

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Meccanica



**Politecnico
di Torino**

Tesi di Laurea Magistrale

Studio di un dispositivo esoscheletrico per eseguire la riabilitazione assistita del polso

Relatore

Giuseppe Quaglia

Candidato

Matteo Stabbio

Correlatore

Andrea Botta

Lorenzo Baglieri

Anno accademico 2025/2026

SOMMARIO

La riduzione della mobilità del polso dovuta a traumi incide significativamente sulla qualità della vita, rendendo necessari percorsi riabilitativi spesso limitati dall'elevata richiesta di personale specializzato. La riabilitazione assistita da robot si è mostrata particolarmente efficace, ma, ciò nonostante, non viene utilizzata frequentemente a causa di diversi fattori.

Il presente lavoro propone la progettazione di un dispositivo robotico indossabile di tipo esoscheletrico, azionato da cavi bowden, volto ad automatizzare e rendere più accessibile la terapia.

Il sistema è concepito per supportare sia la riabilitazione passiva (movimentazione dell'articolazione) sia quella attiva (allenamento muscolare tramite resistenza), coprendo i due gradi di libertà fondamentali: flessione-estensione e deviazione radio-ulnare. L'impiego dei cavi bowden consente di delocalizzare gli attuatori, riducendo drasticamente il peso della struttura a favore del comfort del paziente.

La metodologia di sintesi del robot si è focalizzata sull'individuazione di una catena cinematica atta ad imitare i movimenti dell'articolazione permettendo la presenza di disallineamento tra gli assi di rotazione del dispositivo e quelli del polso. Successivamente è stata svolta l'ottimizzazione della stessa, allo scopo di ottenere un rapporto di trasmissione prossimo all'unità anche in presenza di disallineamenti.

Attraverso l'analisi quasi-statica sono state determinate le forze e le sollecitazioni a cui il dispositivo è sottoposto quando esso applica una coppia al polso, tramite il sistema di attuazione. È stato poi dimensionato il sistema di trasmissione.

Inoltre, l'analisi quasi-statica ha permesso di dimensionare i giunti previsti nella catena cinematica e valutare le azioni che agiscono sull'articolazione.

I risultati presentati illustrano l'intero processo di ideazione, confermando la fattibilità di una soluzione robotica leggera ed efficace per l'uso clinico e potenzialmente domestico.

1 Indice

2	Indice delle Figure (List of Figures)	iv
3	Indice delle Tabelle (List of Tables)	x
4	Introduzione	11
4.1	Tema generale	11
4.2	La riabilitazione tradizionale e robotica	12
5	Articolazione del polso	15
5.1	Biomeccanica del polso	15
5.2	Angoli di movimento	17
5.3	Coppia, forza e velocità.....	19
6	Specifiche di progetto del dispositivo robotico.....	22
7	Sistema di riferimento adottato.....	23
8	Analisi cinematica del dispositivo in versione 1.0	25
8.1	Descrizione della catena cinematica.....	25
8.2	Analisi del rapporto di trasmissione di FE	27
8.2.1	Creazione del modello cinematico	27
8.2.2	Influenza del disallineamento sul rapporto di trasmissione.....	29
8.2.3	Influenza delle lunghezze dei link sul rapporto di trasmissione.....	30
8.3	Analisi del rapporto di trasmissione di RUD	32
8.3.1	Creazione del modello	32
8.3.2	Influenza del disallineamento sul rapporto di trasmissione di RUD	34
8.3.3	Influenza delle lunghezze dei link sul rapporto di trasmissione.....	35
8.4	Ottimizzazione delle lunghezze dei link.....	36
8.4.1	Premessa	36
8.4.2	Modello Simulink e impostazione dell'ottimizzatore	38
8.4.3	Risultati dell'ottimizzazione	40
8.5	Analisi del moto della guida prismatica	42

9	Analisi cinematica del dispositivo in versione 2.0	45
9.1	Descrizione della catena cinematica.....	45
9.2	Analisi del rapporto di trasmissione di RUD	47
9.2.1	Creazione del modello	47
9.2.2	Influenza del disallineamento sul rapporto di trasmissione.....	49
9.2.3	Influenza delle lunghezze dei link sul rapporto di trasmissione.....	50
9.3	Ottimizzazione delle lunghezze dei link.....	52
9.3.1	Premessa	52
9.3.2	Modello Simulink e impostazione dell'ottimizzatore	52
9.3.3	Risultati dell'ottimizzazione	54
9.4	Analisi del moto delle guide cilindriche	55
10	Confronto tra le due versioni.....	57
11	Analisi quasi-statica del dispositivo.	60
11.1	Diagramma di corpo libero di FE e determinazione delle forze agenti ...	60
11.1.1	Equazioni di equilibrio link a	62
11.1.2	Equazioni di equilibrio link b	63
11.1.3	Equazioni di equilibrio link "e" + "f"	63
11.1.4	Analisi delle coppie	64
11.1.5	Forza applicata alla cerniera mobile.....	66
11.1.6	Reazione vincolare al polso.....	66
11.2	Andamenti delle sollecitazioni presenti sui link durante FE.....	68
11.3	Diagramma di corpo libero di RUD e determinazione delle forze agenti	70
11.3.1	Equazioni di equilibrio link b"	72
11.3.2	Equazioni di equilibrio link b'	73
11.3.3	Equazioni di equilibrio link f	74
11.3.4	Equazioni di equilibrio link "e"	74
11.3.5	Analisi delle coppie	75
11.3.6	Forza applicata nel punto "D"	77

11.3.7	Reazione vincolare al polso.....	77
11.3.8	Momento torcente applicato dal link b e alla guida assiale	78
11.4	Andamenti delle sollecitazioni presenti sui link durante RUD.....	80
11.5	Determinazione delle forze vincolari che sollecitano l'articolazione durante un esercizio attivo.....	82
12	Studio del gruppo di attuazione.....	90
12.1	Dimensionamento della trasmissione bowden-tube.....	91
12.2	Scelta del motore e del riduttore	94
13	Modello esecutivo.....	96
13.1	Descrizione dei componenti del dispositivo	96
13.1.1	Gruppo interfaccia avambraccio.....	100
13.1.2	Gruppo portale.....	102
13.1.3	Gruppo guide assiali.....	104
13.1.4	Gruppo forcella.....	107
13.1.5	Interfaccia mano	109
13.1.6	Gruppo trasduttori di posizione	110
13.1.7	Esoscheletro completo	111
13.1.8	Gruppo supporto servomotori.....	112
13.2	Dimensionamento dei giunti	114
13.2.1	Giunti rotoidali in "A"	114
13.2.2	Giunto rotoidali in "B"	118
13.2.3	Guida assiale	122
13.2.4	Giunto rotoidale "C" ", giunto ad asse orizzontale	126
13.2.5	Giunto rotoidale "C" ", giunto ad asse verticale.....	128
14	Conclusioni.....	132
15	Bibliografia.....	134
16	Ringraziamenti.....	137

2 Indice delle Figure (List of Figures)

Figura 1 - Esempi di attività nella vita quotidiana	11
Figura 2 – Fisioterapista al lavoro	12
Figura 3 – Differenza cinematica tra sistemi esoscheletrici (a) e sistemi end-effector (b)	13
Figura 4 – Ossa costituenti l'articolazione del polso	15
Figura 5 – Gradi di libertà della mano.....	16
Figura 6 – Visualizzazione degli assi di rotazione ideali del polso.....	17
Figura 7 - Movimento di Flesso Estensione e Deviazione Radio Ulnare.....	18
Figura 8 – Tendini utilizzati per il movimento di Flesso-Estensione.....	19
Figura 9 – Tendini utilizzati per il movimento di Deviazione Radio Ulnare	19
Figura 10 – Modello meccanico semplificato del polso	20
Figura 11 – Coppia richiesta in base al tipo di attività.....	21
Figura 12 – Sistema di riferimento adottato.....	24
Figura 13 – Modello GIM della catena cinematica in versione 1.0	26
Figura 14- Descrizione grafica del modello matematico FE in versione 1.0	28
Figura 15 – Schema restituito dal modello matematico	29
Figura 16 - Rapporto di trasmissione FE al variare del disallineamento dx	30
Figura 17 - Rapporto di trasmissione FE al variare del disallineamento dz	30
Figura 18 – Influenza di “a” sul rapporto di trasmissione FE, $dx=5mm$ $dz=0mm$..	31
Figura 19 - Influenza di “a” sul rapporto di trasmissione FE, $dx=0mm$ $dz=-5mm$..	31
Figura 20 - Influenza di “e” sul rapporto di trasmissione FE, $dx=5mm$ $dz=0mm$..	31
Figura 21- Influenza di “e” sul rapporto di trasmissione FE, $dx=0mm$ $dz=-5mm$..	31
Figura 22 - Influenza di “f” sul rapporto di trasmissione FE, $dx=5mm$ $dz=0mm$...	32
Figura 23 - Influenza di “f” sul rapporto di trasmissione FE, $dx=0mm$ $dz=-5mm$..	32
Figura 24- Descrizione del modello matematico RUD in versione 1.0	33
Figura 25 – Schema restituito dal modello matematico	34

Figura 26 - Rapporto di trasmissione RUD al variare del disallineamento dx	35
Figura 27 - Rapporto di trasmissione RUD al variare del disallineamento dy	35
Figura 28 - Influenza di “e” sul rapporto di trasmissione RUD, $dx=5$ $dy=0$	36
Figura 29 - Influenza di “e” sul rapporto di trasmissione RUD, $dx=0$ $dy=5$	36
Figura 30 – Modello Simulink per l’ottimizzazione FE del dispositivo	39
Figura 31 - Rapporto di trasmissione FE ottimizzato al variare del disallineamento dx	41
Figura 32 - Rapporto di trasmissione FE non ottimizzato al variare del disallineamento dx	41
Figura 33- Rapporto di trasmissione FE ottimizzato al variare del disallineamento dz	41
Figura 34 - Rapporto di trasmissione FE non ottimizzato al variare del disallineamento dx	41
Figura 35 - Rapporto di trasmissione RUD ottimizzato al variare del disallineamento dx	41
Figura 36 - Rapporto di trasmissione RUD non ottimizzato al variare del disallineamento dx	41
Figura 37 - Rapporto di trasmissione RUD ottimizzato al variare del disallineamento dy	42
Figura 38 - Rapporto di trasmissione RUD non ottimizzato al variare del disallineamento dy	42
Figura 39 – Variazione dell’elemento “b” durante il movimento FE.....	42
Figura 40 – Variazione della lunghezza di “b” durante FE.....	43
Figura 41 – Variazione della lunghezza di “b” durante RUD.....	43
Figura 42 – Modello GIM della catena cinematica in versione 2.0	45
Figura 43- Descrizione del modello matematico RUD in versione 2.0	47
Figura 44- Definizione del disallineamento iniziale dx_0	48
Figura 45 – Schema restituito dal modello matematico.....	49
Figura 46 - Rapporto di trasmissione RUD al variare del disallineamento dx_0	50

Figura 47 - Rapporto di trasmissione RUD al variare del disallineamento dy	50
Figura 48 - Influenza di “e” sul rapporto di trasmissione RUD, $dx_0=5mm$ $dy=0mm$	51
Figura 49 - Influenza di “e” sul rapporto di trasmissione RUD, $dx_0=0mm$ $dy=5mm$	51
Figura 50 – Modello Simulink per l’ottimizzazione RUD del dispositivo	53
Figura 51 - Rapporto di trasmissione RUD ottimizzato al variare del disallineamento dx_0	55
Figura 52 - Rapporto di trasmissione RUD ottimizzato al variare del disallineamento dy	55
Figura 53 – Variazione dell’elemento “b” durante il movimento FE.....	55
Figura 54 – Variazione della lunghezza di “b” durante FE.....	56
Figura 55 – Variazione della lunghezza di “dx” durante RUD	56
Figura 56- Confronto tra le catene cinematiche analizzate.....	57
Figura 57- Confronto tra gli andamenti del rapporto di trasmissione FE.....	58
Figura 58- Confronto tra gli andamenti del rapporto di trasmissione RUD.....	58
Figura 59- Confronto tra gli andamenti FE dello spostamento della guida assiale tra le due versioni analizzate.....	59
Figura 60- Confronto tra gli andamenti RUD dello spostamento della guida assiale tra le due versioni analizzate	59
Figura 61 - Diagramma di corpo libero, analisi quasi-statica FE.....	61
Figura 62 - Diagramma corpo libero link “a”, FE	62
Figura 63 - Diagramma corpo libero link “b”, FE	63
Figura 64 - Diagramma corpo libero link “e”+“f”, FE	64
Figura 65 – Andamenti della coppia motrice e della coppia resistente (polso) al variare del disallineamento.....	65
Figura 66 – Differenza tra rapporto tra le coppie e rapporto di trasmissione	65
Figura 67 – Forze applicate nel giunto rotoidale “C’ ”	66
Figura 68 – Andamenti delle forze di reazione applicate dal polso.....	67

Figura 69 – Andamenti delle sollecitazioni.....	68
Figura 70- Diagramma di corpo libero 3D, analisi quasi-statica RUD.....	70
Figura 71 - Diagramma di corpo libero, analisi quasi-statica RUD.....	71
Figura 72 - Diagramma corpo libero link “b””, RUD.....	73
Figura 73 - Diagramma corpo libero link “b’”, RUD.....	73
Figura 74 - Diagramma corpo libero link “f’”, RUD.....	74
Figura 75 - Diagramma corpo libero link “e’”, RUD	75
Figura 76 – Andamenti della coppia motrice e della coppia resistente (polso) al variare del disallineamento.....	76
Figura 77 – Differenza tra rapporto tra le coppie e rapporto di trasmissione	76
Figura 78 – Forze applicate nel punto “D” della catena cinematica	77
Figura 79 – Andamenti delle forze di reazione applicate dal polso.....	78
Figura 80 – Momento torcente applicato alla guida assiale	79
Figura 81 – Andamenti delle sollecitazioni.....	81
Figura 82 – Schema meccanico semplificato della mano	83
Figura 83 - Reazione vincolare al polso in assenza di disallineamento durante FE84	
Figura 84 - Reazione vincolare al polso in presenza di disallineamento in direzione Z di 5mm durante FE.....	85
Figura 85 - Reazione vincolare al polso in presenza di disallineamento in direzione X di 5mm durante FE.....	86
Figura 86 - Reazione vincolare al polso in assenza di disallineamento durante RUD	87
Figura 87 - Reazione vincolare al polso in presenza di disallineamento in direzione X di 5mm durante RUD.....	88
Figura 88 - Reazione vincolare al polso in presenza di disallineamento in direzione Y di 5mm, durante RUD.....	89
Figura 89 – Possibile disposizione della trasmissione bowden	90
Figura 90 – Descrizione della trasmissione bowden	91
Figura 91 – Immagini di filo e tubo utilizzabili per la trasmissione bowden	93

Figura 92 – Motoriduttore individuato	95
Figura 93 – Modello CAD del dispositivo	96
Figura 94 – Gruppi che compongono il dispositivo.....	97
Figura 95 – Immagini di inserti filettati.....	98
Figura 96 – Immagini di boccole e guide lineari utilizzate.....	98
Figura 97 – Trasduttore potenziometrico.....	99
Figura 98 – Gruppo interfaccia avambraccio.....	100
Figura 99 – Gruppo interfaccia avambraccio esploso	101
Figura 100 – Gruppo portale.....	102
Figura 101 – Gruppo portale esploso.....	104
Figura 102 – Gruppo guide assiali	104
Figura 103 - Gruppo guide assiali esploso	106
Figura 104 – Gruppo forcella	107
Figura 105 – Gruppo forcella esploso	108
Figura 106 – Gruppo interfaccia mano	109
Figura 107 – Gruppo trasduttori di posizione.....	110
Figura 108 – Assieme completo	111
Figura 109 – Gruppo supporto servomotori.....	112
Figura 110 – Gruppo supporto servomotori esploso.....	113
Figura 111 - Reazione vincolare in “A” divisa tra le due boccole	115
Figura 112 - Forze di reazione dovute all’applicazione di una coppia RUD	115
Figura 113 - Bilanciamento del momento torcente presente sul link “b”	116
Figura 114 - Forza di tiro della trasmissione bowden-tube durante l’applicazione della coppia FE.....	116
Figura 115 – Boccola	117
Figura 116 - Reazione vincolare in “B”	118
Figura 117 - Momento flettente presente nel punto “B”	119
Figura 118 - Momento torcente presente sul link b	120

Figura 119 - Forza di reazione dovuta al tiro della trasmissione bowden-tube durante l'applicazione della coppia RUD.....	121
Figura 120 – Boccola	122
Figura 121 - Momento flettente presente nel punto B.....	123
Figura 122 - Applicazione della coppia RUD.	123
Figura 123 - Effetto della reazione vincolare in B	124
Figura 124 - Effetto della azione di taglio presente sul link “b”	124
Figura 125 - Effetto del momento torcente presente sul link “b”	125
Figura 126 – Guida lineare individuata.....	125
Figura 127 - Forza radiale “ F_c ”	126
Figura 126 - Forza radiale dovuta al momento torcente presente sul link “b”	127
Figura 129 – Boccola	127
Figura 130 - Forza radiale F_c del moto RUD	129
Figura 131 - Forza radiale dovuta al momento flettente agente sul link “f”	129
Figura 132 - Forza radiale dovuta al momento flettente agente sul link “f” durante l'applicazione di una coppia FE.	130
Figura 133 – Boccola	131

3 Indice delle Tabelle (List of Tables)

Tabella 1 – Ampiezza media degli angoli di movimento	18
Tabella 2- Parametri costanti e variabili inseriti nell'ottimizzazione.....	39
Tabella 3 – Risultati dell'ottimizzazione	40
Tabella 4 – Parametri costanti e variabili inseriti nell' ottimizzazione	54
Tabella 5 – Risultato dell'ottimizzazione	54
Tabella 6- Risultati analisi quasi-statica FE, sollecitazioni presenti sui link	69
Tabella 7 - Risultati analisi quasi-statica reazioni vincolari delle cerniere fisse	69
Tabella 8 - Risultati analisi quasi-statica RUD, sollecitazioni presenti sui link	81
Tabella 9 - Risultati analisi quasi-statica reazioni vincolari delle cerniere fisse	81
Tabella 10 – Caratteristiche del filo	92
Tabella 11 – Determinazione del diametro della puleggia	93
Tabella 12 – Specifiche per l'individuazione del motoriduttore.....	94

4 Introduzione

4.1 Tema generale

Si stima che circa tre quarti della popolazione in età lavorativa possa subire uno o più infortuni di varia gravità agli arti superiori, con una probabilità del 50% circa che questi casi riguardino lesioni all'avambraccio e al polso.

Le attività riabilitative frequenti e intensive consentono il recupero della mobilità articolare dopo un periodo di immobilità e la capacità di recuperare la manualità nelle attività della vita quotidiana (*ADL*) [1], [2].

L'articolazione del polso è molto importante nelle attività quotidiane (*figura 1*) considerato il fatto che viene utilizzata per quasi tutte le azioni che concernono l'uso delle mani. In caso di lesione è fondamentale un'attenta riabilitazione che permetta di non perdere mobilità e forza nella mano.



Figura 1 - Esempi di attività nella vita quotidiana

Le ragioni che possono portare a lesioni del polso sono molteplici, tra cui, oltre alle fratture, l'usura dovuta al tempo ed all'attività sportiva. La riabilitazione svolge, inoltre, un ruolo fondamentale anche nella rieducazione di un arto in seguito a ictus.

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 dedicata per diverso tempo ad un singolo paziente (*figura 2*).



Figura 2 – Fisioterapista al lavoro

4.2 La riabilitazione tradizionale e robotica

La riabilitazione tradizionale del polso, intesa come quella eseguibile tramite l'azione di un fisioterapista esperto, varia in base al tipo di lesione da curare e si compone di diversi passaggi. Solitamente la mobilità del paziente passa da essere praticamente assente, fino al recupero completo, con aumento graduale dell'ampiezza dei movimenti durante la terapia [3].

Il percorso riabilitativo generalmente comprende l'esecuzione di movimenti attivi e di movimenti passivi. Durante un esercizio attivo, è il paziente a dover

attuare il movimento attraverso la propria muscolatura. Viceversa, durante un esercizio passivo, l'articolazione è mossa da forze esterne, ad esempio dal fisioterapista, con l'obiettivo di raggiungere angoli di movimento non raggiungibili autonomamente dal paziente.

Recentemente la riabilitazione robotica ha acquisito crescente interesse per la possibilità di ripetere accuratamente i movimenti necessari alla riabilitazione senza l'intervento diretto del terapeuta e diversi studi clinici ne confermano l'efficacia [4].

In letteratura sono riportati diversi dispositivi robotici progettati per eseguire la riabilitazione all'articolazione del polso, o in generale all'arto superiore. Questi dispositivi vengono generalmente suddivisi in due categorie: *end-effector* e *robot esoscheletrici*. Nel primo caso, la mano del paziente afferra o è vincolata al "tool" del robot che la guida nei suoi movimenti riabilitativi. Nel secondo caso, la catena cinematica del dispositivo robotico lavora parallelamente all'arto del paziente e i suoi giunti riproducono i gradi di libertà dell'articolazione. La *figura 3* mostra sinteticamente tale differenza.

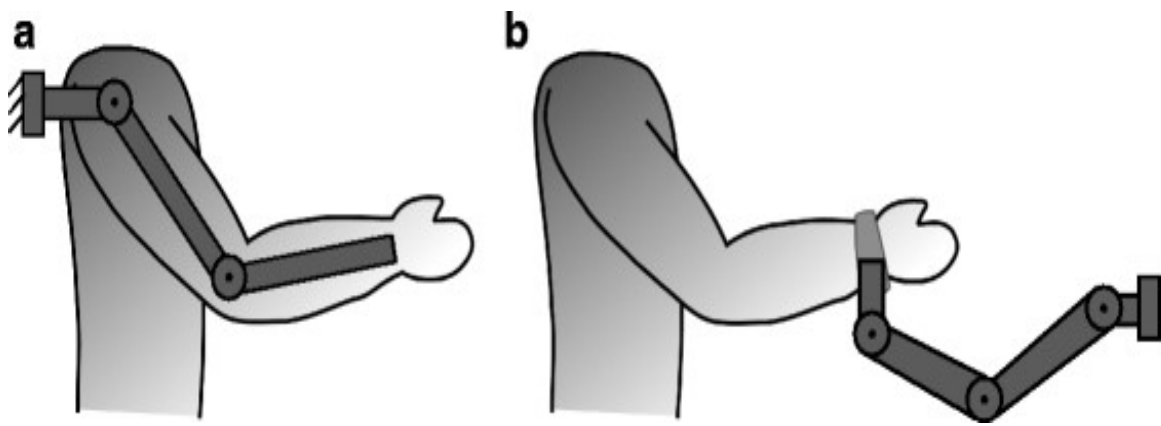


Figura 3 – Differenza cinematica tra sistemi esoscheletrici (a) e sistemi end-effector (b)

I robot *end-effector* possono facilmente raggiungere i gradi di libertà (*DoF*) necessari, ma l'applicazione precisa di forze e coppie è complessa poiché i loro giunti non corrispondono a quelli del paziente. Viceversa, i robot esoscheletrici permettono un'efficace applicazione di forze e coppie sull'articolazione, ma è più

complesso ottenere molti *DoF*. In questo caso occorre prestare particolare attenzione al corretto allineamento tra dispositivo e articolazione, in quanto durante l'utilizzo si possono generare forze indesiderate che possono danneggiare il dispositivo e, più importante, gravare sull'articolazione.

Va precisato che le articolazioni del corpo sono molto complesse (La *figura 4* mostra le ossa che costituiscono il polso) così come i movimenti che permettono. Essi non avvengono quasi mai attorno ad un asse di rotazione fisso come nei giunti meccanici, con cui, invece, sono costruiti i robot. È quindi necessario adottare opportuni accorgimenti in modo da compensare i disallineamenti portati dall'articolazione e nel caso degli esoscheletri, dal loro fissaggio sull'arto. [5]

Nonostante la riabilitazione assistita da robot si sia dimostrata efficace per eseguire le terapie, e nel corso del tempo siano state proposte diverse soluzioni [6] [7] [8], raramente queste hanno avuto successo. Alcune delle principali cause sono riconducibili all'eccessivo ingombro e peso, all'ergonomia, alla capacità del sistema di applicare la giusta forza e il corretto movimento; alla difficoltà del sistema robotico di assecondare il moto dell'articolazione, in particolare compensare i disallineamenti ed evitare la generazione di forze indesiderate sull'articolazione. Inoltre, soluzioni troppo complesse e articolate possono indurre sul paziente sensazione di disagio, aspetto non trascurabile.

5 Articolazione del polso

5.1 Biomeccanica del polso

Il polso basa il suo funzionamento sulla morfologia delle ossa carpali e quelle adiacenti, oltre alla presenza di numerosi legamenti. La coesione del polso è assicurata dalla forma delle ossa carpali e da oltre 30 legamenti [9].

L'articolazione del polso è costituita da otto ossa carpali, che separano l'avambraccio, composto da radio e ulna, dalle cinque ossa metacarpali (*figura 4*). Le ossa carpali sono disposte secondo due file: la fila carpale prossimale (PCR), a contatto con radio e ulna; e la fila carpale distale (DCR), a contatto con le ossa metacarpali.

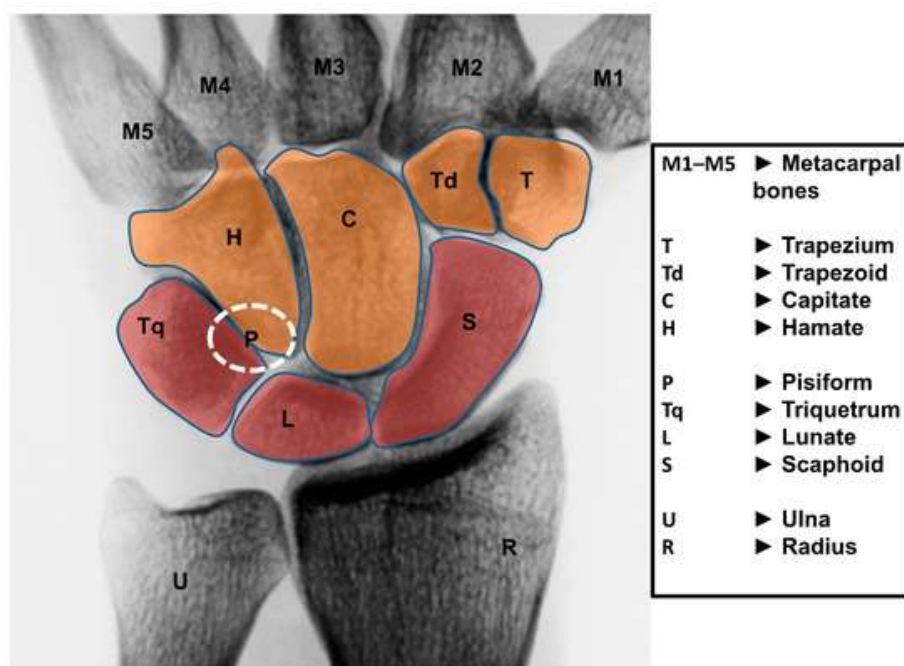


Figura 4 – Ossa costituenti l'articolazione del polso

Le ossa del DCR sono tra loro legate l'una all'altra tramite forti legamenti ed essenzialmente, si comportano come un unico corpo, creando un'unità funzionale. Ulteriori legamenti connettono le ossa del DCR con le ossa metacarpali. Questa connessione legamentosa quasi rigida consente di considerare il DCR e le ossa

metacarpali come parte di un'unità che si muove in risposta alle forze dei muscoli situati nell'avambraccio.

Le ossa del PCR, rispetto alla DCR, possiedono maggiore mobilità, ed insieme, formano una superficie convessa che si inserisce nella forma concava del radio e dell'ulna. Nessuno dei muscoli che agisce sul polso è connesso alla PCR [10], tutti i tendini che influenzano il movimento del polso agiscono a livello della DCR. Invece, il movimento della PCR dipende dalle forze meccaniche scambiate all'interno dell'articolazione.

L'articolazione del polso è un collegamento complesso, ma dal punto di vista funzionale è un giunto a due gradi di libertà (DoF), mostrati in *figura 5*. Esso permette il movimento di flessione-estensione (FE) ed il movimento di deviazione radio-ulna (RUD). Il terzo grado di libertà di cui la mano è dotata, denominato Prono-Supinazione (SP), non deriva dall'articolazione del polso, ma è dovuto ad una combinazione di movimenti che agiscono all'interno dell'avambraccio. Più precisamente alla rotazione del radio e dell'ulna a livello del gomito.

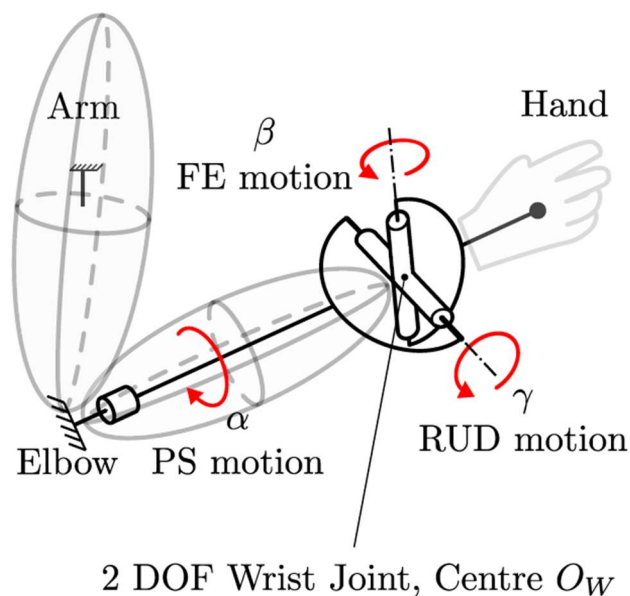


Figura 5 – Gradi di libertà della mano

Articolazione del polso

Diversi studi in vivo hanno suggerito che i movimenti del polso, FE e RUD, per quanto complessa sia l'articolazione, si possono considerare, in modo semplificato, come due rotazioni intorno a due assi ortogonali e non intersecanti (*figura 6*), distanziati approssimativamente di 5 mm circa [11].

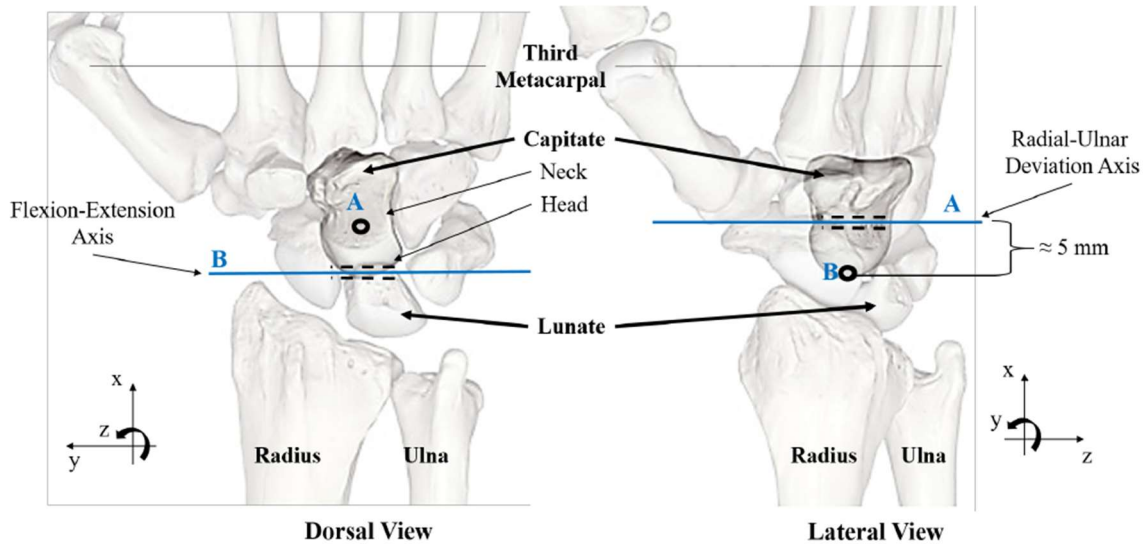


Figura 6 – Visualizzazione degli assi di rotazione ideali del polso

Nella realtà, l'articolazione permette movimenti rotativi molto più complessi, nei quali l'asse di istantanea rotazione non è fisso ma subisce degli spostamenti.

In letteratura sono presenti diversi modelli con cui descrivere più o meno accuratamente il comportamento dell'articolazione [10].

Nonostante la complessità, gli assi di rotazione subiscono spostamenti di pochi millimetri per cui è possibile adottare, nel nostro caso, il modello più semplice avente due assi di rotazione fissi e ortogonali.

5.2 Angoli di movimento

Come già accennato in precedenza, il polso umano permette di orientare la mano nello spazio attraverso due rotazioni, cioè la Flesso-Estensione (FE) e la Deviazione Radiale-Ulnare (RUD), anche combinati tra loro (*figura 7*).

Articolazione del polso

Il principale scopo della terapia riabilitativa è il recupero della mobilità, incrementando gradualmente il range di movimento. L'ampiezza massima dei movimenti, RoM (Range of Motion), che l'articolazione consente sono particolarmente variabili e dipendono soprattutto dalla fisionomia della persona in esame e dalla presenza di lesioni precedenti. Durante le attività di vita quotidiana, ADL (Activities of Daily Living), viene sfruttata solo una parte dell'intero range di movimento che un'articolazione sana può offrire. Ragion per cui, l'attività riabilitativa si concentra soprattutto sull'incremento della mobilità articolare all'interno di tale range.

