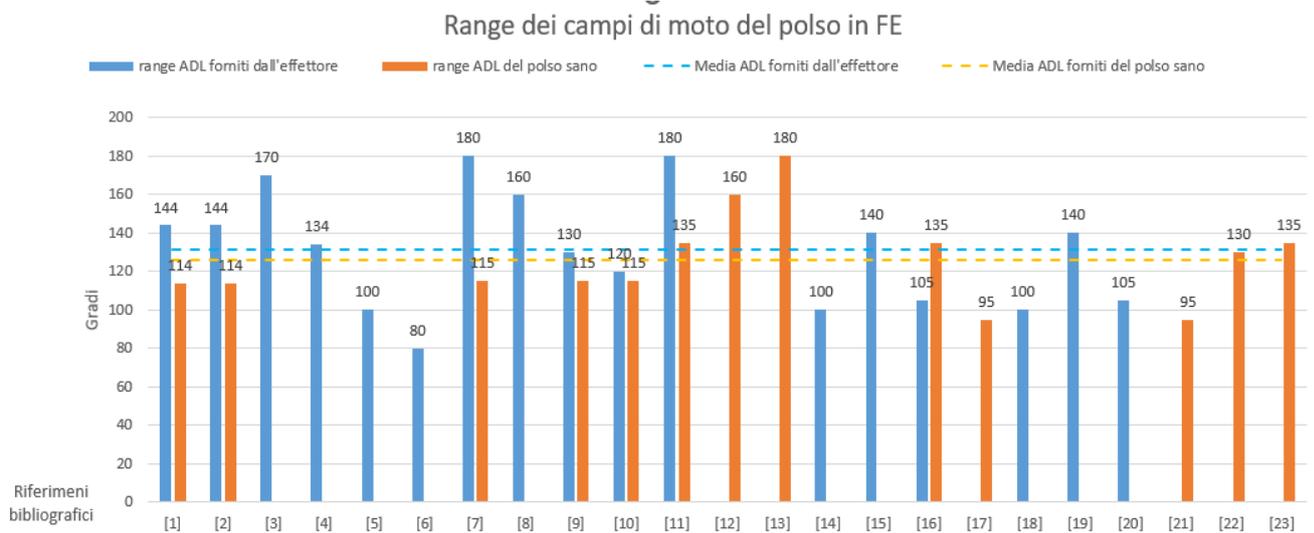


Figura 2 Analisi dei dati dalla letteratura per la FE

La figura 2 mostra i dati raccolti da 23 riferimenti bibliografici. L'acronimo ADL, presente della figura 2 vuol dire: Activities of Daily Living. L'ADL in caso di FE ha un range di circa 70° in Flessione e in Estensione. Non è necessario riuscire a raggiungere strettamente gli estremi del campo di moto dell'articolazione sana per svolgere correttamente le attività quotidiane. In questo senso sono necessari solo 60° sia in Flessione che in Estensione come mostrato dagli articoli [3], [6], [7], [8], [9], [10].

2. Il movimento di variazione Radio-ulnare anche detto movimento di abduzione e adduzione:

Introduzione

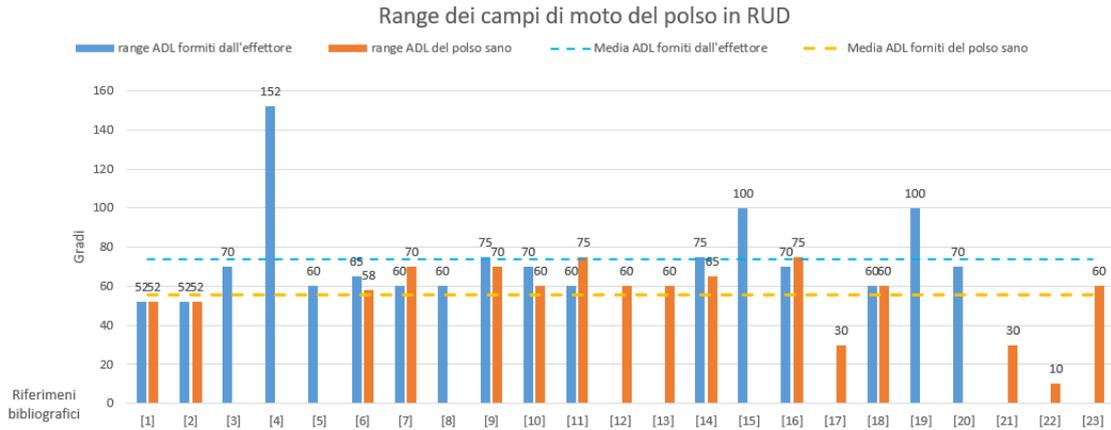


Figura 3 Analisi dei dati dalla letteratura per la RUD.

La figura 3 mostra i dati raccolti da 23 riferimenti bibliografici. L'acronimo ADL significa Activities of Daily Living.

Facendo una media tra i dati raccolti in letteratura si sono riscontrati i valori di ADL presenti nella tabella 1. I dati per i grafici sono stati presi dai seguenti articoli: [11], [12], [13], [14], [15], [16], [17], [18], [19], [20], [21], [22], [23], [24], [25], [26], [27], [28], [29], [30], [31], [32], [33] e [34].

- Il movimento di Prono-supinazione: si è deciso di non trattare questo movimento poiché non dipende dal polso ma dalla sovrapposizione parziale di Ulna e Radio.

Tabella 1 Mostra e riassume i valori massimi e minimi trovati e i range trovati in letteratura sia per la FE sia per la RUD.

	Range medio ADL di un polso sano	Max di un polso sano	Min di un polso sano	Range medio fornito dai dispositivi	Max dei dispositivi	Min dei dispositivi
FE	126°	90°	-90°	131°	90°	-90°
RUD	54°	55°	-33°	75°	40°	-45°

Introduzione

Il movimento di RUD è molto più limitato rispetto a quello della FE. Come si può notare dalla figura (1) il movimento di deviazione Radio-ulnare risulta essere asimmetrico. La deviazione Radiale è più contenuta rispetto alla deviazione Ulnare nella mano destra. Risulta invertito per la mano sinistra.

1.3.2 Anatomia

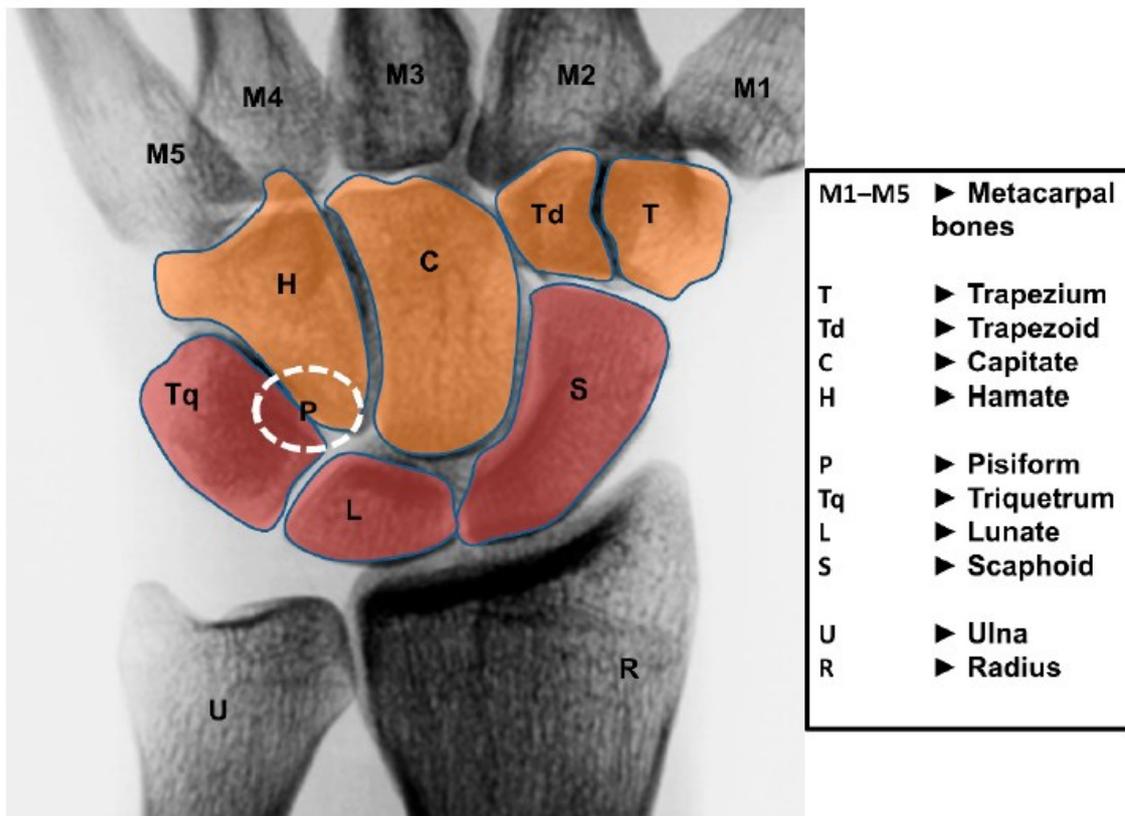


Figura 4 Mostra l'anatomia in posizione di riposo del polso, ovvero quando la mano non risulta in Flesso-estensione, variazione Radio-ulnare o in Prono-supinazione. Indica inoltre nella legenda le ossa del polso. [11].

L'articolazione del polso è composta da otto piccole ossa, le quali si interconnettono tra loro e fungono da ponte tra i cinque metacarpi, che compongono il palmo della mano, e le due ossa dell'avambraccio ovvero Ulna e Radio. L'immagine 4 mostra le ossa del polso: Scafoide, Semilunare, Piramidale, Pisiforme, Uncinato, Capitano, Trapezio e Trapezoide. Queste si dividono in un gruppo di ossa che costituiscono una la fila prossimale del carpo, in rosso (PCR:

proximal carpal row), e un secondo gruppo che costituisce la fila distale, in arancione (DCR: distal carpal row). I movimenti reciproci tra queste fila permettono i movimenti di Flesso-estensione e di Abduzione-adduzione. I movimenti di Prono-supinazione invece si verificano tramite la parziale sovrapposizione dell'Ulna e del Radio.

1.4 Sistema di riferimento

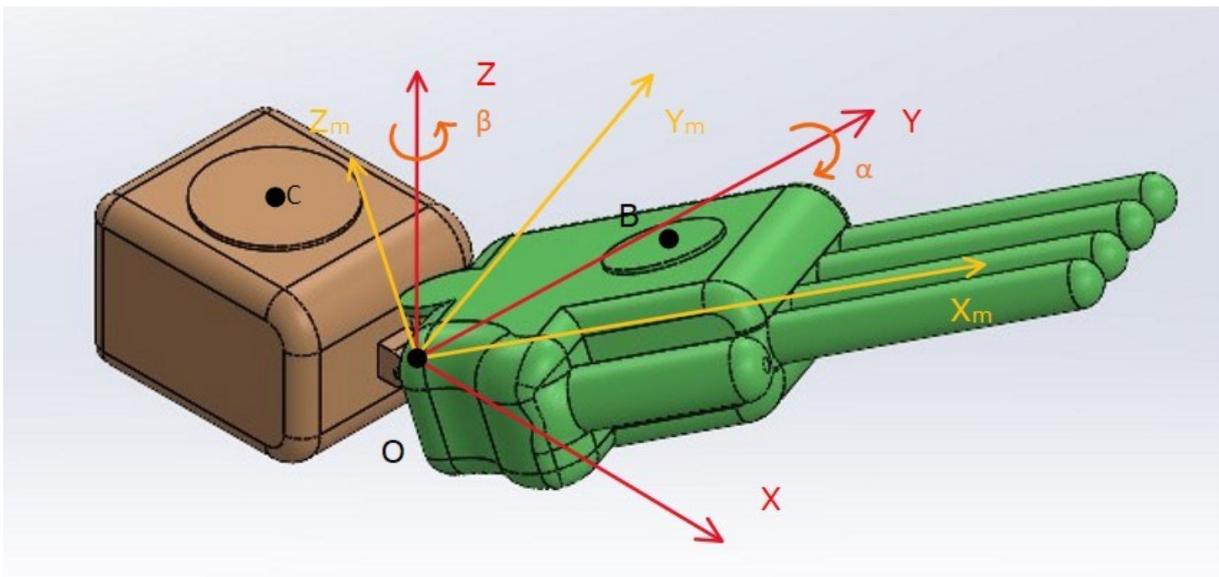


Figura 5 Sistema di riferimento utilizzato in tutto lavoro. [14]

Il sistema di riferimento fisso, evidenziato in rosso, che viene utilizzato ha il suo centro nel punto O che risulta essere il centro del polso. L'asse positivo delle X è orientato distalmente rispetto al centro del polso. L'asse delle Z risulta positivo nel verso uscente dal dorso dell'avambraccio. Infine, l'asse Y risulta definita come terzo asse della terna destrorsa, come mostrato nella figura 9.

Il sistema di riferimento riferito alla mano, evidenziato in giallo, ha sempre centro nel punto O. L'asse delle X risulta coerente con la direzione delle dita in posizione distese. L'asse Z è positivo se uscente dal dorso della mano, la direzione positiva dell'asse Y è quella opposta al pollice prendendo come riferimento la mano sinistra. α è una rotazione attorno a Y, β attorno a Z. L'orientamento del sistema di riferimento mobile è definito dalla combinazione delle due rotazioni secondo l'ordine YZ.

1.4.1 Assi di rotazione

Posizione dell'origine degli assi
di rotazione
Polso non compromesso

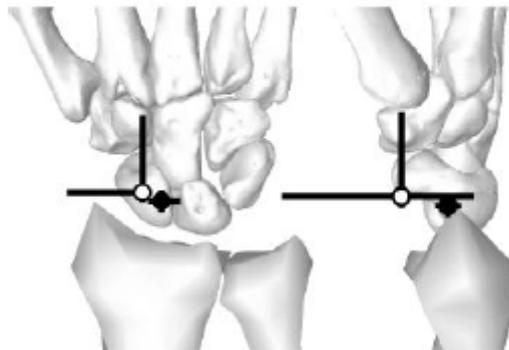


Figura 6 Posizione media dell'origine per l'asse con incertezza.

La figura 6 raffigura gli assi di Flessione-estensione (cerchi pieni) e asse di deviazione radiale-ulnare (cerchi vuoti). Le linee rappresentano l'intervallo interquartile. Questo mostra la diversa posizione degli assi di Flesso-estensione variazione Radio-ulnare da due diverse prospettive, una frontale e una laterale come descritto dall'articolo [12]

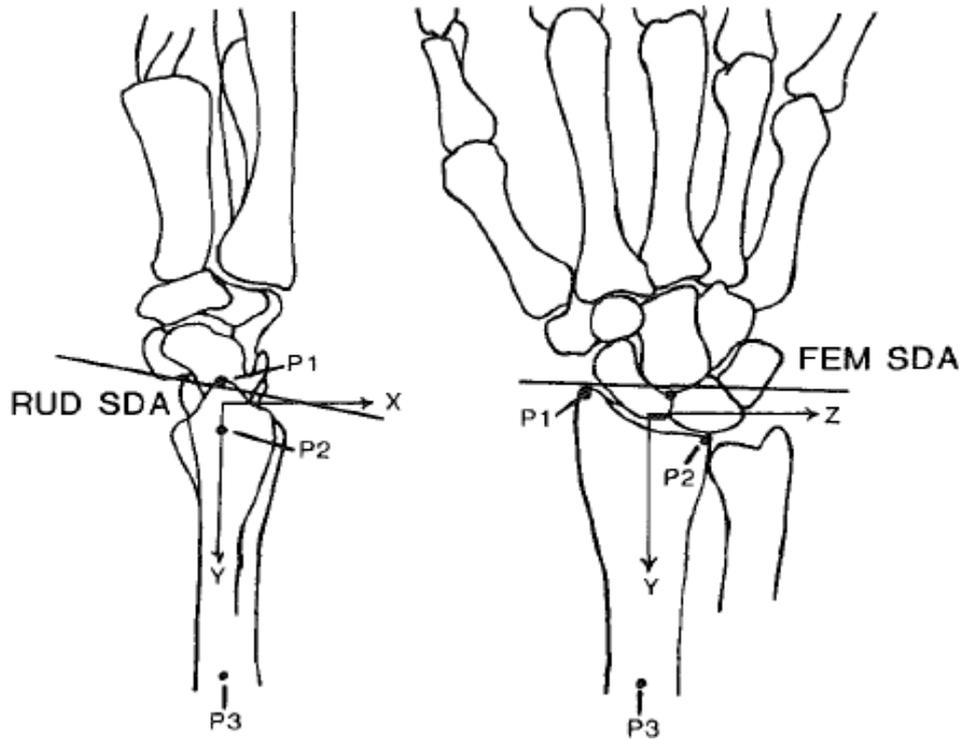


Figura 7 Posizione degli assi di Flesso-estensione variazione Radio-ulnare. Da [13]

Sebbene non sia molto accentuata è presente una discreta distanza tra gli assi di FE e di RUD all'interno dagli articoli letti [13] e [12] come si evince dalle immagini 6 e 7. Occorre, inoltre, considerare anche alcune piccole e non facilmente misurabili variazioni presenti da individuo a individuo. Ciò comporta una complessità non trascurabile. Analizzando a tal proposito i dati forniti dalla ricerca si è calcolato lo spostamento del centro di istantanea rotazione, sia nel caso della Flesso-estensione, sia nel caso della variazione Radio-ulnare allegando di seguito i grafici [15].

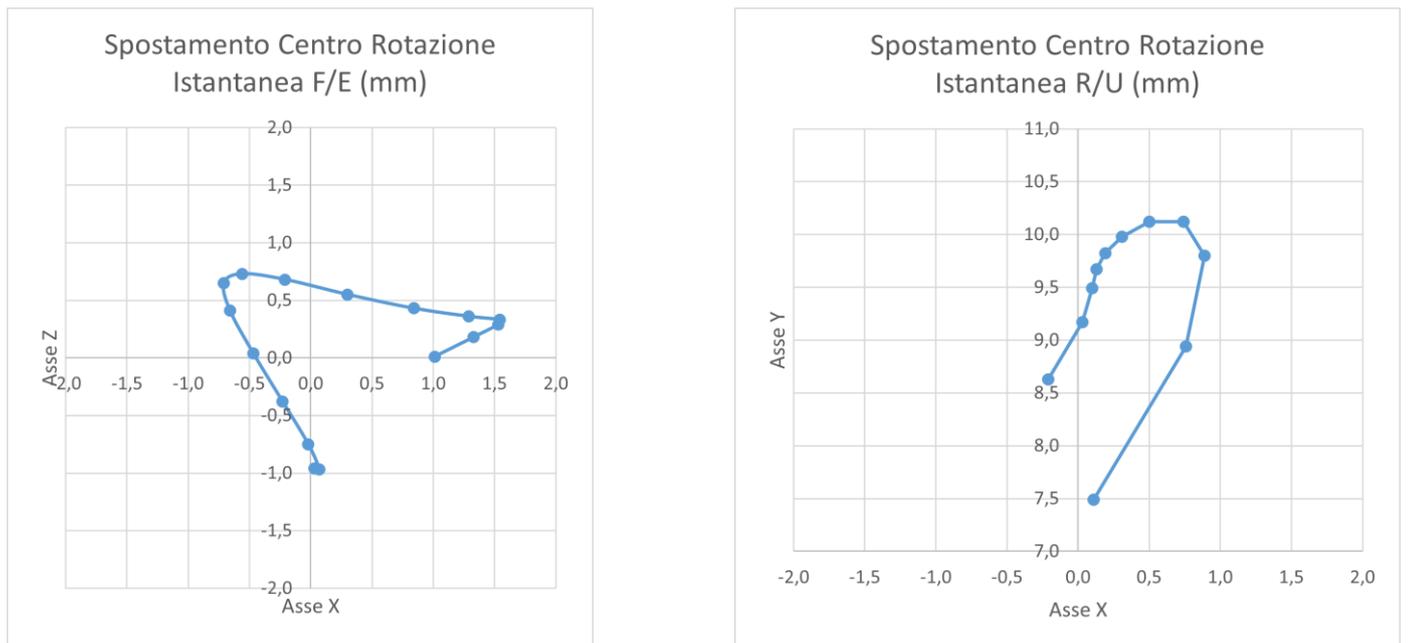


Figura 8 Sono i due grafici che mostrano come, durante il moto, si sposta il centro di istantanea rotazione in caso sia di FE sia di RUD.