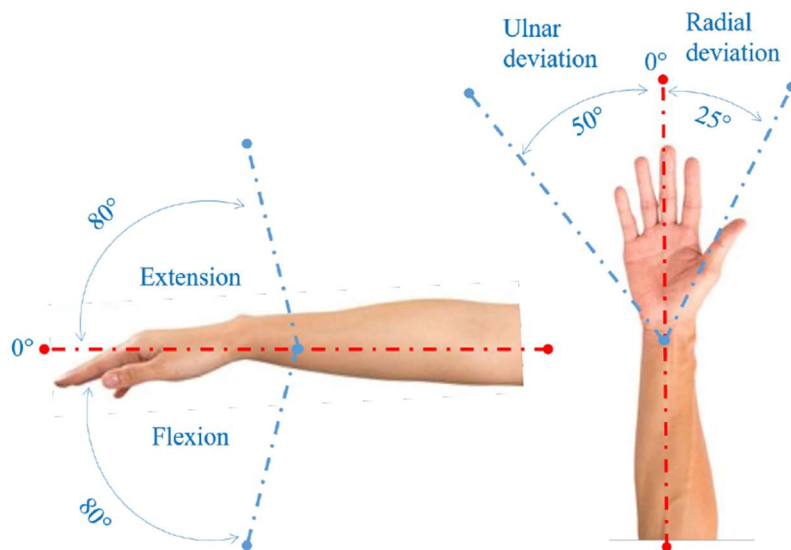


Figura 7 - Movimento di Flesso Estensione e Deviazione Radio Ulnare

In letteratura è possibile reperire diversi articoli riguardo la mobilità articolare del polso, ma i dati contenuti sono discretamente variabili. Dall'analisi di diverse fonti [12] [13] [6] [14] [15], sono emersi i seguenti range medi di ampiezza per quanto riguarda RoM ed ADL.

Tabella 1 – Ampiezza media degli angoli di movimento

Tipo di movimento	Angoli ROM	Angoli ADL
$FE_{min,max}$ estensione (-) flessione (+)	$[-71^{\circ}, 73^{\circ}]$	$[-54^{\circ}, 60^{\circ}]$
$RUD_{min,max}$ deviazione ulnare (-) deviazione radiale (+)	$[-33^{\circ}, 19^{\circ}]$	$[-33^{\circ}, 19^{\circ}]$

5.3 Coppia, forza e velocità

La produzione delle forze muscolari agenti sul polso richiede l'azione coordinata di diversi muscoli situati principalmente nell'avambraccio. I tendini attraversano il polso e si innestano sulle ossa metacarpali, come mostrato nella *figura 8* e nella *figura 9* proposte. [9]

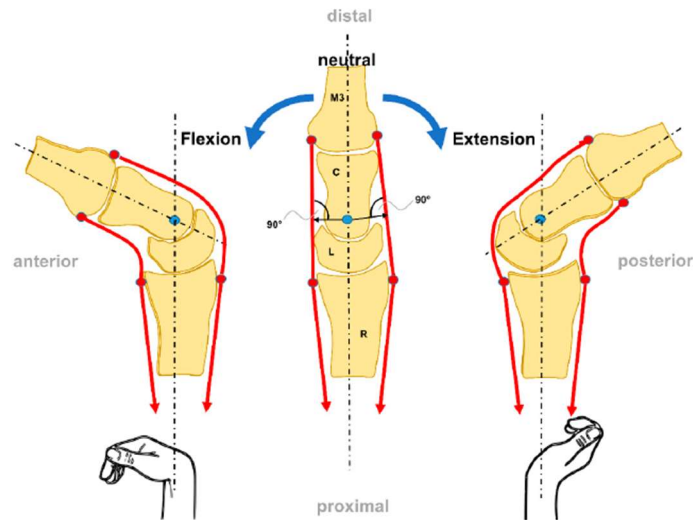


Figura 8 – Tendini utilizzati per il movimento di Flesso-Estensione

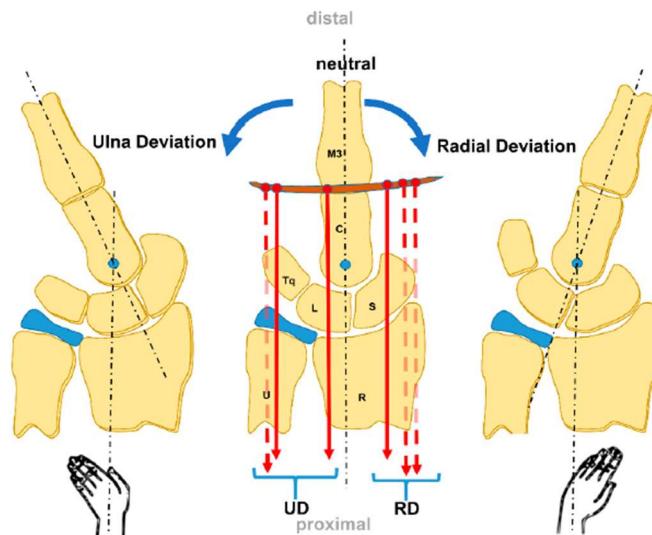


Figura 9 – Tendini utilizzati per il movimento di Deviazione Radio Ulnare

Da questa architettura deriva che le forze e coppie esterne applicate alla mano durante un'attività, contribuiscono solo in parte a generare il carico sull'articolazione. Gran parte della forza a cui l'articolazione è sottoposta è generata

Articolazione del polso

delle forze muscolari necessarie a contrastare le azioni esterne, essendo il polso meccanicamente simile a una leva del terzo tipo (*figura 10*).

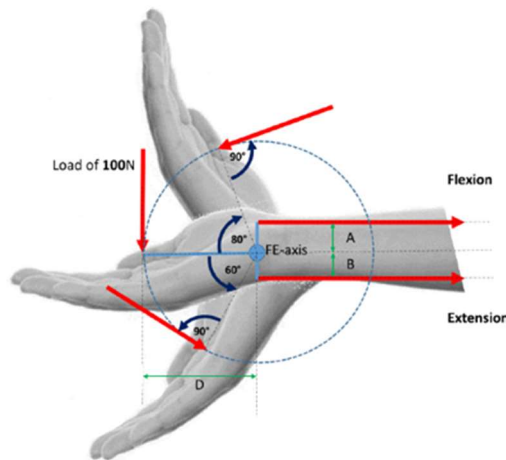


Figura 10 – Modello meccanico semplificato del polso

In letteratura, un carico agente sull'articolazione di circa 100-150N viene indicato tollerabile e sicuro, mentre con un carico assiale di 1700N è associato un rischio infortunio pari al 50% [16] [17] [18]. Ovviamente questi valori sono indicativi e servono per dare un ordine di grandezza alla forza a cui l'articolazione è sottoposta.

Analizzando invece forze e coppie esercitabili da un individuo sano, queste sono particolarmente variabili e dipendono fortemente dal tipo di attività e dalla frequenza con cui l'azione viene svolta. In letteratura è possibile trovare diverse fonti a riguardo; la *figura 11* mostra la coppia richiesta in base al tipo di attività. In generale, durante le attività quotidiane viene richiesta una coppia di 8-14Nm per FE e 1,3Nm per RUD. [13]

Addentrando nel campo della riabilitazione, i valori di coppia consigliati per eseguire esercizi riabilitativi, attivi e passivi, sono compresi tra 0,3Nm e un massimo di 1,5Nm. Sostanzialmente, nel caso di un esercizio passivo, la coppia esercitata è di fatto quella necessaria a muovere la mano stessa e la resistenza dovuta all'articolazione. Nel caso di un esercizio attivo, la coppia deve contrastare la forza muscolare del paziente, pur comunque restando limitata. L'immagine successiva mostra quanto detto in precedenza.

Articolazione del polso

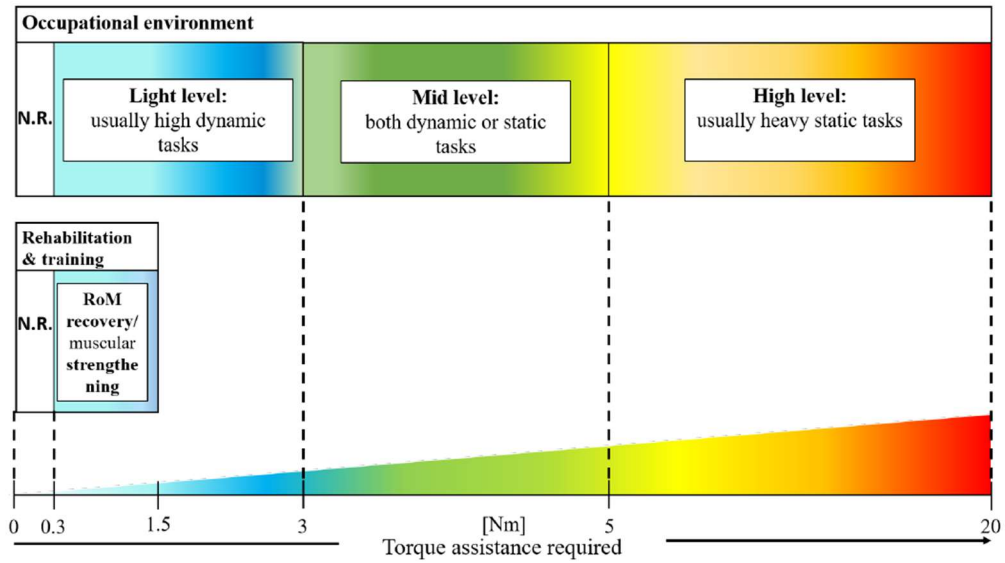


Figura 11 – Coppia richiesta in base al tipo di attività

Per quanto concerne la velocità, in letteratura non è specificata una velocità massima con cui è possibile muovere la mano nei due gradi di libertà (FE e RUD). Ma è consigliabile eseguire i movimenti riabilitativi con una frequenza, “ f_{rehab} ”, di circa 0,25Hz. [13]

Conoscendo gli estremi del campo di moto che il polso permette (ADL), sintetizzati in *tabella 1*, è possibile risalire, almeno in modo approssimativo, a una velocità di rotazione massima con cui il movimento riabilitativo va eseguito. Le velocità di rotazione, definite rispettivamente come “ $\omega_{FE,max}$ ” e “ $\omega_{RUD,max}$ ”, risultano come di seguito:

$$\omega_{FE,max} = 2 \cdot (FE_{max} - FE_{min}) \cdot f_{rehab} \quad \rightarrow \quad \omega_{max,FE} \cong 2 \cdot 140 \cdot 0,25 = 70 \text{ } ^\circ/s$$

$$\omega_{RUD,max} = 2 \cdot (RUD_{max} - RUD_{min}) \cdot f_{rehab} \quad \rightarrow \quad \omega_{max,RUD} \cong 2 \cdot 60 \cdot 0,25 = 30 \text{ } ^\circ/s$$

6 Specifiche di progetto del dispositivo robotico

Lo scopo di questo lavoro è quello di progettare un dispositivo robotico in grado di supportare il processo di riabilitazione del polso durante le sedute di fisioterapia.

Recentemente la riabilitazione robotica ha acquisito crescente interesse soprattutto per la possibilità di ripetere accuratamente gli esercizi riabilitativi, con dimostrata efficacia, senza l'intervento diretto, e soprattutto continuativo, di un terapeuta esperto [4].

Nonostante diversi studi e soluzioni proposte, la riabilitazione assistita da robot non è ancora particolarmente diffusa e le cause hanno origine in diversi aspetti. I più rilevanti sono: la difficoltà di applicare coppie e rotazioni accurate sull'articolazione, il peso del dispositivo, l'ergonomia e il possibile disagio indotto sul paziente.

Fatta questa breve premessa, il sistema robotico studiato dovrà essere in grado di assistere i due movimenti del polso, ovvero il movimento di Flesso-Estensione (FE) ed il movimento di Deviazione Radio-Ulnare (RUD). L'ampiezza dei movimenti eseguibili deve possibilmente coprire l'intero range di movimento di una articolazione sana (RoM), e il dispositivo deve avere una ottima performance per quanto riguarda i movimenti frequenti (ADL) sui quali la riabilitazione si focalizza maggiormente. In sintesi, l'ampiezza dei movimenti che il dispositivo deve consentire è: circa $\pm 70^\circ$ per FE e circa $\pm 30^\circ$ per RUD.

Adottare una soluzione ad esoscheletro risulta vantaggiosa in quanto, facendo coincidere i giunti del dispositivo con i gradi di libertà dell'articolazione, l'applicazione accurata di coppie e rotazioni risulta più semplice rispetto ai sistemi end-effector, ma la realizzazione del dispositivo è molto più difficoltosa perché questo va integrato sull'arto del paziente.

L'articolazione del polso è piuttosto complessa e i moti di FE e RUD descritti in precedenza non sono semplici rotazioni. Tra gli assi di rotazione dell'esoscheletro e quelli ideali dell'articolazione sarà sempre presente un disallineamento più o meno

marcato e il dispositivo deve poterlo compensare. In caso contrario, durante il funzionamento si andrebbero a generare delle forze indesiderate a livello dell'articolazione, con annesso rischio di infortunio. Va precisato che il disallineamento può provenire sia da un fissaggio arbitrario del dispositivo sull'arto del paziente, che dalla complessità del movimento permesso dall'articolazione.

Il dispositivo robotico dovrà essere in grado di eseguire movimenti attivi e passivi necessari durante le sedute riabilitative. Quindi attuatori, trasmissione e la struttura dell'esoscheletro devono essere opportunamente dimensionati per garantire la coppia e la velocità necessaria. Si ricorda che i valori di coppia consigliati per eseguire esercizi riabilitativi sono compresi tra 0,3Nm e un massimo di 1,5Nm [13], [3].

Utilizzando questa soluzione costruttiva, il peso e l'ergonomicità del dispositivo acquistano una rilevanza ancora maggiore. Il dispositivo deve essere leggero e pratico, in modo da non gravare eccessivamente sull'arto del paziente, soprattutto se si pensa ad un uso prolungato dello stesso.

7 Sistema di riferimento adottato

Per una corretta interpretazione del lavoro svolto e una corretta interpretazione di dati e formule, è necessario adottare un sistema di riferimento univoco, che sarà mantenuto per tutto il progetto.

Il sistema di riferimento utilizzato (*figura 12*) ha il suo punto centrale al centro del polso. L'asse "X" è passante per il centro del polso ed è orientato distalmente, ovvero ha direzione positiva verso le dita della mano. L'asse "Z" risulta positivo nel verso uscente dal dorso della mano, nel caso della mano destra; al contrario nel caso della mano sinistra. L'asse "Y" risulta definito come terzo asse della terna destrorsa.

Le rotazioni intorno a un dato asse sono definite positive secondo la regola della mano destra. Per cui il movimento di flessione del polso consiste in una rotazione positiva intorno all'asse "Y". Viceversa, per un movimento di estensione del polso.

Sistema di riferimento adottato

Il movimento di deviazione radiale consiste in una rotazione positiva attorno a “Z”, mentre la deviazione ulnare risulta una rotazione negativa sempre intorno a “Z”.

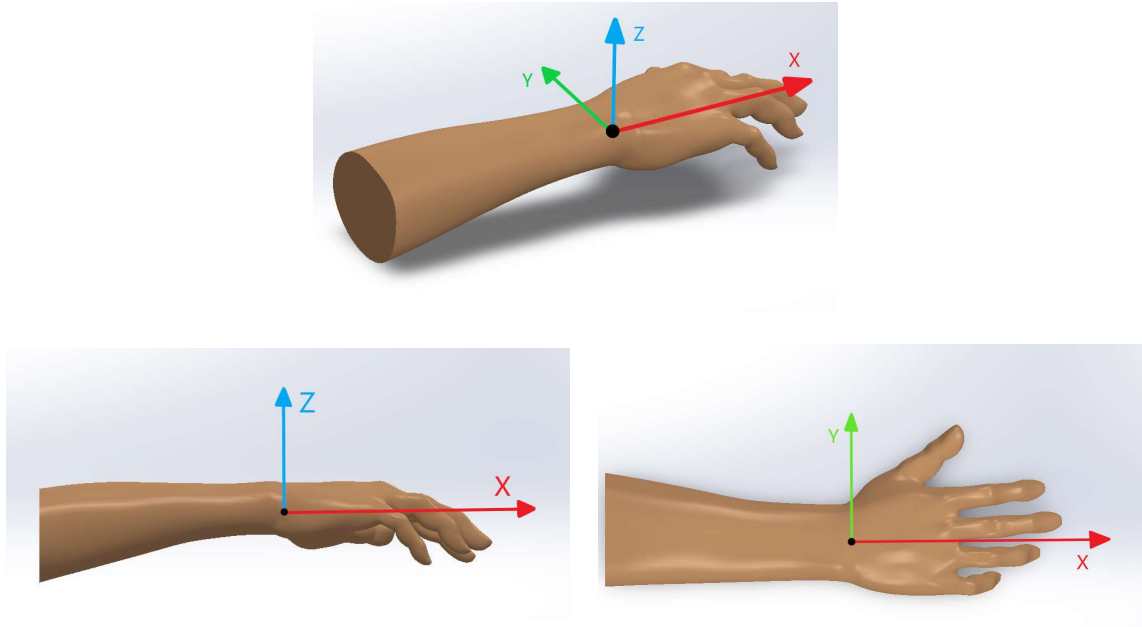


Figura 12 – Sistema di riferimento adottato

8 Analisi cinematica del dispositivo in versione 1.0

8.1 Descrizione della catena cinematica

L'articolazione del polso permette alla mano di compiere due rotazioni, denominate Flesso-Estensione (FE) e Deviazione Radio-Ulnare (RUD).

Per questa prima versione, si è scelto di ideare il dispositivo andando a emulare le rotazioni permesse dall'articolazione tramite due coppie rotoidali, una per il moto di FE e una per il moto RUD.

Siccome il dispositivo deve poter compensare la presenza di un disallineamento arbitrario tra i suoi assi di rotazione e quelli ideali dell'articolazione, sarà necessario inserire all'interno della catena cinematica ulteriori giunti al fine di permetterne l'adattabilità. Gli assi di rotazione reali dell'articolazione non sono fissi, ma cambiano posizione a seconda dell'inclinazione assunta dalla mano, e quindi non sono replicabili tramite semplici coppie rotoidali. Inoltre, bisogna considerare che tra gli assi di rotazione del dispositivo e quelli reali del polso, non ci sarà mai assoluta coincidenza per vari fattori, ad esempio il fissaggio variabile del dispositivo sull'avambraccio e la differente fisionomia tra gli individui. Per cui è fondamentale che il dispositivo progettato possa far fronte ad eventuali disallineamenti.

L'analisi cinematica dei gradi di libertà e dei giunti necessari è stata fatta con il software GIM, il quale permette di individuare velocemente le proprietà di un dato modello cinematico, 2D o 3D, e valutare quali tipologie di giunti sono necessari allo scopo.

Il modello cinematico (*figura 13*) è stato realizzato inserendo lunghezze dei link e posizione dei punti in modo arbitrario, ma comunque realistico. All'interno del modello l'articolazione è stata semplificata come un giunto sferico "P", ovvero, come se permettesse di ruotare liberamente la mano rispetto l'avambraccio anche attorno all'asse "X". Nella realtà l'articolazione permette piccole torsioni dovute alla

sua cedevolezza, ma il dispositivo non deve sollecitare il polso in tal modo. Così facendo si assume che il polso non possa generare delle reazioni vincolari di torsione in seguito alle azioni imposte dal dispositivo, condizione che deve essere evitata.

Per permettere al dispositivo di assecondare i disallineamenti, è necessario inserire nella catena cinematica ulteriori giunti, ma i gradi di libertà totali devono essere sempre pari a 2, ovvero la rotazione FE e la rotazione RUD.

Dallo studio eseguito, risulta essere necessario inserire all'interno della catena cinematica altri tre giunti, ovvero: una guida prismatica, "GP", e due coppie rotoidali, "C'" e "C'", opportunamente orientate nello spazio.

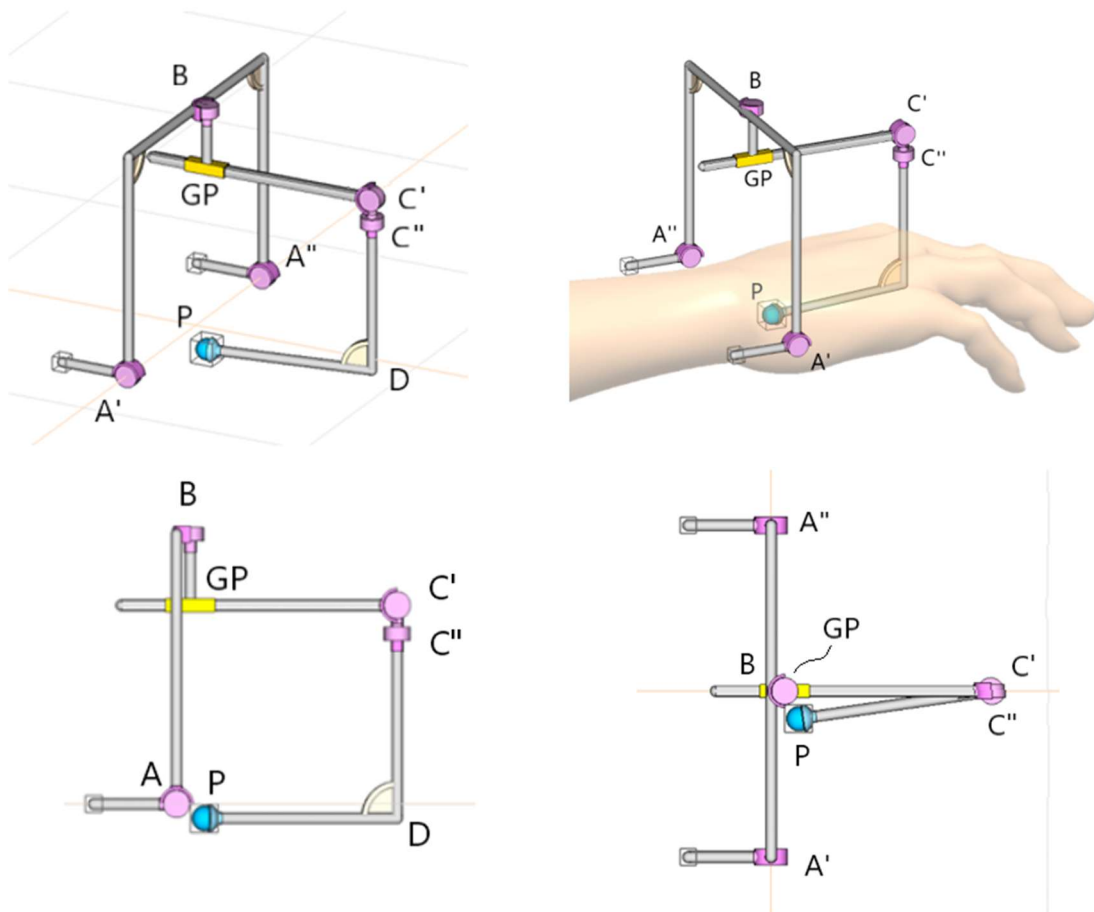


Figura 13 – Modello GIM della catena cinematica in versione 1.0

Come da specifica, la catena cinematica presenta due gradi di libertà e permette di assecondare eventuali disallineamenti tra i suoi assi di rotazione e quelli del polso. Si è riscontrato che la guida prismatica è essenziale per permettere al

dispositivo di muoversi sia in FE che in RUD. La sua eventuale sostituzione con una guida cilindrica (che permette la rotazione assiale dell'elemento scorrevole) aumenta i gradi di libertà del dispositivo. La prima coppia rotoidale interviene durante il moto FE, mentre la seconda durante il moto RUD. Nel caso di disallineamento nullo, i giunti inseriti risultano superflui.

Riassumendo, il dispositivo è composto dalla seguente catena cinematica:

1. Giunti rotoidali "A'" e "A'" collegano il telaio vincolato sull'avambraccio, al primo elemento a portale che si estende sulla parte superiore del polso. Essi consentono la rotazione FE del polso;
2. Giunto rotoidale "B" con asse verticale per il movimento RUD. Collega il link, a portale, con il secondo elemento costituito da una puleggia (asse verticale) e da un alloggiamento per una guida prismatica "GP";
3. Giunto prismatico "GP" che si sviluppa lungo la lunghezza della mano e che consente al dispositivo di adattarsi alla posizione variabile degli assi di rotazione reali del polso;
4. Giunto rotoidale con asse di rotazione "C'" orientato parallelamente a "Y" che permette al dispositivo di adattarsi ai disallineamenti durante il moto di FE;
5. Giunto rotoidale con asse di rotazione "C'" orientato parallelamente a "Z" che permette al dispositivo di adattarsi ai disallineamenti durante il moto di RUD;
6. Giunto sferico "P" che emula l'articolazione del polso ed ha posizione fissa nello spazio.

8.2 Analisi del rapporto di trasmissione di FE

8.2.1 Creazione del modello cinematico

Tramite il software Matlab è stato creato un modello cinematico 2D del dispositivo per quanto riguarda il moto di FE. Lo script risolve il sistema derivato

dalle equazioni di chiusura per determinare l'angolo di rotazione della prima coppia rotoidale della catena cinematica, partendo da una posizione di FE del polso nota.

Nel modello viene utilizzato il polso come "movente" e la coppia rotoidale come "cedente", invertendo il problema. Questa scelta è giustificata dal fatto che il campo di moto di FE del polso è noto, ricavato in letteratura (+/- 70°), mentre la posizione angolare del meccanismo, "FE_{att}", è dipendente dalla geometria dello stesso, oltre che dalla posizione assunta dal polso.

Il modello matematico e lo script fanno riferimento allo schema in *figura 14*, rappresentante la catena cinematica semplificata per il solo moto di FE. Il disallineamento che si ha tra asse polso e asse dispositivo è composto dalle quote "dx" e "dz".

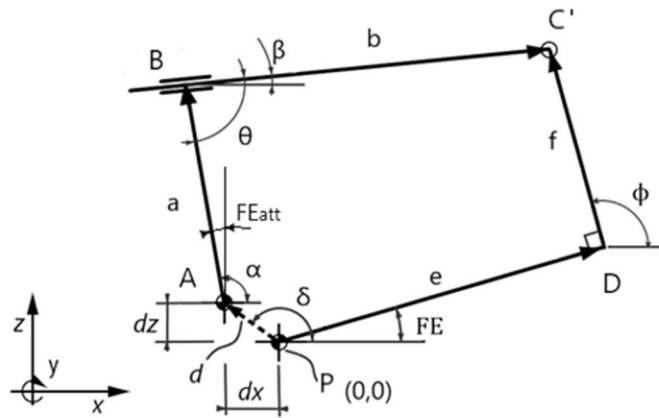


Figura 14- Descrizione grafica del modello matematico FE in versione 1.0

Dall'equazioni di chiusura si ricava il modello matematico, espresso dal sistema di equazioni sottostanti.

$$\vec{d} + \vec{a} - \vec{e} - \vec{f} = \vec{0}$$

$$\begin{cases} d \cdot \cos(\delta) + a \cdot \cos(\alpha) - e \cdot \cos(FE) - f \cdot \cos(\phi) = 0 \\ d \cdot \sin(\delta) + a \cdot \sin(\alpha) - e \cdot \sin(FE) - f \cdot \sin(\phi) = 0 \end{cases}$$

Nel quale:

$$d = \sqrt{dx^2 + dz^2}$$

$$\delta = \text{tg}^{-1}\left(\frac{dz}{dx}\right)$$

$$\beta = \alpha - \theta \quad \text{dove } \theta = 90^\circ$$

$$\varphi = FE + 90^\circ$$

$$FE_{att} = \alpha - 90^\circ$$

Nel sistema di due equazioni, assumendo il valore del disallineamento dx e dz , assumendo il valore dei link noti e, infine, assumendo l'angolo di FE del polso, le due incognite risultano essere " α " e " b ".

Lo script restituisce la seguente *figura 15* rappresentante il modello risolto. Esso risulta corretto rispetto alla geometria reale. " a " e " b " sono perpendicolari così come " e " ed " f ". Le coppie rotoidali fisse sono posizionate correttamente.

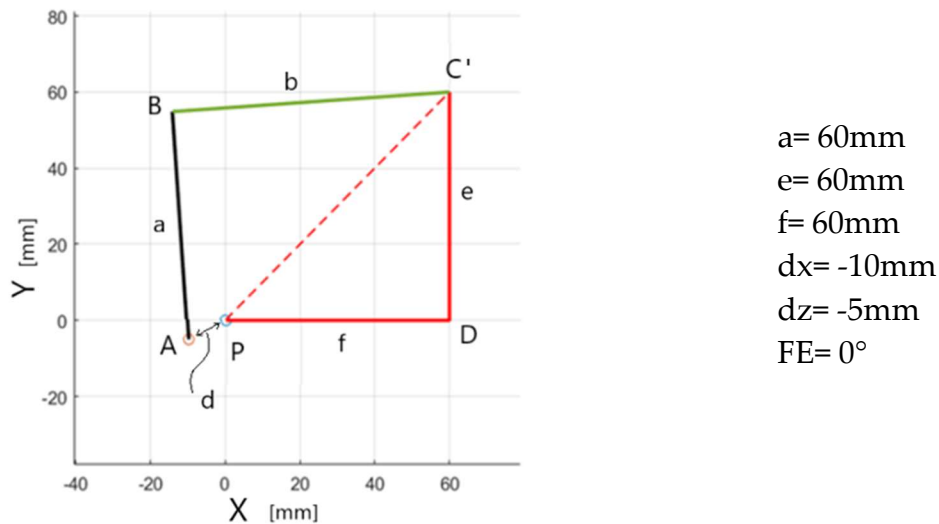


Figura 15 – Schema restituito dal modello matematico

8.2.2 Influenza del disallineamento sul rapporto di trasmissione

Il rapporto di trasmissione " τ " viene definito come la derivata parziale dell'angolo FE rispetto ad " α ", ovvero:

$$\tau = \frac{D FE}{D \alpha}$$

Tramite *Matlab* è stato analizzato come il suo valore è influenzato da un disallineamento degli assi di FE tra dispositivo e polso, lungo le due direzioni " X " e " Z ". Nello studio si è analizzato il disallineamento " dx " e " dz " in un campo di

variazione $\pm 10\text{mm}$, mantenendo le lunghezze dei link arbitrarie, pari a 60mm , ovvero: " a " = " e " = " f " = 60mm .

Nelle seguenti immagini, *figura 16* e *figura 17*, sono indicati i risultati ottenuti.

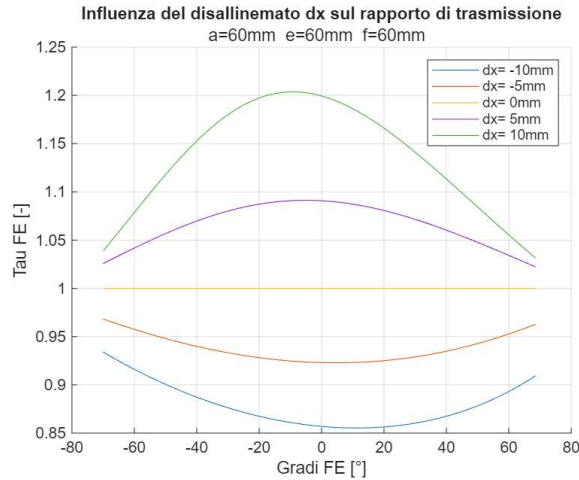


Figura 16 - Rapporto di trasmissione FE al variare del disallineamento dx

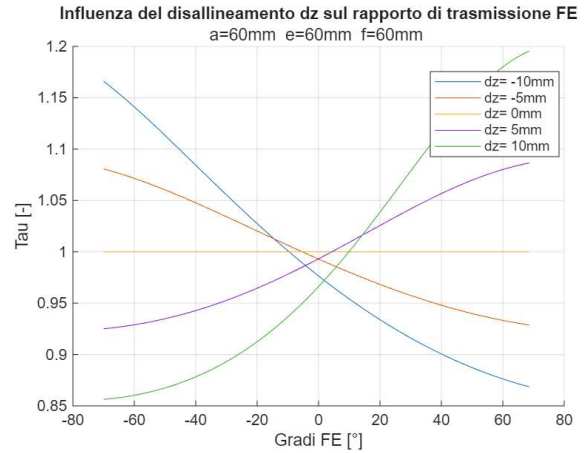


Figura 17 - Rapporto di trasmissione FE al variare del disallineamento dz

Analizzando le curve ottenute si possono fare le seguenti osservazioni:

- La presenza di un piccolo disallineamento porta ad avere un rapporto di trasmissione non costante, diverso dall'unità;
- Con un disallineamento orizzontale " dx ", il rapporto di trasmissione ha un andamento parabolico a seconda del valore del disallineamento. Tuttavia, il suo range di variazione è più contenuto;
- Con un disallineamento verticale " dz " il rapporto di trasmissione assume un andamento crescente o decrescente a seconda del valore assunto dal disallineamento e il suo range di variazione è più ampio;

8.2.3 Influenza delle lunghezze dei link sul rapporto di trasmissione

Tramite lo script *Matlab* è stato analizzato come il rapporto di trasmissione " τ " sia influenzato dalla dimensione dei link che compongono il dispositivo.

Le immagini sottostanti (*figure 18-19-21-22-23*) rappresentano l'andamento del rapporto di trasmissione FE, per tutto il campo di moto del polso, al variare di una

lunghezza caratteristica alla volta, sia nel caso di disallineamento lungo X che lungo Y.

8.2.3.1.1 Variazione "a"

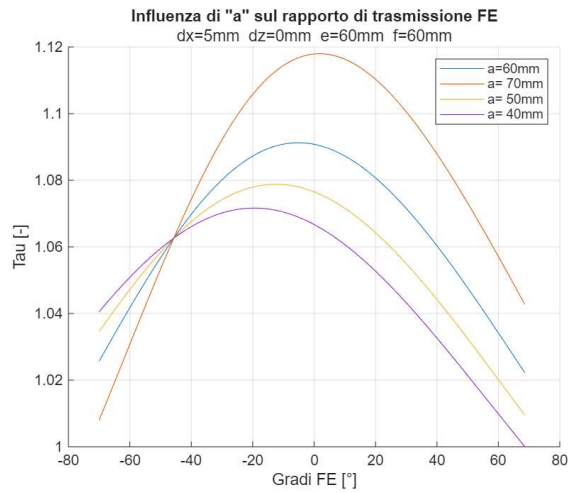


Figura 18 – Influenza di "a" sul rapporto di trasmissione FE, dx=5mm dz=0mm

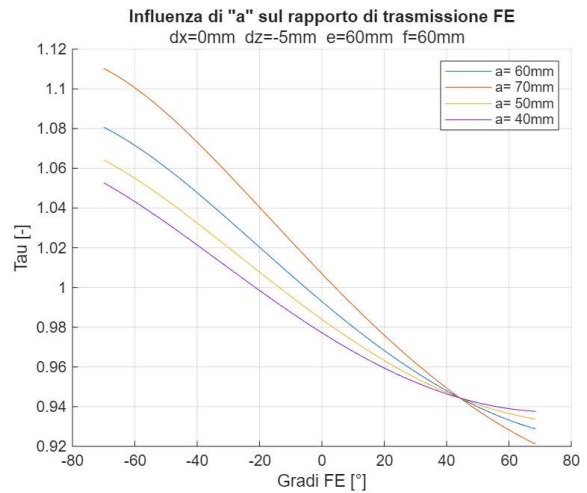


Figura 19 - Influenza di "a" sul rapporto di trasmissione FE, dx=0mm dz=-5mm

8.2.3.1.2 Variazione "e"

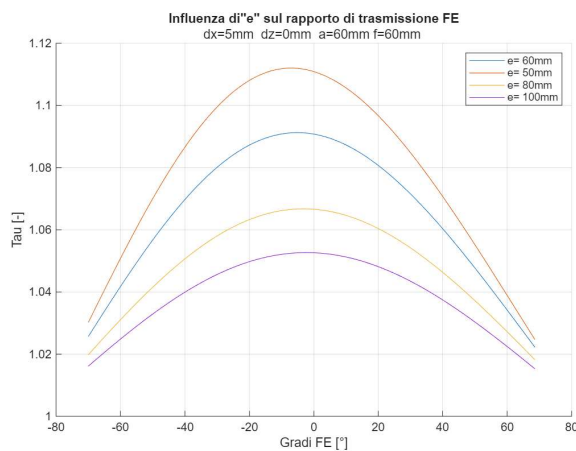


Figura 20 - Influenza di "e" sul rapporto di trasmissione FE, dx=5mm dz=0mm

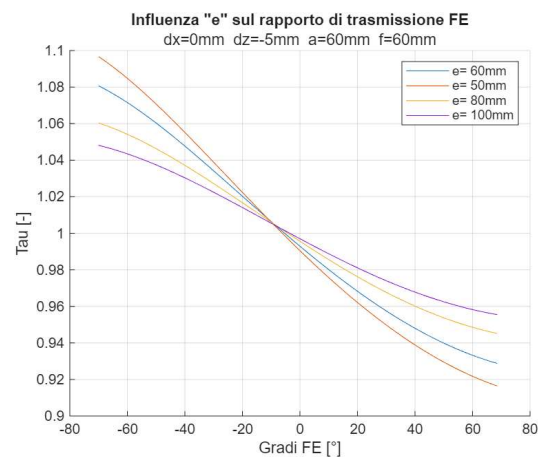


Figura 21- Influenza di "e" sul rapporto di trasmissione FE, dx=0mm dz=-5mm

8.2.3.1.3 Variazione "f"

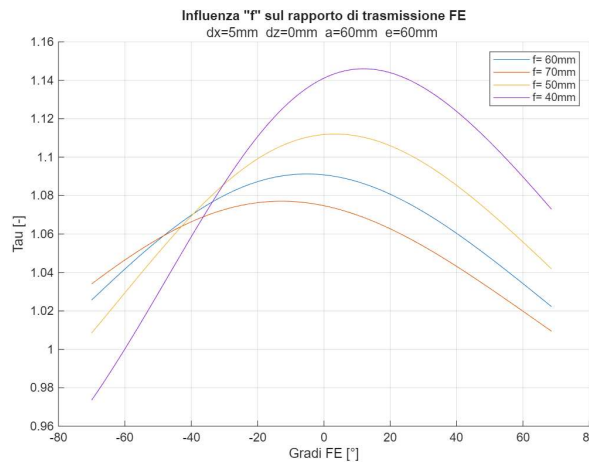


Figura 22 - Influenza di "f" sul rapporto di trasmissione FE, dx=5mm dz=0mm

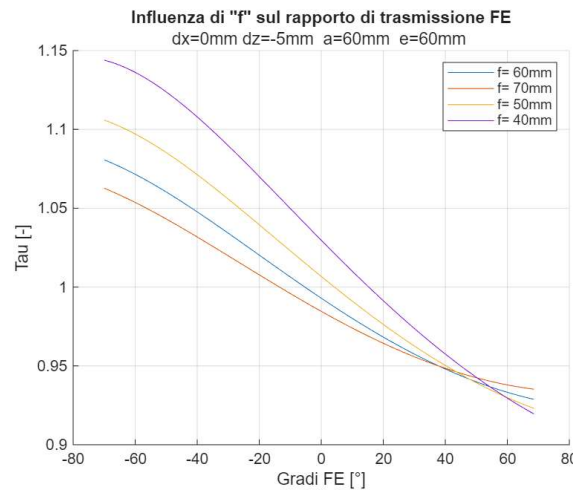


Figura 23 - Influenza di "f" sul rapporto di trasmissione FE, dx=0mm dz=-5mm

Analizzando le curve ottenute, si possono fare le seguenti osservazioni nell'ottica di portare il rapporto di trasmissione il più possibile prossimo a 1:

- minimizzare la lunghezza "a" nei limiti fisici di ingombro;
- aumentare "f" nel rispetto dell'ergonomicità del dispositivo;
- massimizzare "e" il più possibile, sempre nel rispetto dell'ergonomicità del dispositivo. Il rapporto di trasmissione migliora sensibilmente.

8.3 Analisi del rapporto di trasmissione di RUD

8.3.1 Creazione del modello

Come fatto per l'analisi precedente, tramite il software *Matlab* è stato creato un modello cinematico 2D del dispositivo per il moto di RUD. Lo script risolve il sistema derivato dalle equazioni di chiusura per determinare la posizione angolare della seconda coppia rotoidale, "B", relativa al moto di RUD, partendo da una posizione del polso nota.

Nel modello viene utilizzato il polso come "movente" e la coppia rotoidale come "cedente", invertendo il problema. Questa scelta è giustificata dal fatto che il campo di moto di RUD del polso è noto, ricavato in letteratura (+/- 30°). Mentre la posizione

angolare del meccanismo, indicata con “ RUD_{att} ”, è dipendente dalla geometria dello stesso, oltre che dalla posizione del polso.

Il modello matematico e lo script fanno riferimento al seguente schema, in *figura 24*, dove il disallineamento che si ha tra asse polso e asse dispositivo è composto dalle quote “ dx ” e “ dy ”.

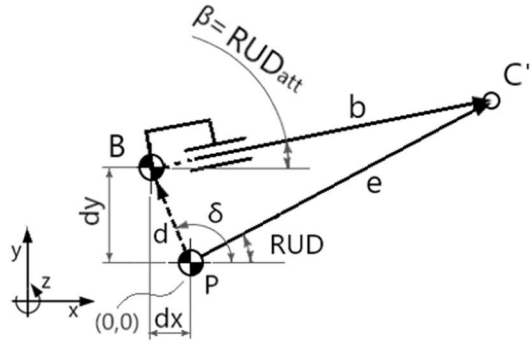


Figura 24- Descrizione del modello matematico RUD in versione 1.0

Dalle equazioni di chiusura si ricava il modello matematico, espresso dal sistema di equazioni sottostanti. In questo caso “ RUD_{att} ” coincide con l’angolo “ β ” del vettore “ b ”.

$$\vec{e} - \vec{d} - \vec{b} = \vec{0}$$

$$\begin{cases} e \cdot \cos(RUD) - d \cdot \cos(\delta) - b \cdot \cos(\beta) = 0 \\ e \cdot \sin(RUD) - d \cdot \sin(\delta) - b \cdot \sin(\beta) = 0 \end{cases}$$

Nel quale:

$$d = \sqrt{dx^2 + dy^2}$$

$$\delta = \tan^{-1}\left(\frac{dy}{dx}\right)$$

Nel sistema di due equazioni, assumendo il valore del disallineamento “ dx ” e “ dy ”, assumendo il valore dei link noti ed assumendo l’angolo di RUD del polso, le due incognite risultano essere “ β ” e “ b ”.

Lo script restituisce il seguente grafico (*figura 25*) rappresentante il modello risolto.

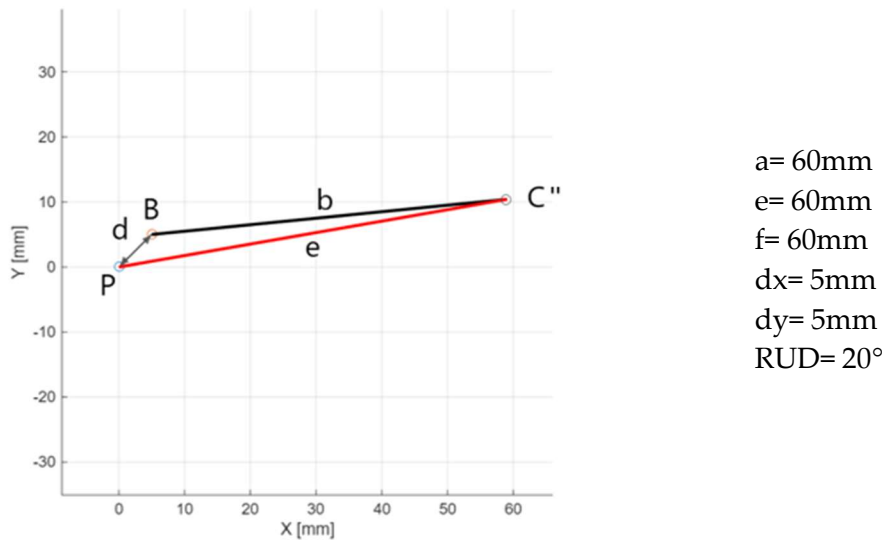


Figura 25 – Schema restituito dal modello matematico

8.3.2 Influenza del disallineamento sul rapporto di trasmissione di RUD

Tramite lo script *Matlab*, è stato analizzato come il rapporto di trasmissione è influenzato da un disallineamento dell'asse di RUD tra dispositivo e polso, diviso nelle sue componenti lungo "X" e lungo "Y".

Il rapporto di trasmissione "Tau" in questo caso è definito come la derivata parziale dell'angolo RUD rispetto ad " β ", ovvero:

$$Tau = \frac{D RUD}{D \beta}$$

Nello studio si è analizzato il disallineamento "dx" e "dy" in un campo di variazione +/-10mm, mantenendo le lunghezze caratteristiche del dispositivo arbitrarie delle analisi precedenti (" a " = " e " = " f " = 60mm), i cui risultati sono espressi in *figura 26* e in *figura 27*.

Analisi cinematica del dispositivo in versione 1.0

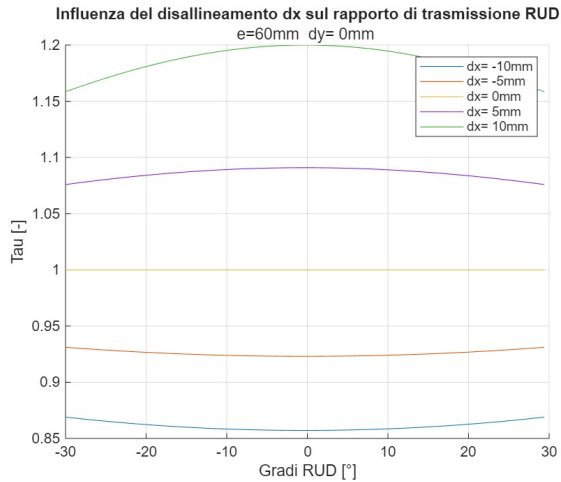


Figura 26 - Rapporto di trasmissione RUD
al variare del disallineamento dx

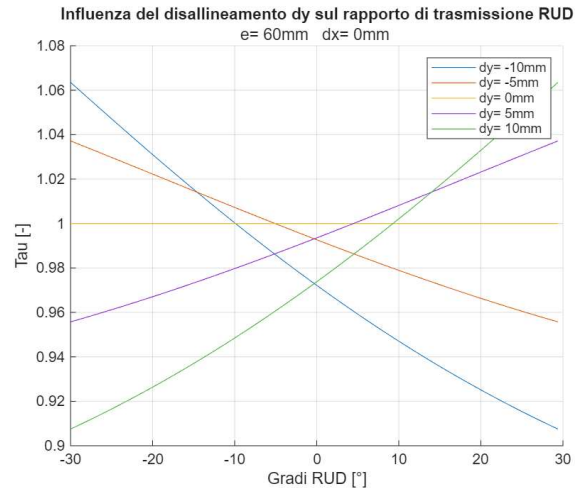


Figura 27 - Rapporto di trasmissione RUD
al variare del disallineamento dy

Analizzando le curve si possono fare le seguenti osservazioni:

- La presenza di un disallineamento, anche piccolo, porta ad avere un rapporto di trasmissione non costante, diverso dall'unità;
- Con un disallineamento "dy", il rapporto di trasmissione varia quasi linearmente e si ha che per $FE = 0^\circ$, Tau assume valore quasi unitario. Ma ha un più ampio range di variazione;
- Con un disallineamento "dx" il rapporto di trasmissione assume un andamento non lineare, e non assume il valore 1 per $FE = 0^\circ$. Tuttavia, il suo range di variazione è molto più contenuto rispetto al caso precedente;

8.3.3 Influenza delle lunghezze dei link sul rapporto di trasmissione

Tramite lo script *Matlab*, è stato analizzato come il rapporto di trasmissione venga influenzato dalla dimensione dei link che compongono la catena cinematica del dispositivo. In questa analisi, l'unica lunghezza caratteristica che compare nel modello è quella del link "e".

Le immagini sottostanti (*figura 28* e *figura 29*) rappresentano l'andamento del rapporto di trasmissione RUD per tutto il campo di moto del polso al variare della lunghezza caratteristica "e", sia nel caso di disallineamento lungo "X", che lungo "Y".

8.3.3.1.1.1 Variazione di "e"

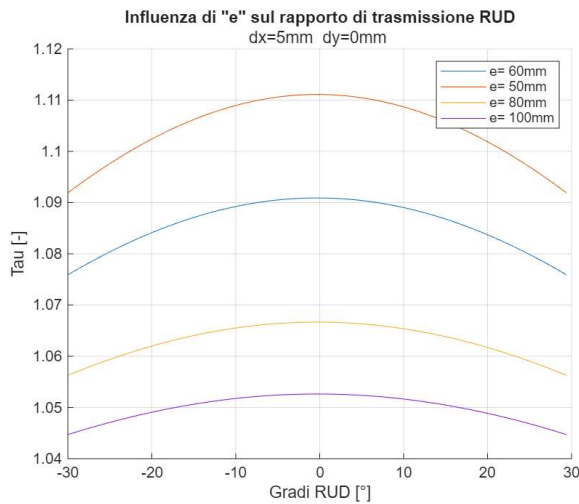


Figura 28 - Influenza di "e" sul rapporto di trasmissione RUD, dx=5 dy=0

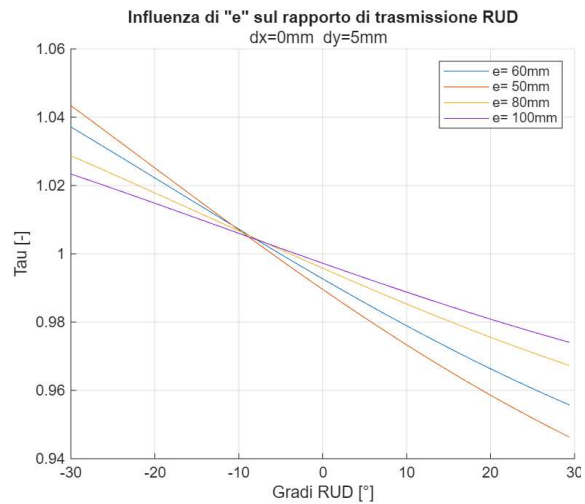


Figura 29 - Influenza di "e" sul rapporto di trasmissione RUD, dx=0 dy=5

Dai dati ricavati, nell'ottica di portare il rapporto di trasmissione il più possibile prossimo all'unità, è necessario adottare un valore del braccio "e" che sia il più grande possibile, sempre nei limiti di ingombro ed ergonomia del dispositivo.

8.4 Ottimizzazione delle lunghezze dei link

8.4.1 Premessa

Dalle analisi preliminari svolte si è osservato che il principale parametro del modello che permette di migliorare il rapporto di trasmissione di entrambi i movimenti FE e RUD è la dimensione "e" (aumentandola), mentre le dimensioni dei link "a" ed "f" giocano un ruolo secondario.

Va osservato che la dimensione "e" non può assumere un valore superiore all'estensione di carpo e metacarpo della mano. Ovvero il dispositivo non deve superare l'inizio delle falangi al fine di risultare pratico ed ergonomico per il paziente. Dalla letteratura risulta che, in media, tale distanza può essere assunta pari a 100mm.

Successivamente a questa premessa, è stato svolto un lavoro di ottimizzazione per definire le lunghezze ottimali dei link in modo da ridurre la sensibilità del rapporto di trasmissione ai disallineamenti.

A tal proposito, le grandezze “a” e “f” sono state parametrizzate in funzione della lunghezza del braccio “e” tramite in fattori di scala “r” e “t”. Per cui:

$$a = r * e$$

$$f = t * e$$

Questo permette, una volta stimati i due coefficienti moltiplicativi, di poter scalare il dispositivo tramite la dimensione “e” mantenendo le stesse caratteristiche cinematiche.

Nel processo di ottimizzazione è stato anche inserito il valore dell’angolo “ θ ” tra i link “a” e “b”, non analizzato in precedenza. In questo modo è possibile osservare se esiste una condizione di sfasamento tra i due, diversa da 90 gradi, che migliora il comportamento del dispositivo.

Per eseguire l’ottimizzazione dei parametri, è stato utilizzato il tool “*parameter estimator*” presente in Matlab Simulink. Questo tool permette, dato un opportuno modello Simulink, di determinare e ottimizzare il valore di alcuni parametri presenti al suo interno. Esso viene solitamente impiegato per ottimizzare i parametri di un modello matematico al fine di renderlo affidabile e realistico rispetto a un sistema fisico. Il software varia i parametri da stimare cercando di minimizzare la differenza tra la risposta del modello matematico e il set di dati usati come riferimento/obiettivo, ovvero il rapporto di trasmissione unitario. I parametri da stimare sono i valori dei fattori di scala “r”, “t” e l’angolo “ θ ”.

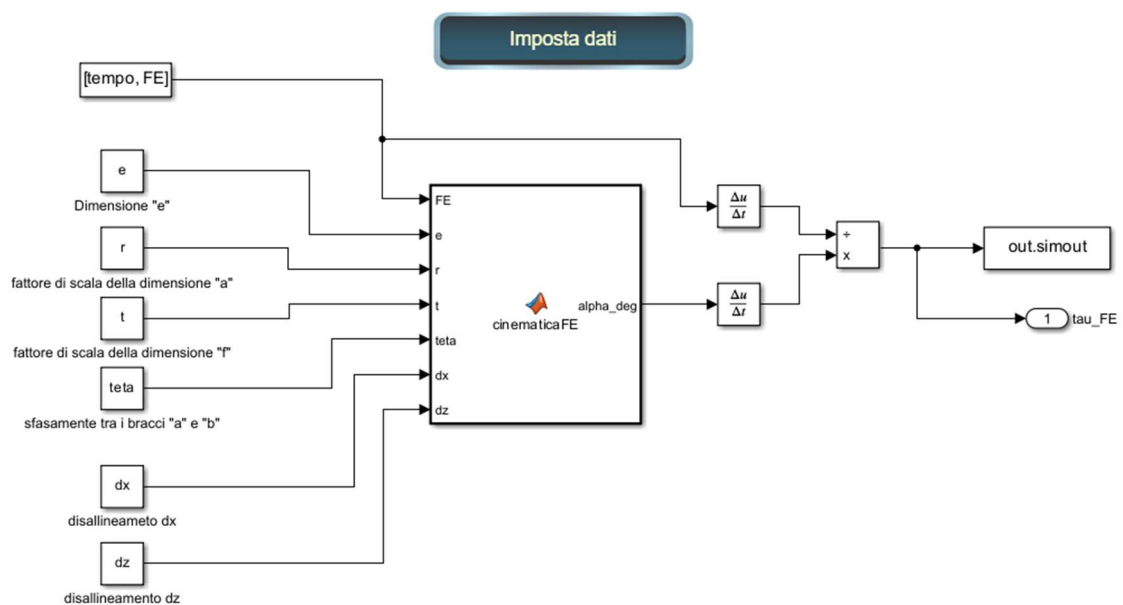
“*Parameter estimator*” permette anche l’ottimizzazione del modello matematico analizzando contemporaneamente più configurazioni dello stesso, chiamate esperimenti, i quali si distinguono per la variazione di uno o più parametri costanti. Questa funzionalità si è resa utile per poter ottimizzare il modello del dispositivo considerando più condizioni di disallineamento.

8.4.2 Modello Simulink e impostazione dell'ottimizzatore

La creazione di un modello *Simulink* è necessaria al fine di utilizzare il tool *parameter estimator*. Il modello impiegato per questa ottimizzazione sfrutta il blocco funzionale "Matlab function" nel quale è inserito uno script che risolve la cinematica del dispositivo in funzione dell'angolo FE. Esso ha in ingresso tutti i parametri di cui necessita (anche se costanti) e restituisce in uscita il valore dell'angolo " α ". Successivamente viene calcolato il rapporto di trasmissione.

Bisogna specificare che l'ottimizzazione è stata condotta solo per il modello 2D del moto di FE. Il modello di RUD non è stato preso in considerazione in quanto, avendo come solo parametro la dimensione di "e", il cui valore è vincolato, non necessita di un'ottimizzazione specifica.

Di seguito viene mostrato il modello *Simulink* e lo script presente nel blocco funzione (figura 30). Il push button "imposta dati" contiene un breve script per impostare i valori di partenza del modello.



Analisi cinematica del dispositivo in versione 1.0

```

1  function alpha_deg=cinematicaFE(FE,e,r,t,teta,dx,dz)
2
3
4  f=t*e;
5  a=r*e;
6
7  d=      sqrt(dx^2+dz^2);
8  delta=  atan2(dz,dx);
9  FE_rad= deg2rad(FE);
10 phi=    pi/2+FE_rad;
11 teta_rad= deg2rad(teta);
12
13 SIS= @(x) [d*cos(delta)+a*cos(x(1))+x(2)*cos(x(1)-teta_rad)-e*cos(FE_rad)-f*cos(phi),...
14           d*sin(delta)+a*sin(x(1))+x(2)*sin(x(1)-teta_rad)-e*sin(FE_rad)-f*sin(phi)];
15 x0=[pi/2,80];
16
17
18 x=fsolve(SIS,x0,optimoptions('fsolve','Algorithm','levenberg-marquardt'));
19
20 alpha=  x(1);
21
22 alpha_deg=rad2deg(alpha);|
23

```

Figura 30 – Modello Simulink per l’ottimizzazione FE del dispositivo

All’interno dell’ottimizzatore sono stati impostati otto esperimenti differenti, i quali si differenziano per il valore assunto dal disallineamento. Così facendo, il risultato dell’ottimizzatore sarà il miglior compromesso tra tutti i possibili casi.

Come detto in precedenza, i parametri da stimare sono: “r”, “t”, “θ”, ai quali è impostato un determinato range di variazione. La lunghezza “e” è stata posta pari a 100mm per le considerazioni fatte in precedenza.

Tabella 2- Parametri costanti e variabili inseriti nell’ottimizzazione

Esperimenti impostati		Parametri variabili da stimare		
Nome	Parametri costanti	Nome	Valore iniziale	Range (min - max)
Exp_1	dx=5mm dz=0mm	r	0,5	0,3 - 0,7
Exp_2	dx=-5mm dz=0mm	t	0,5	0,3 - 0,7
Exp_3	dx=0mm dz=5mm	θ	90°	70° - 110°
Exp_4	dx=0mm dz=-5mm			
Exp_5	dx=5mm dz=5mm			
Exp_6	dx=-5mm dz=5mm			
Exp_7	dx=5mm dz=-5mm			
Exp_8	dx=-5mm dz=-5mm			

8.4.3 Risultati dell'ottimizzazione

Dopo aver avviato l'ottimizzazione, il software ha restituito, in seguito ad una serie di iterazioni, i seguenti valori indicati in tabella. Il risultato dell'ottimizzatore sarà il miglior compromesso tra tutti i possibili casi di disallineamento inseriti. Si ricorda che la funzione obbiettivo è costituita da un vettore unitario.

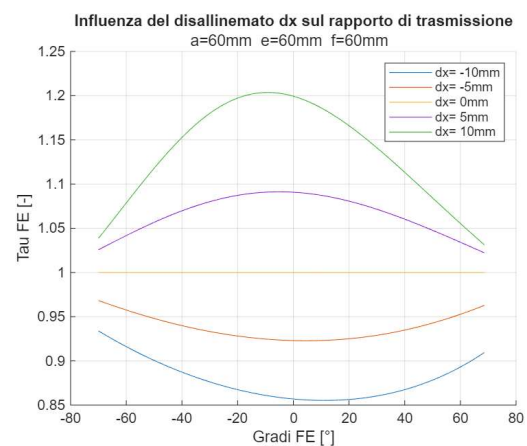
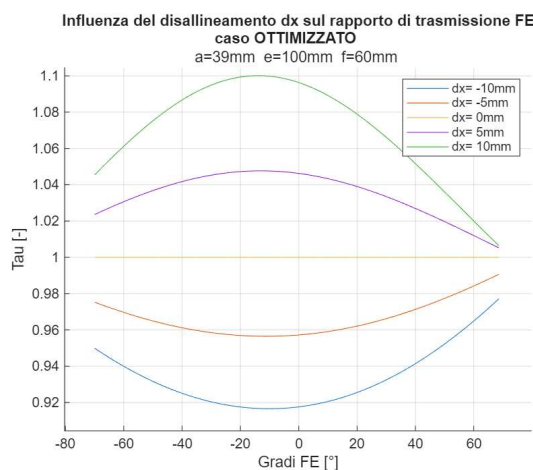
Tabella 3 – Risultati dell'ottimizzazione

Nome	Valore ottimizzato
r	0.39
t	0.60
θ	93.9°

I valori restituiti dall'ottimizzatore sono coerenti con le osservazioni fatte in precedenza. L'ottimizzatore ha aumentato la dimensione del link "f" e ridotto quella del link "a". Va precisato, però, che un elevato valore per il link "f" potrebbe portare a problemi di ergonomia del dispositivo.

Riguardo all'angolo " θ ", la sua variazione è stata contenuta, quindi, per semplicità realizzativa, si potrebbe assumere pari a 90°, uguale al valore di partenza.

Sono mostrati di seguito i grafici relativi all'andamento del rapporto di trasmissione del caso ottimizzato (a sinistra, *figure 31-33-35-37*), confrontabili con i grafici del caso preliminare (a destra, *figure 32-34-36-38*).



Analisi cinematica del dispositivo in versione 1.0

Figura 31 - Rapporto di trasmissione FE
ottimizzato al variare del disallineamento dx

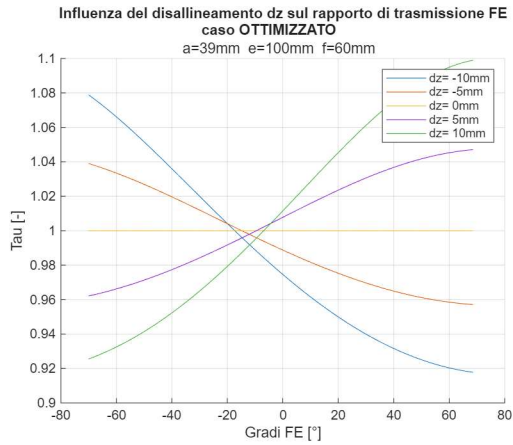


Figura 33- Rapporto di trasmissione FE
ottimizzato al variare del disallineamento dz

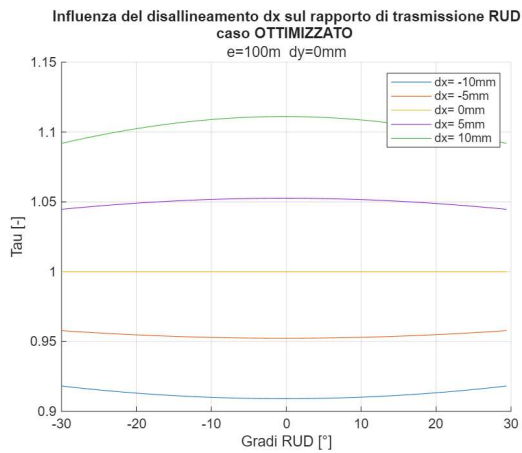


Figura 35 - Rapporto di trasmissione RUD
ottimizzato al variare del disallineamento dx

Figura 32 - Rapporto di trasmissione FE
non ottimizzato al variare del disallineamento
dx

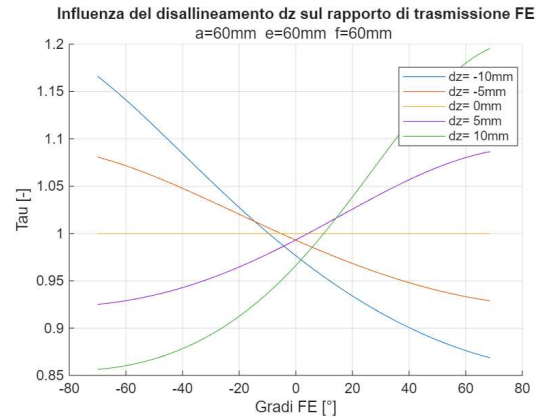


Figura 34 - Rapporto di trasmissione FE
non ottimizzato al variare del disallineamento
dx

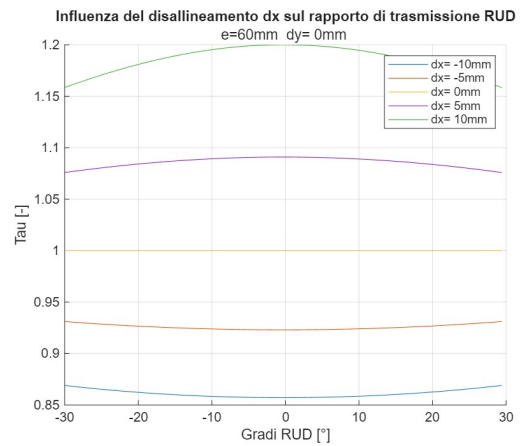


Figura 36 - Rapporto di trasmissione RUD non
ottimizzato al variare del disallineamento dx

Analisi cinematica del dispositivo in versione 1.0

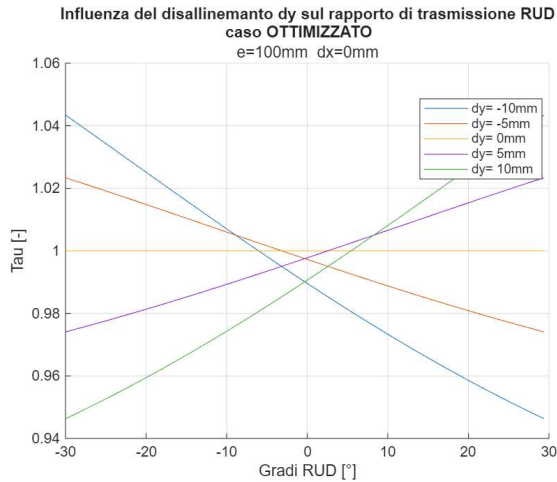


Figura 37 - Rapporto di trasmissione RUD ottimizzato al variare del disallineamento dy

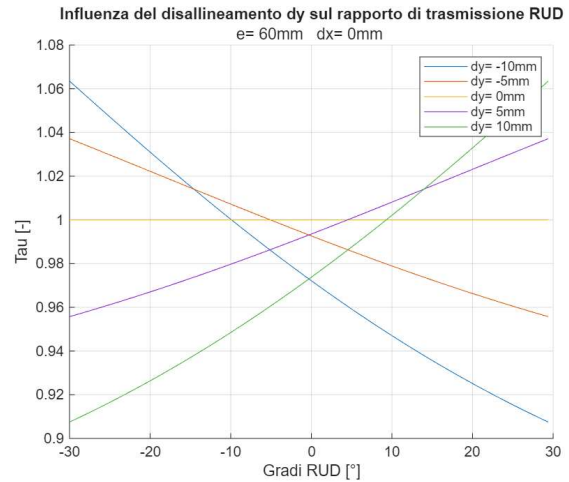


Figura 38 - Rapporto di trasmissione RUD non ottimizzato al variare del disallineamento dy

Si osserva che, in seguito all'ottimizzazione delle lunghezze dei link, il rapporto di trasmissione risulta migliore sia nel caso di RUD che nel caso di FE. Tuttavia, andrà successivamente valutato se il dispositivo, con queste proporzioni, è realizzabile e funzionale.