Tali grafici sono stati ottenuti tramite l'uso dei dati ottenuti nell'articolo [15]. Questo comporta che durante i movimenti completi, ovvero i movimenti dove sono coinvolti entrambi gli assi, ci sia una complessità non trascurabile.

1.5 Scelta della tipologia del dispositivo

Lo spostamento dei centri di istantanea rotazione, la presenza di assi non coincidenti e, più in generale, la complessità del moto dell'articolazione del polso possono essere affrontati tramite due principali dispositivi:

1. Dispositivi Esoscheletrici: Gli esoscheletri sono dispositivi indossabili progettati per funzionare in parallelo alla struttura muscolo-scheletrica umana. Questi dispositivi replicano le articolazioni del corpo, consentendo un controllo diretto di ciascuna di esse. Di norma, non sono richiesti gradi di libertà aggiuntivi, attivi o passivi, oltre a quelli corrispondenti alle articolazioni. Tuttavia, a causa della complessità

Introduzione

delle articolazioni biologiche rispetto alla semplicità dei giunti meccanici degli esoscheletri, possono essere integrati gradi di libertà supplementari ove necessario, per garantire la sicurezza e prevenire eventuali danni alle articolazioni.

2. Dispositivi End-Effector: I dispositivi EE, End-Effector, sono meccanismi indipendenti dalla catena muscolo-scheletrica, connessi alla stessa unicamente tramite l'elemento più distale, da cui deriva il termine End-Effector. Questo implica che non si controllano direttamente tutte le articolazioni coinvolte, ma si applicano movimenti o forze direttamente sull'elemento distale, mentre il resto della struttura si adatta automaticamente. Di conseguenza, non è necessario aggiungere ulteriori gradi di libertà, a patto che lo spazio operativo del dispositivo comprenda quello dell'elemento distale. Tuttavia, è fondamentale gestire con precisione il comportamento dell'EE per evitare configurazioni o forze inadeguate.

Si è scelto di utilizzare il secondo metodo per non introdurre gradi di libertà passivi.

1.6 Requisiti dell'End-Effector

Dopo aver presentato e analizzato le principali problematiche e complessità presenti, si è deciso di stilare un elenco dei requisiti primari necessari affinché questo dispositivo possa essere considerato funzionale.

- Coppia:

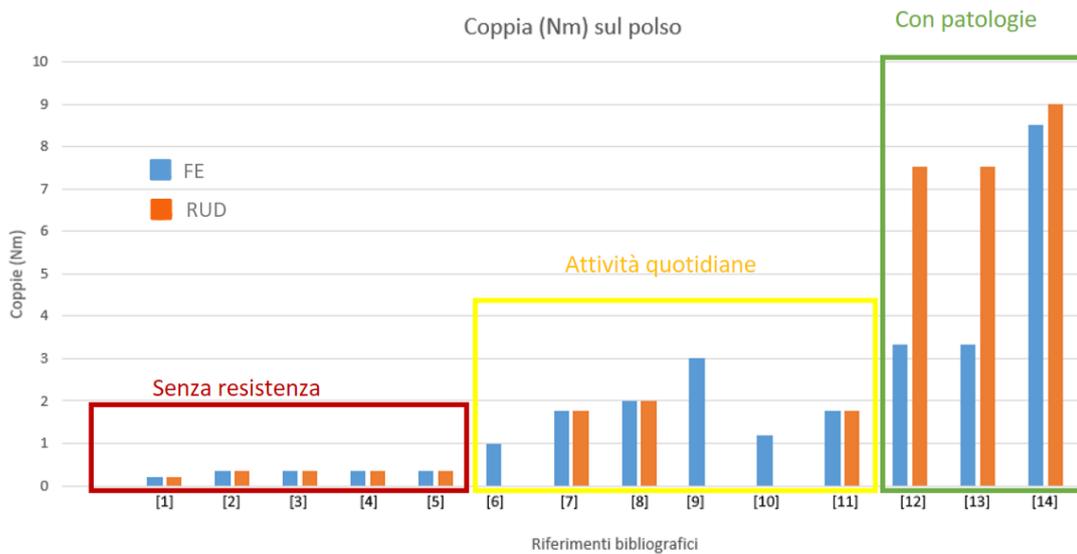


Figura 9 Raccolta e classificazione delle coppie provenienti da 14 articoli scientifici.

Come mostrato dalla figura 8 i requisiti in termini di coppia che un dispositivo deve avere possono essere ricondotti a tre diverse fasce.

- Fascia **rossa**: Da 0 Nm fino a circa 0.35 Nm. Qui si trovano i valori necessari per muovere la mano senza la presenza di alcun valore resistivo, sia esso generato da patologie, sia da un'attività volontaria del polso.
- Fascia **gialla**: Da 1 Nm fino a 3 Nm. Rientrano all'interno di questa fascia i valori medi necessari per lo svolgimento delle attività della vita quotidiana. Questa rappresenta la fascia di interesse per questo dispositivo.
- Fascia **verde**: Da circa 3 Nm fino a 9 Nm. Qui sono presenti le coppie necessaria per muovere l'articolazione del polso in presenza di patologie che riguardano la muscolatura. In particolare, patologie che prevedono la tetanizzazione dei muscoli

Introduzione

dell'articolazione. Ciò comporta e spiega la presenza di coppie così alte. Non vi è interesse in questa particolare fascia.

Analizzando i risultati sopra citati si può affermare che i range del dispositivo devono essere:

	Coppia min necessaria per muovere il polso senza resistenze	Coppia Max necessaria per muovere il polso senza resistenze
FE	0.35 Nm	3 Nm
RUD	0.35 Nm	3 Nm

- Campo di moto:

Si fa riferimento alle figure 2 e 3 dove viene mostrata la ricerca bibliografica riguardo i campi di moto. Di seguito si mostra il risultato di questa ricerca ottenuta tramite l'analisi degli articoli [3], [6], [7], [8], [9], [10].

	Media ADL forniti dal polso sano	Media range dei dispositivi
FE	126°	131°
RUD	54°	75°

Si può notare, analizzando i dati appena mostrati, che i range medi forniti dai dispositivi tendono ad essere di poco superiori a quelli garantiti da un polso sano.

- Indossabilità e praticità:

Per rispettare questo requisito occorre ridurre sia le dimensioni sia il peso che grava sul polso. Occorre inoltre diminuire il più possibile l'ingombro prodotto dal dispositivo. Di seguito si analizzano questi tre aspetti separatamente:

- Riduzione delle dimensioni: Occorre ridurre le dimensioni del dispositivo al fine di diminuire l'ingombro e aumentare il confort nel suo utilizzo. Inoltre, se il dispositivo dovesse risultare troppo

Introduzione

ingombrante, potrebbe ostacolare i movimenti riducendo il workspace effettivo.

- Riduzione del peso: Ridurre il peso del dispositivo è estremamente importante, specialmente per questo tipo di dispositivo. Risulta, infatti, estremamente scomodo e talvolta dannoso avere un elemento accessorio sul polso eccessivamente pesante per via della leva che si viene a generare considerando il braccio.
- Le modalità di utilizzo:
Per effettuare una corretta ed efficace riabilitazione occorre poter usare almeno due tipologie di approcci. Questa tesi è suffragata da [14]:
 - Approccio attivo: Tale approccio consiste nell'applicare una coppia o una forza al polso allo scopo di muoverlo. Questo serve per riabituarne l'articolazione al movimento ed a riacquistare la mobilità del polso.
 - Approccio passivo: Tale approccio consiste nel far muovere la mano del paziente mentre si oppone una resistenza programmabile. Questo compito può essere svolto sia da un riabilitatore che da un dispositivo. Questo ha lo scopo di allenare la muscolatura dell'articolazione e permettere al paziente di riottenere forza per le attività quotidiane.

2 Presentazione del meccanismo

In questo capitolo si vuole affrontare il tema del dispositivo sviluppato.

2.1 Stato dell'arte

In questo paragrafo si vogliono analizzare alcuni esoscheletri ed End-Effector presenti in letteratura cercando di elencare vantaggi e svantaggi di ognuno:

- Il dispositivo chiamato *HandTutorTM* [15] è un riabilitatore progettato per migliorare la funzione del polso nei pazienti post-ictus. Il HandTutorTM basa la riabilitazione su un sistema a feedback visivo e sensoriale che stimola i movimenti della mano, facilitando il recupero della mobilità attraverso esercizi specifici.

Vantaggi:

1. **Efficacia nella riabilitazione:** La combinazione del *dispositivo* con la terapia tradizionale ha mostrato miglioramenti significativi in test di funzionalità manuale, come il test di Fugl-Meyer e il test Box and Blocks, rispetto ai pazienti che ricevevano solo la terapia convenzionale.
2. **Personalizzazione:** Il dispositivo offre una riabilitazione personalizzata. Adatta, infatti, il livello di difficoltà degli esercizi al progresso del paziente, il che lo rende ottimo per le varie fasi della riabilitazione.
3. **Feedback immediato:** la motivazione del paziente viene enfatizzata tramite il feedback diretto e ciò facilita l'apprendimento motorio, migliorando l'efficacia della riabilitazione.
4. **Facilità d'uso:** Grazie al design intuitivo, è relativamente facile da usare anche per pazienti che non hanno familiarità con la tecnologia.

Svantaggi:

1. **Costo elevato:** Il *HandTutorTM* risulta essere costoso, il che potrebbe limitarne l'accessibilità.
2. **Necessità di supervisione:** Sebbene il dispositivo fornisca esercizi autonomi, è necessaria una supervisione da parte di personale specializzato per monitorare l'uso corretto e per evitare

sovraccarichi o movimenti scorretti che potrebbero causare danni ai pazienti.

3. **Limitazioni nell'adattamento a tutte le condizioni:** Nonostante i miglioramenti, l'efficacia del dispositivo può variare a seconda della gravità del danno neurologico e delle caratteristiche individuali del paziente.
4. **Dipendenza dalla tecnologia:** L'uso continuo del dispositivo potrebbe portare a una dipendenza tecnologica, riducendo la motivazione del paziente a eseguire esercizi fisici senza il supporto del *HandTutorTM*.

In generale, il *HandTutorTM* rappresenta un valido supporto nella riabilitazione della mano post-ictus, ma deve essere utilizzato come complemento alla terapia tradizionale e non come sostituto completo.

- Si descrive un esoscheletro robotico morbido pneumatico progettato per la riabilitazione della mano e del polso nei pazienti con disabilità neurologiche. Questo dispositivo cerca di fornire movimenti coordinati tra la mano e il polso, che sono cruciali per il recupero delle funzioni motorie fini, fondamentali nelle attività della vita quotidiana [16].

Vantaggi:

1. **Assistenza coordinata:** Il dispositivo offre movimenti sincronizzati delle articolazioni della mano, ovvero le dita, e del polso, un aspetto poco sviluppato nei dispositivi esistenti, che spesso si concentrano solo su una delle due articolazioni.
2. **Controllo basato su feedback:** Utilizza un sistema di controllo basato su un regolatore PD (Proporzionale-Derivativo), che assicura che il dispositivo raggiunga le traiettorie angolari e le velocità desiderate, adattandosi così a diversi livelli di disabilità.
3. **Flessibilità nei livelli di assistenza:** è stato progettato per avere due modalità di utilizzo: assistenza completa e assistenza parziale, per adattarsi a vari gradi di disabilità, permettendo un uso personalizzato.

Svantaggi:

1. **Rilevante necessità di personalizzazione:** la limitata versatilità del dispositivo potrebbe richiedere ulteriori studi a riguardo, specialmente per pazienti con condizioni di disabilità molto differenti.

In sintesi, l'esoscheletro pneumatico descritto nell'articolo rappresenta un importante passo avanti nella riabilitazione neurologica per il recupero delle funzioni della mano e del polso, sebbene sia ancora in fase di sviluppo e richieda ottimizzazioni per garantire la massima efficienza in scenari diversi.

- Il dispositivo ALEx Arm (Arm Light Exoskeleton) [43] è un esoscheletro progettato per la riabilitazione dell'arto superiore, sviluppato da Wearable Robotics. Ha sei gradi di libertà (DOF), ottenuti tramite quattro articolazioni attive e sensorizzate per spalla e gomito, insieme a due articolazioni passive per il polso e l'avambraccio. La configurazione del dispositivo consente di coprire circa il 92% dell'area di movimento naturale del braccio, assistendo il paziente durante attività quotidiane come vestirsi, mangiare e lavarsi.

Vantaggi:

1. **Design ergonomico e adattabilità:** ALEx Arm è progettato per essere facilmente indossato e adattato alle diverse dimensioni corporee, riducendo il tempo e gli sforzi richiesti per l'adeguamento al paziente.
2. **Tecnologia avanzata:** Il sistema è dotato di sensori di posizione che rilevano anche le minime intenzioni di movimento, permettendo di adattare il livello di assistenza in tempo reale a seconda delle necessità del paziente.
3. **Riabilitazione bilaterale:** Può essere utilizzato per trattare entrambi gli arti superiori contemporaneamente, rendendolo adatto a pazienti con disabilità motorie sia su un lato del corpo sia bilaterale.
4. **Facilità di utilizzo:** Grazie alla funzione "Start & Play", il dispositivo non richiede complessi processi di calibrazione ed è pronto all'uso subito dopo l'accensione.

5. **Monitoraggio e report automatici:** Il sistema include funzionalità per monitorare il progresso del trattamento e generare report automatici, migliorando la gestione della terapia.

Svantaggi:

1. **Peso del dispositivo:** Il dispositivo complessivo pesa circa 160 kg, il che limita la portabilità e la facilità di spostamento tra diverse sedi di trattamento.
2. **Costo:** Come molti dispositivi avanzati di riabilitazione, ALEx Arm potrebbe essere costoso, rendendo la sua disponibilità limitata a strutture cliniche e ospedali.
3. **Restrizioni per l'uso:** Nonostante l'innovativo design, l'esoscheletro potrebbe non essere pratico o conveniente per l'uso domiciliare, principalmente a causa delle sue dimensioni e del peso.

- L'esoscheletro per il polso sviluppato da Higuma, Kiguchi e Arata è un dispositivo con due gradi di libertà (DOF) [44] che sfrutta una struttura a lame a molla multiple per garantire supporto durante i movimenti riabilitativi del polso, mantenendo una forma compatta e a basso profilo.

Vantaggi:

- **Leggerezza e compattezza:** ideale per non ostacolare il movimento naturale.
- **Comfort migliorato:** grazie alla struttura elastica delle molle, fornisce un supporto morbido e flessibile.

Svantaggi:

- **Supporto limitato nei movimenti complessi:** adatto solo a movimenti di base.
- **Possibile necessità di miglioramento:** non si adatta a varie esigenze riabilitative.

Questo esoscheletro rappresenta una soluzione promettente, anche se ancora in fase di ottimizzazione.

2.2 Schema funzionale dell'End-Effector

Sono presenti numerose possibili architetture all'interno della letteratura, ognuna con i propri vantaggi e svantaggi. Un tratto comune di moltissimi dispositivi è il fatto che si cerca di compensare lo spostamento degli assi introducendo gradi di libertà aggiuntivi di tipo passivo. Alcuni esempi di questo sono presenti negli articoli [15], [16], [17], [18], [19], [20]. Partendo da questi articoli è stato sviluppato il dispositivo presentato in questa tesi. Di seguito, nella figura 10 si presenta il suo schema.

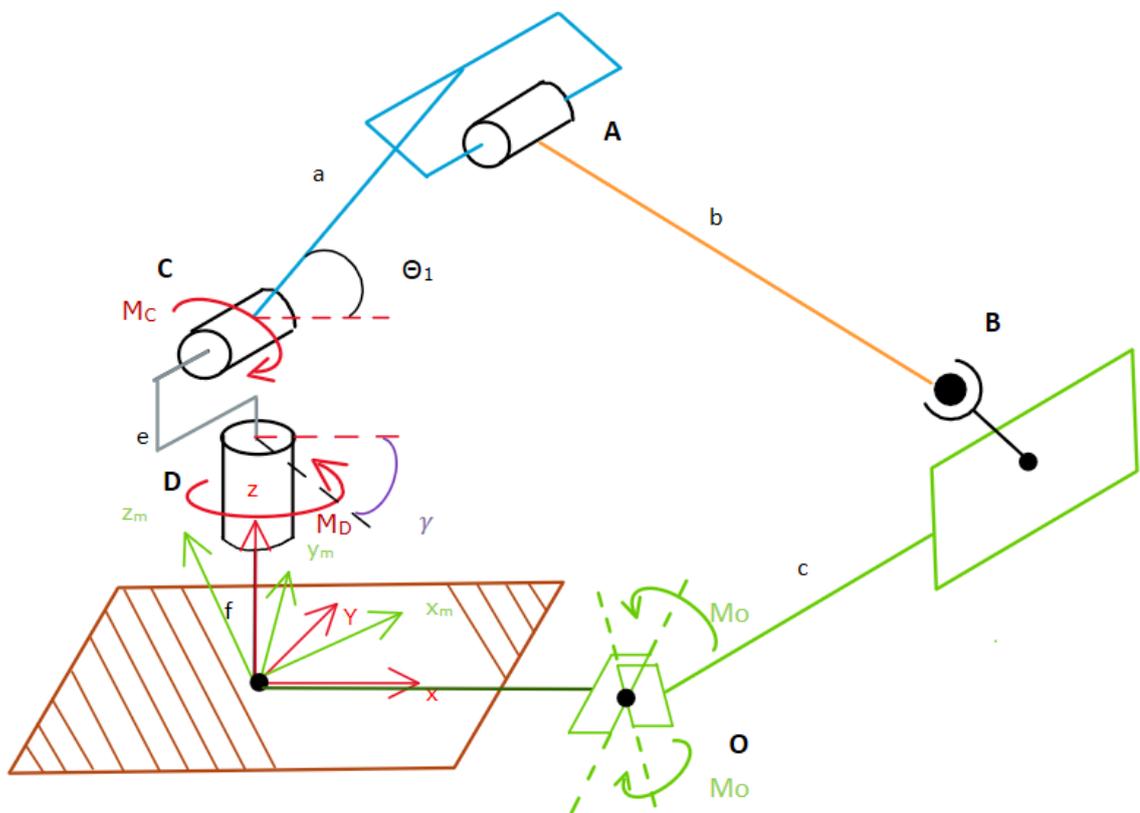


Figura 10 Mostra lo schema del dispositivo

Analisi nel dettaglio della figura 10:

- L'area tratteggiata evidenziata in marrone rappresenta il telaio. Allo stesso tempo è una raffigurazione della parte distale dell'avambraccio. In particolare, simboleggia il vincolo tra il dispositivo e l'avambraccio stesso.
- Sono presenti i due sistemi di riferimento mostrati nel capitolo 1.6.1.