8.5 Analisi del moto della guida prismatica

In questo paragrafo viene analizzato lo spostamento assiale che la guida prismatica, "GP", deve garantire dato un valore di disallineamento tra gli assi.

L'elemento interno scorre, permettendo alla catena cinematica di adattarsi alla presenza di un disallineamento (figura 39).

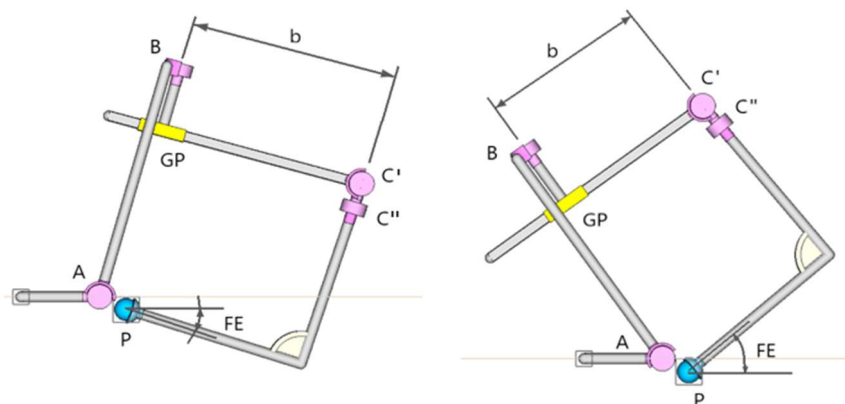


Figura 39 – Variazione dell'elemento "b" durante il movimento FE

In questa configurazione, lo spostamento assiale dell'elemento scorrevole, indicato con “ db ”, è dato dalla variazione della lunghezza del braccio “ b ” presente nel modello matematico, al quale viene sottratta la quota “ b_0 ”, ricavata nelle condizioni di FE e RUD nulli, ovvero la mano allineata con l'avambraccio.

$$db = b - b_0$$

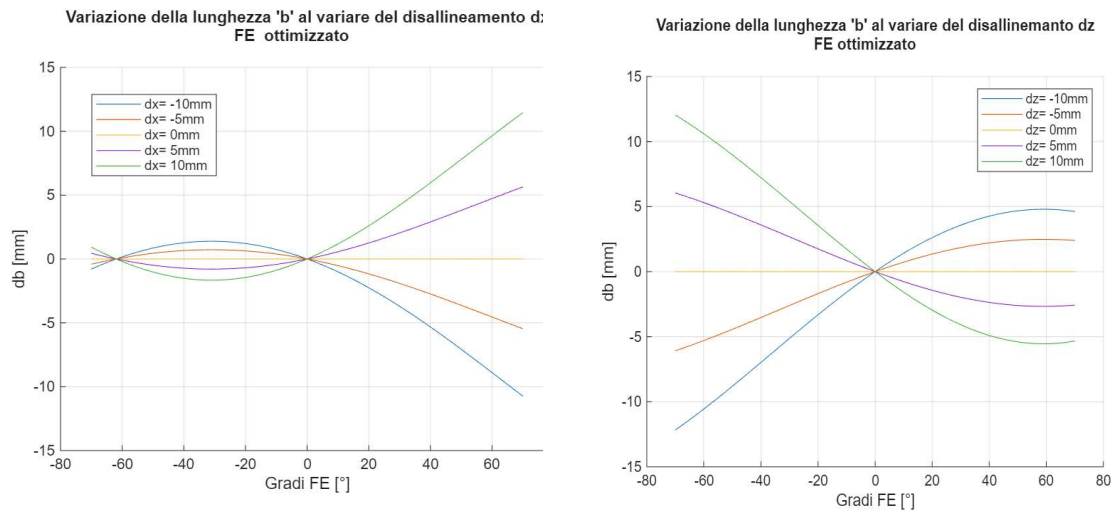


Figura 40 – Variazione della lunghezza di “ b ” durante FE

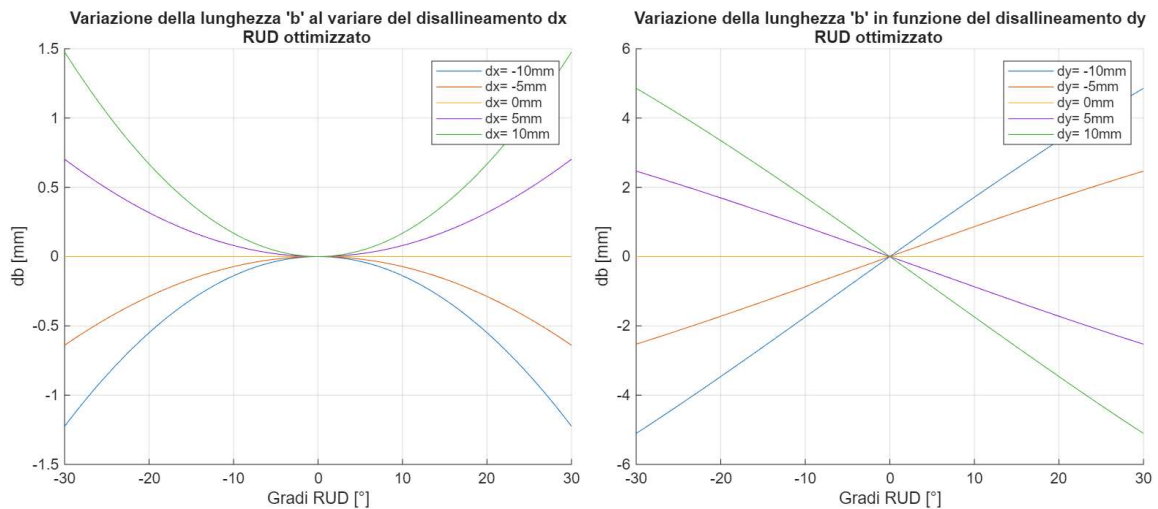


Figura 41 – Variazione della lunghezza di “ b ” durante RUD

Come è deducibile dai grafici delle *figure 40 e 41*, in caso di disallineamento nullo la guida prismatica non compie alcuno spostamento. Mentre quando è presente un disallineamento, la guida prismatica compie spostamenti più o meno ampi a seconda del tipo di disallineamento e della sua entità.

Da questa analisi si è riscontrato che occorre prevedere una guida prismatica che consenta uno spostamento di circa $\pm 15\text{mm}$ in modo da compensare soprattutto il disallineamento durante il moto di FE.

Va considerato che un disallineamento di $\pm 10\text{mm}$ impostato nel modello Matlab è una condizione particolarmente estrema.

9 Analisi cinematica del dispositivo in versione 2.0

9.1 Descrizione della catena cinematica

Questa seconda versione si differenzia dalla prima per l'ordine di due elementi della catena cinematica: il secondo giunto rotoidale, utilizzato per il moto di RUD e la guida prismatica, che consente al dispositivo di compensare i disallineamenti tra i suoi assi di rotazione e quelli reali dell'articolazione. In questa configurazione, la guida prismatica viene sostituita da due guide cilindriche.

Anche in questo caso, l'analisi sui gradi di libertà e sul tipo di giunti da adottare è stata fatta con il software GIM inserendo lunghezze dei link e posizione dei punti arbitrari, ma comunque realistici (*figura 42*).

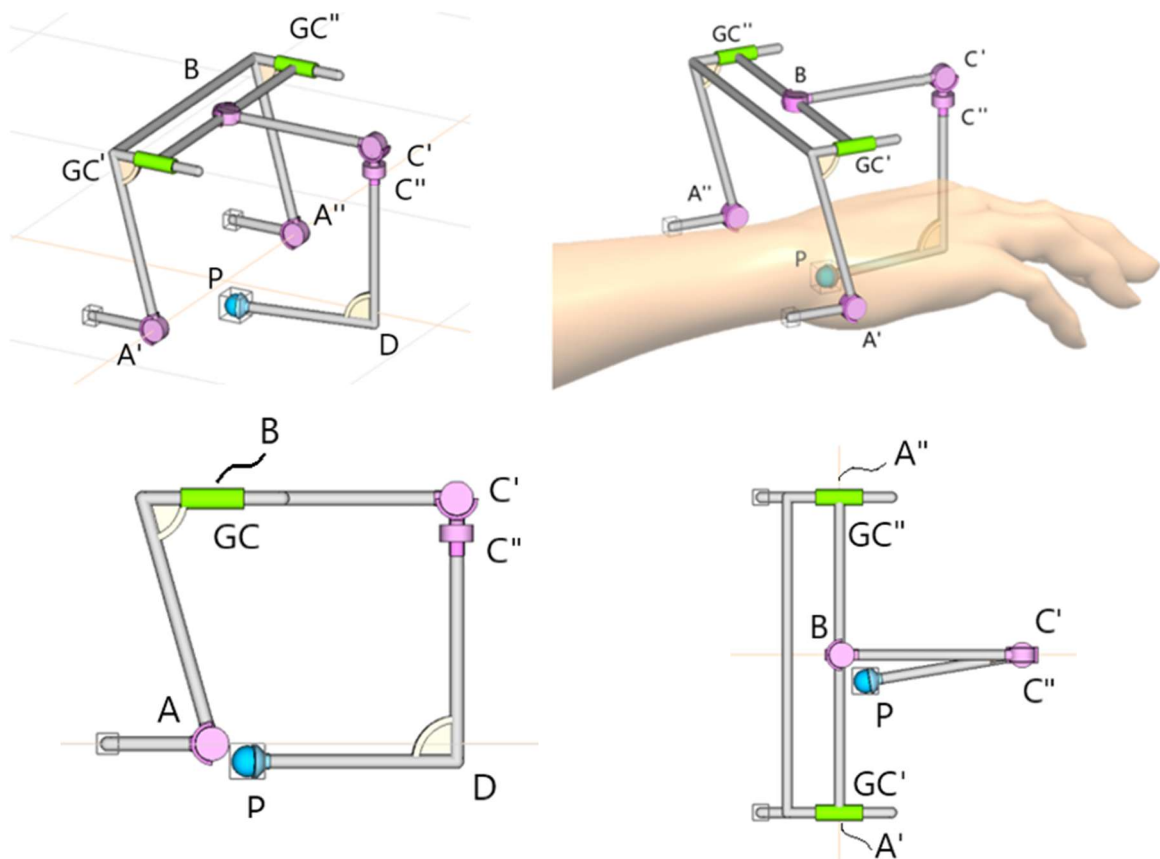


Figura 42 – Modello GIM della catena cinematica in versione 2.0

La catena cinematica risulta essere composta da:

1. Giunti rotoidali "A" e "A'" che collegano il telaio vincolato all'avambraccio al primo elemento a portale che si estende sulla parte superiore del polso. Consentono la rotazione FE del polso;
2. Giunti cilindrici "GC" orientati in direzione "X" e che consentono al dispositivo di adattarsi ai disallineamenti;
3. Giunto rotoidale "B" con asse verticale per il movimento RUD;
4. Giunto rotoidale con asse di rotazione "C" orientato parallelamente a "Y" che permette al dispositivo di adattarsi ai disallineamenti durante il moto di FE;
5. Giunto rotoidale con asse di rotazione "C" orientato parallelamente a "Z" che permette al dispositivo di adattarsi ai disallineamenti durante il moto di RUD;
6. Giunto sferico "P" che emula l'articolazione del polso ed ha una posizione fissa nello spazio.

La catena cinematica presenta due gradi di libertà e permette di assecondare eventuali disallineamenti tra i suoi assi di rotazione e quelli del polso.

L'inversione tra il giunto rotoidale responsabile del moto RUD ("B") e la guida cilindrica/prismatica, non ha portato differenze cinematiche sul dispositivo riguardo il moto di FE, per cui non verranno eseguite ulteriori analisi a quelle fatte precedentemente.

La modifica ha invece alterato la cinematica del movimento di RUD. La sostanziale differenza rispetto alla prima versione è che il giunto rotoidale trasla assialmente lungo "X" e il link "b" ha una lunghezza fissa.

9.2 Analisi del rapporto di trasmissione di RUD

9.2.1 Creazione del modello

Tramite il software *Matlab* è stato creato un modello cinematico 2D del dispositivo per il moto di RUD. Lo script risolve il sistema derivato dalle equazioni di chiusura per determinare l'angolo di rotazione della seconda coppia rotoidale, partendo da una posizione di RUD del polso nota.

Nel modello viene utilizzato il polso come "movente" e la coppia rotoidale come "cedente". Questa scelta è giustificata dal fatto che il campo di moto del polso è noto, ricavato in letteratura (+/- 30°). Mentre la posizione angolare del meccanismo, ovvero l'angolo " β " è dipendente dalla geometria dello stesso.

Il modello matematico e lo script fanno riferimento allo schema seguente (figura 43), dove il giunto rotoidale è assimilato a un perno che può scorrere all'interno di una guida rettilinea. Questa caratteristica comporta che il disallineamento tra asse polso e asse dispositivo non sia costante durante il movimento. La sua componente lungo "X" varia e quindi non è possibile analizzare il comportamento del dispositivo nel caso di disallineamento "dx" come fatto precedentemente.

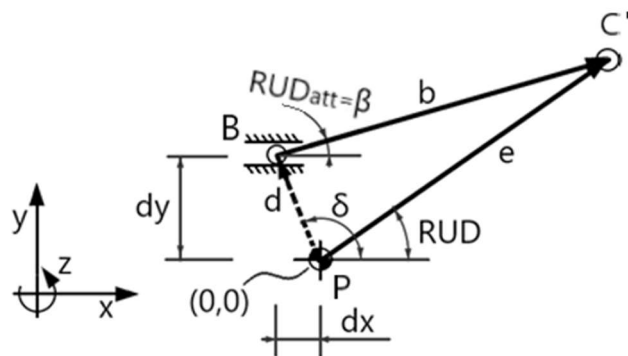


Figura 43- Descrizione del modello matematico RUD in versione 2.0

Per ovviare a questa problematica, si è deciso di analizzare il rapporto di trasmissione al variare della differenza tra le lunghezze "e" e "b". Difatti, nella condizione di disallineamento "dy" nullo e angolo RUD=0°, il disallineamento lungo "X" è dato dalla differenza tra gli elementi precedentemente citati.

Nel modello viene quindi definito il disallineamento “ dx_0 ”, ovvero iniziale, come la differenza tra “ b ” ed “ e ” (*figura 44*).

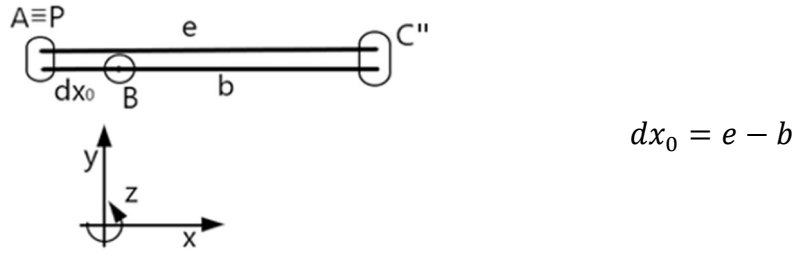


Figura 44- Definizione del disallineamento iniziale dx_0

Dall'equazioni di chiusura si ricava il modello matematico, espresso dal sistema di equazioni sottostanti:

$$\begin{aligned} \vec{e} - \vec{d} - \vec{b} &= \vec{0} \\ \begin{cases} e \cdot \cos(RUD) - d \cdot \cos(\delta) - b \cdot \cos(\beta) = 0 \\ e \cdot \sin(RUD) - d \cdot \sin(\delta) - b \cdot \sin(\beta) = 0 \end{cases} \end{aligned}$$

Nel quale:

$$d = \sqrt{dx^2 + dy^2}$$

$$\delta = \operatorname{tg}^{-1}\left(\frac{dy}{dx}\right)$$

$$b = e - dx_0$$

Nel sistema di due equazioni, assumendo il valore del disallineamento “ dx_0 ” e “ dy ”, assumendo il valore dei link noti e dell'angolo RUD del polso, le due incognite risultano essere “ β ” e “ dx ”.

Lo script restituisce la seguente *figura 45*, rappresentante il modello risolto:

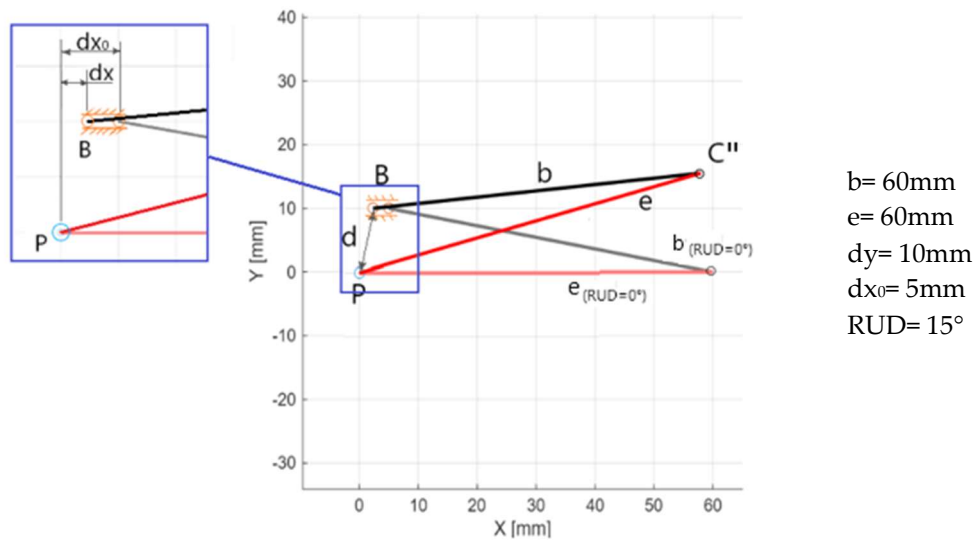


Figura 45 – Schema restituito dal modello matematico

9.2.2 Influenza del disallineamento sul rapporto di trasmissione

Tramite lo script Matlab, è stato analizzato come il rapporto di trasmissione τ , definito in precedenza, è influenzato da un disallineamento dell'asse RUD tra dispositivo e polso. La componente "dy" del disallineamento è stata analizzata nel range di variazione $\pm 10\text{mm}$. Mentre per analizzare il comportamento del dispositivo nel caso del disallineamento lungo "X", siccome tale componente è variabile, è stato imposto il suo valore " dx_0 " nelle condizioni di angolo RUD nullo e componente "dy" del disallineamento pari a zero. In queste condizioni specifiche il disallineamento " dx_0 " equivale alla differenza tra gli elementi "b" ed "e" del dispositivo. Si ricorda che "e" è una lunghezza variabile da individuo a individuo.

Nell'analisi anche " dx_0 " è stato variato in un range di $\pm 10\text{mm}$. Al variare di "dy" e di " dx_0 " il rapporto di trasmissione assume i seguenti andamenti (figura 46- 47).

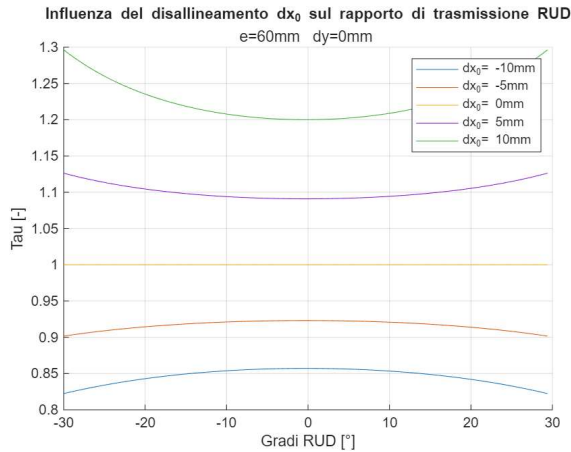


Figura 46 - Rapporto di trasmissione RUD
al variare del disallineamento dx_0

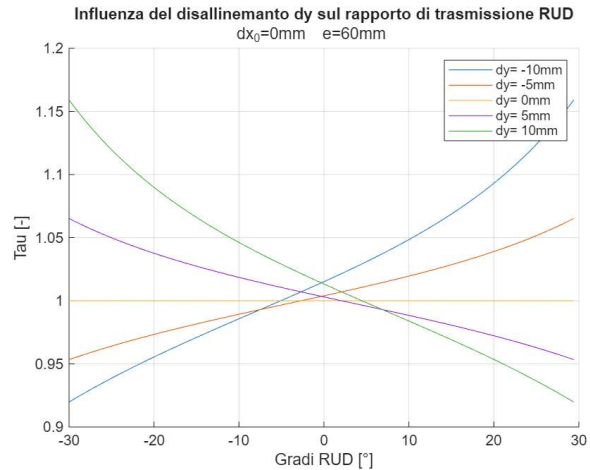


Figura 47 - Rapporto di trasmissione RUD
al variare del disallineamento dy

Nel caso in cui le lunghezze “b” ed “e” non siano uguali, il rapporto di trasmissione aumenta o diminuisce a seconda del valore di “ dx_0 ”. Analizzando il grafico al variare di “ dy ” (figura 47), si apprezza come il rapporto di trasmissione abbia un andamento crescente o decrescente a seconda dei casi e che, quando l’angolo RUD è pari a zero, assume sempre valore unitario. Inoltre, all’aumentare del disallineamento il range di variazione aumenta.

Si osserva che il rapporto di trasmissione è maggiormente influenzato da un disallineamento lungo “X” piuttosto che lungo “Y”, ma presenta un range di variazione minore. Inoltre, è opportuno avere le lunghezze dei link “b” ed “e” uguali per ridurre l’effetto del disallineamento sul rapporto di trasmissione.

9.2.3 Influenza delle lunghezze dei link sul rapporto di trasmissione

Tramite lo script Matlab, è stato analizzato come il rapporto di trasmissione venga influenzato dalla dimensione dei link che compongono la catena cinematica. Si è osservato precedentemente che le dimensioni di “b” ed “e” devono essere uguali in modo da non introdurre un disallineamento iniziale in direzione “X”, ma siccome la lunghezza “e” è variabile da individuo a individuo, sarà sempre presente una, seppur piccola, differenza rispetto alla lunghezza “b”.

Le *figure 48 e 49* rappresentano l'andamento del rapporto di trasmissione RUD, per tutto il campo di moto del polso, al variare della lunghezza caratteristica "e" nel caso sia presente un disallineamento lungo "Y" o un disallineamento iniziale "dx₀".

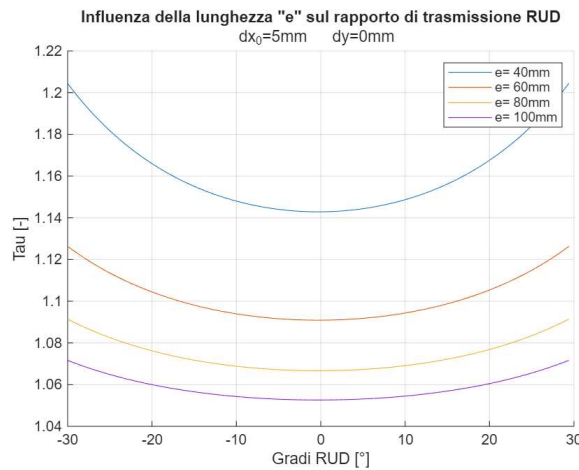


Figura 48 - Influenza di "e" sul rapporto di trasmissione RUD, dx₀=5mm dy=0mm

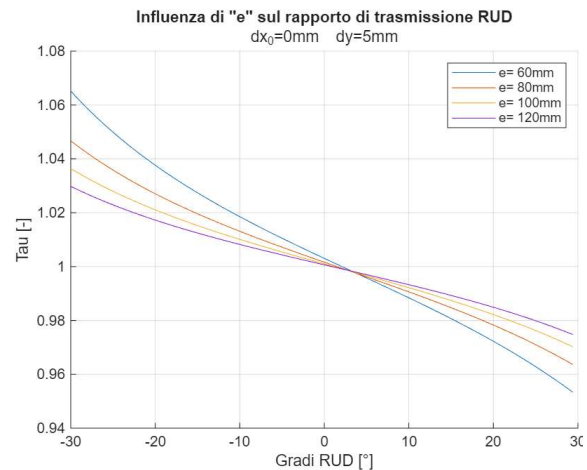


Figura 49 - Influenza di "e" sul rapporto di trasmissione RUD, dx₀=0mm dy=5mm

In questo caso, si deve adottare un valore del link "e" che sia il più grande possibile, al fine di limitare l'effetto dei disallineamenti sul rapporto di trasmissione.

9.3 Ottimizzazione delle lunghezze dei link

9.3.1 Premessa

Dallo studio preliminare fatto precedentemente, si è osservato che il principale parametro del modello che permette di migliorare il rapporto di trasmissione di entrambi i movimenti, FE e RUD, è la dimensione del braccio "e" (aumentandolo), mentre le dimensioni di bracci "a" ed "f" giocano un ruolo secondario.

Per quanto riguarda l'ottimizzazione dei link durante il moto di FE, valgono i risultati ottimizzati ottenuti per la prima versione del dispositivo, in quanto la cinematica non ha subito variazioni. Verrà quindi analizzato il rapporto tra le lunghezze "b" ed "e" del modello RUD al fine di capire se esiste una condizione per cui la differenza tra le lunghezze dei due elementi possa compensare in parte l'effetto di un disallineamento "dy", introducendo però un disallineamento "dx₀" iniziale.

Sarà quindi ottimizzato il fattore di scala "s" definito come:

$$s = \frac{b}{e}$$

Per eseguire l'ottimizzazione del parametro è stato utilizzato, come fatto in precedenza, il tool "*parameter estimator*" presente in *Matlab Simulink*. Questo tool permette, dato un opportuno modello Simulink, di determinare e ottimizzare il valore di alcuni parametri presenti. Esso viene solitamente impiegato per ottimizzare i parametri di un modello matematico al fine di renderlo affidabile e realistico rispetto a un sistema fisico. Il software varia i parametri da stimare cercando di minimizzare la differenza tra la risposta del modello e i dati di riferimento usati come obiettivo dell'ottimizzazione.

9.3.2 Modello Simulink e impostazione dell'ottimizzatore

La creazione di un modello Simulink è necessaria al fine di poter utilizzare il tool "*parameter estimator*". Il modello Simulink impiegato per questa ottimizzazione sfrutta il blocco funzionale "*matlab function*" nel quale è inserito uno script che

risolve la cinematica del dispositivo in questa versione, in funzione dell'angolo RUD. Esso ha in ingresso tutti i parametri di cui necessita (anche se costanti) e restituisce in uscita il valore dell'angolo β . Successivamente viene calcolato il rapporto di trasmissione come rapporto tra le derivate di RUD e β rispetto al tempo.

Di seguito viene mostrato il modello Simulink e lo script presente nel blocco funzione (figura 50). Il push button "imposta dati" contiene un breve script per impostare i valori di partenza del modello.

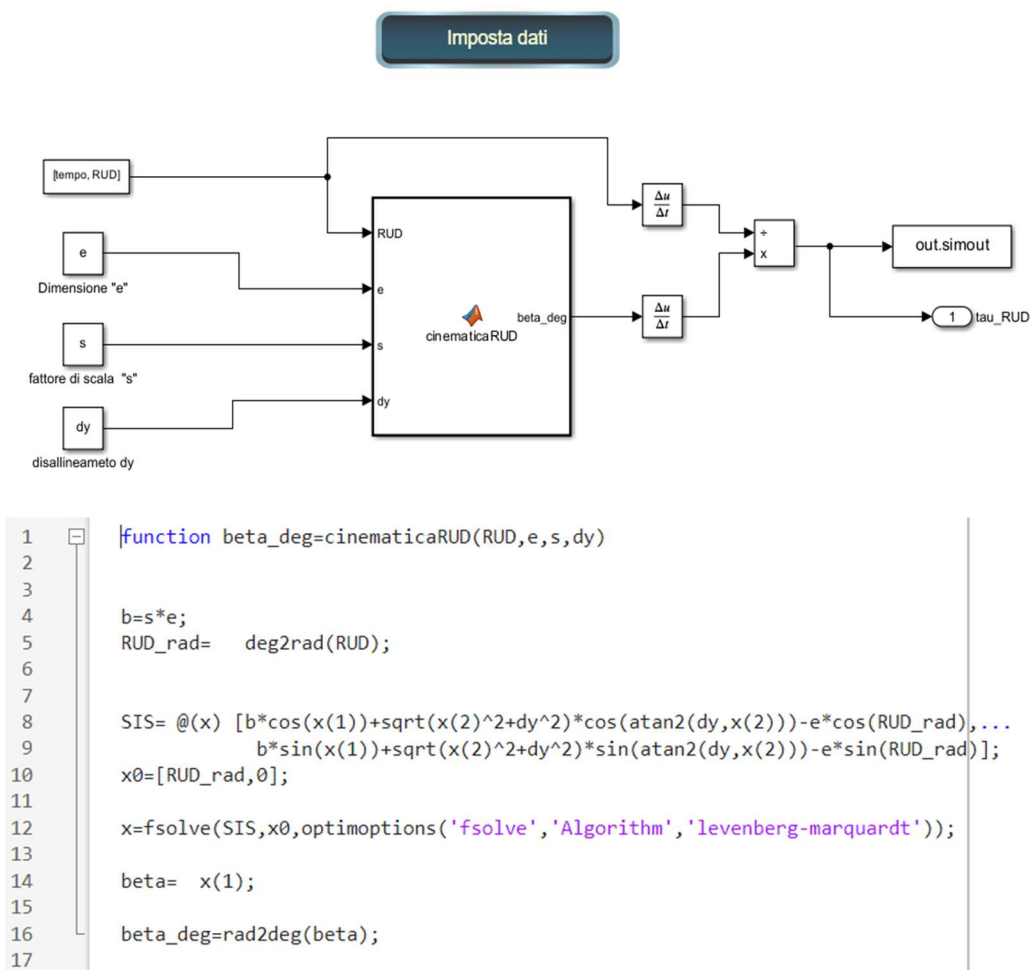


Figura 50 – Modello Simulink per l'ottimizzazione RUD del dispositivo

All'interno dell'ottimizzatore sono stati impostati tre diversi esperimenti, i quali si differenziano per il valore assunto dal disallineamento. Così facendo, il risultato dell'ottimizzatore sarà il miglior compromesso tra tutti i possibili casi.

Come detto in precedenza, il parametro da stimare è "s", mentre la lunghezza "e" è stata posta pari a 100mm per le considerazioni fatte in precedenza.

Tabella 4 – Parametri costanti e variabili inseriti nell'ottimizzazione

Esperimenti impostati		Parametri variabili da stimare		
Nome	Parametri costanti	Nome	Valore iniziale	Range (min - max)
Exp_1	dy= 0mm	S	0,9	0,8 – 1,2
Exp_2	dy= 5mm			
Exp_3	dy = -5mm			

9.3.3 Risultati dell'ottimizzazione

Dopo aver avviato l'ottimizzazione, il software ha restituito, in seguito ad una serie di iterazioni, il seguente valore della variabile "s".

La funzione obiettivo inserita nell'ottimizzatore consiste in un vettore unitario.

Tabella 5 – Risultato dell'ottimizzazione

Nome	Valore ottimizzato
s	1.005

Il valore di "s" è praticamente uguale a uno, ovvero, le lunghezze "b" ed "e" devono essere uguali al fine di ridurre l'influenza del disallineamento sul rapporto di trasmissione, come si era constatato in precedenza.

Sono mostrati in figura 51-52 gli andamenti del rapporto di trasmissione avendo aumentato la lunghezza del link "e" al massimo possibile, ovvero 100mm.