Presentazione del meccanismo

- Il punto O, rappresentato come un giunto universale, è la raffigurazione semplificata del centro del polso.
- L'elemento in verde rappresenta la mano.
- Il giunto sferico B rappresenta il punto di connessione tra l'End-Effector e il dorso della mano stessa.
- Il giunto D risulta essere uno dei due giunti attivi. Esso ruota attorno all'asse Z ed è controllato tramite l'angolo γ in viola. È il giunto che si occupa di governare la variazione Radio-ulnare tramite cavi Bowden e una puleggia.
- Il giunto C risulta essere l'altro giunto attivo. Esso ruota attorno all'asse Ym ed è controllato tramite l'angolo θ in nero. È il giunto che si occupa di governare la Flesso-estensione tramite cavi Bowden e una puleggia.
- Il giunto A è un giunto ad un solo grado di libertà passivo.
- Il segmento "e" in grigio funge da collegamento tra i giunti D e C
- Il segmento "a" in azzurro funge da collegamento tra i giunti C e B
- Il segmento "b" in arancione funge da tirante. Collega i giunti A e B
- Il segmento "c" rappresenta il collegamento tra il punto sul dorso della mano dove si collega il dispositivo con il polso.

2.2.1 Posizione degli effettori e degli attuatori:

Si scelto di posizionare gli effettori, ovvero le due pulegge, sul polso nella posizione più distale possibile, ovvero molto vicino all'articolazione stessa, figura 10 punti D e C. Gli attuatori, invece, vengono delocalizzati e posizionati in una punto che non causa disagio come, ad esempio, il braccio. Questo permette di ridurre le dimensioni del dispositivo, il suo peso e, inoltre, permette di ridurre anche l'inerzia. Ciò ha il vantaggio di essere coerente con il movimento di Prono-supinazione poiché il movimento è generato dalla parziale sovrapposizione di Ulna e Radio, di conseguenza avere il dispositivo nella zona distale del polso permette di avere una buona coerenza anche con questo movimento.

Presentazione del meccanismo

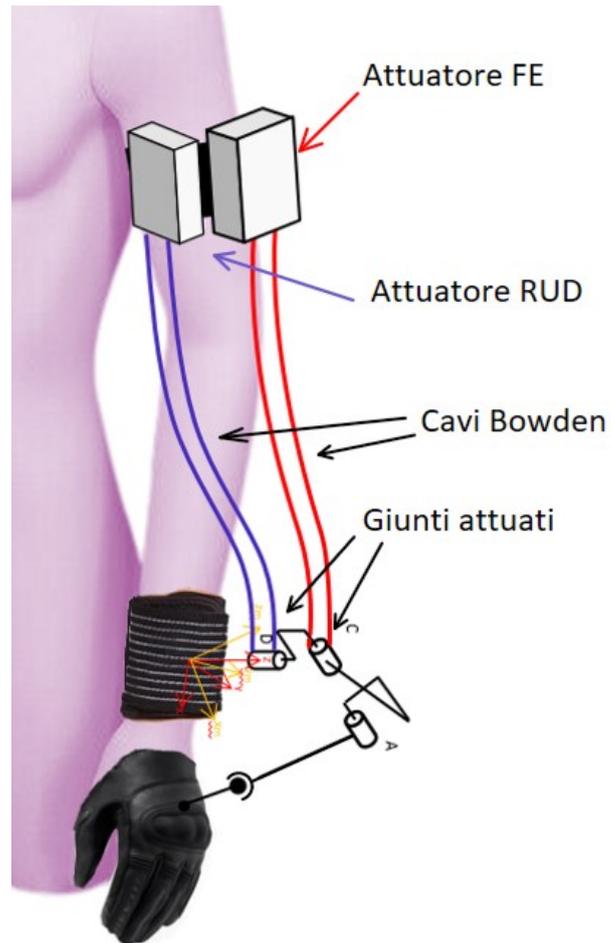


Figura 11 Mostra il dispositivo, i cavi Bowden e una possibile collocazione degli attuatori.

2.3 Campi di moto

Uno degli elementi fondamentali per il dispositivo sono i campi di moto. Infatti, per essere davvero funzionante occorre verificare che i campi di moto del dispositivo stesso contengano le traiettorie che la mano può avere.

In questo senso è opportuno dividere l'analisi in due parti, una dedicata alla Flesso-estensione e l'altra alla variazione Radio-ulnare. Per fare ciò è stato necessario analizzare il dispositivo su due piani diversi: nel caso della Flesso-estensione si è proiettato il dispositivo sul piano XZ mentre per la variazione Radio-ulnare sul piano XY.

2.3.1 Campo di moto nella Flesso-estensione

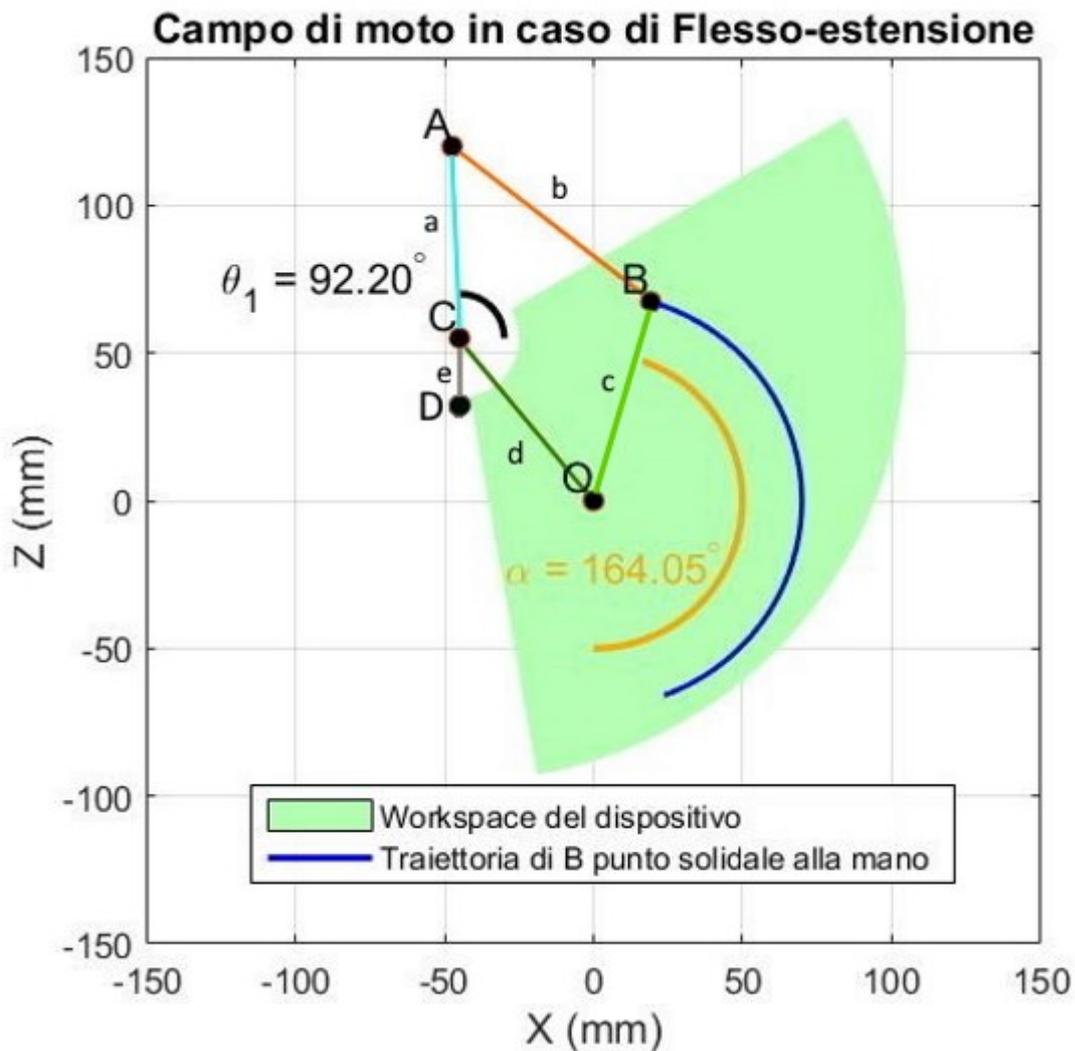


Figura 12 Rappresentazione del workspace del dispositivo nella Flesso-estensione.

Presentazione del meccanismo

La figura 12 mostra, in modo schematicizzato, il dispositivo sul piano XZ. Il segmento OB in verde chiaro rappresenta la mano, il punto B è il punto di congiunzione tra dorso della mano e dispositivo. Il punto O rappresenta il polso e il punto D il punto di collegamento tra il dispositivo e l'avambraccio. Per facilitare i calcoli si è voluto approssimare il meccanismo ad un quadrilatero articolato considerando i punti C e O fissi. Si può facilmente notare che la traiettoria semplificata della mano è completamente contenuta all'interno del workspace del dispositivo così progettato.

Sono inoltre visibili gli angoli θ_1 che è l'angolo con il quale si controlla la FE, e l'angolo α .

Questo ultimo angolo non rappresenta direttamente la FE:

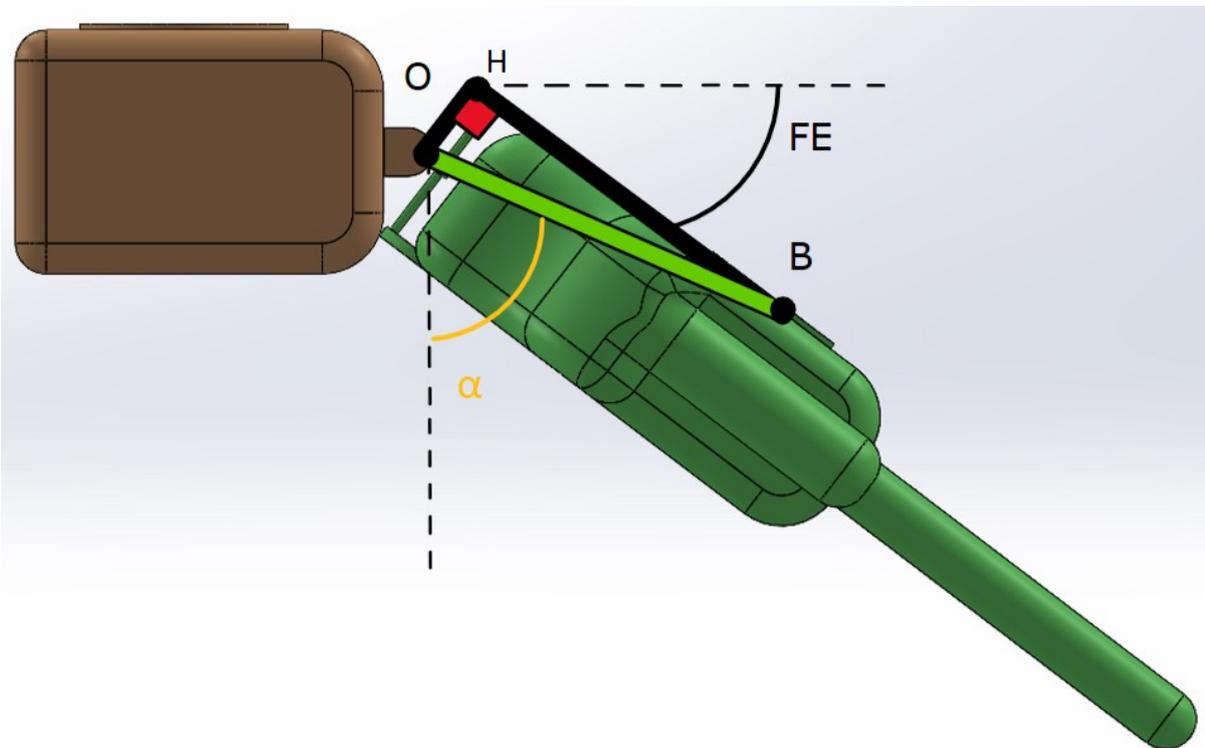


Figura 13 raffigurazione semplificata che lega gli angoli di FE con α .

Come mostrato dalla figura 13, si devono distinguere il segmento OB e il HB. Quest'ultimo rappresenta effettivamente il dorso della mano mentre OB è il punto di congiunzione tra B e il centro del polso O. Di conseguenza, la FE è l'angolo tra HB e l'orizzontale, mentre α si misura tra OB e la verticale. Nella figura occorre sottolineare che l'angolo di FE è negativo poiché si è in presenza di una flessione come mostrato nell'immagine 12. Essendo tuttavia il triangolo HBO rigido, in

quanto si può affermare che la mano non si deforma durante la riabilitazione, si può facilmente ricavare la relazione che lega la FE e l'angolo α :

$$\alpha = FE + \pi/2 + \text{atan}\left(\frac{OH}{OB}\right)$$

2.3.2 Campo di moto nella variazione Radio-ulnare

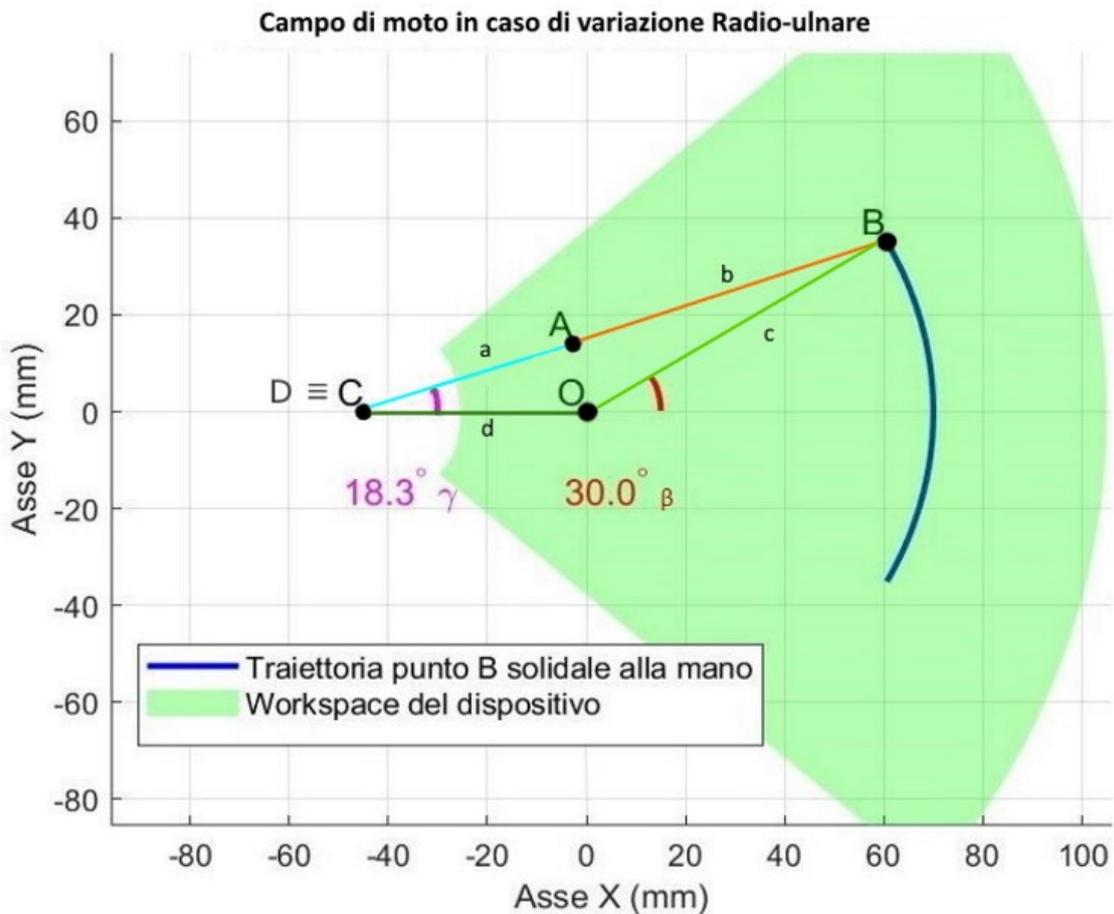


Figura 14 Rappresentazione del workspace del dispositivo nella variazione Radio-ulnare.

La figura 14 mostra, in modo schematicizzato, il dispositivo sul piano XY. Il segmento OB in verde chiaro rappresenta la mano, il punto B è il punto di congiunzione tra dorso della mano e dispositivo. O rappresenta il polso e D il punto di collegamento tra il dispositivo e l'avambraccio. Si può facilmente notare che la traiettoria semplificata della mano è completamente contenuta all'interno del workspace del dispositivo così progettato.

Nel caso della RUD occorre però sottolineare che è asimmetrica. Perciò, il dispositivo è stato progettato per avere un workspace simmetrico. In questo modo è possibile cambiare mano senza arrecare alcuna problematica.

2.4 Cinematica

2.4.1 Struttura cinematica

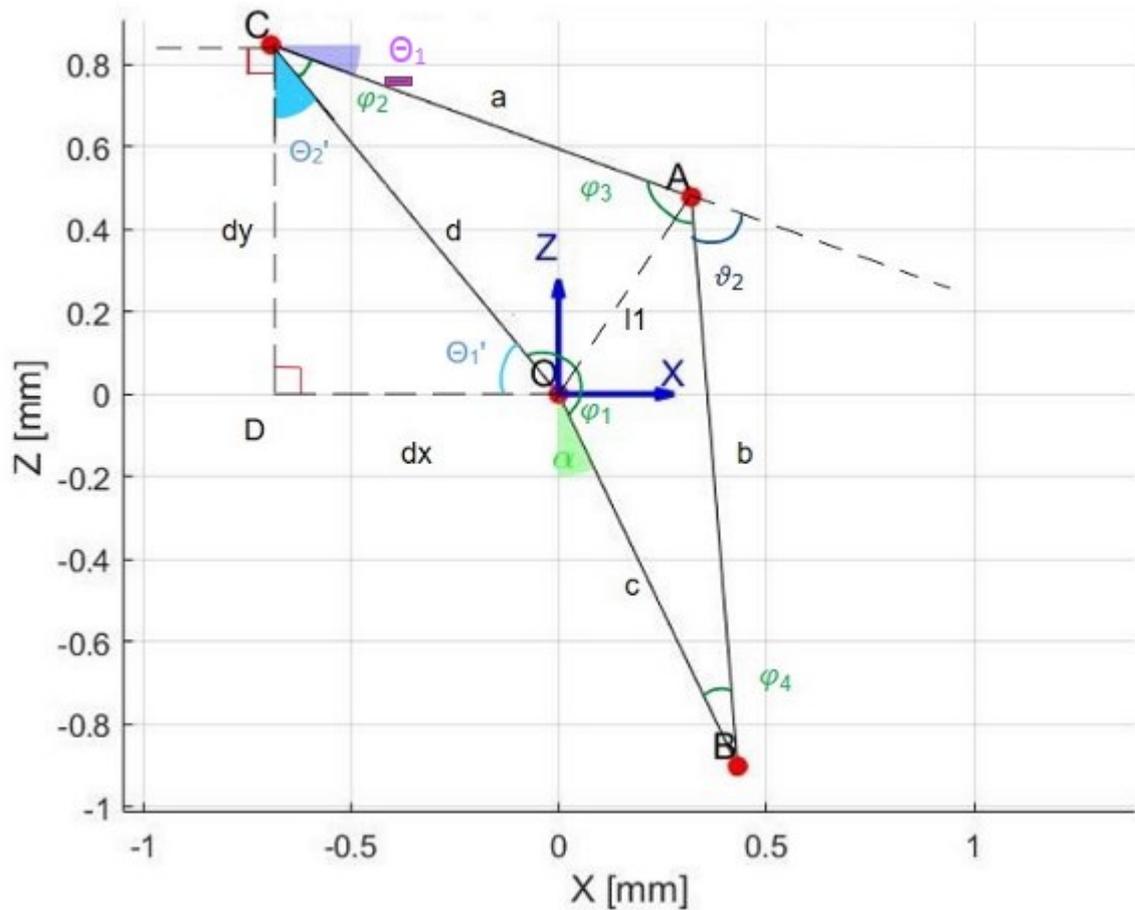


Figura 15 Schema cinematico della FE.

Analisi della figura 15: Questa figura mostra tutti gli elementi utilizzati per il calcolo della cinematica diretta ed inversa. I punti A, B, C, O sono gli stessi della figura 10, solo in posizione di completa flessione della mano. Considerando invece dx e dy questi sono rispettivamente la proiezione del segmento "d" sull'asse X e sull'asse Z e sono stati misurati basandomi sulle dimensioni della mia fisionomia. Le misure considerate sono: $OB=65$ mm, la lunghezza della mano complessiva è di 90 mm (asse X), la larghezza dalla mano è di 80 mm (asse Y) e la profondità della mano è di 30 mm (asse Z). Considerando, per costruzione, il triangolo CDO

rettangolo. Gli angoli $\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3, \varphi_4$ sono gli angoli interni del quadrilatero. L'angolo α è quello tra il segmento OB e la verticale. Il segmento l1 è quello che collega il punto O al punto A. O è il centro ideale del polso nel caso di Flesso-estensione, C è il punto di appoggio di tutta la struttura sulla zona distale del polso. L'angolo ϑ_1 è quello controllato della puleggia che genera il moto di Flesso-estensione. L'angolo α è sempre positivo ed è l'angolo tra la verticale e il segmento c che collega il centro del polso con il punto di azione dell'end-effector sul dorso della mano.

Di seguito si propongono le formule che hanno permesso di ricavare tutti i valori degli elementi mostrati. Per risolvere le equazioni si definiscono i valori di:

$$\vartheta'_1 = \tan^{-1}\left(\frac{dy}{dx}\right) = 50,71^\circ \quad (1)$$

$$\vartheta'_2 = 180^\circ - 90^\circ - \vartheta'_1 = 39,29^\circ \quad (2)$$

$$\varphi_2 = 360^\circ - 90^\circ - \vartheta'_2 - \vartheta_1 \quad (3)$$

$$\alpha = FE + \pi/2 + \text{atan}\left(\frac{OH}{OB}\right) \quad (4)$$

$$\varphi_1 = 360^\circ - \vartheta'_1 - 90 - \alpha \quad (5)$$

$$l_1 = \sqrt{-2 \cdot d \cdot \cos(\varphi_2) + d^2 + a^2} \quad (6)$$

$$\varphi_3 = 17^\circ - FE + \vartheta_1 - \cos^{-1}\left(\frac{c^2 + b^2 - l_1^2}{2 \cdot c \cdot b}\right) \quad (7)$$

$$\varphi_4 = \cos^{-1}\left(\frac{c^2 + b^2 - l_1^2}{2 \cdot c \cdot b}\right) \quad (8)$$

$$\vartheta_2 = 108^\circ - FE + \vartheta_1 - \cos^{-1}\left(\frac{c^2 + b^2 - l_1^2}{2 \cdot c \cdot b}\right) \quad (10)$$

Per scrivere queste equazioni si è utilizzato:

- Il teorema del coseno e quello del seno, in particolare per calcolare φ_4 e l_1
- La trigonometria, in particolare per l'utilizzo degli angoli interni di triangoli e quadrilateri.

In questo modo è stato possibile ricavare l'equazione che lega il valore di Flesso-estensione richiesto con il valore di ϑ_1 da imporre in input:

$$\alpha = \sin^{-1}\left(\frac{\text{acos}(\vartheta_1 - 180^\circ) + b \cos\left(108^\circ - FE + 2\vartheta_1 - \cos^{-1}\left(\frac{c^2 + b^2 - l_1^2}{2 \cdot c \cdot b}\right)\right)}{c}\right) \quad (11)$$

Come mostrato sopra, partendo dai dati noti, cioè ϑ'_1 e l'angolo di Flesso-estensione desiderato, si ricavano tutti gli angoli interni e ϑ_2 del quadrilatero articolato. Era di

particolare interesse misurare l'angolo α , legato all'inclinazione della mano, e l'angolo di input ϑ_1 dipendete da α .

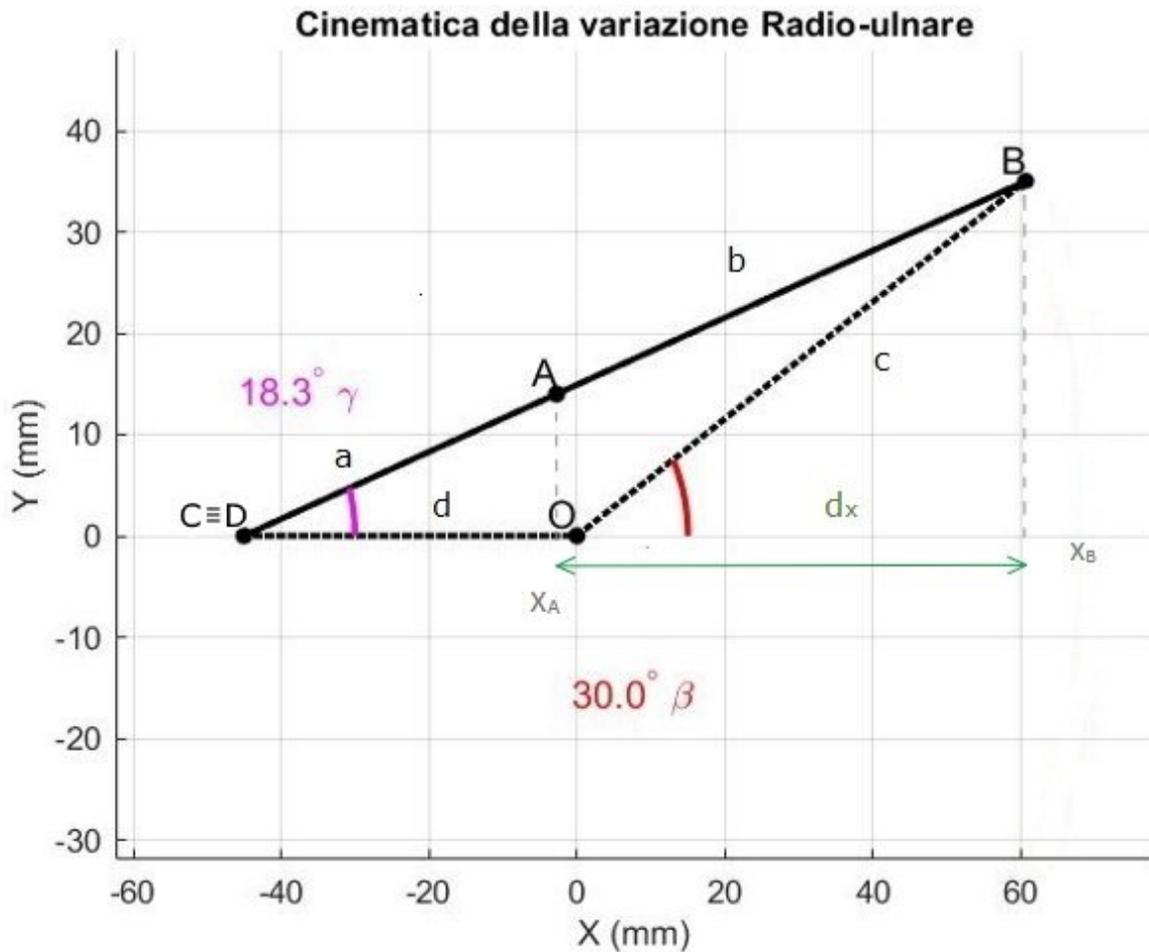


Figura 16 Cinematica nel caso della RUD.

La figura 17 mostra dall'alto il dispositivo. I segmenti "d" e "c" sono ad un valore di Z minore dei segmenti "a" e "b", per questo motivo risultano tratteggiati. L'angolo γ è quello controllato dalla puleggia che si occupa della RUD mentre l'angolo β è l'effettivo angolo di Variazione Radio-ulnare della mano.

Per quanto riguarda l'equazione:

$$\beta = \cos^{-1} \left(\frac{(a+b) \cdot \cos \gamma - d}{c} \right) \quad (12)$$

2.4.2 Studio ed analisi di input e output

In questo caso occorre dividere lo studio sia per la FE sia per la RUD, analizzando i seguenti grafici:

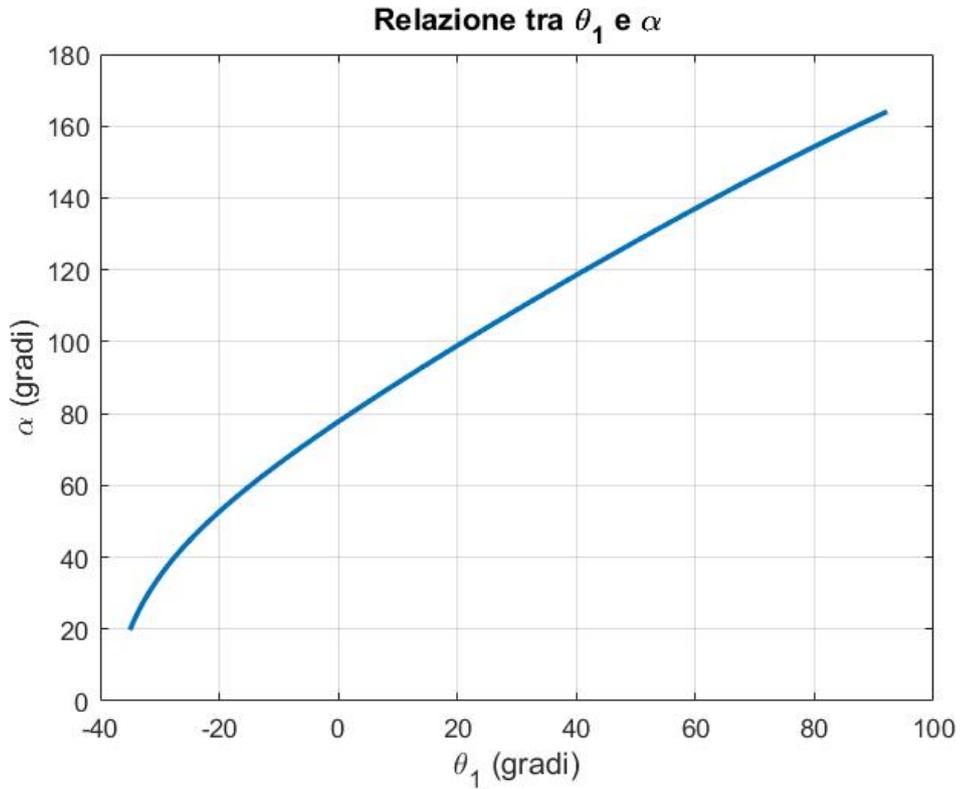


Figura 17 Grafico nel caso della FE che mostra il valore di α al variare di θ_1

Analizzando il seguente grafico si ha una discreta linearità. Ricordando che valori negativi di θ_1 implicano mano in Flessione, si può sottolineare che con la mano in completa Flessione il meccanismo si avvicina alla singolarità. Questo spiega la tendenza della retta a flettersi verso valori tendenti a 0 di θ_1 .

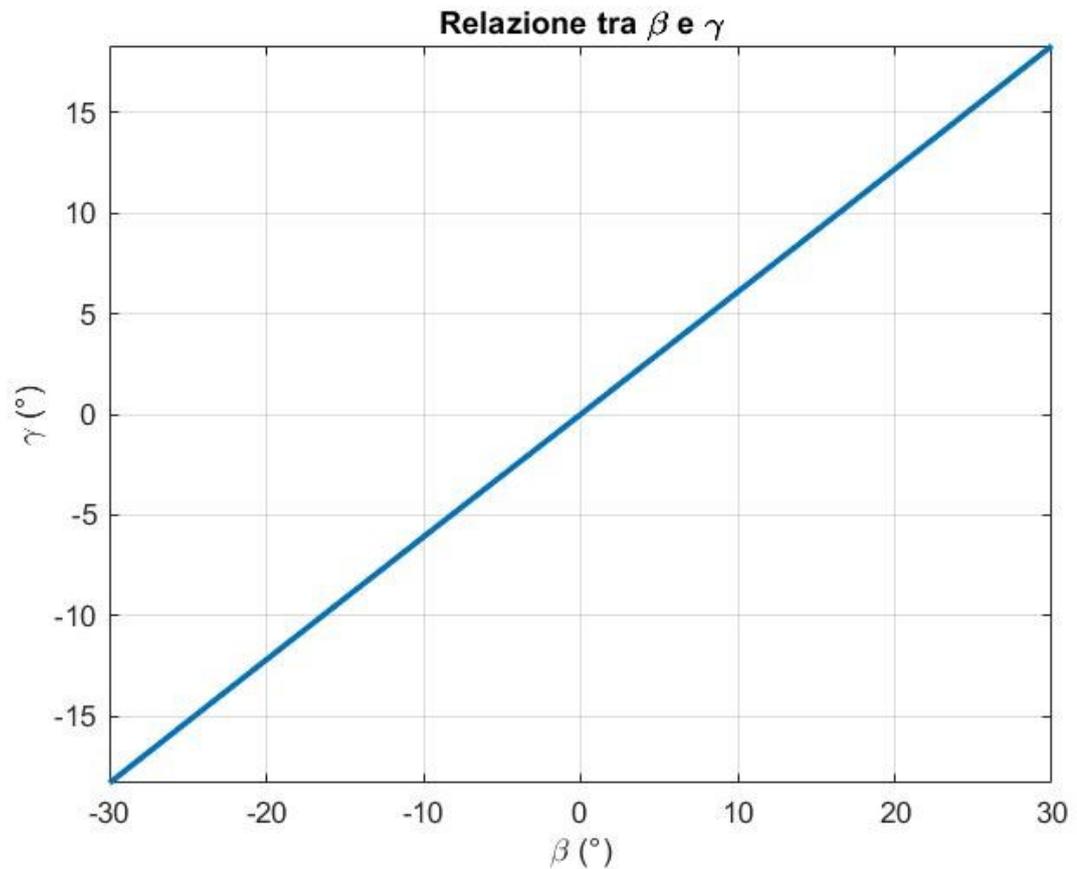


Figura 18 Grafico nel caso della RUD che mostra il valore di γ al variare di β

Al contrario del caso della FE, nel caso seguente si può approssimare una linearità.

2.4.3 Lo studio del rapporto di trasmissione

Per quanto riguarda lo studio del rapporto di trasmissione, esattamente come in precedenza, si analizza separatamente il caso della FE e della RUD tramite l'ausilio di due grafici. Per ricavare i grafici è stato studiato il rapporto tra le velocità degli angoli di ingresso e di uscita.

Presentazione del meccanismo

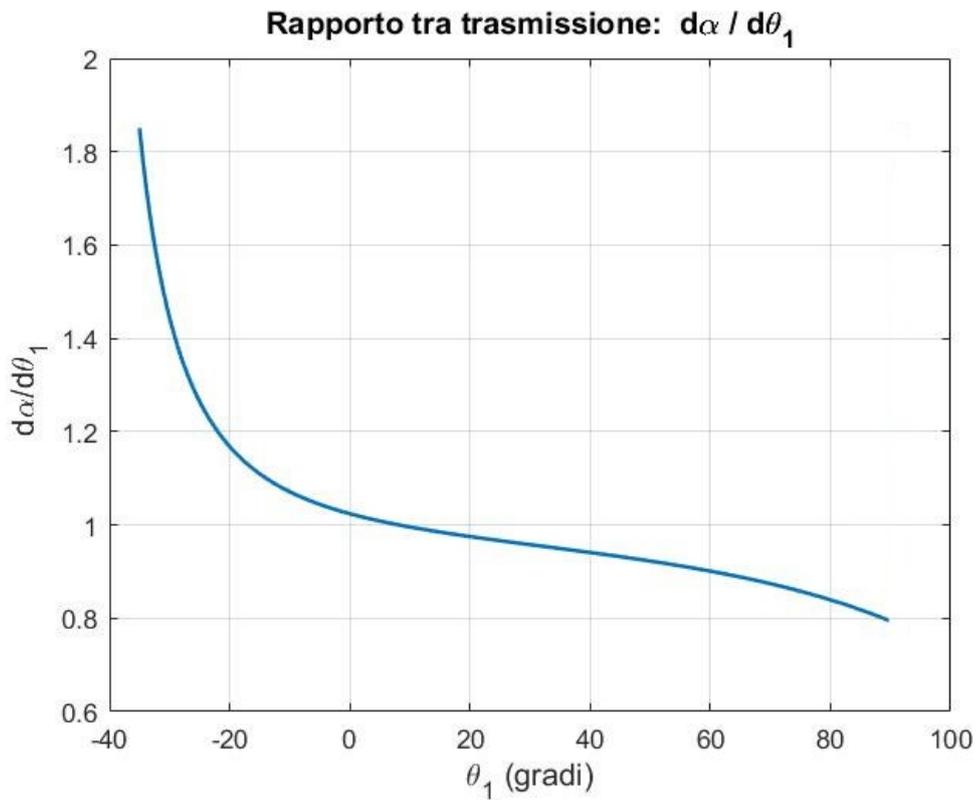


Figura 19 rapporto di trasmissione nel caso della FE

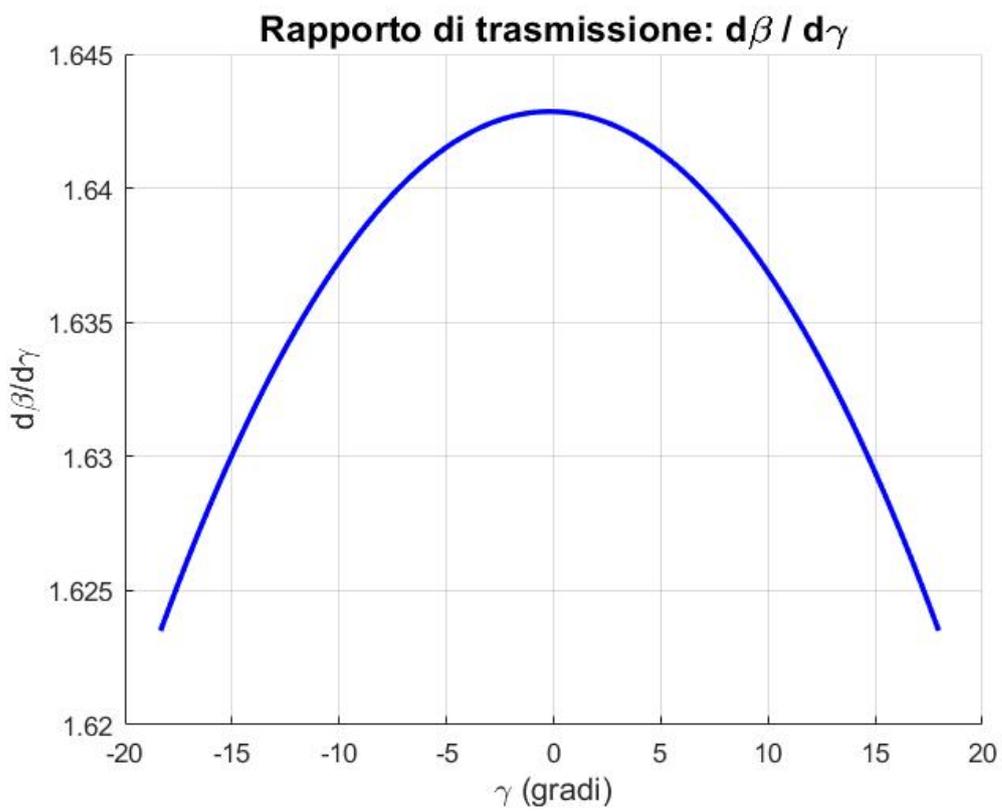


Figura 20 Rapporto di trasmissione nel caso di RUD

2.5 Quasi statica

Si definisce quasi statica poiché si considera che il sistema si sta muovendo ma le accelerazioni sono trascurabili.

Per analizzare le equazioni della statica ci si è serviti dell'aiuto di 4 diagrammi di corpo libero che riassumono le forze interne e quelle esterne prima della struttura completa e poi di ogni elemento.