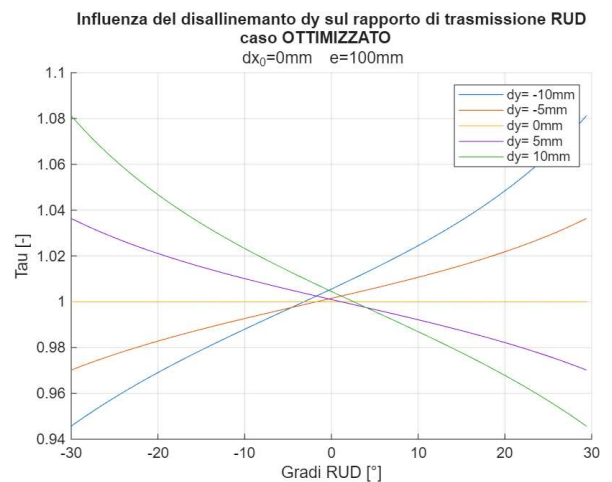
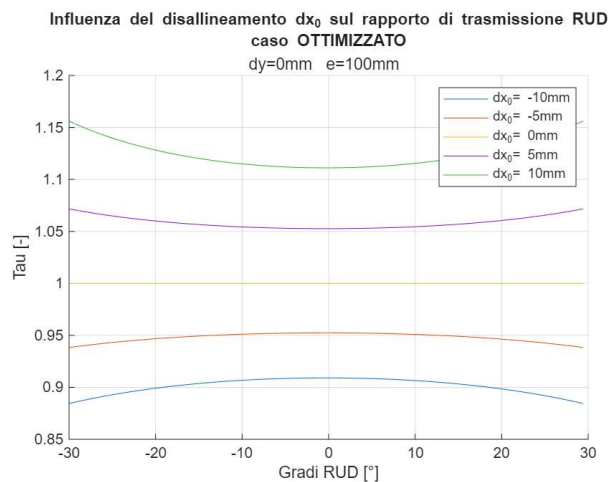


Figura 51 - Rapporto di trasmissione RUD
ottimizzato al variare del disallineamento dx_0

Figura 52 - Rapporto di trasmissione RUD
ottimizzato al variare del disallineamento dy

9.4 Analisi del moto delle guide cilindriche

In questo paragrafo viene analizzato lo spostamento assiale che le guide cilindriche devono garantire dato un disallineamento tra polso e dispositivo (*figura 53*).

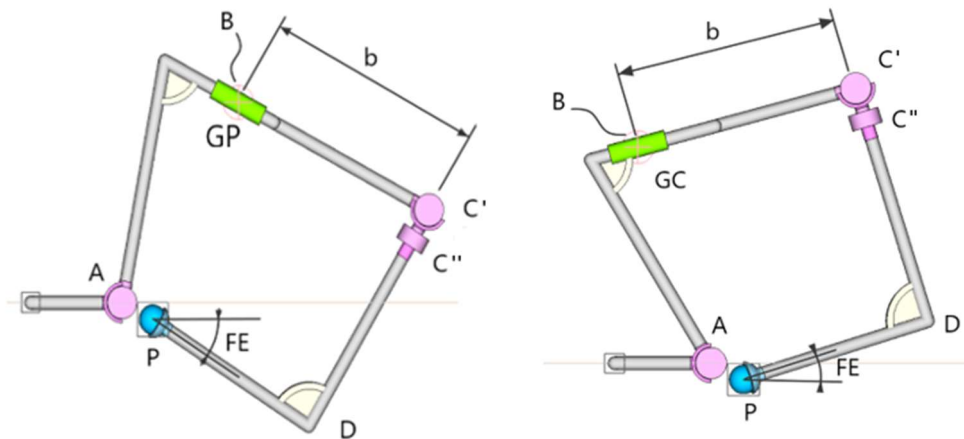


Figura 53 – Variazione dell'elemento "b" durante il movimento FE

In questa configurazione, nel modello matematico di FE, lo spostamento assiale dei giunti cilindrici è dato dalla variazione della lunghezza "b" a cui va sottratto il valore " b_0 " delle condizioni "dz" e angolo FE nulli. Mentre, nel modello matematico di RUD, lo spostamento è dato dalla quota "dx", sottratta della quantità " dx_0 ".

La variazione del braccio "b" in questa versione è analoga alla precedente, in quanto il modello matematico non ha subito variazioni. Vengono comunque riproposti i relativi grafici (*figure 54-55*).

Analisi cinematica del dispositivo in versione 2.0

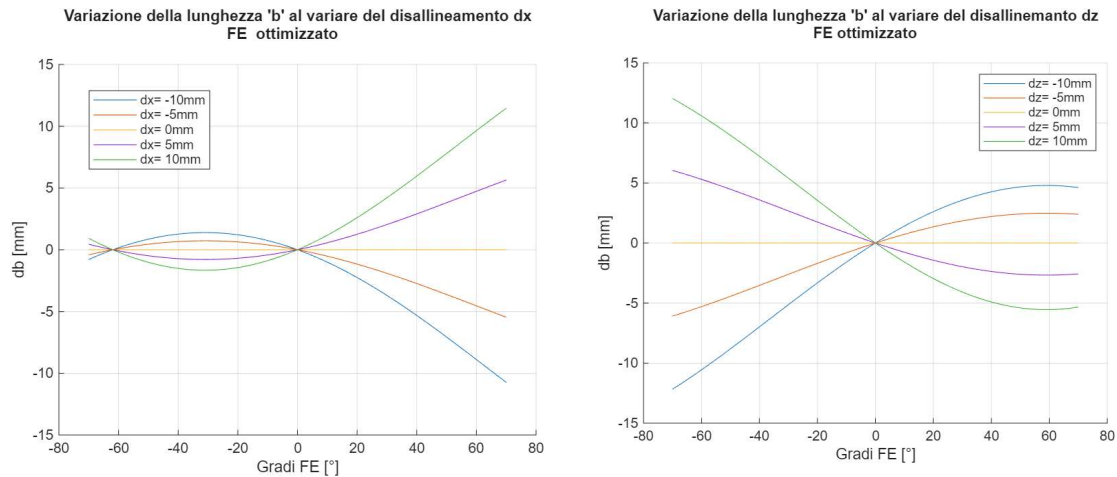


Figura 54 – Variazione della lunghezza di “b” durante FE

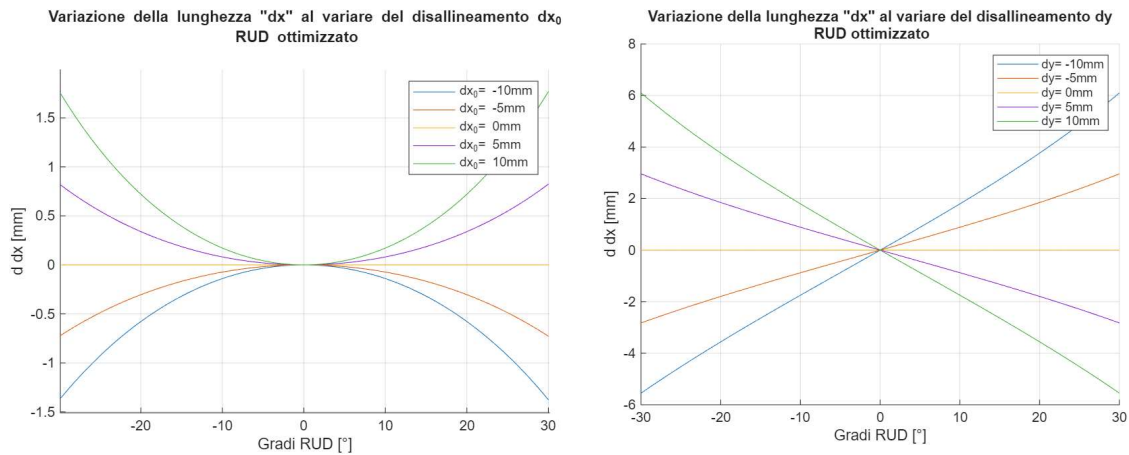


Figura 55 – Variazione della lunghezza di “dx” durante RUD

In caso di disallineamento nullo, le guide cilindriche non compiono alcuno spostamento.

Quando è presente un disallineamento, lo spostamento è più o meno ampio a seconda della sua direzione e della sua entità.

Da questa analisi si è riscontrato che bisogna prevedere una guida prismatica che consenta uno spostamento di circa 25-30mm in modo da compensare soprattutto il disallineamento durante il moto di FE. Va considerato che un disallineamento di +/- 10mm è una condizione particolarmente estrema.

10 Confronto tra le due versioni

Successivamente alle analisi cinematiche condotte sulle due versioni proposte (figura 56), viene esposto un breve confronto dei risultati ottenuti.

Le due versioni si differenziano per l'inversione di due giunti all'interno della catena cinematica, ovvero il giunto rotoidale ad asse verticale, responsabile del controllo del moto RUD, e la guida prismatica/cilindrica necessaria per adattare il dispositivo ai possibili disallineamenti.

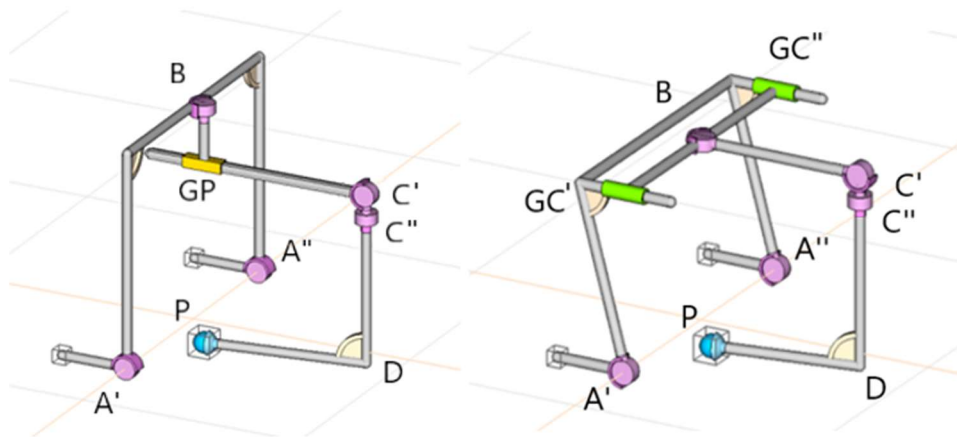


Figura 56- Confronto tra le catene cinematiche analizzate

Entrambe le versioni presentano i giunti rotoidali impiegati per attuare il moto FE, indicati con "A'" e "A''", fissi. Mentre il giunto rotoidale "B", utilizzato per attuare un movimento RUD, presenta un diverso comportamento.

Nella prima versione, effettuando una semplice rotazione della cerniera "B" (mantenendo fissi i giunti "A'" e "A''"), il suo asse di rotazione rimane fisso nello spazio, mentre, la seconda versione presenta una seconda coppia rotoidale in "B" che, in seguito a una sua rotazione, può traslare lungo la direzione assiale del braccio.

Per quanto riguarda il rapporto di trasmissione FE, i due casi analizzati sono analoghi, in quanto la cinematica è la stessa e di conseguenza non sono stati inseriti i relativi grafici.

Confronto tra le due versioni

Il rapporto di trasmissione RUD presenta delle differenze. Confrontando semplicemente i valori estremi degli andamenti del rapporto di trasmissione al variare del disallineamento la prima versione risulta essere, seppur di poco, migliore. Tuttavia, la seconda versione potrebbe portare alcuni vantaggi per quanto riguarda la rigidità del meccanismo, avendo due guide cilindriche in parallelo e ad una certa distanza.

Nelle *figure 57* e *58* vengono proposti i grafici ricavati in precedenza per un rapido confronto.

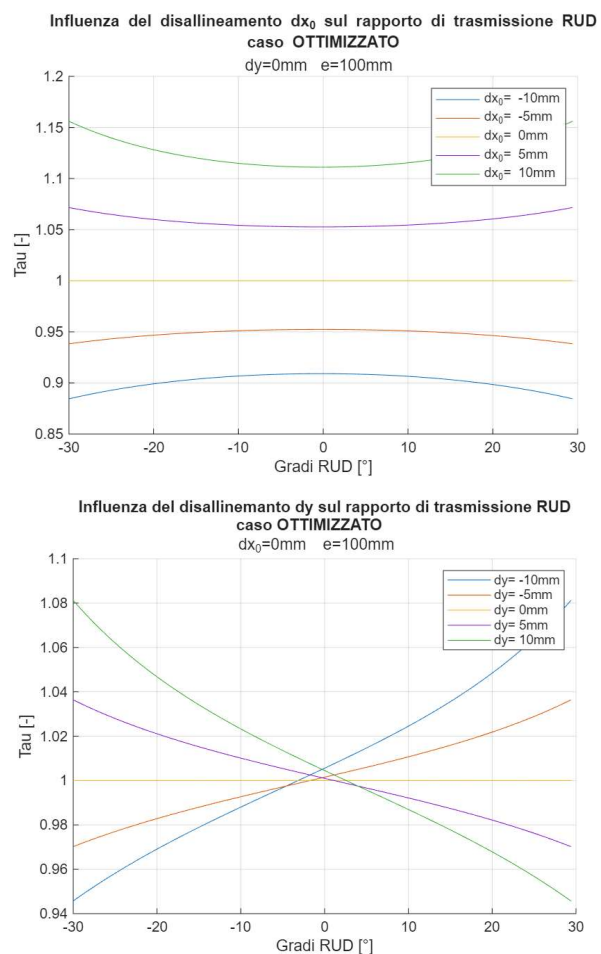
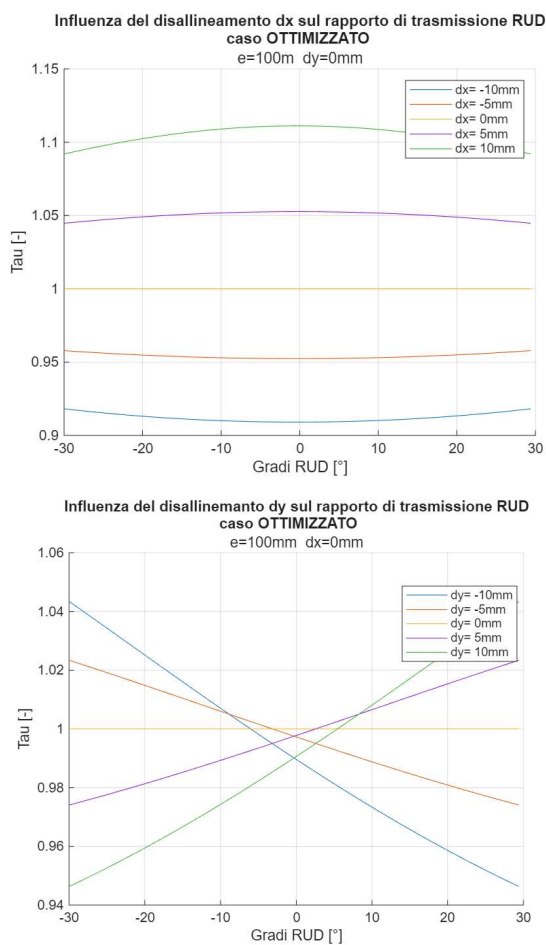


Figura 57- Confronto tra gli andamenti del rapporto di trasmissione FE

Figura 58- Confronto tra gli andamenti del rapporto di trasmissione RUD

Lo stesso ragionamento può essere fatto confrontando lo spostamento che deve compiere la guida prismatica per compensare i disallineamenti (*figure 59-60*). La prima versione risulta migliore, anche se la differenza è molto esigua.

Confronto tra le due versioni

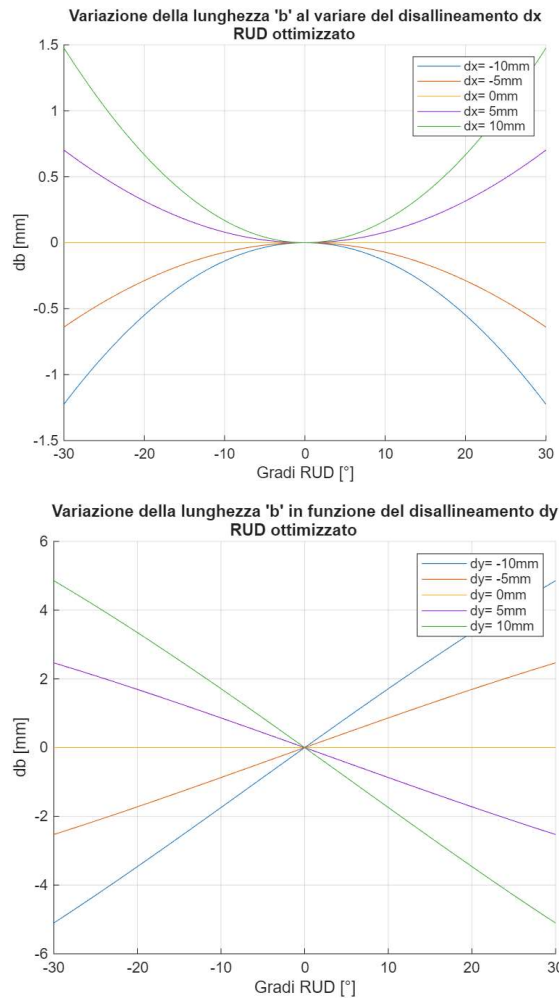


Figura 59- Confronto tra gli andamenti FE dello spostamento della guida assiale tra le due versioni analizzate

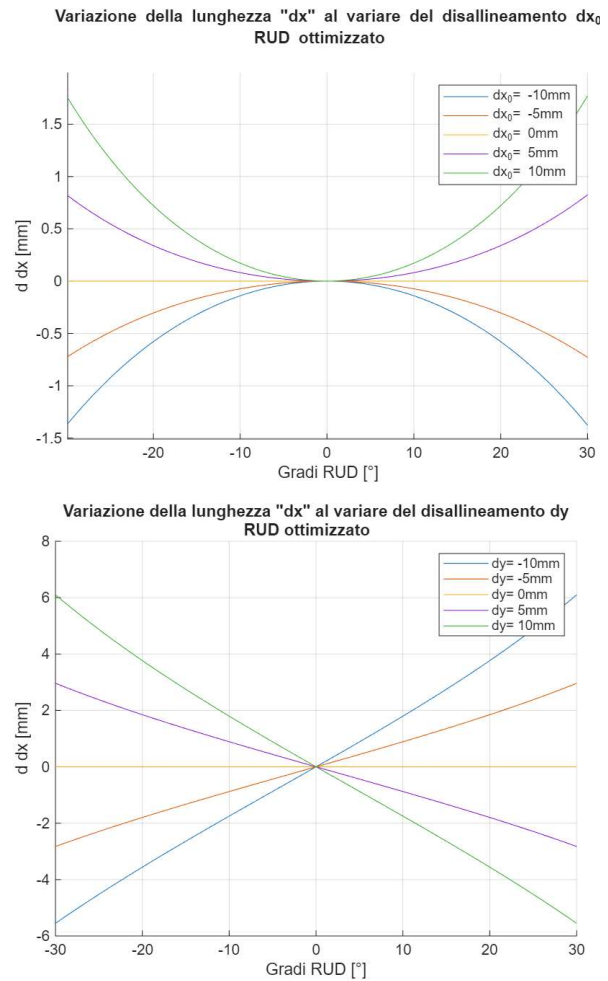


Figura 60- Confronto tra gli andamenti RUD dello spostamento della guida assiale tra le due versioni analizzate

La seconda versione, avendo il giunto rotoidale “B” non fisso ma traslante, porta a maggiori difficoltà nel progettare il dispositivo e soprattutto come andarlo ad attuare.

Quindi, dopo aver fatto queste considerazioni, la prima versione di catena cinematica risulta essere la più indicata per realizzare il dispositivo.

11 Analisi quasi-statica del dispositivo.

Definita la catena cinematica, si è quindi proceduto con l'eseguire un'analisi quasi statica del cinematismo.

L'analisi ha lo scopo di determinare le forze agenti sui giunti e sui link del dispositivo e le forze che si scaricano a livello degli elementi di interfaccia e sull'articolazione, partendo dal valore di coppia massima che il dispositivo dovrà essere in grado di esercitare. L'analisi svolta trascura i fenomeni dissipativi di attrito presenti all'interno dei giunti oltre agli effetti dinamici di inerzia.

Come argomentato in precedenza, in letteratura viene indicato un valore massimo di 1,5Nm di coppia per eseguire gli esercizi di riabilitazione. Tale valore è stato utilizzato per eseguire l'analisi quasi statica.

In questa trattazione, vengono quindi utilizzate la coppia motrice e la coppia resistente indicate rispettivamente come " C_r " e " C_m ". La coppia " C_r " assume il valore della coppia massima applicabile al polso.

L'analisi cinematica svolta ha permesso di definire le lunghezze dei link, necessarie per proseguire con l'analisi delle forze.

Utilizzando un ulteriore script Matlab, i dati ottenuti dall'analisi cinematica sono stati utilizzati per calcolare gli andamenti delle forze al variare della posizione angolare del dispositivo. I principali punti di interesse della catena cinematica sui quali analizzare le sollecitazioni sono la guida assiale, le due cerniere e la cerniera fissa che identifica il polso.

11.1 Diagramma di corpo libero di FE e determinazione delle forze agenti

Analizzando singolarmente ogni elemento della catena cinematica (*figura 61*), è possibile determinare le sollecitazioni a cui essi sono sottoposti e calcolare le forze di reazione e la coppia agenti sull'articolazione.

Analisi quasi-statica del dispositivo.

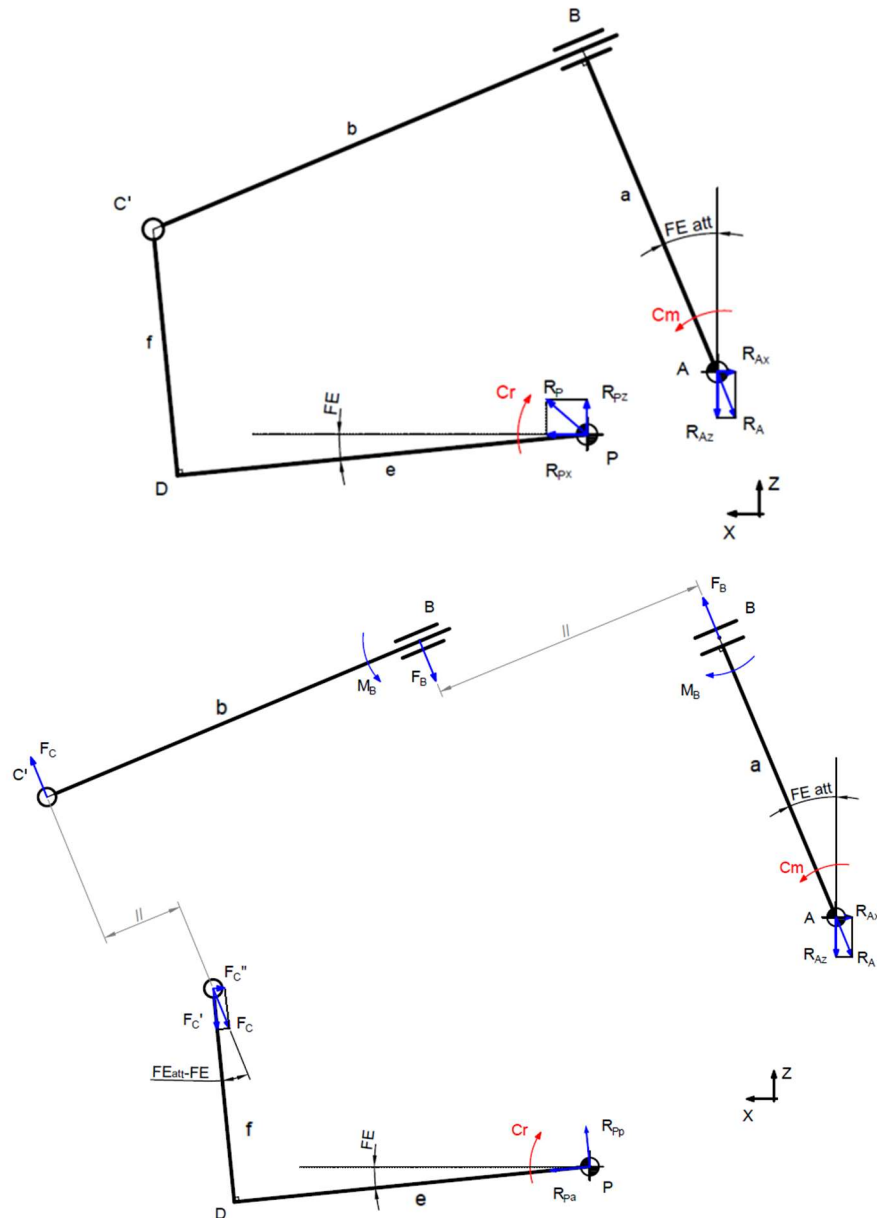


Figura 61 - Diagramma di corpo libero, analisi quasi-statica FE

Al fine di eseguire correttamente l'analisi, si devono considerare attentamente le condizioni di vincolo dovute ai giunti cinematici presenti agli estremi dei link.

- Cerniere fisse presenti nei punti "A" e "P": bloccano la traslazione del corrispettivo punto applicando una reazione vincolare scomponibile nelle due direzioni principali "X" e "Z".

Analisi quasi-statica del dispositivo.

- Cerniera mobile presente nel punto "C' ": collega i link "b" ed "f" permettendo la rotazione reciproca. Inoltre, consente di scambiare una forza tra i due link interessati.
- Guida assiale presente nel punto "B": questo tipo di vincolo è in grado di trasmettere una forza perpendicolare ad esso ed un momento torcente. Non permette di trasmettere forze in direzione assiale.

Va evidenziato che i link "f" ed "e", essendo rigidamente connessi nel punto "D", possono essere considerati come un unico elemento della catena cinematica.

I diagrammi di corpo libero (*figure 62-63-64*) e le equazioni di equilibrio dei singoli elementi risultano essere i seguenti.

11.1.1 Equazioni di equilibrio link a

$$\begin{array}{l} \text{dir. assiale} \\ \text{dir. perpendicolare} \\ \text{rotazione in A} \end{array} \left\{ \begin{array}{l} F_B - R_A = 0 \\ - \\ M_B - C_m = 0 \end{array} \right. \Rightarrow \left\{ \begin{array}{l} F_B = R_A \\ - \\ M_B = C_m \end{array} \right.$$

Dove la forza di reazione della cerniera fissa è scomponibile nelle sue componenti "x" e "z".

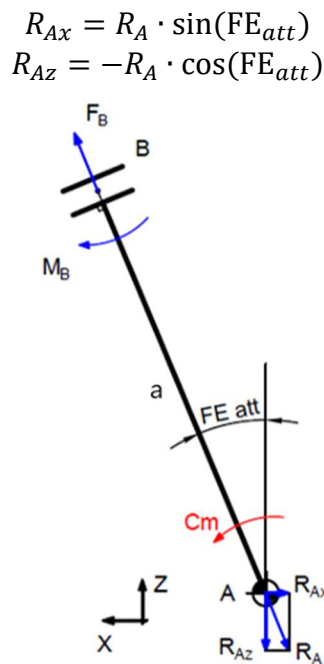


Figura 62 - Diagramma corpo libero link "a", FE

11.1.2 Equazioni di equilibrio link *b*

$$\begin{array}{l} \text{dir. assiale} \\ \text{dir. preperdicolare} \\ \text{rotazione in B} \end{array} \left\{ \begin{array}{l} F_C - \bar{F}_B = 0 \\ F_C \cdot b - M_B = 0 \end{array} \right. \Rightarrow \left\{ \begin{array}{l} \bar{F}_C = \bar{F}_B \\ F_C = M_B / b \end{array} \right.$$

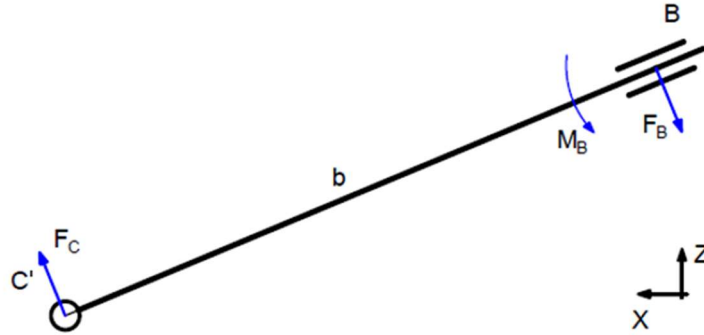


Figura 63 - Diagramma corpo libero link "b", FE

11.1.3 Equazioni di equilibrio link "e" + "f"

I link "f" ed "e" sono stati analizzati come se fossero un unico elemento in quanto sono rigidamente connessi tra loro nel punto "D", nel quale formano un angolo retto.

Le componenti della reazione vincolare presente nella cerniera fissa "P" sono inizialmente calcolate utilizzando le direzioni assiale e perpendicolare al link "e". e successivamente calcolate secondo le direzioni principali "X" e "Z". Tale soluzione risulta vantaggiosa in quanto semplifica le equazioni del sistema.

$$\begin{array}{l} \text{dir. assiale} \\ \text{dir. preperdicolare} \\ \text{rotazione in B} \end{array} \left\{ \begin{array}{l} F_C'' - R_{Pa} = 0 \\ F_C' - R_{Pp} = 0 \\ F_C' \cdot e - F_C'' \cdot f - C_r = 0 \end{array} \right. \Rightarrow \left\{ \begin{array}{l} F_C'' = R_{Pa} \\ F_C' = R_{Pp} \\ C_r = F_C' \cdot e - F_C'' \cdot f \end{array} \right.$$

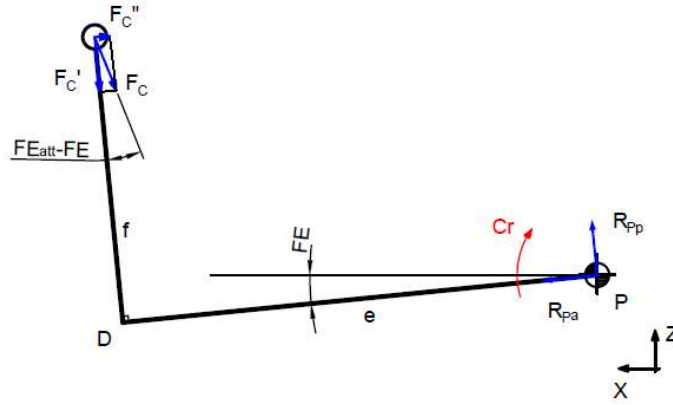


Figura 64 - Diagramma corpo libero link "e"+"f", FE

Dove la forza "Fc" trasmessa alla cerniera mobile viene scomposta nelle sue componenti "Fc'" e "Fc'''".

$$F_C' = F_C \cdot \cos(FE_{att} - FE)$$

$$F_C'' = F_C \cdot \sin(FE_{att} - FE)$$

Le componenti della reazione vincolare in "P" lungo le direzioni principali "X" e "Z" sono determinabili tramite le seguenti equazioni:

$$R_{Px} = R_{Pa} \cdot \cos(FE) + R_{Pp} \cdot \sin(FE)$$

$$R_{Pz} = -R_{Pa} \cdot \sin(FE) + R_{Pp} \cdot \cos(FE)$$

11.1.4 Analisi delle coppie

Nota la coppia massima teorica che il dispositivo deve poter applicare al polso, attraverso le equazioni di equilibrio appena esplicitate, è possibile determinare la coppia applicata al polso e le forze di reazione che l'articolazione deve sviluppare.

Il valore di coppia che il dispositivo applica sul polso risulta calcolabile tramite la seguente equazione:

$$C_r = \frac{C_m}{b} \cdot [e \cdot \cos(FE_{att} - FE) - f \cdot \sin(FE_{att} - FE)]$$

Da cui il rapporto tra le coppie:

$$C_r / C_m = \frac{e}{b} \cdot \cos(FE_{att} - FE) - \frac{f}{b} \cdot \sin(FE_{att} - FE)$$

Analisi quasi-statica del dispositivo.

Gli andamenti sono mostrati in *figura 65*. Solo in condizioni di disallineamento nullo si ottiene l'uguaglianza tra la coppia motrice e la coppia resistente, in quanto i link "b" ed "e" risulterebbero di lunghezza uguale, come anche gli angoli di rotazione " FE_{att} " e " FE ". In presenza di disallineamento la catena cinematica amplifica o riduce il valore di coppia applicata.

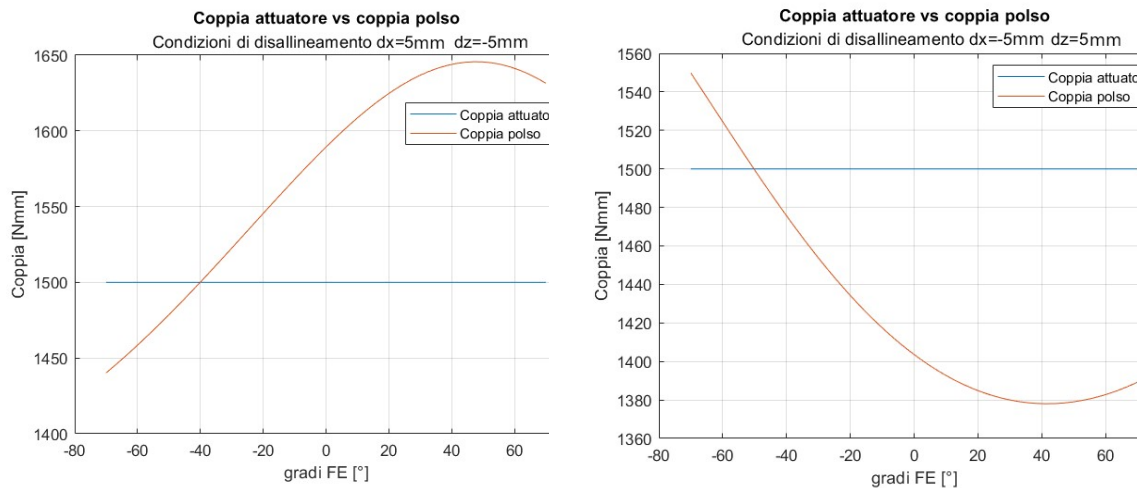


Figura 65 – Andamenti della coppia motrice e della coppia resistente (polso) al variare del disallineamento

Confrontando gli andamenti, a pari condizioni di disallineamento, del rapporto di trasmissione, calcolato durante l'analisi cinematica, e il rapporto tra le coppie, si apprezza un leggero scostamento (*figura 66*).

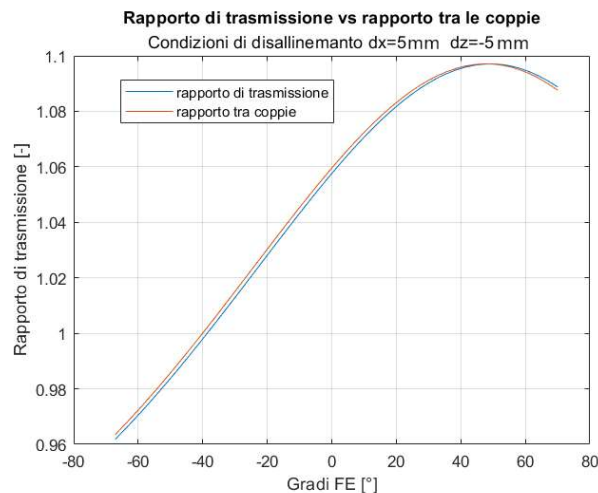


Figura 66 – Differenza tra rapporto tra le coppie e rapporto di trasmissione

Nonostante i due andamenti siano simili, tale differenza è dovuta al fatto che il rapporto tra le coppie è calcolato in modo analitico, matematicamente esatto, mentre il rapporto di trasmissione è stato determinato numericamente e di conseguenza presenta delle approssimazioni al rendimento della catena cinematica.

11.1.5 Forza applicata alla cerniera mobile

La cerniera mobile presente nel punto "C' " è soggetta alla forza " F_c " il cui valore è influenzato non solo dalla coppia motrice, ma anche dalla lunghezza che assume il link "b" durante il movimento di flessione-estensione (figura 67). In caso di disallineamento nullo il suo valore risulta costante.

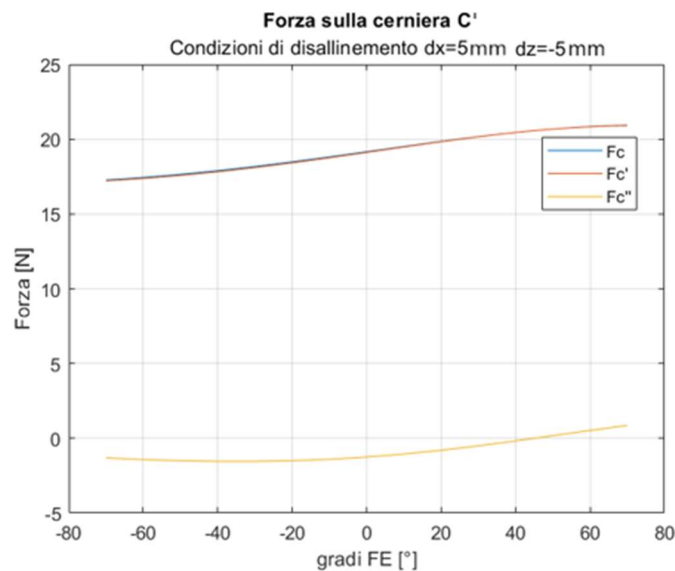


Figura 67 – Forze applicate nel giunto rotoidale "C' "

11.1.6 Reazione vincolare al polso

Per quando riguarda le forze di reazione vincolare della cerniera fissa "P" (figura 68), rappresentativa del polso, esse vengono generate anche in condizioni di disallineamento nullo e la presenza di un disallineamento contenuto non ne altera significativamente il valore.

Il valore riscontrato in questa analisi è determinato unicamente dall'aver imposto un valore di coppia a monte della catena cinematica e quindi con comprende le forze muscolari presenti durante l'esercizio attivo.

Analisi quasi-statica del dispositivo.

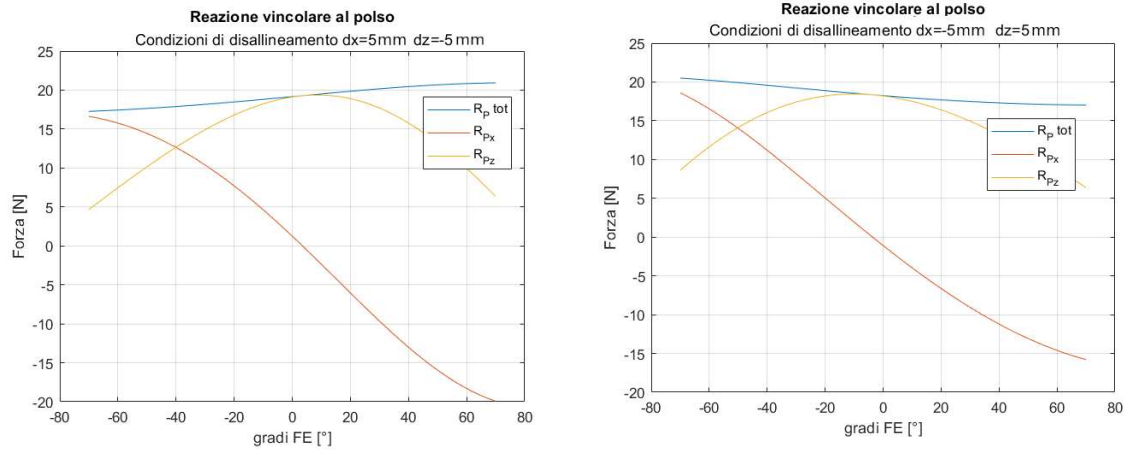


Figura 68 – Andamenti delle forze di reazione applicate dal polso

Si deve inoltre considerare che il valore è calcolato in presenza di massima coppia, condizione che avviene in brevi istanti.

11.2 Andamenti delle sollecitazioni presenti sui link durante FE

Una volta ricavato il diagramma di corpo libero dei vari elementi costituenti la catena cinematica e l'andamento delle forze e coppie, è possibile determinare l'andamento delle sollecitazioni agenti sugli stessi (*figura 69*).

Il valore assunto delle sollecitazioni non è costante ma dipende, oltre che del disallineamento del dispositivo rispetto al polso, anche dalla posizione angolare assunta. Ragon per cui gli andamenti mostrati rappresentano il massimo della sollecitazione agente sull' elemento.

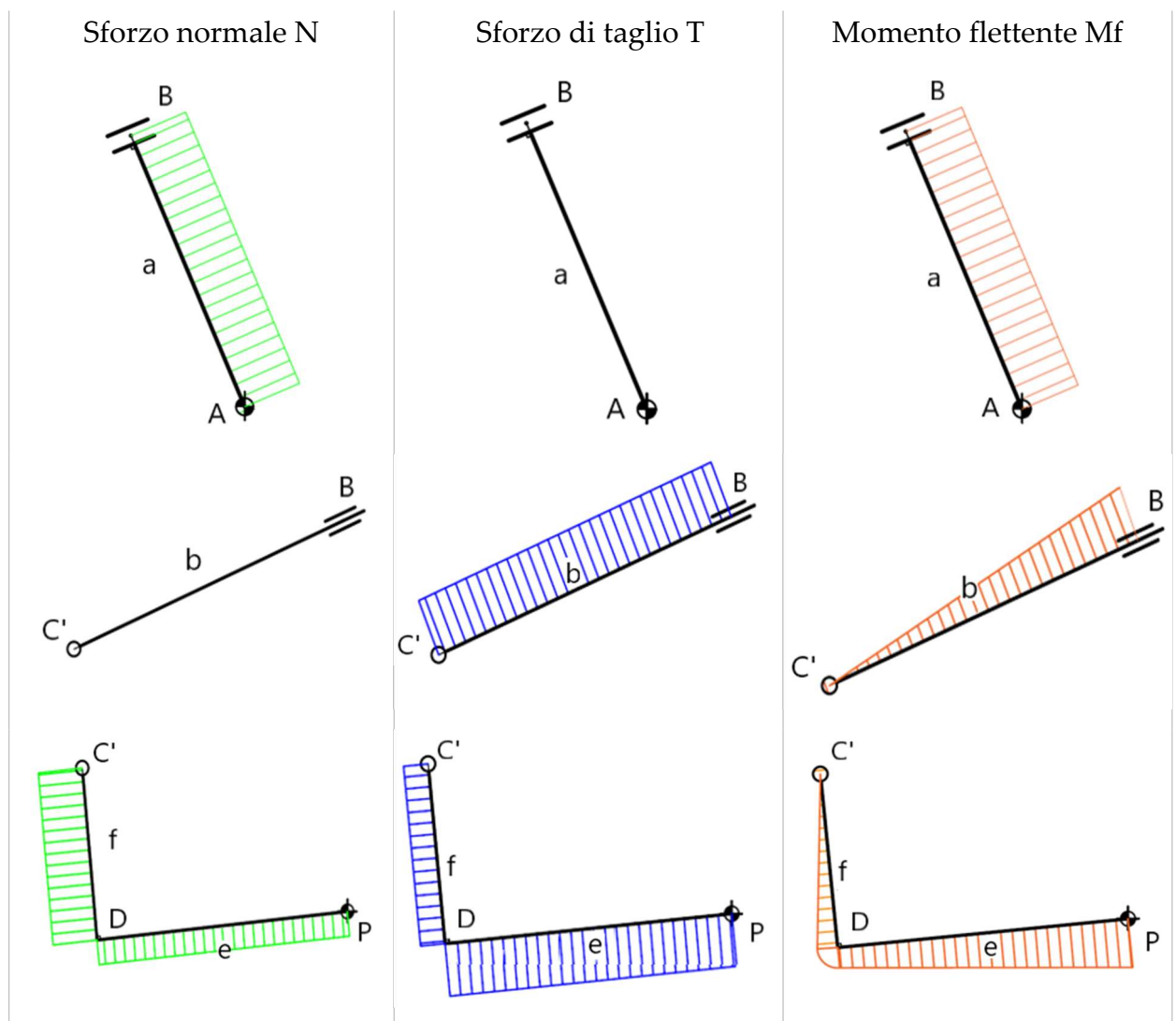


Figura 69 – Andamenti delle sollecitazioni

Analisi quasi-statica del dispositivo.

Riassumendo:

Tabella 6- Risultati analisi quasi-statica FE, sollecitazioni presenti sui link

Link	Punto	Sforzo normale N	Sforzo di taglio T	Momento flettente Mf
a	A	21 N	0 N	1,5 Nm
	B	21 N	0 N	1,5 Nm
b	B	0 N	21 N	1,5 Nm
	C	0 N	21 N	0 N
f	C	21 N	2 N	0 N
	D	21 N	2 N	1,1 Nm
e	D	2 N	21 N	1,1 Nm
	P	2 N	21 N	1,65 Nm

Tabella 7 - Risultati analisi quasi-statica reazioni vincolari delle cerniere fisse

Cerniera fissa	R_x	R_z
A	-17 N	-19 N
P	17 N	19 N

11.3 Diagramma di corpo libero di RUD e determinazione delle forze agenti

Come fatto per l'analisi quasi-statica del moto di FE, conoscendo la coppia massima che il dispositivo deve applicare, è possibile ricavare le forze che vengono generate durante il movimento di RUD sui giunti e le sollecitazioni a cui sono sottoposti i singoli elementi costituenti la catena cinematica, oltre alla coppia agente sul polso e le reazioni vincolari generate dall'articolazione.

In questo caso, i link del meccanismo hanno una disposizione tridimensionale per cui l'analisi risulta essere leggermente più complessa (*figura 70*). Nel caso della FE il meccanismo vede tutti i link disposti su un unico piano (XZ), mentre in questo caso, il link "b" e il link "e" giacciono su due piani paralleli (XY) distanti la lunghezza del link "f". Quindi è stato necessario considerare i link "e" ed "f" singolarmente anche se essi risultano rigidamente connessi nel punto "D".

Al fine di rappresentare correttamente i diagrammi di corpo libero, il link "b" è stato diviso nei due tratti "b'" e "b'''" in modo da rappresentare la cerniera fissa in "B" non coincidente con la guida assiale. Successivamente considerando nulla la distanza "b'" si riporta il sistema alle condizioni reali.

La *figura 70* mostra il diagramma di corpo libero con una vista dall'alto e la sua scomposizione nei vari elementi.

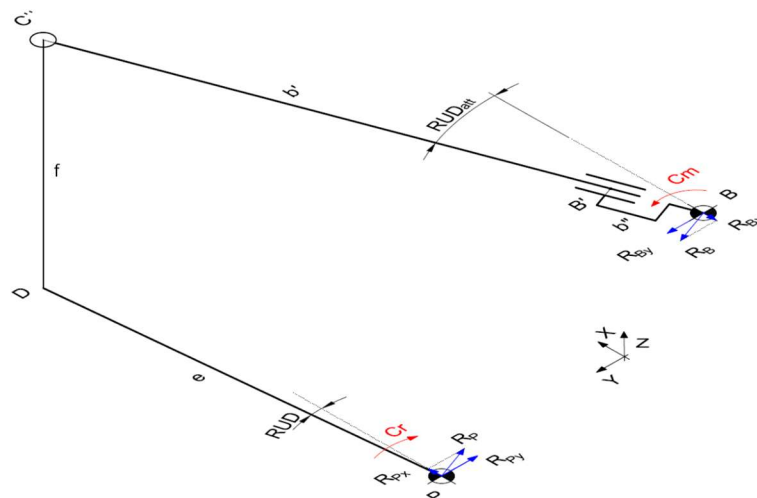


Figura 70- Diagramma di corpo libero 3D, analisi quasi-statica RUD

Analisi quasi-statica del dispositivo.

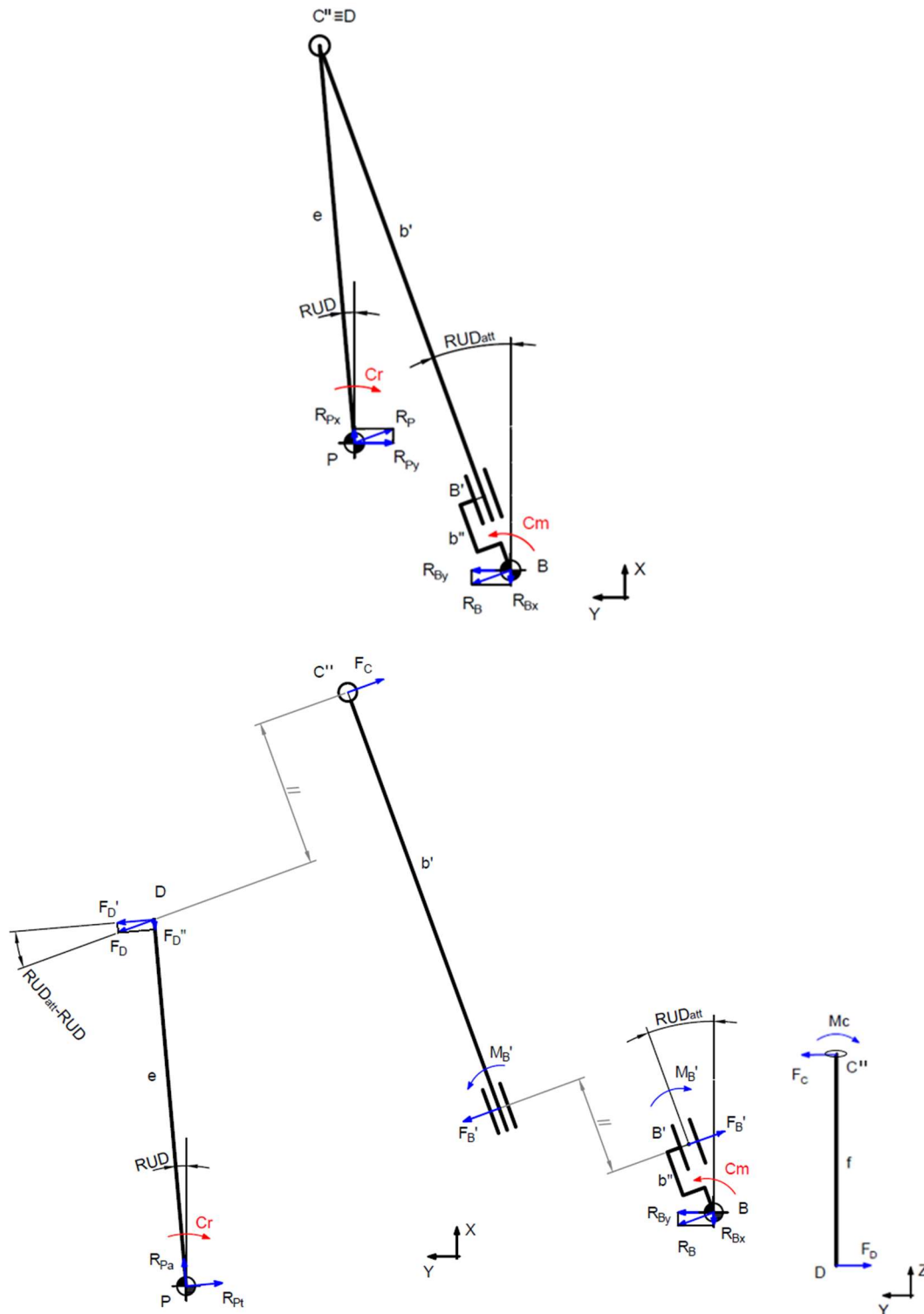


Figura 71 - Diagramma di corpo libero, analisi quasi-statica RUD

Avendo scomposto la catena cinematica e avendo analizzato singolarmente le forze agenti su ogni link, si è riscontrato che sul link "f" insiste una coppia di forze, la quale deve essere bilanciata o da un momento flettente in "C" o da un momento

flettente in "D", il cui effetto si traduce in un momento torcente sui link adiacenti. Assumendo che il polso non possa contrastare tale azione, il momento flettente necessario a contrastare la coppia di forze può essere applicato esclusivamente in "C". Da cui consegue che la guida assiale e la cerniera fissa "B" devono impedire la rotazione assiale del link "b".

Al fine di eseguire correttamente l'analisi, si devono considerare attentamente le condizioni di vincolo dovute ai giunti cinematici presenti agli estremi dei link:

- Cerniere fisse presenti nei punti "B" e "P": bloccano la traslazione del corrispondente punto applicando una reazione vincolare scomponibile nelle due direzioni principali ("X" e "Y");
- Cerniera mobile "C" presente nel punto C: collega i link "b" ed "f" permettendo la rotazione reciproca esclusivamente attorno al suo asse di rotazione. Permette di scambiare una forza tra i due link interessati;
- Guida assiale presente nel punto "B'": questo tipo di vincolo è in grado di trasmettere una forza perpendicolare e un momento. Non permette di trasmettere forze in direzione assiale;
- Incastro nel punto "D": questo vincolo è in grado di trasmettere coppie e momenti in ogni direzione.

I diagrammi di corpo libero dei singoli elementi risultano essere i seguenti (figure 72-73-74-75).

11.3.1 Equazioni di equilibrio link b''

$$\begin{matrix} \text{dir. assiale} \\ \text{dir. perpendicolare} \\ \text{rotazione in B} \end{matrix} \left\{ \begin{matrix} R_B - \bar{F}_{B'} = 0 \\ C_m - M_{B'} - F_{B'} \cdot b'' = 0 \end{matrix} \right. \Rightarrow \left\{ \begin{matrix} \bar{R}_B = F_{B'} \\ M_{B'} = C_m - F_{B'} \cdot b'' \end{matrix} \right.$$

Considerando nulla la lunghezza "b'" e quindi coincidenza tra la guida assiale e la cerniera fissa, si ottiene:

Analisi quasi-statica del dispositivo.

$$\begin{array}{l} \text{dir. assiale} \\ \text{dir. preperdicolare} \\ \text{rotazione in B} \end{array} \left\{ \begin{array}{l} \overline{R_B} = \overline{F_{B'}} \\ \overline{M_{B'}} = \overline{C_m} \end{array} \right.$$

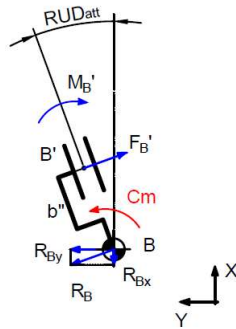


Figura 72 - Diagramma corpo libero link "b''", RUD

La forza di reazione della cerniera fissa è scomponibile nelle sue componenti in direzione "X" e "Z".

$$\begin{aligned} R_{Bx} &= -R_B \cdot \sin(RUD_{att}) \\ R_{By} &= R_B \cdot \cos(RUD_{att}) \end{aligned}$$

11.3.2 Equazioni di equilibrio link b'

$$\begin{array}{l} \text{dir. assiale} \\ \text{dir. preperdicolare} \\ \text{rotazione in B} \end{array} \left\{ \begin{array}{l} F_C - \overline{F_{B'}} = 0 \\ F_C \cdot b' - \overline{M_{B'}} = 0 \end{array} \right. \Rightarrow \left\{ \begin{array}{l} F_C = \overline{F_{B'}} \\ F_C = \overline{M_{B'}} / b' \end{array} \right.$$

Dove se "b''" = 0 allora "b'" = "b".

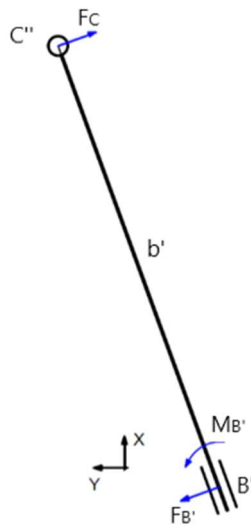


Figura 73 - Diagramma corpo libero link "b'", RUD

11.3.3 Equazioni di equilibrio link f

$$\begin{array}{l} \text{dir. assiale} \\ \text{dir. perpendicolare} \\ \text{rotazione in } C \end{array} \left\{ \begin{array}{l} F_D - \bar{F}_C = 0 \\ F_D * f - \bar{M}_C = 0 \end{array} \right. \Rightarrow \left\{ \begin{array}{l} \bar{F}_D = \bar{F}_C \\ \bar{M}_C = F_D * f \end{array} \right.$$

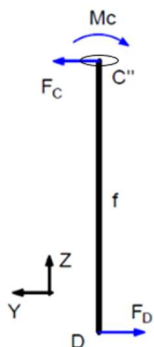


Figura 74 - Diagramma corpo libero link "f", RUD

La guida assiale deve bloccare la rotazione del link "b" in modo da opporsi al momento " M_c " generato dalla presenza del link "f".

11.3.4 Equazioni di equilibrio link "e"

$$\begin{array}{l} \text{dir. assiale} \\ \text{dir. perpendicolare} \\ \text{rotazione in } C \end{array} \left\{ \begin{array}{l} F_D'' - R_{Pa} \\ F_D' - R_{Pt} = 0 \\ F_D' \cdot e - C_r = 0 \end{array} \right. \Rightarrow \left\{ \begin{array}{l} F_D'' = R_{Pa} \\ F_D' = R_{Pt} \\ C_r = F_D' \cdot e \end{array} \right.$$

Dove la forza " F_D " trasmessa alla cerniera mobile viene scomposta nelle sue componenti " F_D' " e " F_D'' ".

$$\begin{aligned} F_D' &= F_D \cdot \cos(\text{RUD}_{att} - \text{RUD}) \\ F_D'' &= F_D \cdot \sin(\text{RUD}_{att} - \text{RUD}) \end{aligned}$$

Mentre la forza di reazione della cerniera fissa "P" è esprimibile nelle sue componenti lungo "X" e lungo "Y".

$$\begin{aligned} R_{Px} &= -R_{Pt} \cdot \sin(\text{RUD}) + R_{Pa} \cdot \cos(\text{RUD}) \\ R_{Py} &= R_{Pt} \cdot \cos(\text{RUD}) + R_{Pa} \cdot \sin(\text{RUD}) \end{aligned}$$

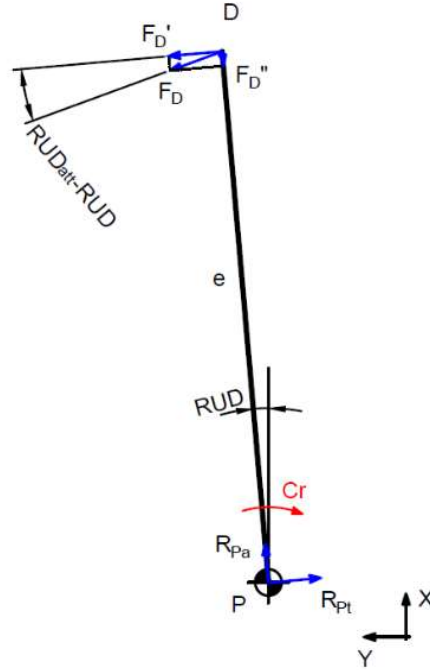


Figura 75 - Diagramma corpo libero link "e", RUD

11.3.5 Analisi delle coppie

Nota la coppia massima teorica che il dispositivo deve poter applicare al polso, attraverso le equazioni di equilibrio appena esplicitate, è possibile determinare la coppia applicata al polso e le forze di reazione che l'articolazione deve sviluppare.

Il valore di coppia che il dispositivo applica sul polso risulta calcolabile tramite la seguente equazione:

$$C_r = \frac{C_m}{b} \cdot e \cdot \cos(RUD_{att} - RUD)$$

Da cui il rapporto tra le coppie:

$$C_r / C_m = \frac{e}{b} \cdot \cos(RUD_{att} - RUD)$$

Solo in condizioni di disallineamento nullo si ottiene l'uguaglianza tra la coppia motrice e la coppia resistente in quanto i link "b" ed "e" risulterebbero di lunghezza uguale, come anche gli angoli di rotazione "RUD_{att}" e "RUD". In presenza di disallineamento la catena cinematica amplifica o riduce il valore di coppia applicata (figura 76).

Analisi quasi-statica del dispositivo.

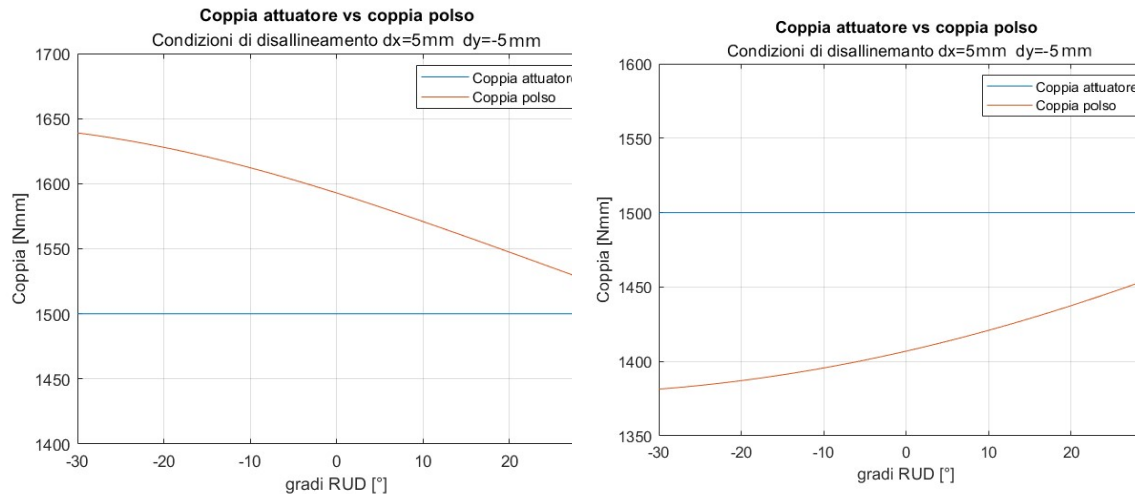


Figura 76 – Andamenti della coppia motrice e della coppia resistente (polso) al variare del disallineamento

Confrontando gli andamenti, a pari condizioni di disallineamento, del rapporto di trasmissione calcolato durante l'analisi cinematica e il rapporto tra le coppie, si apprezza anche in questa analisi un leggero scostamento (figura 77).

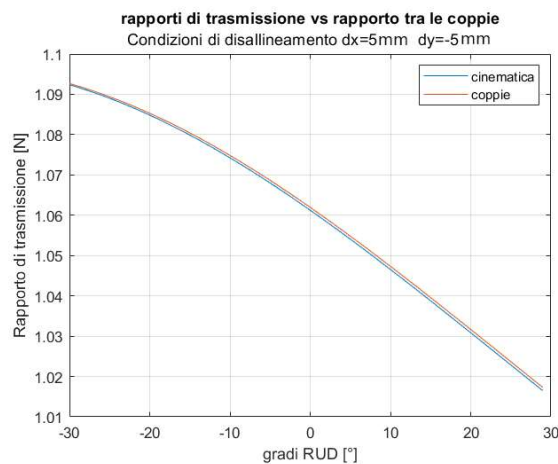


Figura 77 – Differenza tra rapporto tra le coppie e rapporto di trasmissione

Nonostante i due andamenti siano simili, tale differenza è dovuta al fatto che il rapporto tra le coppie è calcolato in modo analitico, matematicamente esatto, mentre il rapporto di trasmissione è stato determinato numericamente e di conseguenza presenta delle approssimazioni.

11.3.6 Forza applicata nel punto "D"

Nel punto "D" che collega rigidamente il link "e" con il link "f", viene scambiata la forza " F_D " (figura 78). Il valore è influenzato non solo dalla coppia motrice, ma anche dalla lunghezza che assume il link "b" durante il movimento di deviazione radio-ulnare. In caso di disallineamento nullo il suo valore risulta costante.

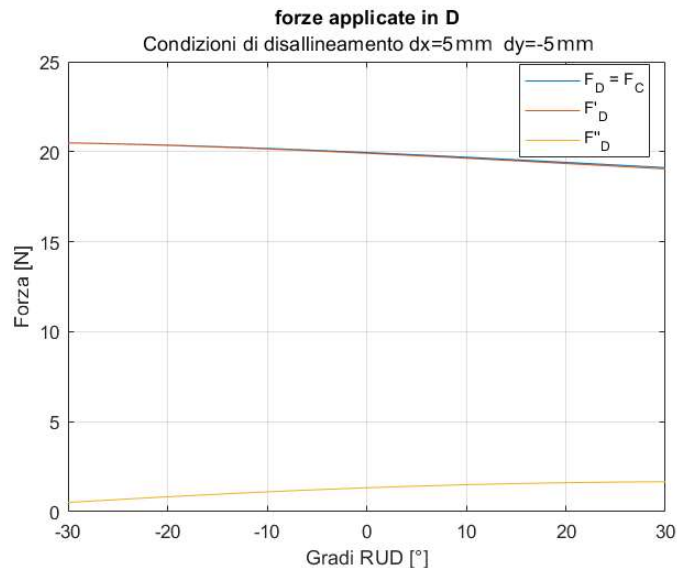


Figura 78 – Forze applicate nel punto "D" della catena cinematica

11.3.7 Reazione vincolare al polso

Per quanto riguarda le forze di reazione vincolare della cerniera fissa "P", rappresentativa del polso, esse vengono generate anche in condizioni di disallineamento nullo e la presenza di un disallineamento contenuto non ne altera significativamente il valore (figura 79).

Analisi quasi-statica del dispositivo.

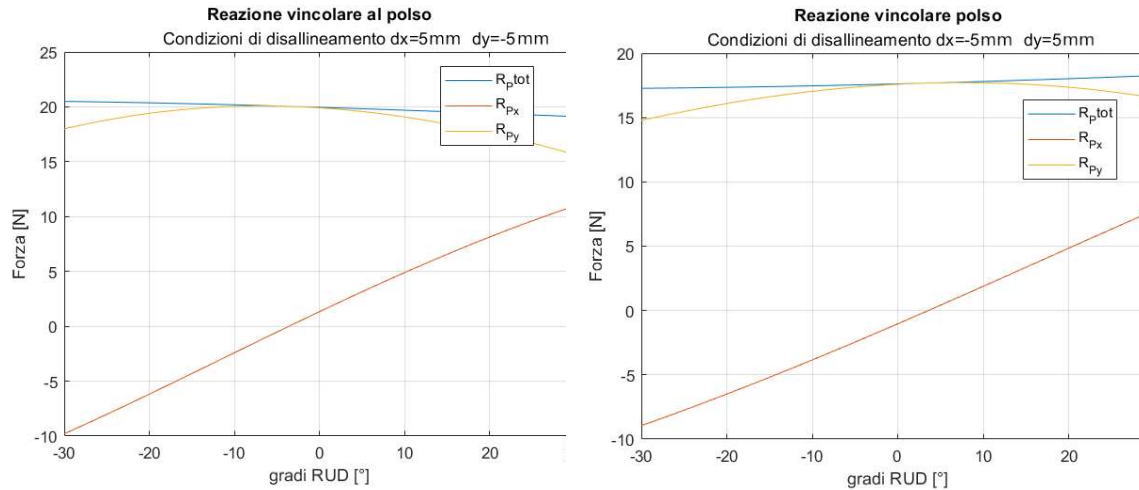


Figura 79 – Andamenti delle forze di reazione applicate dal polso

Bisogna considerare che il valore è calcolato in condizioni di massima coppia, condizione che avviene in brevi istanti o durante l'esecuzione di un esercizio attivo, nel quale è il paziente, che con la sua forza muscolare, contrasta il dispositivo.