2.5.1 Diagramma di corpo libero in caso di FE

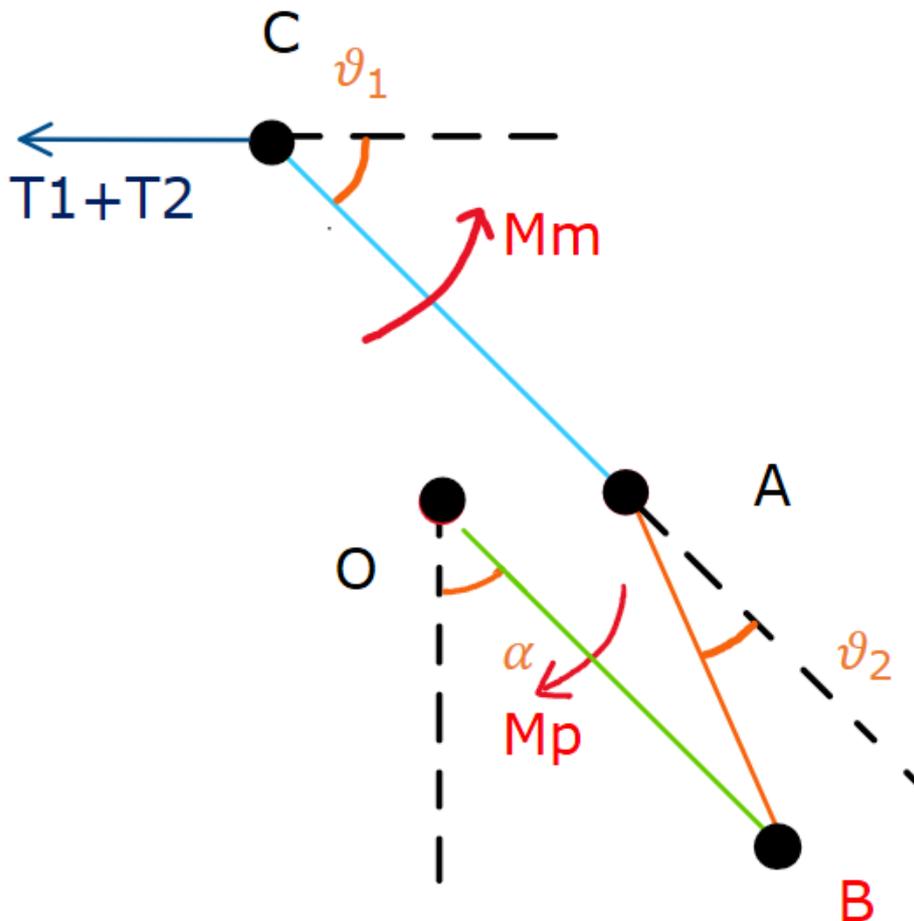


Figura 21 Le forze T_1 e T_2 sono le tensioni dei cavi Bowden pretensionati, la coppia M_m rappresenta la coppia del motore mentre la coppia M_p quella che il polso oppone al motore stesso.

Nella figura 22 si mostrano tutte le forze esterne che agiscono sulla struttura nella sua posizione più critica. Questa risulta con la mano in completa flessione, ovvero con il quadrilatero vicino al punto di singolarità, quando ϑ_2 si avvicina allo zero. Calcolare le forze in questa posizione ha lo scopo di dimensionare gli elementi in modo conservativo.

2.5.2 Segmento a

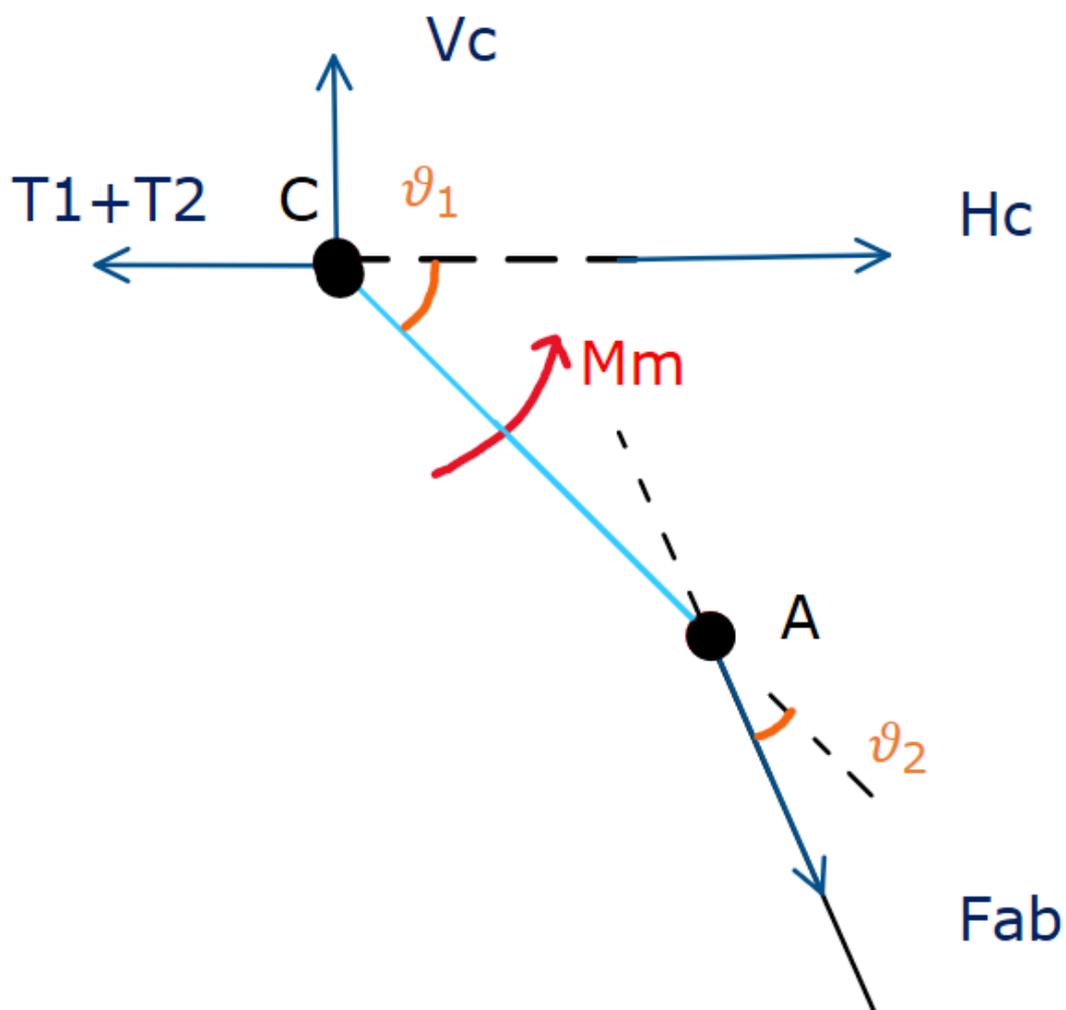


Figura 22 Mostra le forze esterne e quelle interne che agiscono sul segmento e le loro rette d'azione.

Si mostra il segmento CA isolato. In C sono presenti le reazioni vincolari V_c , reazione verticale, e H_c , reazione orizzontale. Le tensioni T_1 e T_2 sono le tensioni dei cavi Bowden, mentre in A è presente la forza che si trasmette dal punto A al punto B: F_{AB} . Infine, è presente la coppia M_m , ovvero quella fornita dal motore.

$$V_c = F_{AB} \sin(\vartheta_1 + \vartheta_2) \quad (13)$$

$$H_c = T_1 + T_2 - F_{AB} \cos(\vartheta_1 + \vartheta_2) \quad (14)$$

$$M_m = a F_{AB} \sin \vartheta_2 \quad (15)$$

2.5.3 Segmento b

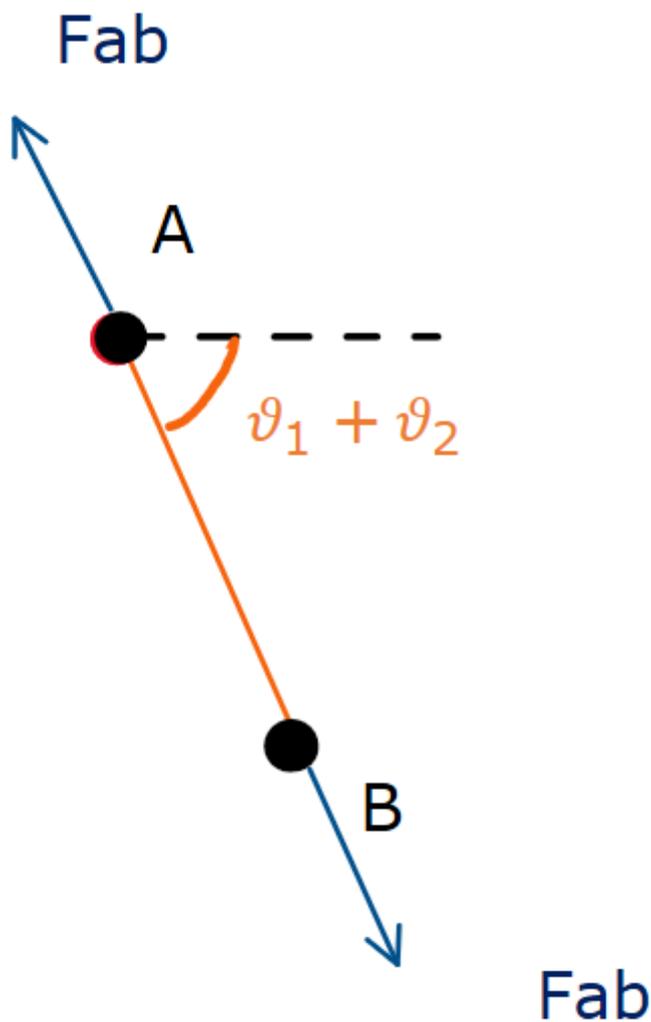


Figura 23 Mostra il segmento b e mostra come la forza F_{AB} si trasferisca da un elemento all'altro.

Il segmento b risulta essere un tirante. Un elemento che collega due punti con le forze uguali in modulo ma opposte in verso. Si può notare come esso sia inclinato di $\vartheta_1 + \vartheta_2$.

$$F_{AB} = F_{BA} \quad (16)$$

2.5.4 Elemento c

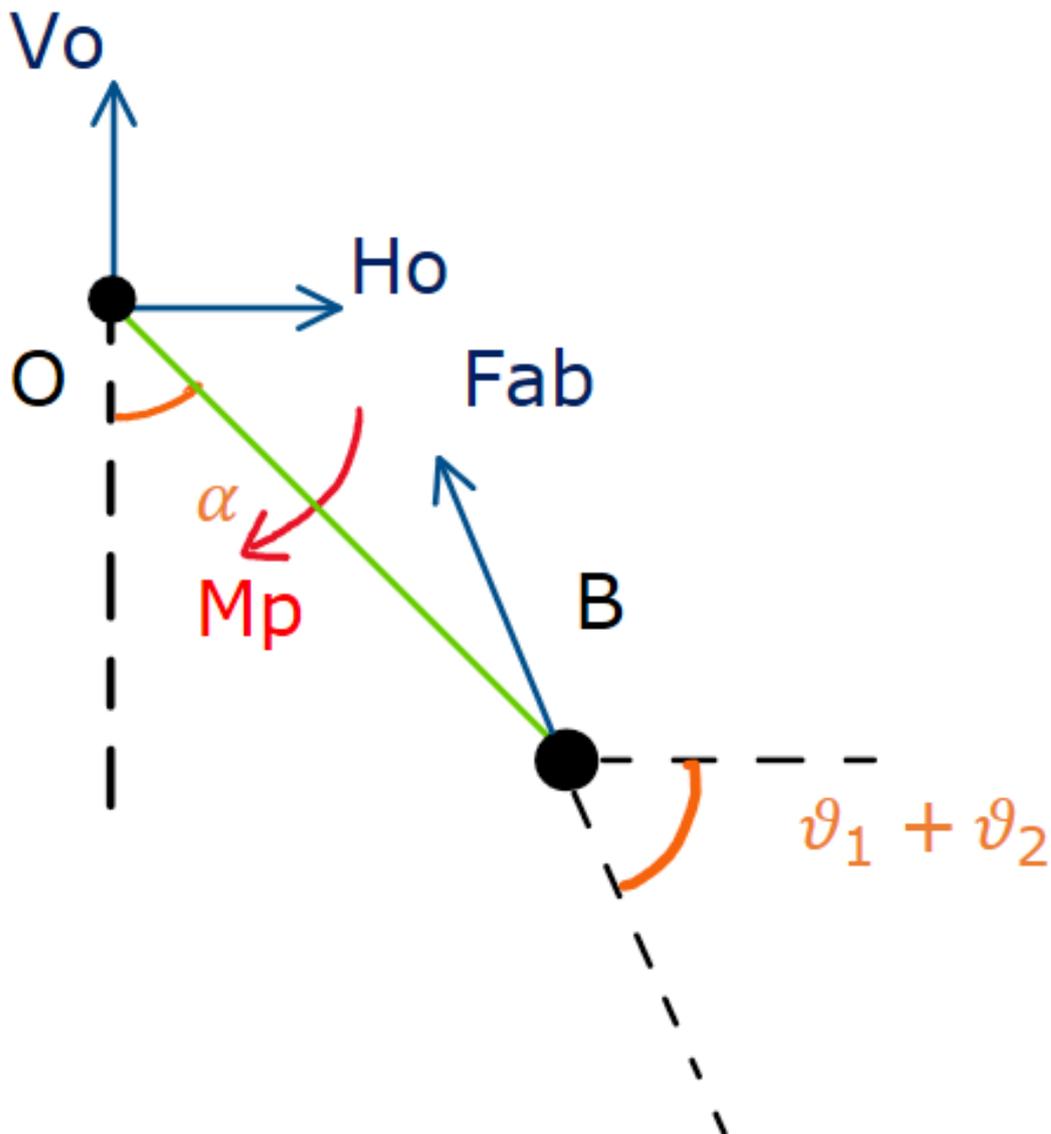


Figura 24 Mostra il segmento OB ovvero quello che modella il segmento di collegamento tra il dorso della mano e il centro di rotazione per la Flesso-estensione.

Infine, si è trattato l'ultimo elemento dove si possono notare le reazioni vincolari. V_o è la reazione verticale e H_o è la reazione orizzontale centrate in O. F_{AB} è la forza lungo la retta d'azione dettata dalla posizione per segmento b.

$$V_o = -F_{AB} \sin(\vartheta_1 + \vartheta_2) \quad (17)$$

$$H_o = F_{AB} \cos(\vartheta_1 + \vartheta_2) \quad (18)$$

$$M_p = cF_{AB} \sin(\vartheta_1 + \vartheta_2 - (90 - \alpha)) \quad (19)$$

2.5.5 Diagramma di corpo libero per la RUD

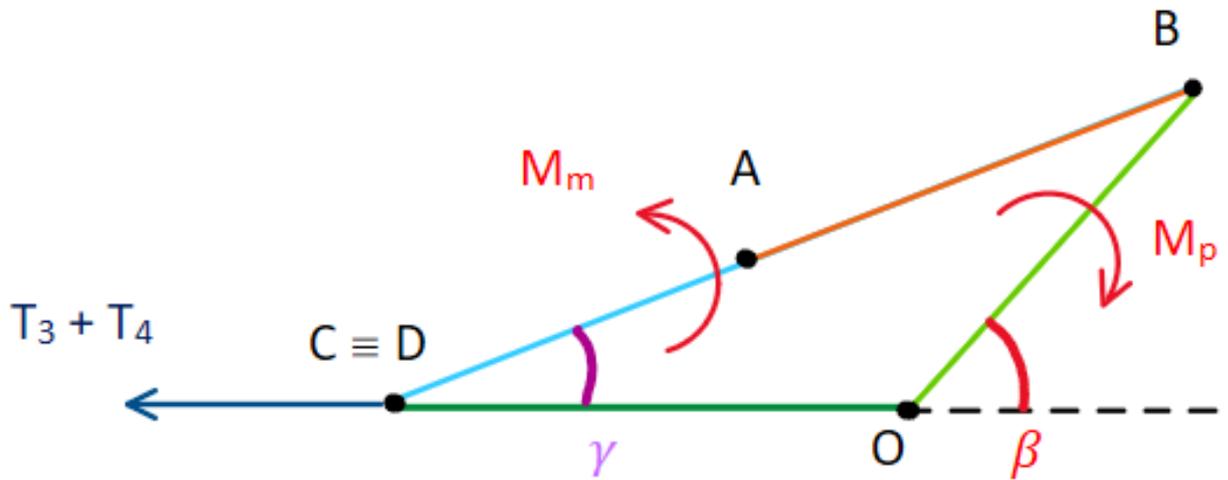


Figura 25 Diagramma di corpo libero completo per la RUD

La figura 25 mostra il diagramma di corpo libero del dispositivo visto dall'alto. È importante evidenziare che la cerniera A si flette solo nel caso della Flessione e, di conseguenza, risulta rigida nel caso della variazione Radio-ulnare. L'angolo γ è l'angolo controllato tramite la puleggia mentre l'angolo β è l'angolo di variazione Radio-ulnare effettivo. Le due coppie M_m e M_p sono quelle generate rispettivamente dalla puleggia e dal polso. Infine le tensioni T_3 e T_4 sono quelle generate dai cavi Bowden pretensionati.

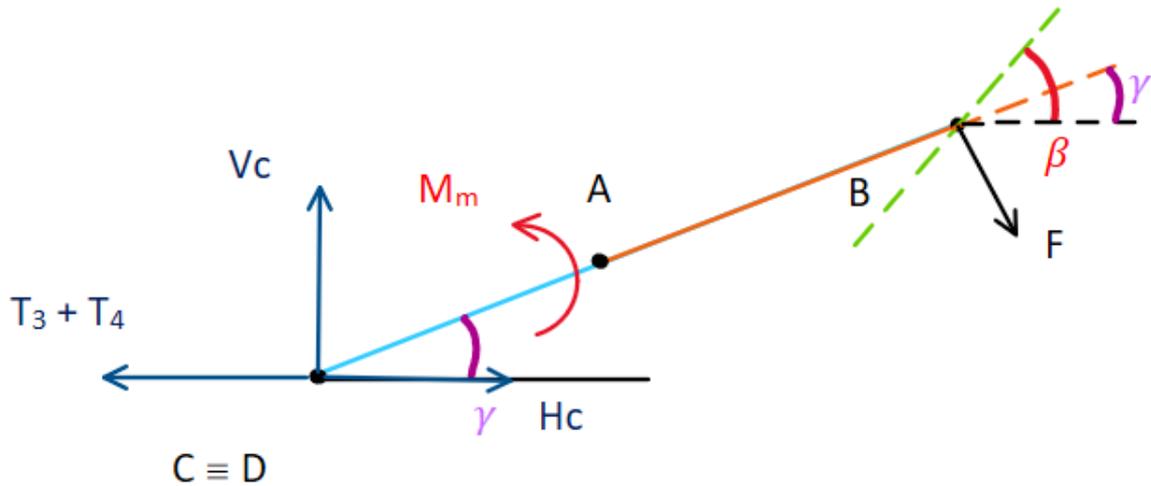


Figura 26 Diagramma del corpo libero dei segmenti a e b

La figura 26 mostra i segmenti a e b, che in questa occasione vengono approssimati con un unico segmento, isolato. V_c e H_c sono le reazioni articolari in C coincidente con D poiché visto dall'alto. La forza F è la forza di reazione con il segmento c.

$$V_c = -F \cdot \sin(90 - \gamma) \quad (20)$$

$$H_c = F \cdot \cos(90 + \gamma) \quad (21)$$

$$M_p = (a + b) \cdot F \quad (22)$$

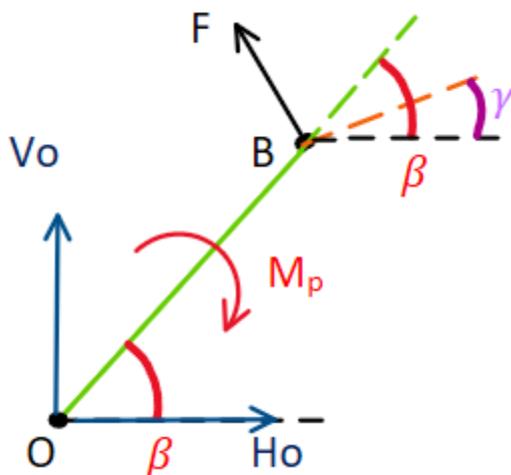


Figura 27 Diagramma del corpo libero del segmento c

La figura 27 mostra il segmento c isolato. V_o e H_o sono le reazioni articolari in o. La forza F è la forza di reazione.

$$V_0 = -F_{sen} \cdot (90 + \gamma) \quad (23)$$

$$H_C = F \cdot \cos(90 + \gamma) \quad (24)$$

$$Mp = (a + b) \cdot F \cos(\beta - \gamma) \quad (25)$$

2.6 Dimensionamento delle lunghezze

Per quanto concerne il dimensionamento delle lunghezze, si sono utilizzati due codici matlab in sequenza.