11.3.8 Momento torcente applicato dal link "b" e alla guida assiale

Come è stato descritto in precedenza, la presenza del link "f" produce un'azione di torsione sul link "b" (figura 80), per cui la guida assiale e la cerniera fissa in B devono impedirne la rotazione.

Il momento torcente dipende oltre che dal valore della coppia motrice anche dalla lunghezza dei link "b" ed "f". All'aumentare di "b" il suo valore si riduce, mentre all'aumentare di "f" il suo valore aumenta. Adottare una lunghezza contenuta del link "f" comporta una riduzione del momento torcente sulla guida assiale.

Analisi quasi-statica del dispositivo.

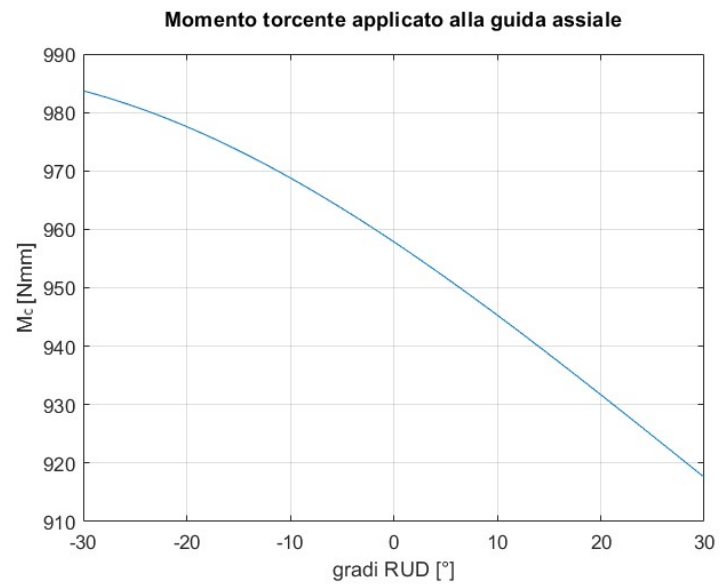
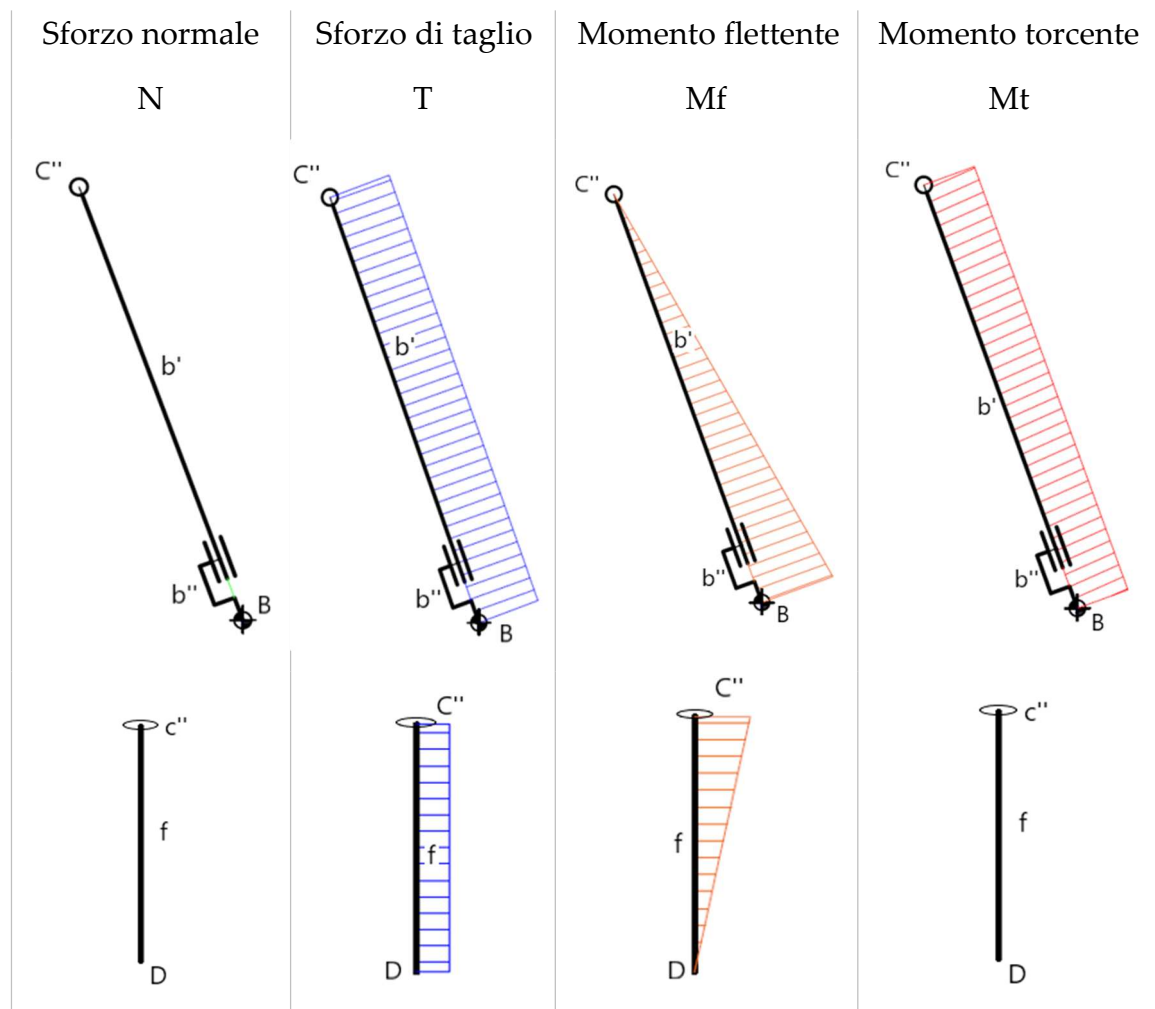


Figura 80 – Momento torcente applicato alla guida assiale

11.4 Andamenti delle sollecitazioni presenti sui link durante RUD

Una volta ricavato il diagramma di corpo libero dei vari elementi costituenti la catena cinematica e l'andamento delle forze e coppie, è possibile determinare l'andamento delle sollecitazioni agenti sugli stessi.

Il valore assunto delle sollecitazioni (*figura 81*) non è costante ma dipende, oltre che del disallineamento del dispositivo rispetto al polso, anche dalla posizione angolare assunta. Ragon per cui gli andamenti mostrati rappresentano il massimo della sollecitazione agente sull'elemento.



Analisi quasi-statica del dispositivo.

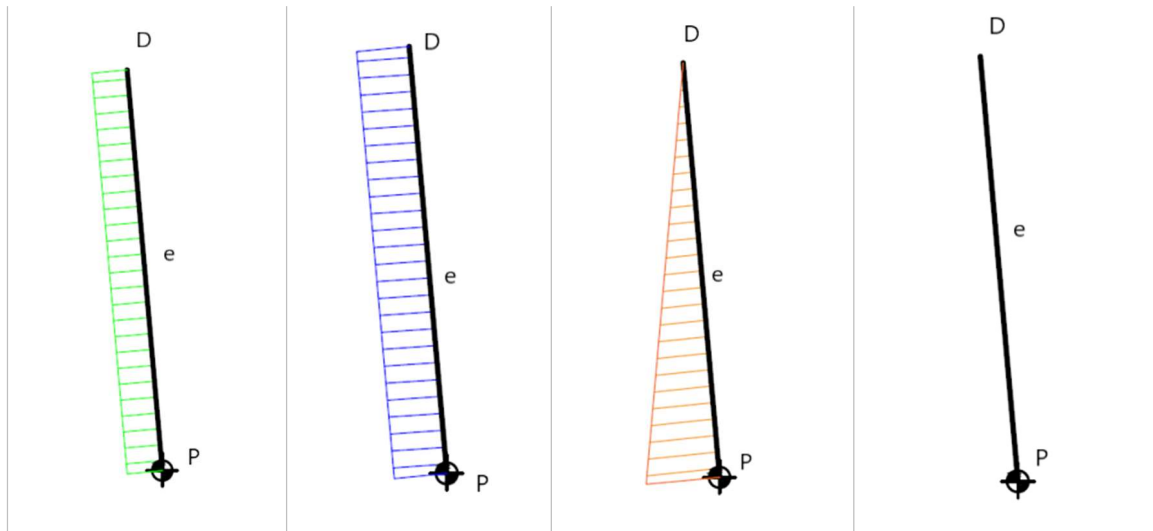


Figura 81 – Andamenti delle sollecitazioni

Riassumendo:

Tabella 8 - Risultati analisi quasi-statica RUD, sollecitazioni presenti sui link

Link	Punto	Sforzo normale N	Sforzo di taglio T	Momento flettente Mf	Momento torcente Mt
b	B	0 N	21 N	1,5 Nm	1 Nm
	C	0 N	21 N	0 Nm	1 Nm
f	C	0 N	20 N	1 Nm	0 Nm
	D	0 N	20 N	0 Nm	0 Nm
e	D	2 N	21 N	0 Nm	0 Nm
	P	2 N	21 N	1,65 Nm	0 Nm

Tabella 9 - Risultati analisi quasi-statica reazioni vincolari delle cerniere fisse

Cerniera fissa	Rx	Rz
B	-17 N	-19 N
P	17 N	19 N

11.5 Determinazione delle forze vincolari che sollecitano l'articolazione durante un esercizio attivo

Durante il percorso riabilitativo il paziente può avere la necessità di dover effettuare esercizi attivi, ovvero compiere delle rotazioni, FE e/o RUD, con valore di coppia controllata. In letteratura viene indicato un valore massimo di 1,5Nm per eseguire sessioni di riabilitazione.

La riabilitazione con esercizio attivo si basa su movimenti volontari del paziente, con lo scopo di migliorare la forza muscolare, l'articolarietà e il controllo del movimento. Il paziente esegue i movimenti attraverso la propria forza muscolare, contrastando un'azione resistente esterna generata dal dispositivo, che potrà controllare i valori di coppia esercitata.

I muscoli che si occupano del controllo della mano sono situati nell'avambraccio e la forza muscolare generata viene trasmessa alle ossa carpali e metacarpali tramite i tendini e, per come è costituito anatomicamente l'arto, le forze muscolari sono dirette assialmente all'avambraccio e tendono sempre a comprimere l'articolazione.

Inoltre, essendo la distanza tra il punto di applicazione della forza muscolare e l'asse di rotazione ideale circa 10/20 millimetri, per ottenere una discreta coppia al polso, la forza generata dai muscoli è relativamente elevata. In altri termini, per sostenere un peso di pochi chilogrammi sulla mano, è necessaria una notevole forza muscolare, la quale avrà una azione comprimente sull'articolazione.

Quest'analisi ha lo scopo di determinare l'entità della reazione vincolare che grava sull'articolazione, che sarà in parte generata dall'azione del dispositivo e in parte dall'azione delle forze muscolari.

Per poter stimare la forza complessiva applicata dai muscoli, la mano può essere schematizzata con il seguente schema / diagramma di corpo libero in *figura 82*.

Analisi quasi-statica del dispositivo.

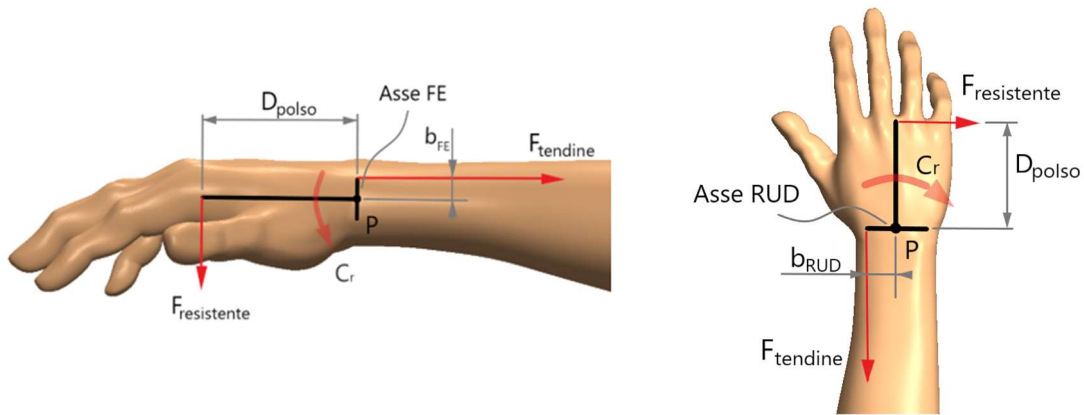


Figura 82 – Schema meccanico semplificato della mano

Dall'equilibrio alla rotazione si ricavano le seguenti equazioni:

FE	RUD
$C_r = F_{resistente} \cdot D_{polso}$ $C_r = F_{tendine} \cdot b_{FE}$	$C_r = F_{resistente} \cdot D_{polso}$ $C_r = F_{tendine} \cdot d_{RUD}$
Dove:	Dove:
$D_{polso} = 80mm$ $b_{FE} = 10mm$	$D_{polso} = 80mm$ $b_{RUD} = 25mm$

Ovviamente questo è un metodo estremamente semplificato, che trascura gran parte dell'anatomia della mano e dell'avambraccio, ma che si presta bene per stimare grossolanamente il valore delle forze muscolari.

Per una mano di dimensioni medie, l'applicazione di 1,5Nm di coppia, durante il movimento di flessione-estensione, equivale ad applicare circa 3kg sul palmo della mano, in condizioni di angoli FE e RUD nulli. La forza muscolare necessaria invece è pari a circa 100N in direzione assiale, opposta all'avambraccio. Nel caso di un movimento RUD, la forza muscolare assume valori inferiori grazie alla maggiore distanza tra i tendini e l'asse di rotazione.

Sovrapponendo gli effetti della reazione vincolare causata dal dispositivo e quella dovuta alle azioni muscolari e confrontandone i valori, si evidenzia che il dispositivo, in condizioni di massima coppia, ha un ruolo marginale per quanto riguarda la sollecitazione dell'articolazione. Gran parte della forza che insiste

Analisi quasi-statica del dispositivo.

sull'articolazione è intrinseca nell'esecuzione dell'esercizio attivo. Il dispositivo genera delle forze aggiuntive, ma queste, seppur non completamente trascurabili, sono sicuramente tollerabili.

L'analisi è stata svolta sia per rotazioni di FE che RUD, positive e negative, valutando diverse configurazioni di disallineamento, e non si sono riscontrati particolari condizioni critiche. Sono quindi riportati solo una parte dei grafici ottenuti (Figura 83-84-85-86-87-88).

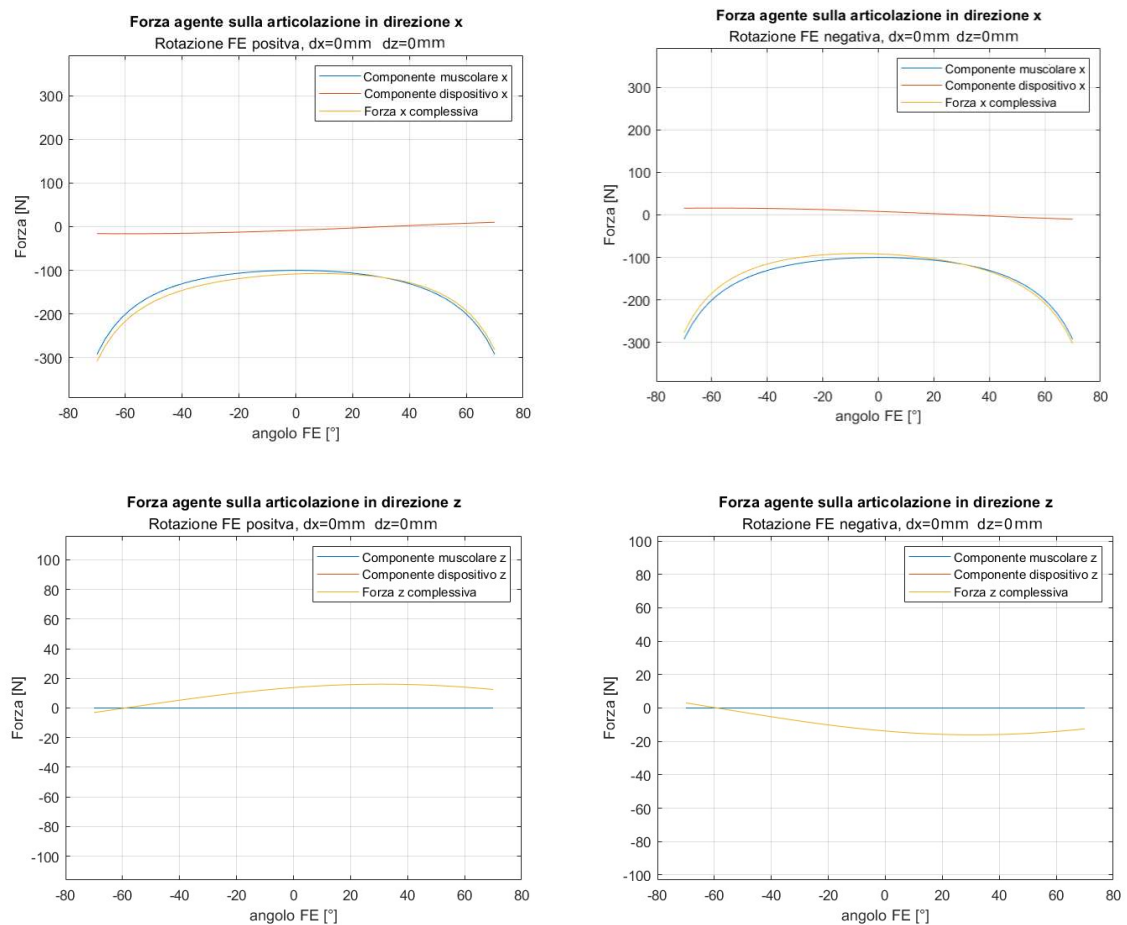


Figura 83 - Reazione vincolare al polso in assenza di disallineamento durante FE

Analisi quasi-statica del dispositivo.

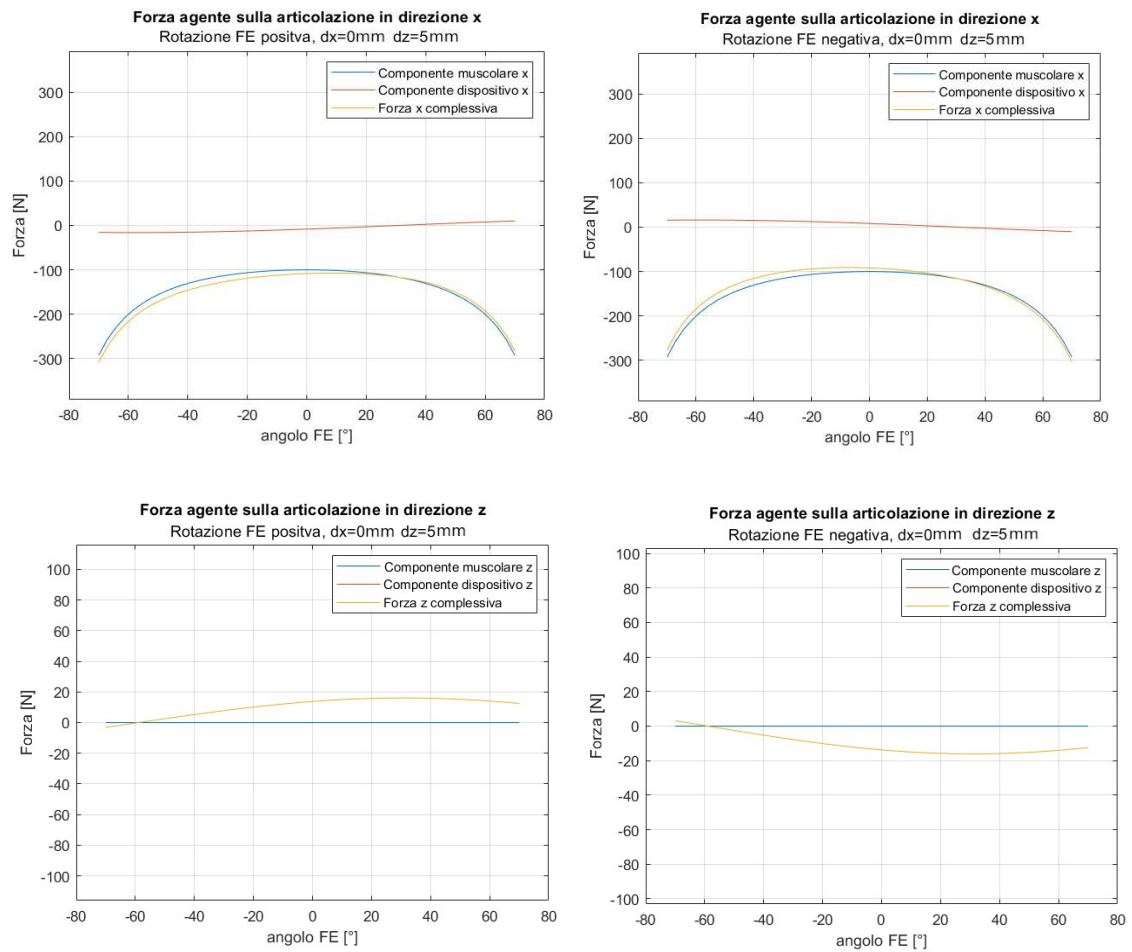


Figura 84 - Reazione vincolare al polso in presenza di disallineamento in direzione Z di 5mm durante FE

Analisi quasi-statica del dispositivo.

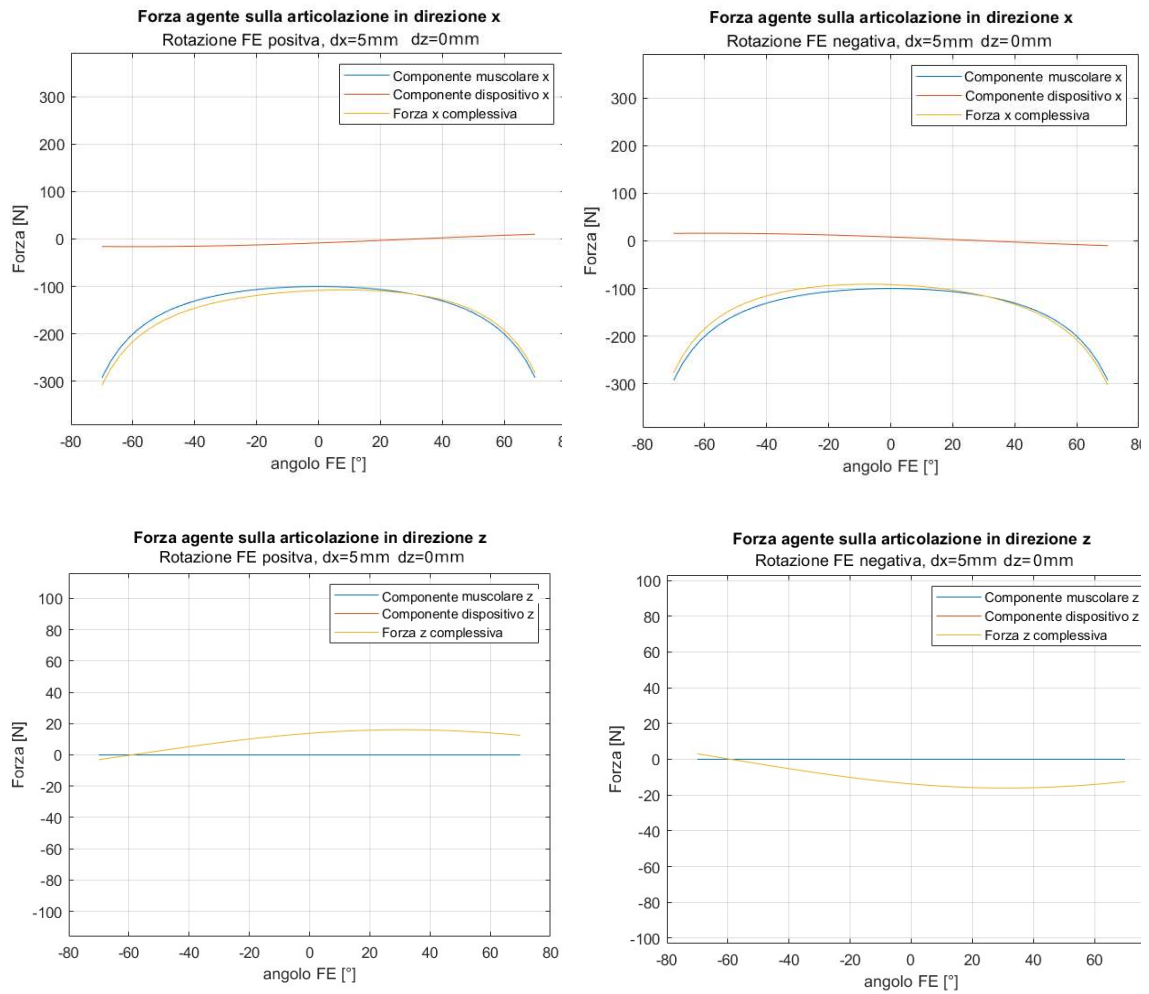


Figura 85 - Reazione vincolare al polso in presenza di disallineamento in direzione X di 5mm durante FE

Analisi quasi-statica del dispositivo.

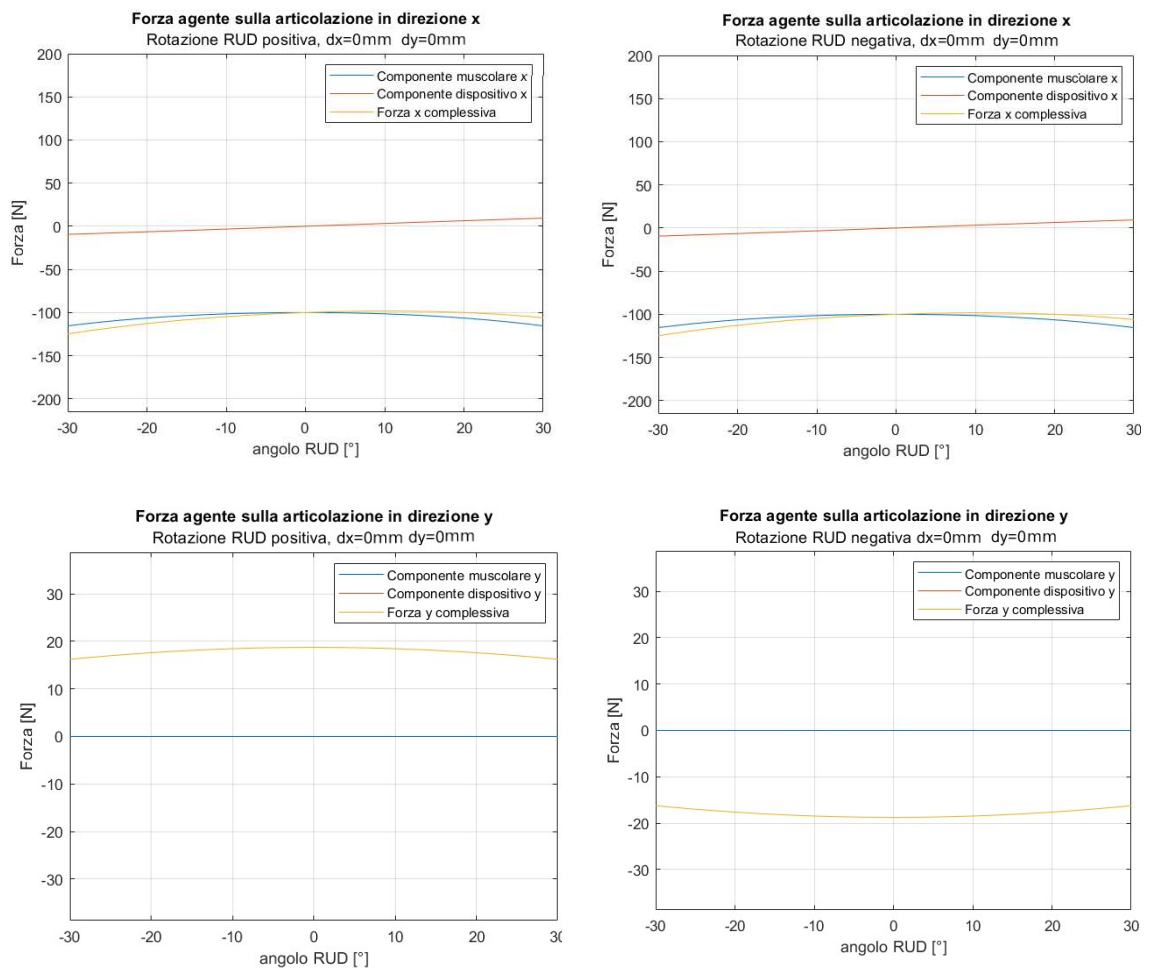


Figura 86 - Reazione vincolare al polso in assenza di disallineamento durante RUD

Analisi quasi-statica del dispositivo.

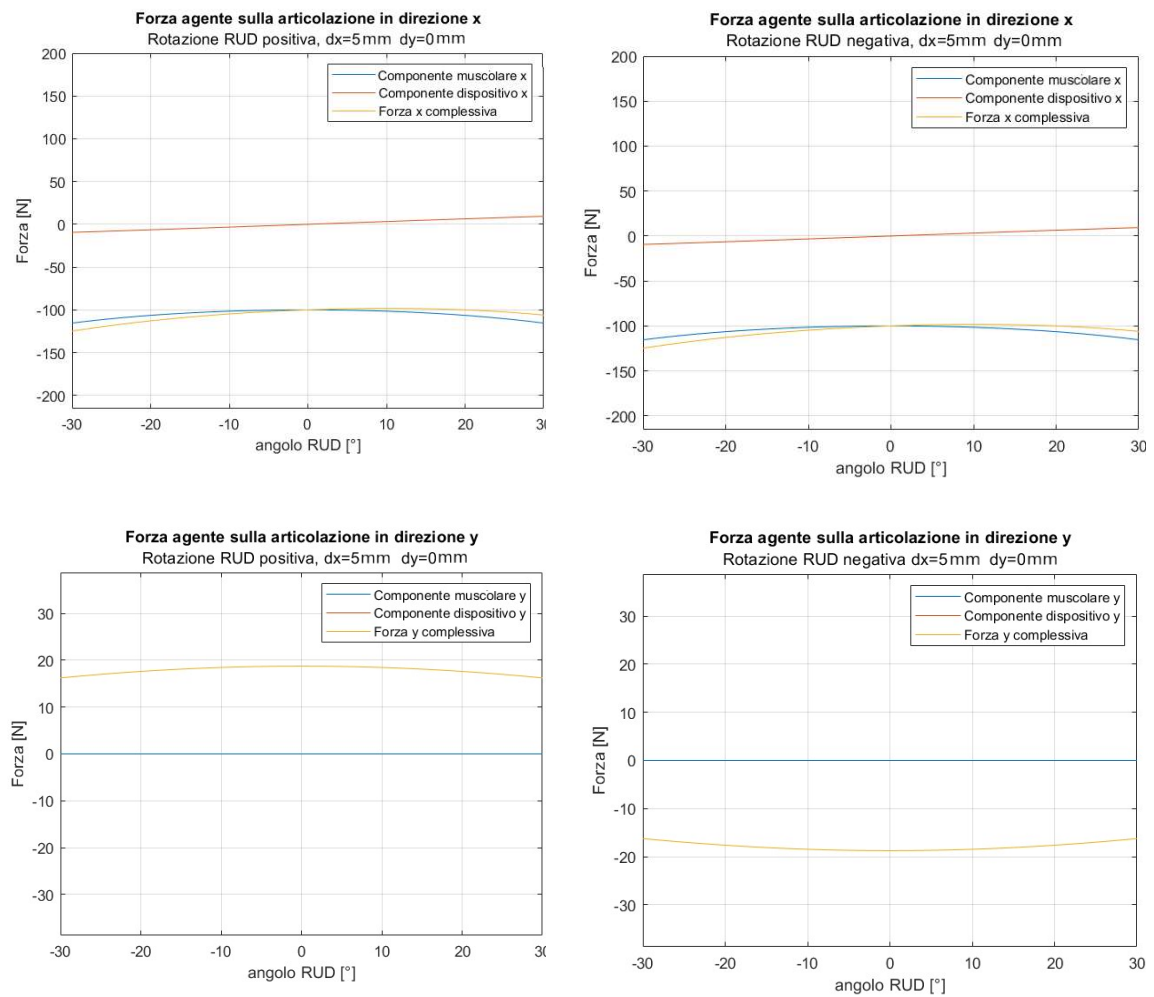


Figura 87 - Reazione vincolare al polso in presenza di disallineamento in direzione X di 5mm durante RUD

Analisi quasi-statica del dispositivo.