1. Il primo codice segue questo algoritmo:

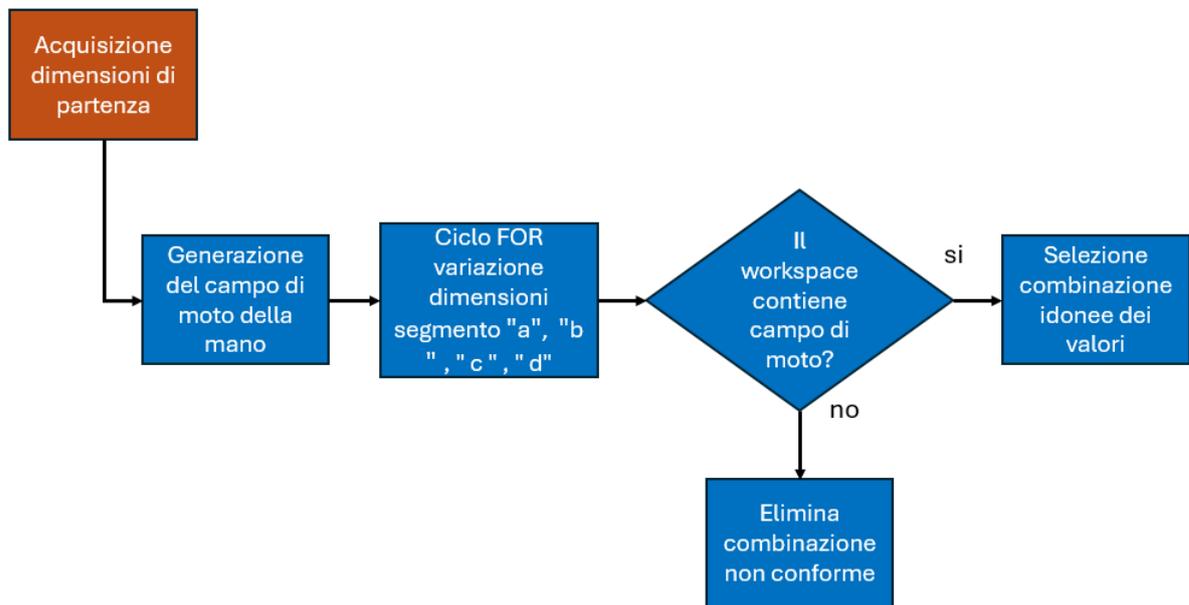


Figura 28 Mostra l'algoritmo che identifica i valori accettabili delle lunghezze dei quattro segmenti.

Analizzando l'algoritmo si vuole sottolineare che:

i. I valori iniziali sono:

$$a = 45$$

$$b = 70$$

$$c = 60$$

$$d = 75$$

I valori di "c" e di "d" sono stati scelti basandosi sulle mie dimensioni della mano e del polso, mentre i valori iniziali di "a" e di "b" derivano da un calcolo approssimativo. In primis si è calcolato il campo di moto minimo necessario per il

Presentazione del meccanismo

funzionamento del dispositivo ovvero una corona circolare con raggio minore pari a: $|a - b|$, il raggio maggiore pari a: $a + b$. In secundis si sono diminuite le dimensioni di a e di b del 10%. Questo per fare in modo che i valori di partenza dei parametri non rispettassero i criteri minimi e, in questo moto, permettere al codice di non perdersi valori potenzialmente accettabili.

- ii. Nel ciclo for i parametri variano seguendo questo metodo: in primis i valori sono stati normalizzati rispetto alla lunghezza del segmento c . in seguito i parametri sono stati fatti variare tra il valore di 0.8 e il valore di 1.5 con 20 passaggi.
- iii. In fine si vuole evidenziare il fatto che questo codice considera sia il caso della FE sia il caso della RUD.

Il risultato di questo codice sono le combinazioni delle lunghezze dei segmenti con una considerazione:

Le lunghezze dei segmenti "c" e "d" non possono essere qualsiasi. Difatti devono rispecchiare l'anatomia. Partendo dalle misurazioni personali modificate, si è scelto i parametri in modo che fossero contenuti all'interno di un range, si è scelto di utilizzare il 90-esimo percentile della popolazione.

2. Il secondo codice, invece, parte dal primo e segue questo algoritmo:

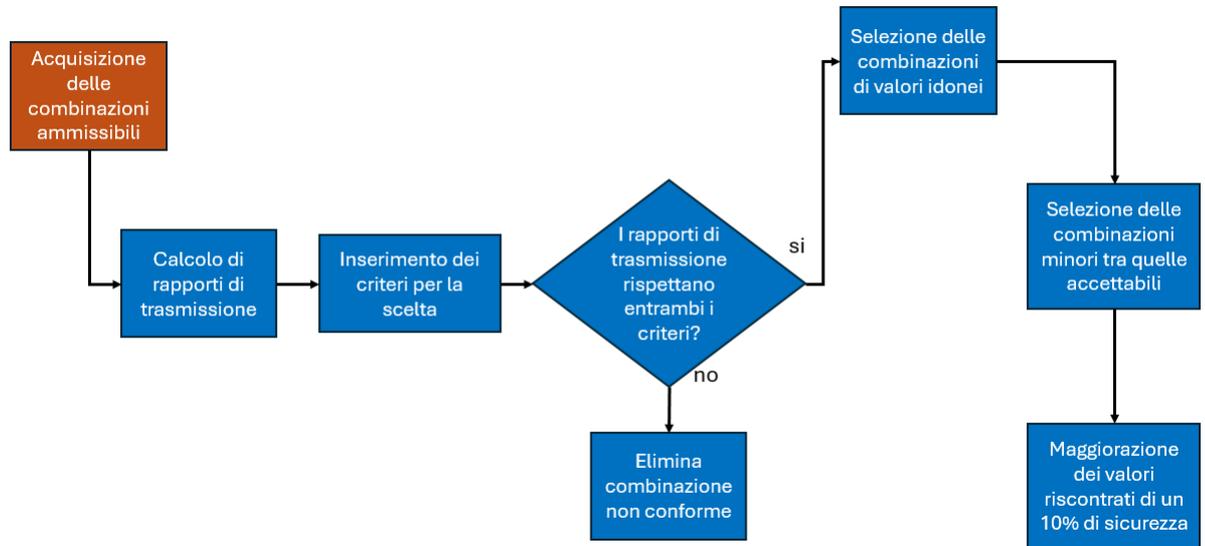


Figura 29 Mostra l'algoritmo del secondo codice

Questo secondo codice è stato necessario poiché usando le dimensioni generate dal primo codice, anche se minimizzate, portavano ad avere nella FE un rapporto di trasmissione molto sfavorevole. Si sono introdotti due criteri sulle combinazioni delle lunghezze "a", "b", "c", "d" affinché:

- Il valore più alto del rapporto di trasmissione fosse il più basso possibile. Per fare ciò è stata considerata la funzione che calcola il rapporto di trasmissione, è stato calcolato il massimo del rapporto di trasmissioni per ogni combinazione accettabile di valori.
- Il grafico del rapporto di trasmissione fosse più lineare possibile. In particolare, tramite il parametro R^2 e un codice matlab è stato possibile confrontare i grafici dei rapporti di trasmissione con quello di una retta ottenuta tramite interpolazione dei punti.

In questo moto, prendendo la combinazione di valori che otteneva i risultati migliori in entrambi i criteri, è stato possibile trovare una via di mezzo tra i valori più bassi possibili e i valori che avrebbero permesso di avere un rapporto di trasmissione migliore.

Tramite l'utilizzo combinato di questi codice si è giunti ai seguenti valori:

$$a = 70 \text{ mm} = 0.07 \text{ m}$$

$$b = 90 \text{ mm} = 0.09 \text{ m}$$

$$c = 65 \text{ mm} = 0.065 \text{ m}$$

$$d = 70 \text{ mm} = 0.07 \text{ m}$$

2.7 Dimensionamento della sezione

Per ottenere il dimensionamento della sezione è stato usato come criterio si è utilizzato Von Mises. Tale criterio sostiene che:

$$\sigma_{eq} = \sqrt{\sigma_a^2 + 3\tau_a^2} \quad (26)$$

Insieme al criterio di Von Mises, per avere un margine di sicurezza adeguato si è introdotto un coefficiente di sicurezza:

$$\sigma_{eq} = \frac{\sigma_s}{s} \quad (27)$$

Dove σ_s è la tensione di snervamento, "s" è il fattore di sicurezza, impostato pari a 2, e σ_{eq} è la tensione di Von Mises.

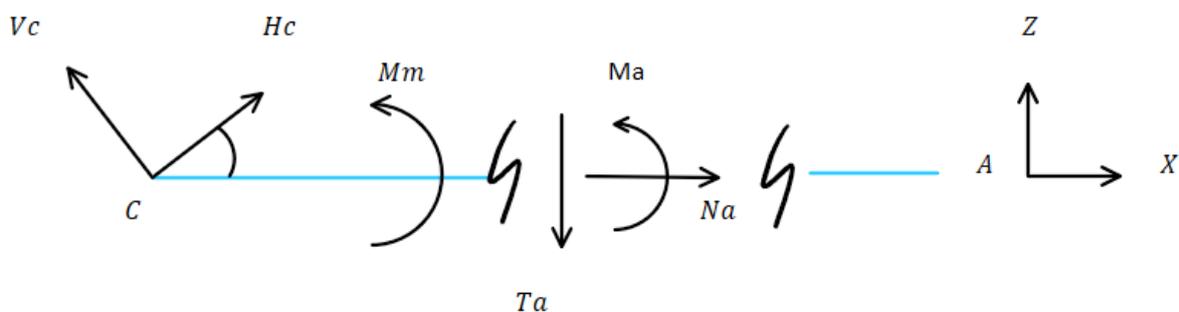


Figura 30 Mostra il segmento "a" e le forze interne.

Ora si possono definire:

N_a è la tensione normale del segmento "a", M_a è il momento torcente del segmento "a" e T_a è lo sforzo di taglio. Infine, A è l'area della sezione

$$\sigma_a = N_a + M_a \quad (28)$$

$$\tau_a = \frac{3 T_a}{2 A} \quad (29)$$

Sostituendo le equazioni 27, 28 e 29 nella 26 e svolgendo i calcoli si ottiene:

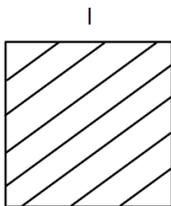
$$A = \sqrt{\frac{27 T_a^2}{4 \left| \left(\frac{\sigma_s}{s} \right)^2 - N_a^2 + 2 N_a M_a - M_a^2 \right|}} \quad (30)$$

I valori di T_a , N_a e M_a possono essere ricavati dalla statica. Invece σ_s è tipica del materiale. In particolare, sono stati presi in esame 3 tipi di materiali.

1. Alluminio 6061-T6 con $\sigma_s = 240$ MPa
2. Acciaio S355 con $\sigma_s = 355$ MPa
3. Polimero per la stampa 3D con $\sigma_s = 43$ MPa

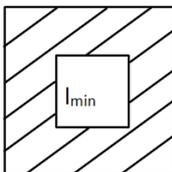
Si è ipotizzato l'uso di tre diverse sezioni:

a) Una sezione quadrata piena:



- $A_{pol} = 112 \text{ mm}^2$ $l = 10.6 \text{ mm}$
- $A_{all} = 54 \text{ mm}^2$ $l = 7.4 \text{ mm}$
- $A_{acc} = 44 \text{ mm}^2$ $l = 6.6 \text{ mm}$

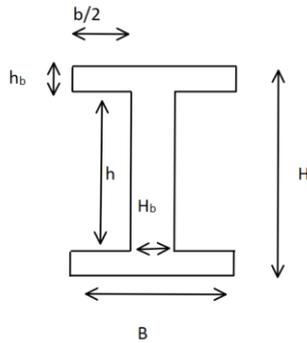
b) Una sezione quadrata cava:



- $A_{pol} = 87 \text{ mm}^2$ $l_{max} = 9.3 \text{ mm}$ $l_{min} = l_{max}/2$
- $A_{all} = 42 \text{ mm}^2$ $l_{max} = 6.5 \text{ mm}$ $l_{min} = l_{max}/2$
- $A_{acc} = 37.5 \text{ mm}^2$ $l_{max} = 6.12 \text{ mm}$ $l_{min} = l_{max}/2$

c) Una sezione ad H

Presentazione del meccanismo



Nel caso della sezione ad "H", per scegliere i rapporti tra le varie grandezze, si è generato un codice matlab. Tale codice ottimizza il valore dei parametri n , m , c e B . Il criterio utilizzato è sempre Von Miseses come spiegato in precedenza. Le relazioni tra gli elementi della sezione

sono le seguenti:

- $H = n B$
- $h = m H$
- $b = c B$

I risultati che il codice ha portato sono:

- $n = 1.875$
- $c = 0.89$
- $m = 0.63$

Da ciò ne consegue che le lunghezze definitive in caso di utilizzo dell'alluminio sono:

- $B = 4.8 \text{ mm}$
- $H = 5.7 \text{ mm}$
- $b = 4.2 \text{ mm}$
- $h = 3.6 \text{ mm}$
- $A_{\text{tot}} = 12.24 \text{ mm}^2$

Tabella 2 Tabella che mostra il volume e il peso di ogni sezione considerata

	Sezione	Volume m^3	Massa [kg]
Polimero	Quadrata piena	$17.72 \cdot 10^{-6}$	0.022
	Quadrata vuota	$16.22 \cdot 10^{-6}$	0.02
	Ad H	$12.7 \cdot 10^{-6}$	0.01
Alluminio	Quadrata piena	$14.24 \cdot 10^{-6}$	0.04
	Quadrata vuota	$13.52 \cdot 10^{-6}$	0.037
	Ad H	$11.82 \cdot 10^{-6}$	0.032
Acciaio	Quadrata piena	$13.64 \cdot 10^{-6}$	0.107
	Quadrata vuota	$13.25 \cdot 10^{-6}$	0.104
	Ad H	$11.73 \cdot 10^{-6}$	0.092

Analizzando la tabella 2 si può notare come l'alluminio e il polimero a sezione quadrata cava rappresentino una buona scelta. Questo poiché, attraverso il confronto delle masse, ovvero il prodotto tra il volume totale approssimativo del dispositivo e la densità dei tre materiali scelti, sono risultati entrambi validi. Il polimero possiede il vantaggio di pesare di meno ma occupa più volume, l'alluminio viceversa.

Invece, la scelta è caduta sulla sezione quadrata cava e non su quella ad H poiché la differenza effettiva di peso era irrisoria ma la sezione quadrata era più semplice da implementare.

2.8 Attuazione

2.8.1 Requisiti

Come mostrato dalla figura 21, il motore in C deve fornire la coppia M_m . Questa coppia deve non solo vincere la coppia M_p , che ricordiamo essere di massimo 3 Nm in caso di polso sano, vedi capitolo 1.1.2, ma essere anche poco superiore, per via dell'attrito inevitabile a causa della non idealità dei materiali. Di conseguenza, per avere un discreto margine di sicurezza, ovvero $s = 2$, si considera che la coppia imposta dal polso sia di 6 Nm.

2.8.2 Architettura del sottosistema dell'attuazione

In questo paragrafo si descrive come si sono ricavate le coppie e il valore del sistema di riduzione.

È stato necessario partire dal calcolare il valore di M_m , il quale deve poter generare attraverso il meccanismo nel punto O una momento paragonabile alla coppia M_p considerata di 6 Nm:

Partendo dall'equazione (19) si ricava

$$M_p = cF_{ab} \sin(\vartheta_1 + \vartheta_2 - (90^\circ - \alpha)) \quad (31)$$

Dall'equazione (15) si ricava F_{ab} in funzione di M_m

$$F_{ab} = \frac{M_m}{\sin(\vartheta_2)a} \quad (32)$$

Presentazione del meccanismo

Fatto ciò, si è sostituita la 19 nella 20, in modo da poter avere una relazione tra M_p e M_m . Avendo noto M_p si è calcolato M_m :

$$M_m = \frac{aM_p \sin(\vartheta_2)}{c \sin(\theta_1 + \vartheta_2 - (90 - \alpha))} \quad (33)$$

Inserendo i valori ottenuti in precedenza si ottiene che M_m deve essere di 10.3 Nm nella configurazione mostrata nella figura 16.

Detto ciò, era necessario dimensionare la puleggia, il valore di T_1 e T_2 , μ e ϕ .

Per fare ciò si è introdotta l'ipotesi di non scivolamento del cavo sulla puleggia:

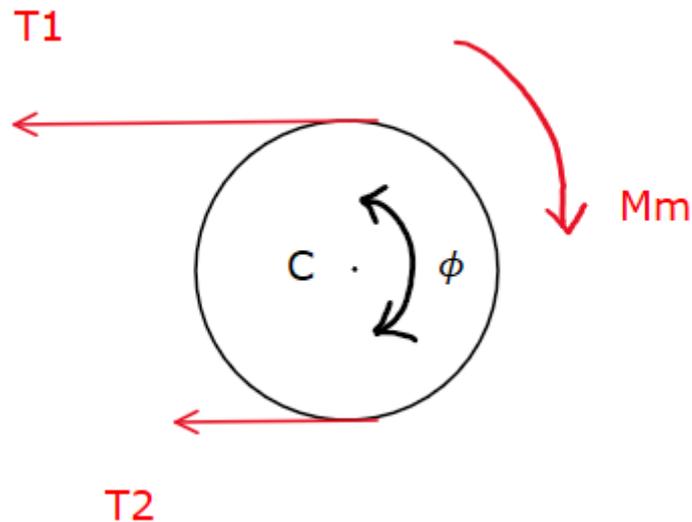


Figura 31 Rappresenta schematicamente la puleggia. T_1 e T_2 sono le tensioni dei cavi Bowden. Sono asimmetriche per permettere la rotazione. M_m è la coppia generata dalle tensioni, C è il centro di rotazione mentre ϕ rappresenta il numero di avvolgimenti necessari per evitare lo scivolamento.

$$T_1 = T_2 e^{\mu\phi} \quad (34)$$

$$M_m = R \cdot (T_1 - T_2) \quad (35)$$

Presentazione del meccanismo

Partendo da queste due equazioni e dalla premessa che:

$$\frac{T_1}{T_2} = n \quad (36)$$

Avendo come dato noto per via del materiale dei cavi, una μ di 0.1 e una n di 3, si sono ricavati i seguenti valori:

$$n = 2.5$$

$$T_1 = 610 \text{ N}$$

$$T_2 = 206 \text{ N}$$

$$\Phi = 11 \text{ rad, ovvero } 1.5 \text{ giri}$$

$$R = 25 \text{ mm}$$

A questo punto si è studiata la riduzione offerta dal meccanismo e quella che deve essere fornita o dall'attuatore o da un sistema in serie all'attuatore stesso:

Per ricavare la riduzione del meccanismo è bastato fare M_m/M_p .

Riduzione del meccanismo nella FE = 1.72. Come specificato prima, questa è il rapporto che vale per la configurazione mostrata nella figura 16.

Per quanto riguarda il rapporto di trasmissione istantaneo per la RUD

Per ricavare la riduzione che è necessaria a monte del meccanismo è stato identificato prima l'effettore che sarebbe poi stato usato. Si è ritenuto come adeguato il seguente modello: GL30 12VGGimbal System Motor-KV290. Questo modello, secondo le specifiche, ha una stall torque di 0.28 Nm. Sapendo che la puleggia in C deve essere attuata da una coppia di 10.3 Nm, per trovare il valore di riduzione basta fare il rapporto tra la coppia richiesta e quella fornita.

Riduzione dell'attuatore = 36.8.

Il rapporto totale si può ottenere sommando 36.8 con 1.72. ottenendo un valore del rapporto di trasmissione totale istantaneo di 38.5.

3 Progettazione esecutiva

In questo capitolo vengono approfondite e spiegate tutte le motivazioni che hanno portato alle decisioni progettuali scelte. Ogni componente del dispositivo verrà di seguito analizzato nel dettaglio.

Per rendere più chiara la spiegazione, la trattazione verrà divisa in blocchi che prendono il nome dei giunti. Ogni blocco poi verrà ulteriormente definito e approfondito mostrando ogni elemento. Non verranno qui trattati gli elementi come le viti o i cuscinetti a sfera poiché sono elementi di minuteria.

3.1 Dispositivo completo

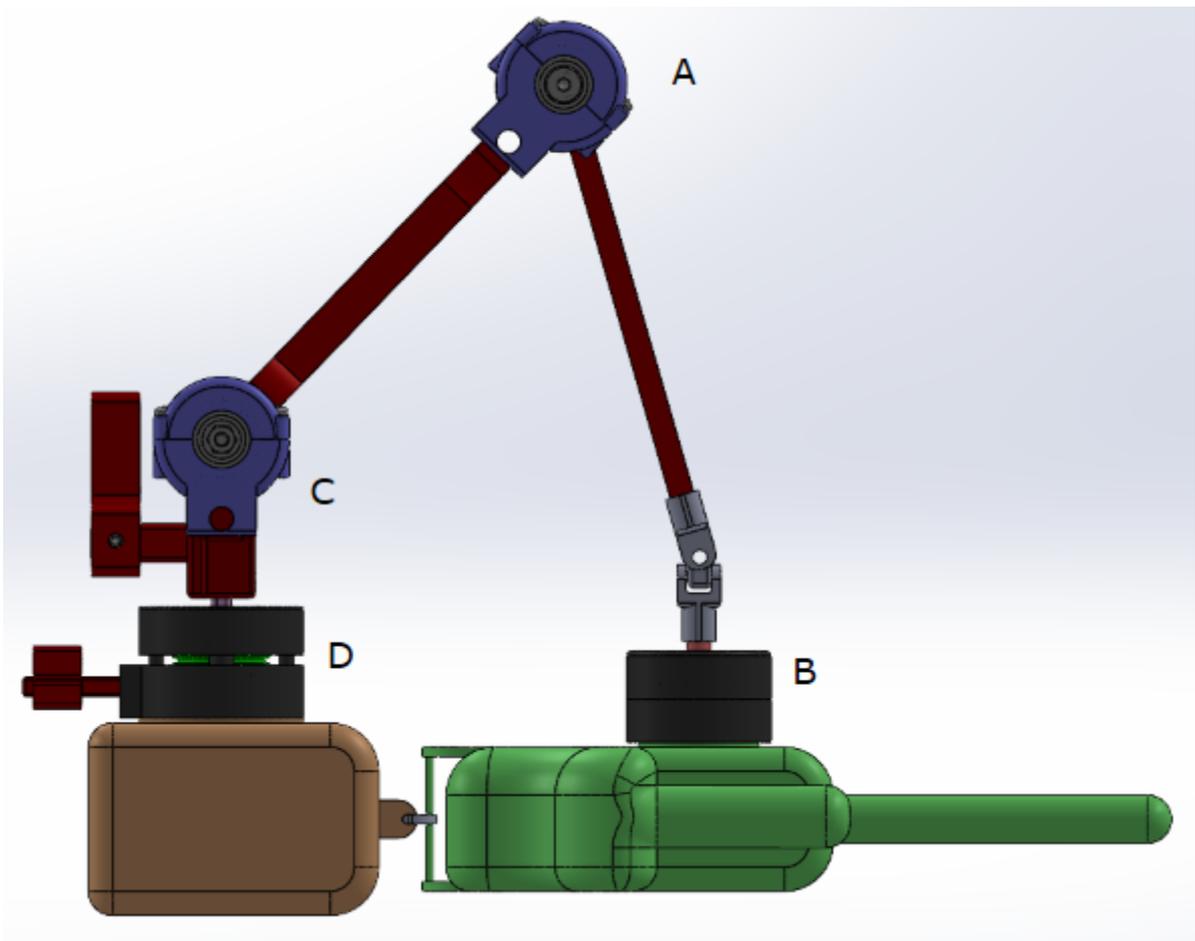


Figura 32 Visione laterale del dispositivo completo

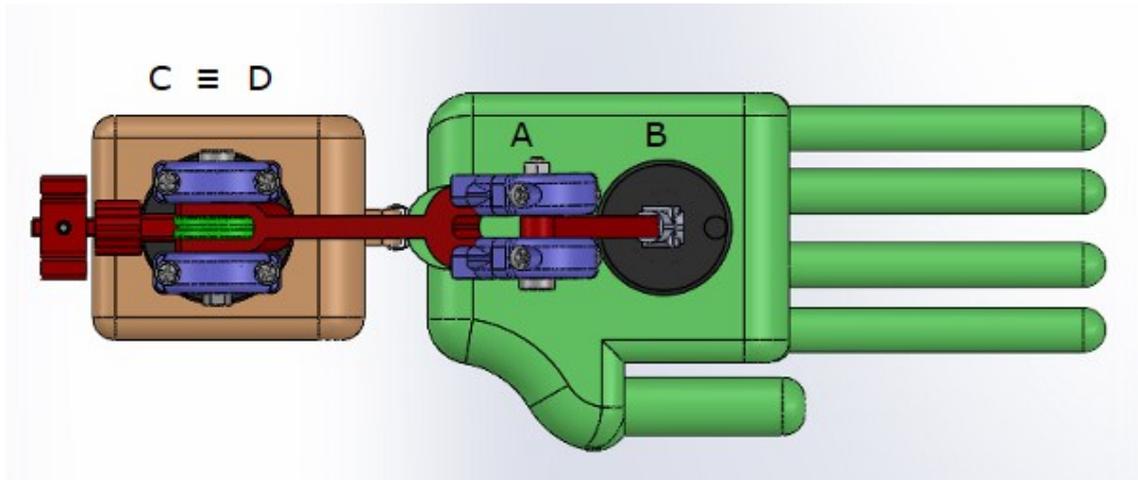


Figura 33 Visione dall'alto del dispositivo completo

Le figure 31 e 32 mostrano il dispositivo completo. Ora si vuole mostrare nel dettaglio ogni sottosistema. Questi sono stati divisi tramite i rispettivi giunti.

3.2 Sottosistema del giunto D

Il blocco D comprende:

- A. Il case
- B. L'albero
- C. La puleggia
- D. Il sistema di vincolo dei cavi Bowden.

3.2.1 La base del componente D

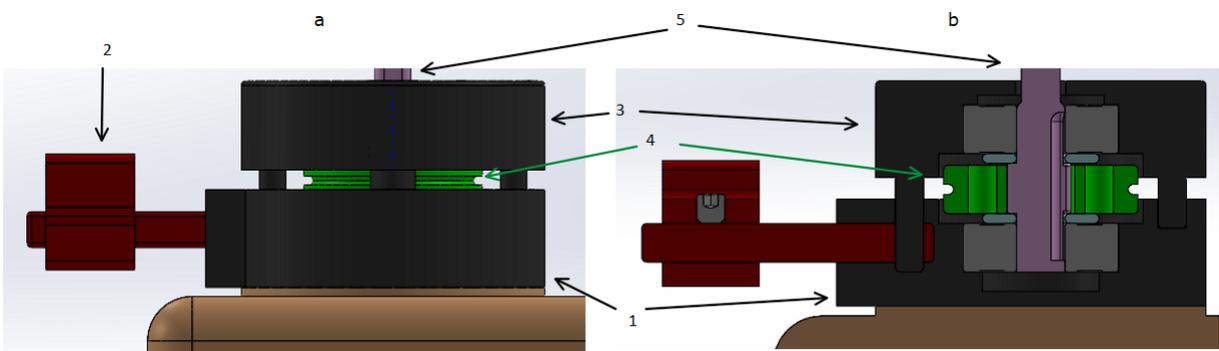


Figura 34 mostra il blocco D sia intero, immagine (a), sia sezionato, immagine (b).

Il blocco D poggia sull'avambraccio, tramite l'albero in rosa, coerente nel moto con la puleggia, trasmette il moto della RUD su tutto il resto del dispositivo. Il blocco D è costituito da:

- 1) La base
- 2) Il sistema di bloccaggio della guaina dei cavi Bowden. Questo permette di scorrere per regolare il pretensionamento.

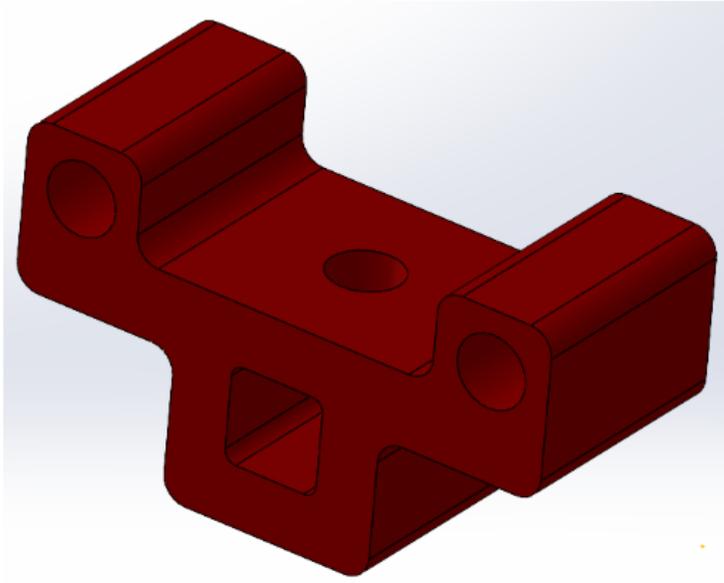


Figura 35 Mostra l'elemento nel quale vengono fissate le guaine dei cavi Bowden

- 3) La copertura
- 4) La puleggia

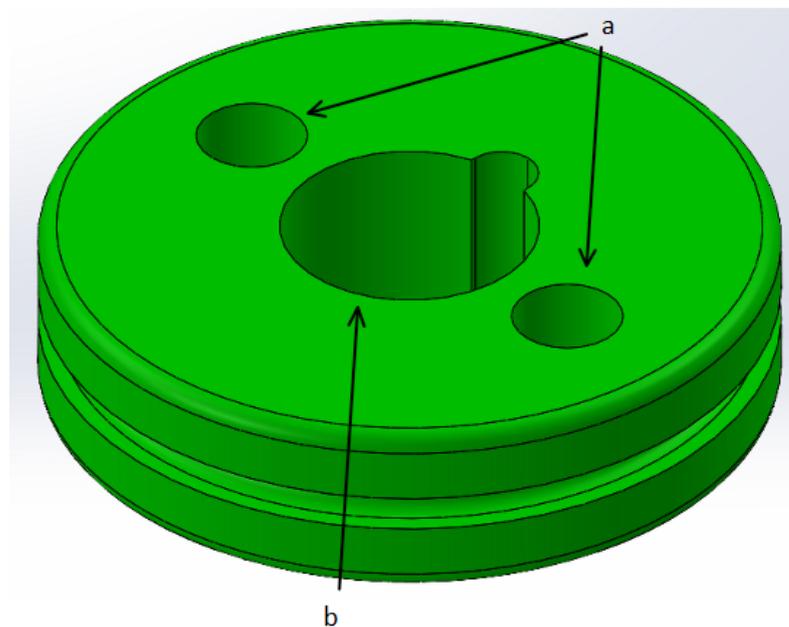


Figura 36 Presenta la puleggia.

Per ottimizzare i costi e poiché sono usate due pulegge, si è progettata la puleggia per essere usata sia nel giunto D che nel giunto C. La puleggia presenta:

- a) Questi due fori non hanno uno scopo nel giunto D, ma nel giunto C servono per rendere coerente il moto della puleggia con quello del segmento "a"
- b) È il foro dove viene alloggiato l'albero. È presente una scanalatura per permettere l'inserimento di una spina allo scopo di rendere coerente il movimento della puleggia con quello dell'albero. Questa rende coerente il moto della puleggia con quello dell'albero.
- 5) L'albero.

3.3 Sottosistema del giunto C

Il blocco C comprende:

- 1) I due case
- 2) La puleggia
- 3) Blocco di collegamento tra la forcella del blocco C e il punto D
- 4) Il sistema di vincolo dei cavi Bowden.

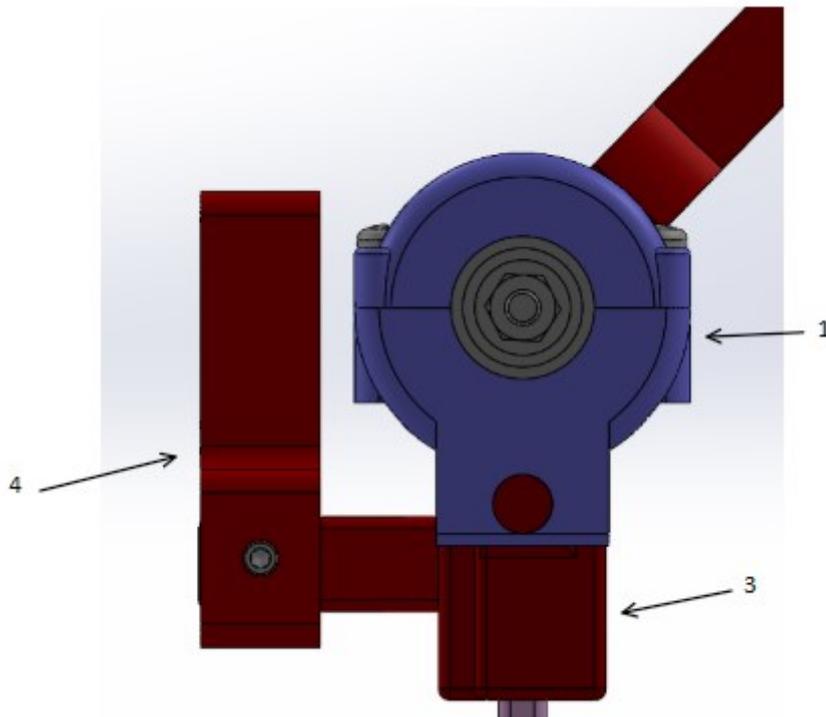


Figura 37 Visione laterale del sottosistema del giunto C

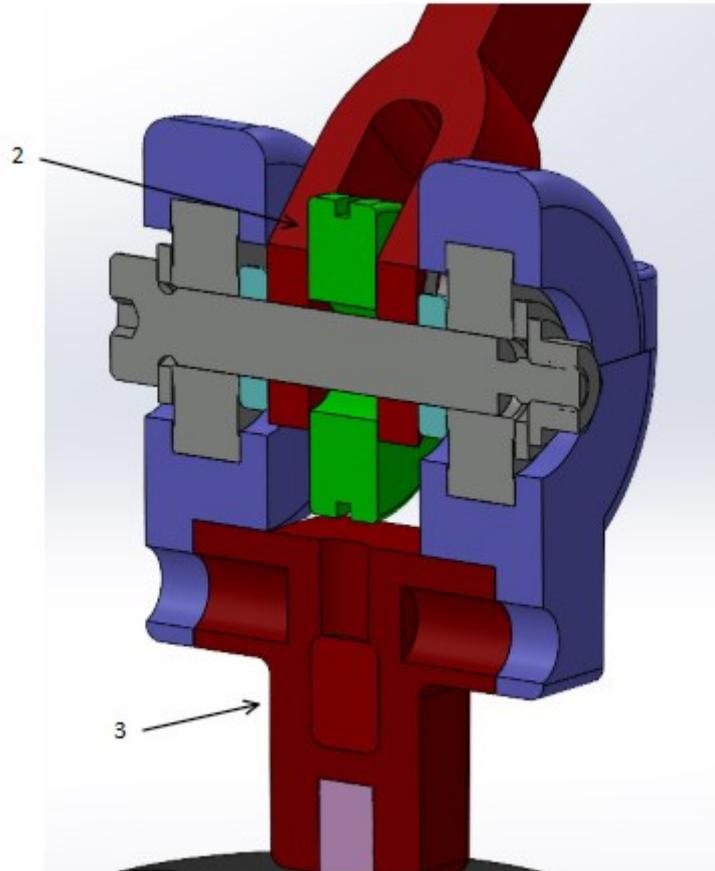
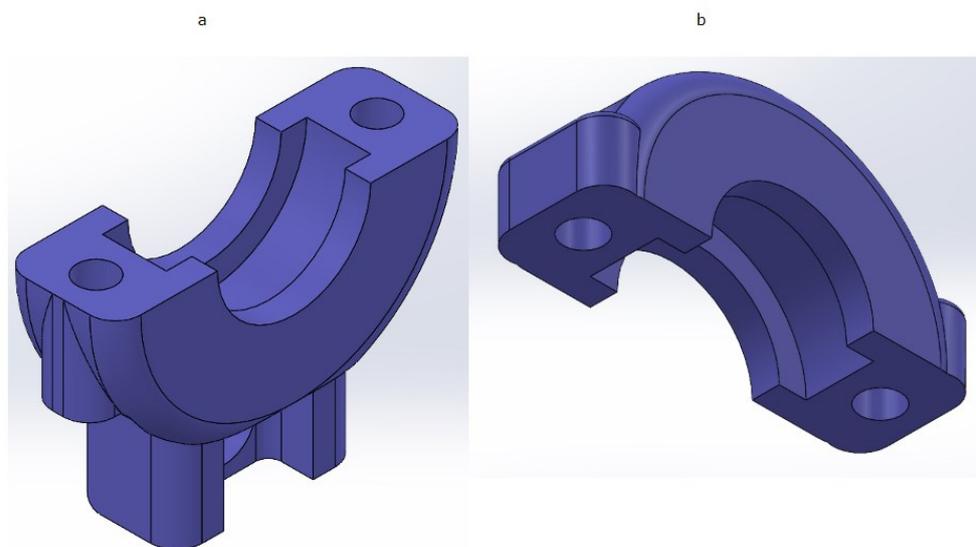


Figura 38 Visione in sezione del sottosistema del giunto C

- 1) I case sono gli elementi in blu. Questi servono per contenere i cuscinetti a sfera, i quali sono incastrati nella loro parte esterna. Il case si chiude tramite l'ausilio di due viti.



a.

Figura 39 Mostra il case diviso in base (a) e la chiusa (b).

- 2) La puleggia è l'elemento in verde, ruota attorno al perno. Tale perno è una vite filettata solo in fondo. Questa è chiusa tramite dado e rondelle che poggiano sui cuscinetti a sfera
- 3) La parte bassa in rosso del blocco è l'elemento al quale si vincolano i case tramite viti. Inoltre, i case si vincolano anche tramite sede per evitare rotazioni. Alla sua base sono presenti sia il foro dove inserire l'albero in rosa, sia la sede per la guida di scorrimento dei cavi Bowden. Inoltre, l'albero in rosa è lo stesso che trasmette il moto di RUD

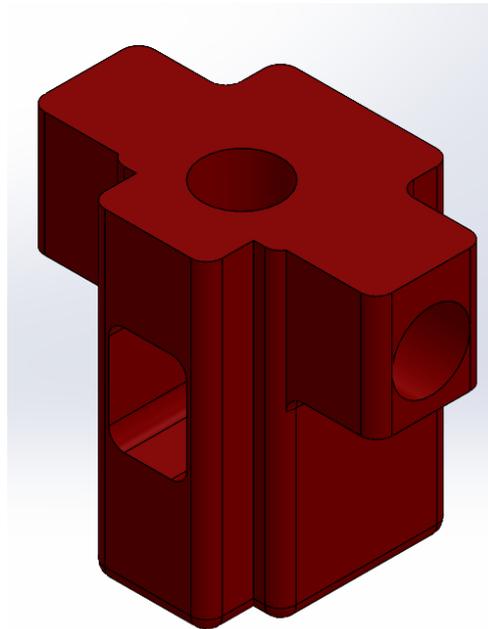


Figura 40 Base del blocco C

- 4) È il blocco al quale si vincolano i cavi Bowden.

3.4 Asta a

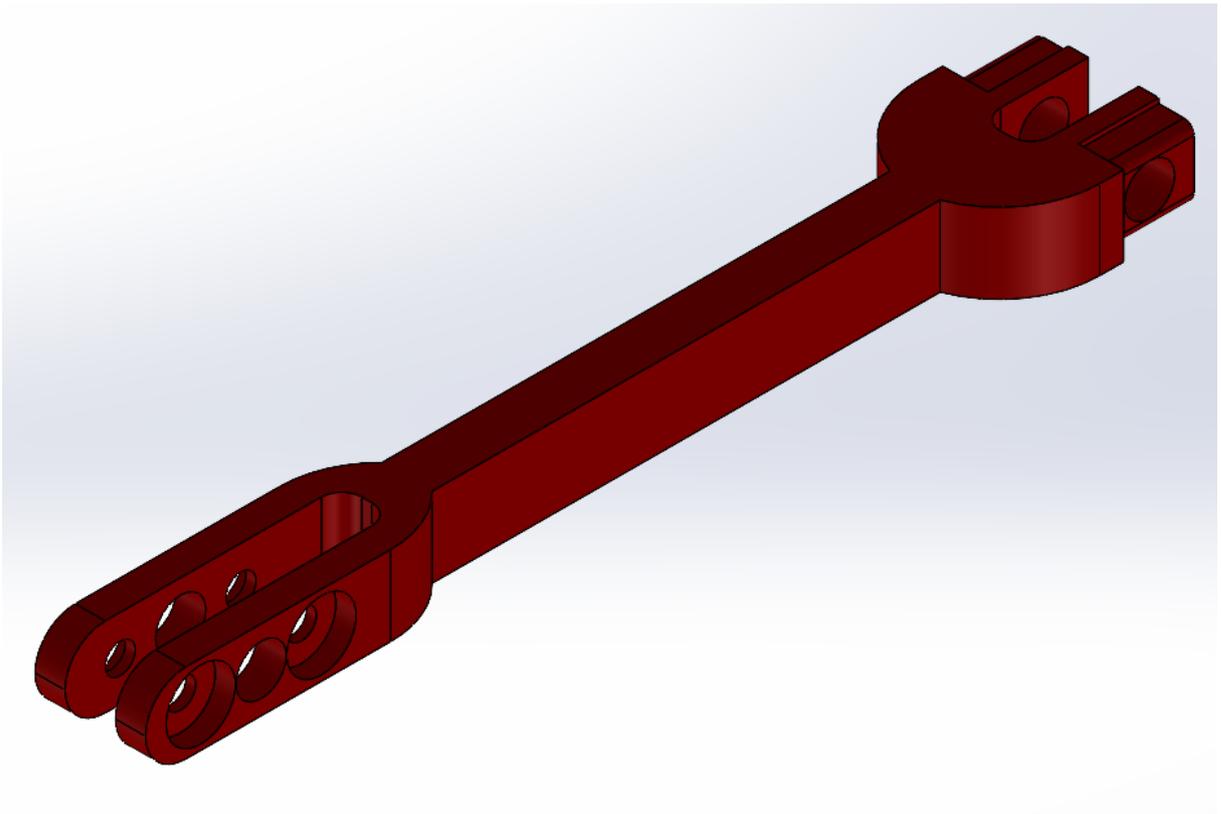


Figura 41 Visione completa dell'asta che collega i giunti C e A

Come mostrato dalla figura 40 l'asta "a" è stata progettata con due differenti tipologie di estremità. Una fatta per accogliere al suo interno la puleggia e vincolarla tramite due viti, l'altra invece presenta gli alloggiamenti per permettere l'inserimento del case.

3.5 Sottosistema del giunto A

Il blocco A comprende:

- 1) I due case
- 2) Distanziatori
- 3) Perno

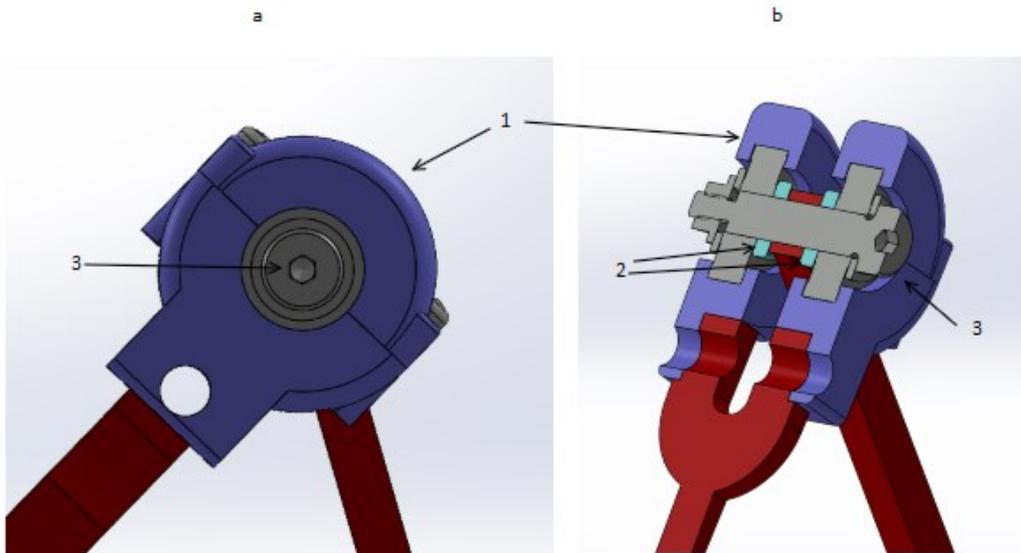


Figura 42 Giunto A in visione laterale (a) e sezionata (b)

Come si può vedere dalle figure 43 e 44 il giunto A è una semplice cerniera dove sono presenti cuscinetti: un perno chiuso tramite dado e rondelle, due cuscinetti a sfera e distanziatori.

3.6 Sottosistema del giunto B

Il blocco B comprende:

- 1) L'albero
- 2) La base
- 3) La copertura
- 4) I cuscinetti a sfera

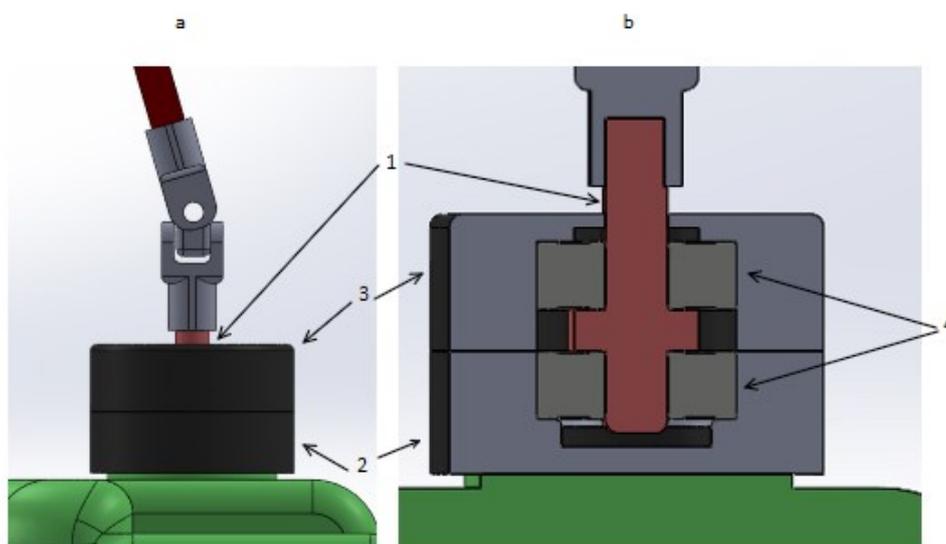


Figura 43 visione del giunto B

Il giunto B deve fornire 3 gradi di libertà distinti. Per fare ciò si è abbinato un albero rotante tramite cuscinetti a sfera con un giunto universale. Non è stato usato un giunto sferico poiché quelli presenti in commercio non permettevano di avere sufficienti gradi.

3.7 Sensoristica

Per quanto riguarda le misure necessarie, si è ritenuto opportuno pensare a due tipi di versi di misura.

- 1) Misura di posizione: questa risulta essere davvero molto importante sia per il corretto funzionamento del dispositivo sia per la sicurezza. Per quanto riguarda il corretto funzionamento, infatti, conoscere gli angoli di Flesso-estensione e variazione Radio-ulnare è strettamente necessario per la cinematica diretta. Per ciò che concerne la sicurezza, avere un controllo certo degli angoli permette di rimanere all'interno dei range di programmazione della seduta riabilitativa programmata, impedendo quindi di sfociare in movimenti innaturali o dannosi. In questo senso si è identificato un sensore di tipo Encoder. Questo, infatti, riesce a misurare con estrema precisione gli angoli e risulta perfetto per lo scopo. Questo tipo di sensore dovrebbe essere messo coerente con gli alberi attorno ai quali avvengono i movimenti di Flesso-estensione e di variazione Radio-ulnare.
- 2) Misure di forza: in questo ambito era stato considerato un sensore a celle di carico a monte del dispositivo. Questo risulta ovviamente fondamentale per mantenere sicura la procedura di riabilitazione, in particolare, collegato ai cavi Bowden. Conoscendo infatti il pretensionamento è possibile ricavare la forza con la quale vengono tirati.

3.8 Sicurezza

L'ambito della sicurezza risulta essere di primaria importanza nel contesto biomedicale. Occorre, infatti, assicurarsi che i dispositivi utilizzati non comportino pericoli per i pazienti e il loro uso risulti sicuro ed affidabile. Per fare ciò è sempre meglio introdurre più di un elemento di sicurezza. Le misure per garantire la sicurezza che pensate sono:

3.8.1 Fondo corsa

Uno dei metodi più semplici, ma allo stesso tempo efficace, per garantire che tutti gli elementi non compiano movimenti scorretti è sicuramente introdurre dei fondo corsa fisici. Questi sono necessari sia in Flessione, così da evitare il raggiungimento del punto di singolarità, sia in Estensione, per motivi di sicurezza ed affidabilità. Per quanto riguarda invece la variazione Radio-ulnare, si presenta una piccola criticità. Questo dispositivo è stato progettato per essere ambidestro. Tuttavia, il range di movimento di abduzione e adduzione risulta essere asimmetrico. Infatti, il movimento di adduzione, cioè la variazione ulnare, risulta maggiore rispetto a quello di abduzione, ovvero la variazione radiale per la mano destra. Per la mano sinistra accade l'opposto. Alla luce di queste considerazioni, ho dovuto posizionare il fondo corsa in modo che permettesse, in entrambe le configurazioni, i movimenti massimi.

3.8.2 Controllo digitale

Un altro elemento che garantisce l'affidabilità è la presenza di sensoristica. Avendo informazioni in tempo reale sulla posizione effettiva dei vari elementi, si può identificare immediatamente se uno di questi si trova in un punto scorretto. Più in generale è necessaria una corretta programmazione della terapia.

3.8.3 Pulsante di arresto

Si tratta di un sistema di sicurezza che non può mancare. Un pulsante che fermi la riabilitazione e che, allo stesso tempo, rilasci le forze è strettamente necessario. Deve essere posizionato sul polso della mano che in quel momento sta utilizzando il dispositivo in modo che sia facilmente raggiungibile dalla mano non impegnata nella riabilitazione.

4 Conclusione

Volendo elencare gli aspetti positivi che questo dispositivo è in grado di fornire si è preparato questo rapido riassunto:

- È un dispositivo capace di sviluppare tutta la forza necessaria per la riabilitazione e rispecchia tutto il campo di moto del polso.
- Risulta indossabile, poco ingombrante e pesante grazie alla delocalizzazione tramite i cavi Bowden.
- Permette, tramite una corretta pianificazione della riabilitazione, di non necessitare dell'assistenza costante da parte di uno specialista.
- Risulta relativamente semplice nella struttura e nel funzionamento.

Presenta tuttavia una limitazione. Tale dispositivo non effettua alcun tipo di riabilitazione o aiuto nei confronti del movimento di Prono-supinazione, sebbene questo movimento non faccia parte dei movimenti del polso.

Infine, volendo proporre un percorso per migliorare ulteriormente il dispositivo, il sistema di connessione tra avambraccio e il dispositivo potrebbe non essere ottimale. Una fascia elastica, infatti, potrebbe muoversi un poco durante la riabilitazione oppure risultare troppo stretta e diminuire così il confort nell'utilizzo.

5 Bibliografia

- [1] M. S. S. A. N. K. M. P. S. A. M. Neha Singh, «Robotic Exoskeleton for Wrist and Fingers Joint in Post-Stroke Neuro-Rehabilitation for Low-Resource Settings».
- [2] A. H. a. G. W. G. Brigstocke, «The functional range of movement of the,» *Journal of Hand Surgery*.
- [3] J. F. Y. L. G. J. Yael Kaufman-Cohen, «Wrist Plane of Motion and Range During Daily Activities».
- [4] Z. C. H. W. a. T. Z. M. I. Hui Bian, «Mechanical Design of EFW Exo II : A Hybrid Exoskeleton for,» *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*.
- [5] G. Q. a. Y. T. Andrea Botta, «Wearable Passive Cable-Driven Wrist Rehabilitation Robot: Design and Preliminary Experiments».
- [6] C. G. R. M. K. O. James A. French, «SYSTEM CHARACTERIZATION OF MAHI EXO-II: A ROBOTIC EXOSKELETON FOR UPPER EXTREMITY REHABILITATION,» *Dynamic Systems and Control Conference*, 2014.
- [7] A. B. V. C. V. G. Q. GIOVANNI COLUCCI, «A PRELIMINARY SYNTHESIS OF A LIGHT AND COMPACT WEARABLE CABLE-DRIVEN PARALLEL ROBOT FOR WRIST JOINT REHABILITATION».
- [8] A. B. G. C. Y. T. Giuseppe Quaglia, «RehaWrist.q - Development of a 3 DoF Cable-Driven End-Effector Wearable Robot for Rehabilitation of the Wrist Joint».
- [9] a. M. E. A. A. T. K. M. S. A. M. A. Erhan Akdoğan*, «Hybrid impedance control of a robot manipulator for wrist and forearmrehabilitation: Performance analysis and clinical results».
- [10] D. o. W. G. a. F. a. W. E. f. S. Rehabilitation, «John A. Martinez, Paul Ng, Son Lu, McKenzie S. Campagna, Ozkan Celik, Member, IEEE».
- [11] *. J. L. 1. V. Q. 1. B. R. 2. A. B. 3. ,. F. H. 1. Jörg Eschweiler 1, «Anatomy, Biomechanics, and Loads of theWrist Joint,» *life*.

Bibliografia

- [12] M. S. B. R. M. H. a. W. M. M. Jennifer A. Nichols, «Decoupling the Wrist: A Cadaveric Experiment Examining,» *Journal of Applied Biomechanics Wrist Kinematics Following Midcarpal Fusion and Scaphoid Excision*.
- [13] R. D. C. W. F. B. J. G. A. R. B. Brumbaugh, «An In-Vivo Study of Normal Wrist».
- [14] M. Verutti, «Progettazione di dispositivo a cavi per la riabilitazione del polso,» 2022.
- [15] S. M. I. S. M. M. D. R. S. M. I. L. S. M. I. N. V. M. I. a. M. C. C. M. I. Marco Cempini, «Self-Alignment Mechanisms for Assistive Wearable Robots: A Kinetostatic Compatibility Method,» 2013.
- [16] A. Z. ,. A. J. F. ,. M. I. Haider A. Chishty, «Kinematic Compatibility of a Wrist Robot With Cable Differential Actuation: Effects of Misalignment Compensation via Passive Joints,» *IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL ROBOTICS AND BIONICS*, 2021.
- [17] K. K. a. J. A. Tomohito Higuma, «Low-Profile Two-Degree-of-Freedom Wrist Exoskeleton Device Using Multiple Spring Blades,» *IEEE ROBOTICS AND AUTOMATION LETTERS*, 2018.
- [18] K. I. a. Y. T. Ying-Chi Liu, «Kineto-Static Analysis and Design Optimization of a 3-DOF Wrist Rehabilitation Parallel Robot with Consideration of the Effect of the Human Limb».
- [19] P. K. J. ,. M. I. P. V. V. a. M. H. G. Shahid Hussain, «State-of-the-Art Robotic Devices for Wrist Rehabilitation: Design and Control Aspects,» *IEEE TRANSACTIONS ON HUMAN-MACHINE SYSTEMS*, 2020.
- [20] P. N. S. L. M. S. C. O. C. M. I. John A. Martinez, «Design of Wrist Gimbal: a Forearm and Wrist Exoskeleton for Stroke Rehabilitation».
- [21] O. C. S. M. I. M. K. O. M. I. Ali Utku Pehlivan, «Mechanical Design of a Distal Arm Exoskeleton for Stroke and Spinal Cord Injury Rehabilitation,» *International Conference on Rehabilitation Robotics*.
- [22] *. J. L. 1. V. Q. 1. B. R. 2. A. B. 3. ,. F. H. 1. Eschweiler 1, «Anatomy, Biomechanics, and Loads of the Wrist Joint,» *life*.
- [23] C. G. R. M. K. O. James A. French, «SYSTEM CHARACTERIZATION OF MAHI EXO-II: A ROBOTIC EXOSKELETON FOR UPPER EXTREMITY REHABILITATION».

- [24] S. M. P. M. K. P. H. T. M. K. S. M. B. 1. H Ojima MD, «Dynamic analysis of wrist circumduction: a new application of the biaxial flexible electrogoniometer,» *Clinical Biomechanics*, 1991.
- [25] J. F. Y. L. G. J. D. S. P. Yael Kaufman-Cohen, «Wrist Plane of Motion and Range During Daily Activities».

6 Ringraziamenti e dedica

Non è stato semplice completare questo percorso irto di difficoltà ed ostacoli. In questa ultima sezione desidero ringraziare le persone che mi hanno aiutato.

Vorrei ringraziare il mio correlatore Andrea Botta, la sua presenza costante, il suo atteggiamento costruttivo e i suoi consigli mi hanno permesso di realizzare un vero e proprio sogno.

Un ringraziamento particolare voglio esprimerlo per la mia ragazza Giulia. In questi anni mi ha sempre supportato e sostenuto. Mi ha alleggerito nei momenti difficili credendo in me e abbiamo festeggiato le piccole e grandi vittorie. Questo percorso è stato più facile avendo te accanto.

Vorrei però dedicare questo traguardo a due persone senza le quali tutto questo non sarebbe mai potuto accadere: i miei genitori.

Mamma, papà, il vostro amore e il vostro sostegno non sono mai mancati. Nelle difficoltà avete creduto in me e se ora posso festeggiare un traguardo come questo lo devo anche a voi. Spero che queste parole possano restare come per sempre come piccola dimostrazione del bene che vi voglio. Grazie.