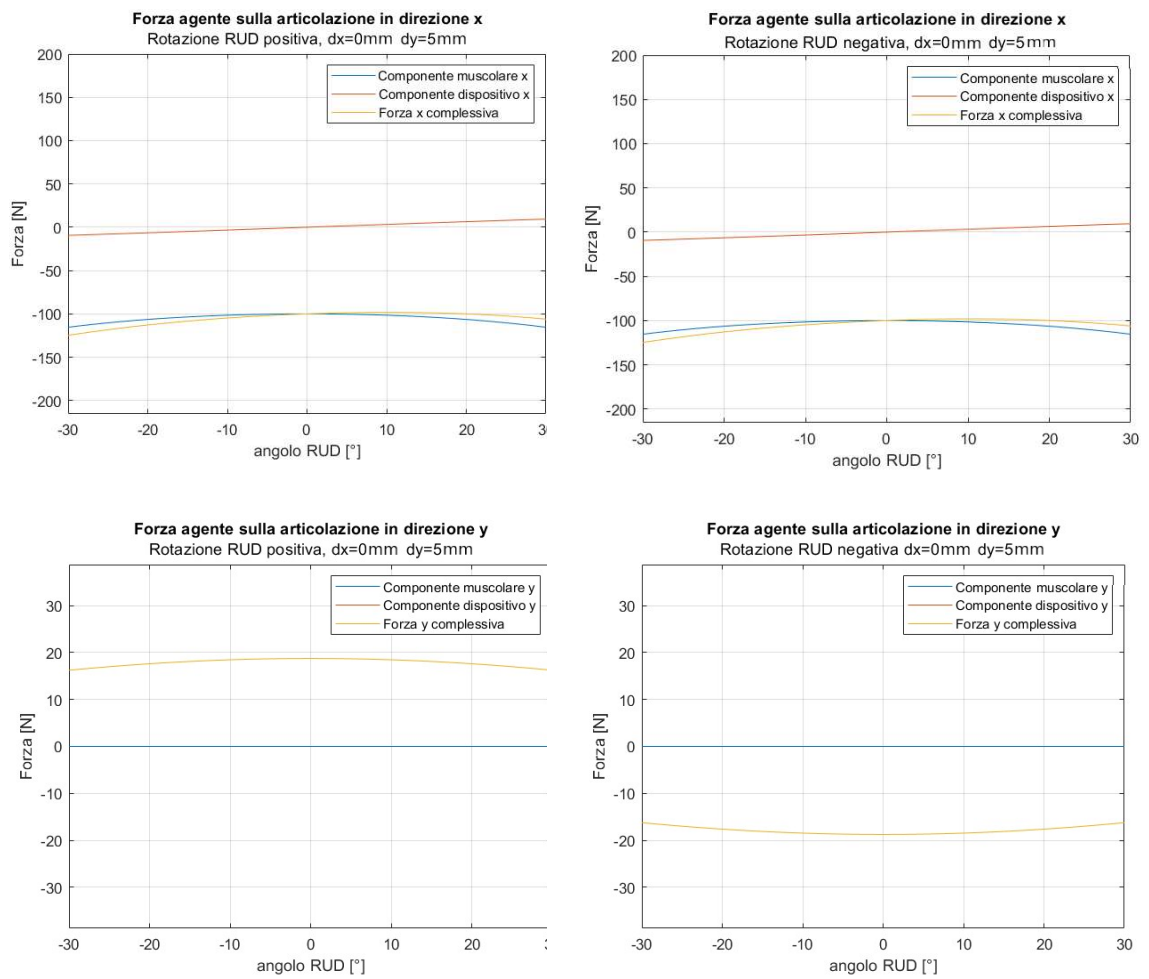


Figura 88 - Reazione vincolare al polso in presenza di disallineamento in direzione Y di 5mm, durante RUD

12 Studio del gruppo di attuazione

Trattandosi di un dispositivo esoscheletrico è essenziale che il suo peso sia contenuto, così da gravare il meno possibile sulla muscolatura del braccio, soprattutto se si pensa ad un uso prolungato.

Una soluzione particolarmente conveniente per snellire il dispositivo e renderlo più pratico ed ergonomico è quello di separare il gruppo di attuazione dalla catena cinematica dell'esoscheletro tramite una trasmissione basata su fili guainati o bowden-tube [8] [6] [19]. Infatti, una buona parte del peso complessivo del dispositivo sarà dovuto al gruppo di attuazione e questa particolare soluzione costruttiva permette di posizionare motori, riduttori e batterie in una posizione dove il loro peso ha un minore impatto in termini di affaticamento muscolare del paziente e di ergonomia (*figura 89*).

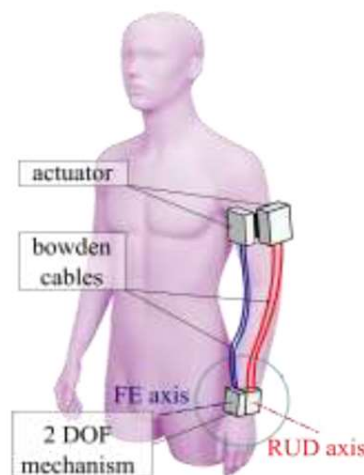


Figura 89 – Possibile disposizione della trasmissione bowden

Tramite questa speciale trasmissione è possibile trasferire il moto della puleggia motrice alla puleggia condotta in modo flessibile, senza limiti sulla distanza e sul percorso dei cavi, dando completa libertà sul posizionamento del gruppo di attuazione.

La trasmissione è composta da due pulegge, una motrice e una condotta, un filo e due tubi (guaine) flessibili a basso coefficiente di attrito. Il filo è avvolto, o fissato,

sulle pulegge in modo da non avere slittamenti e trasmette il moto tra le due, come una cinghia (figura 90).

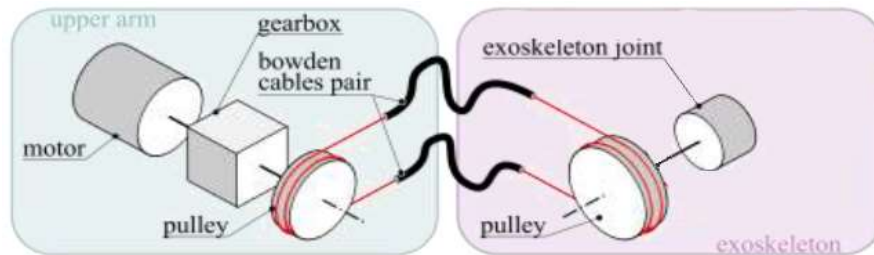


Figura 90 – Descrizione della trasmissione bowden

12.1 Dimensionamento della trasmissione bowden-tube

La trasmissione bowden-tube è quindi formata da: pulegge, filo e guaina.

In questa analisi si è deciso di considerare le due pulegge, condotta e motrice, aventi lo stesso diametro. Successivamente, se sarà il caso, si potrà variare il rapporto di trasmissione complessivo differenziando i loro diametri, nominati dispersivamente “ D_{P1} ” e “ D_{P2} ”.

Questa scelta risulta vantaggiosa in quanto i movimenti di FE e RUD del polso sono limitati, minori di 180° (massimo 140° di FE). Le pulegge condotte non andranno mai a compiere più di mezza rivoluzione permettendo quindi di fissare il filo in un punto specifico della puleggia, eliminando, di fatto, la possibilità che possano avvenire slittamenti.

Avendo assunto il valore di coppia, la tensione agente sul filo, “ F ”, dipende dal diametro della puleggia. La tensione è inversamente proporzionale al diametro.

$$F = \frac{2 * C_m}{D_p}$$

Analizzando il funzionamento della trasmissione, in generale, si può affermare che adottare pulegge con diametri relativamente maggiori comporta una minore tensione del filo, che comporta una minor frizione con le pareti del tubo nel quale scorre, migliorando il rendimento e la durata della trasmissione. Allo stesso tempo,

adottare diametri eccessivamente elevati comporta una minore libertà motoria del paziente in quanto il dispositivo risulterebbe più ingombrante.

Si è cercato quindi di adottare un diametro delle pulegge di FE e RUD sufficientemente grande, per limitare la tensione, senza però andare a compromettere la libertà dei movimenti.

Per il filo della trasmissione è possibile utilizzarne uno in polipropilene ad alta densità, anche conosciuto con il nome di dyneema, il quale offre un'eccezionale resistenza alla trazione, resistenza all'allungamento viscoso (creep) e all'abrasione. I fili in dyneema vengono largamente utilizzati nel settore tessile per eseguire cuciture, soprattutto in campo nautico.

Nella seguente tabella viene riportato il carico di rottura, " $F_{max,filo}$ ", in funzione del diametro del filo. Tali valori sono stati reperiti online tramite una breve ricerca.

Tabella 10 – Caratteristiche del filo

Diametro del filo [mm]	Carico di rottura [N]
0.3	180
0.4	390
0.5	500
0.6	700

La scelta del filo non deve essere limitata solo al carico a cui esso deve resistere. Un filo troppo sottile potrebbe essere difficile da manipolare e, pur avendo un carico di rottura superiore a quello richiesto dalle specifiche di progetto, potrebbe rompersi prematuramente a causa dell'usura.

Va anche evidenziato che la presenza di nodi riduce drasticamente il carico di rottura. In letteratura è indicata una riduzione fino al 60% del carico di rottura in presenza di un nodo. Un coefficiente di sicurezza pari a 2 dovrebbe risultare sufficiente per compensare la presenza di nodi e leggeri sovraccarichi, senza ottenere un eccessivo sovradimensionamento.

Per individuare il miglior compromesso tra il diametro del filo e il diametro della puleggia, è stata utilizzata la seguente tabella, nella quale è stato calcolato il

coefficiente di sicurezza per tutte le possibili configurazioni; individuando quella con coefficiente più prossimo al valore desiderato pari a “CS” = 2.

Il calcolo prende in considerazione anche l’esistenza di una forza di precarico con la quale possa venire pretensionata la trasmissione, assunta pari a “ $F_{prec.}$ ”=10N.

$$CS = \frac{F_{max,filo}}{\frac{2 * C_m}{D_p} + F_{prec.}}$$

Tabella 11 – Determinazione del diametro della puleggia

Diametro del filo [mm]	Carico di rottura [N]	Diametro puleggia [mm]						
		15	25	30	35	40	45	50
0.3	180	0.9	1.4	1.6	1.9	2.1	2.3	2.6
0.4	390	1.9	3.0	3.5	4.1	4.6	5.1	5.6
0.5	500	2.4	3.8	4.5	5.2	5.9	6.5	7.1
0.6	700	3.3	5.4	6.4	7.3	8.2	9.1	10.0

Il miglior compromesso individuato corrisponde nell’utilizzare un filo con diametro 0,3 millimetri e un diametro delle pulegge pari a 40 millimetri.

Mentre, per quanto riguarda il tubo che farà da guaina al filo, è possibile impiegare un tubo generalmente utilizzato sulle stampanti 3D a filamento. Essi hanno dimensioni contenute e sono realizzati in teflon, per cui offrono un basso coefficiente di attrito e una buona flessibilità.

La *figura 91* seguente mostra un esempio di tubo e di filo utilizzabili.



Figura 91 – Immagini di filo e tubo utilizzabili per la trasmissione bowden

12.2 Scelta del motore e del riduttore

I movimenti di FE e RUD necessitano della stessa coppia motrice ma di velocità di attuazione differenti. La Flesso-Estensione è il movimento più ampio, per il quale è necessaria una velocità maggiore.

Al fine di semplificare lo studio e standardizzare le componenti del dispositivo, si è deciso di adottare lo stesso motoriduttore per entrambi i movimenti; pertanto, il motoriduttore è stato dimensionato basandosi sulle specifiche di coppia e velocità di tale movimento, opportunamente maggiorate tramite un fattore di carico, " f_s " per far fronte a fenomeni di attrito tra i giunti del dispositivo e del cavo bowden.

Nella tabella successiva vengono proposti i valori di coppia e velocità utilizzati per la scelta del motoriduttore.

Tabella 12 – Specifiche per l'individuazione del motoriduttore

Coppia dispositivo	1,5 Nm
Velocità dispositivo	70 °/s
Fattore di carico f_s	1,5
Rapporto tra le pulegge D_{P1}/D_{P2}	1
Coppia motrice	2,2 Nm
Velocità uscita motoriduttore	70 °/s

Dati i valori, una valida soluzione per attuare i due gradi di libertà del dispositivo è stata individuata nell'utilizzare due servomotori da modellismo. Oltre alla facilità nel reperirli sul mercato, essi possiedono numerosi vantaggi per cui risultano più convenienti rispetto ad altre alternative.

Il motore e il riduttore sono integrati in un unico corpo e permettono di avere in uscita la coppia richiesta. Quindi, non è necessario variare il rapporto tra i diametri delle pulegge della trasmissione bowden. Inoltre, non è necessario che l'albero di uscita compia più di 180° di ampiezza di movimento, per cui è possibile adottare un servomotore con tale caratteristica.

La velocità massima di attuazione di questi servomotori è parecchio elevata rispetto a quelle necessarie per muovere il dispositivo. Ma tramite il controllo in logica PWM è possibile ottenere la velocità corretta.

Mentre, per risalire al valore di coppia, esso può essere ottenuto sfruttando il controllo in posizione del servomotore, unito a un trasduttore di posizione angolare posto a valle della trasmissione. Monitorando la differenza tra le posizioni angolari della puleggia motrice e della puleggia condotta, e caratterizzando l'elasticità della trasmissione, è possibile stimare la coppia applicata.

Si potrebbe stimare la coppia anche analizzando la corrente assorbita dal servomotore, ma, essendo la misura indiretta e a monte della trasmissione, essa risulterebbe imprecisa e affetta maggiormente da errori.

Tramite una rapida ricerca è stato individuato un servomotore che soddisfi i requisiti sopra citati, del quale vengono riportate l'immagine (*figura 92*) e le principali caratteristiche. Alimentando il servomotore con 6V si ottiene una coppia di stallo di 22,4 kgf-cm, equivalente a circa 2,2Nm.

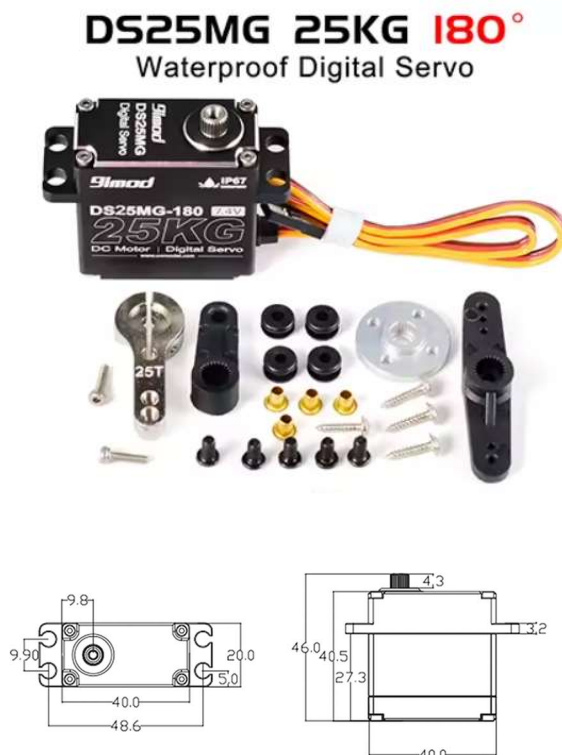


Figura 92 – Motoriduttore individuato

Specifiche:

- Marca e modello: 9imod - DS25MG
- Angolo di movimento: 180°
- Tipo di controllo: PWM
- Tensione di alimentazione: 4.8V - 7.4V
- Peso: 80g
- Coppia di stallo:
 - 18,6 kgf-cm con 5V
 - 22,4 kgf-cm con 6V
 - 25,9 kgf-cm con 7,4V
- Corrente massima:
 - 1,9A con 5V
 - 2,3A con 6V
 - 2,8A con 7,4V
- Velocità (senza carico):
 - 0.24 sec/60° con 5V
 - 0.2 sec/60° con 6V
 - 0.16 sec/60° con 7,4V

13 Modello esecutivo

13.1 Descrizione dei componenti del dispositivo

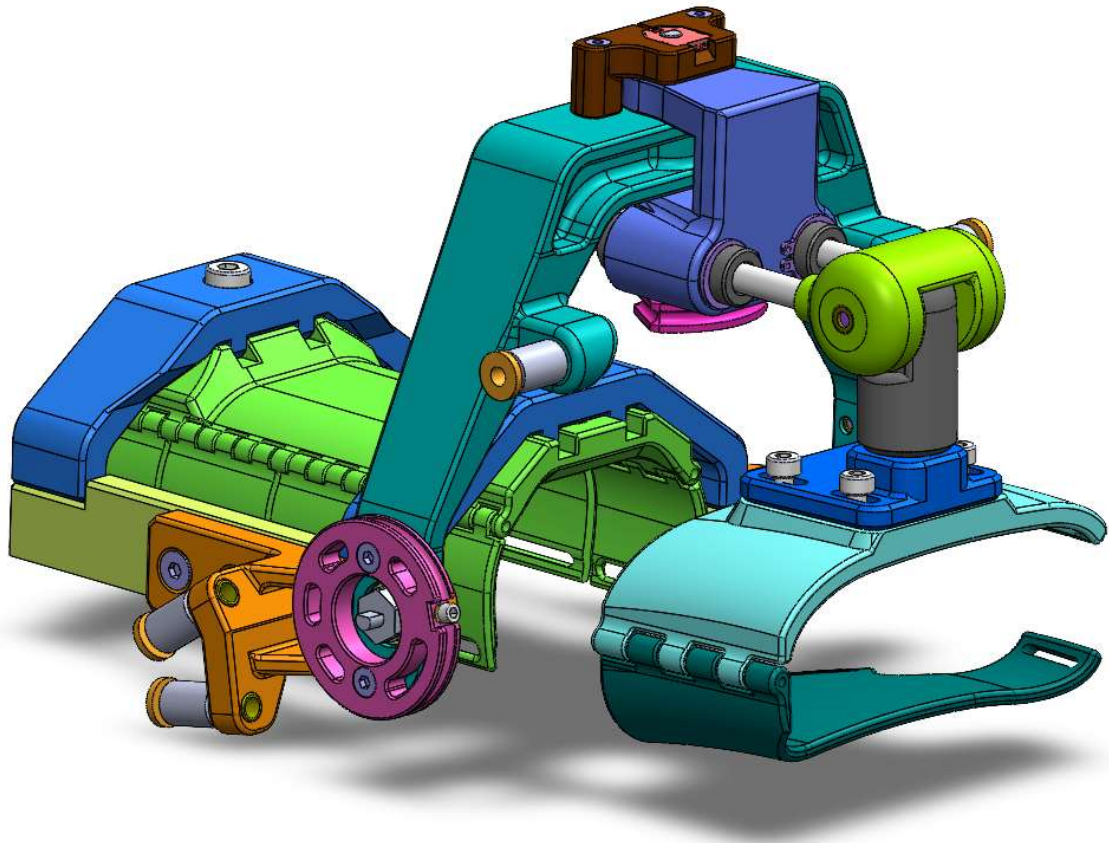


Figura 93 – Modello CAD del dispositivo

In questa sezione viene presentata una possibile forma costruttiva del dispositivo, mostrata in *figura 93*, le cui caratteristiche sono state analizzate durante la trattazione.

Il sistema deve risultare leggero, indossabile e deve permettere di muovere la mano nei gradi di libertà appartenenti all'articolazione del polso, ovvero FE e RUD. Esso sarà attuato da due servomotori tramite una trasmissione basata su bowden-

tube. Come è stato in parte anticipato durante le analisi funzionali svolte, il dispositivo sarà composto dai seguenti gruppi principali (figura 94):

- 1) Gruppo interfaccia avambraccio;
- 2) Gruppo portale;
- 3) Gruppo guide assiali;
- 4) Gruppo forcella;
- 5) Gruppo interfaccia mano;
- 6) Gruppo trasduttori di posizione;
- 7) Gruppo supporto servomotori (separato della struttura esoscheletrica).

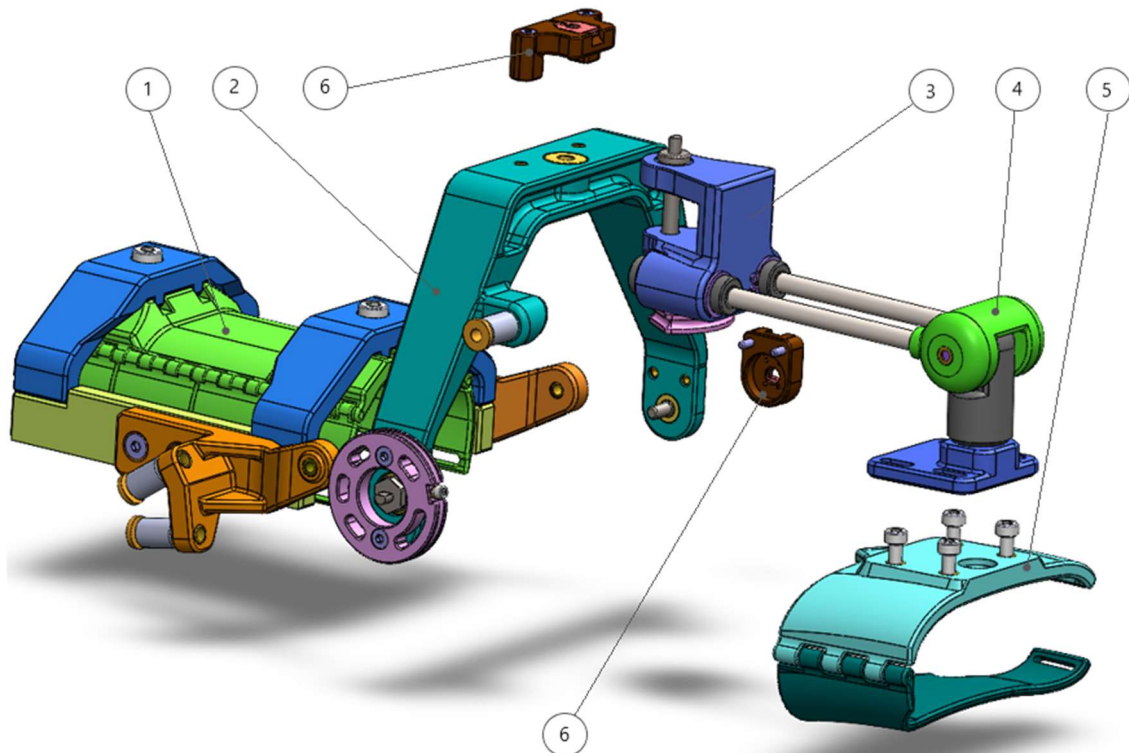


Figura 94 – Gruppi che compongono il dispositivo

Il sistema di attuazione è stato dimensionato nelle sue caratteristiche principali ed essendo remotato, non fa fisicamente parte del sistema esoscheletrico ed è quindi omesso dalla descrizione del modello esecutivo.

I componenti sono stati sviluppati con l'obiettivo di ottenere un dispositivo compatto e leggero, senza trascurare la fattibilità e utilizzando quando possibile

componenti commerciali di facile approvvigionamento. Le varie parti sono state modellate per essere realizzate tramite fabbricazione additiva (FDM, Fused Deposition Modeling). Tale tecnologia permette di ottenere oggetti leggeri e con geometrie complesse in tempi brevi, riducendo anche i costi.

Inoltre, l'utilizzo di un materiale termoplastico permette l'utilizzo di appositi inserti (*figura 95*) per ottenere robuste connessioni filettate.



Figura 95 – Immagini di inserti filettati

Per la realizzazione pratica dei giunti rotoidali richiesti si è scelto di utilizzare cuscinetti a strisciamento standard facilmente reperibili in commercio. Mentre, per realizzare la guida prismatica si è optato per l'utilizzo di due guide lineari a ricircolo di sfere poste in parallelo, delle quali è possibile reperire anche gli elementi scorrevoli interni (*figura 96*).

Tali componenti verranno successivamente dimensionati.



Figura 96 – Immagini di boccole e guide lineari utilizzate

Il prototipo è stato integrato con due trasduttori di posizione potenziometrici necessari per fornire alla logica di controllo la posizione FE e RUD del dispositivo.

Modello esecutivo

In commercio sono stati individuati dei potenziometri aventi un fattore di forma particolarmente compatto, dei quali vengono allegate foto e dimensioni caratteristiche in *figura 97*.

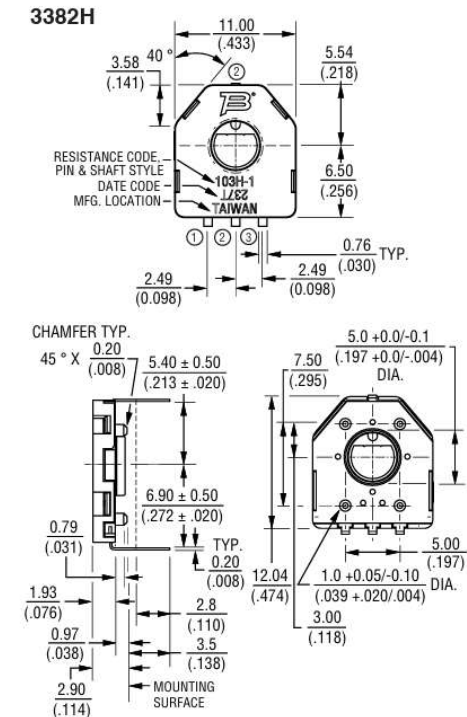
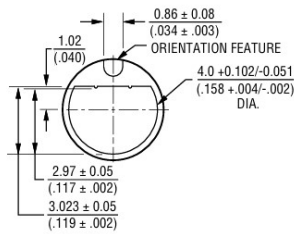
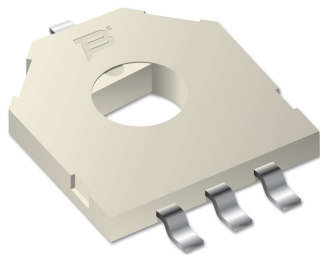


Figura 97 – Trasduttore potenziometrico

13.1.1 Gruppo interfaccia avambraccio

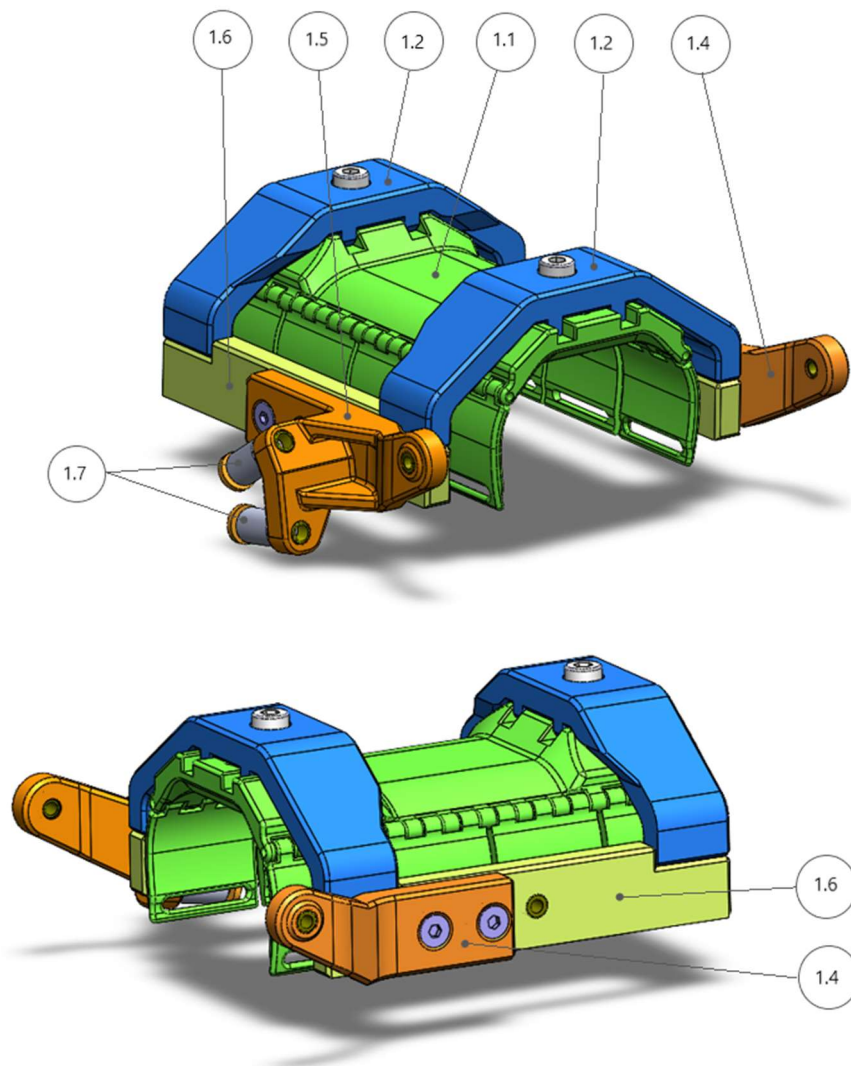


Figura 98 – Gruppo interfaccia avambraccio

Il gruppo di interfaccia con l'avambraccio (*figura 98*) è costituito da diversi componenti, i principali sono: l'elemento di interfaccia (1.1) e le due staffe che permettono la connessione con i successivi gruppi (1.4) (1.5).

L'interfaccia avambraccio (1.1) è il componente col quale il dispositivo viene fissato all'arto del paziente. Esso deve risultare ben saldo senza arrecare disagio.

Per come è stato concepito, il fissaggio all'arto avverrà tramite velcri o fibbie. La mobilità e flessibilità degli elementi avvolgenti permette un certo grado di adattabilità alla fisionomia dell'individuo. Sarà comunque possibile sviluppare in futuro un elemento di interfaccia con una migliore ergonomia.

I due componenti ad arco (1.2) e le due traverse (1.6) sono stati implementati con lo scopo di rendere modulare l'interfaccia rispetto al dispositivo, oltre a dare la possibilità di regolare la posizione lungo "X" dopo aver vincolato il dispositivo all'avambraccio.

Le due staffe laterali (1.4) (1.5), sinistra e destra, si assemblano sulle traverse e sono corredate con due inserti atti a fissare i perni dei due giunti rotoidali del successivo gruppo. Sulla staffa destra sono posizionati i terminali dei tubi bowden (1.7) della trasmissione in modo da portare il filo tangente alla puleggia condotta FE.

L'immagine *figura 99* raffigura una vista esplosa di tale gruppo.

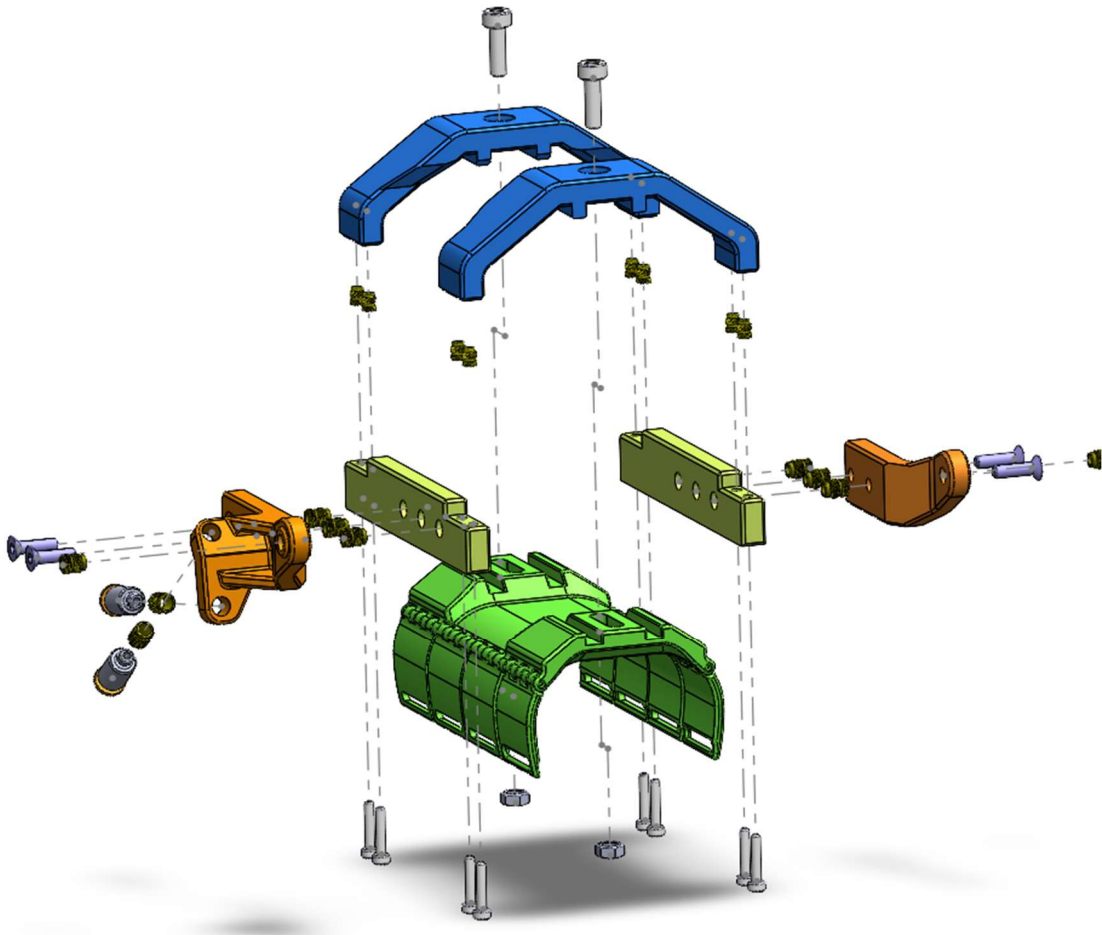


Figura 99 – Gruppo interfaccia avambraccio esploso

13.1.2 Gruppo portale

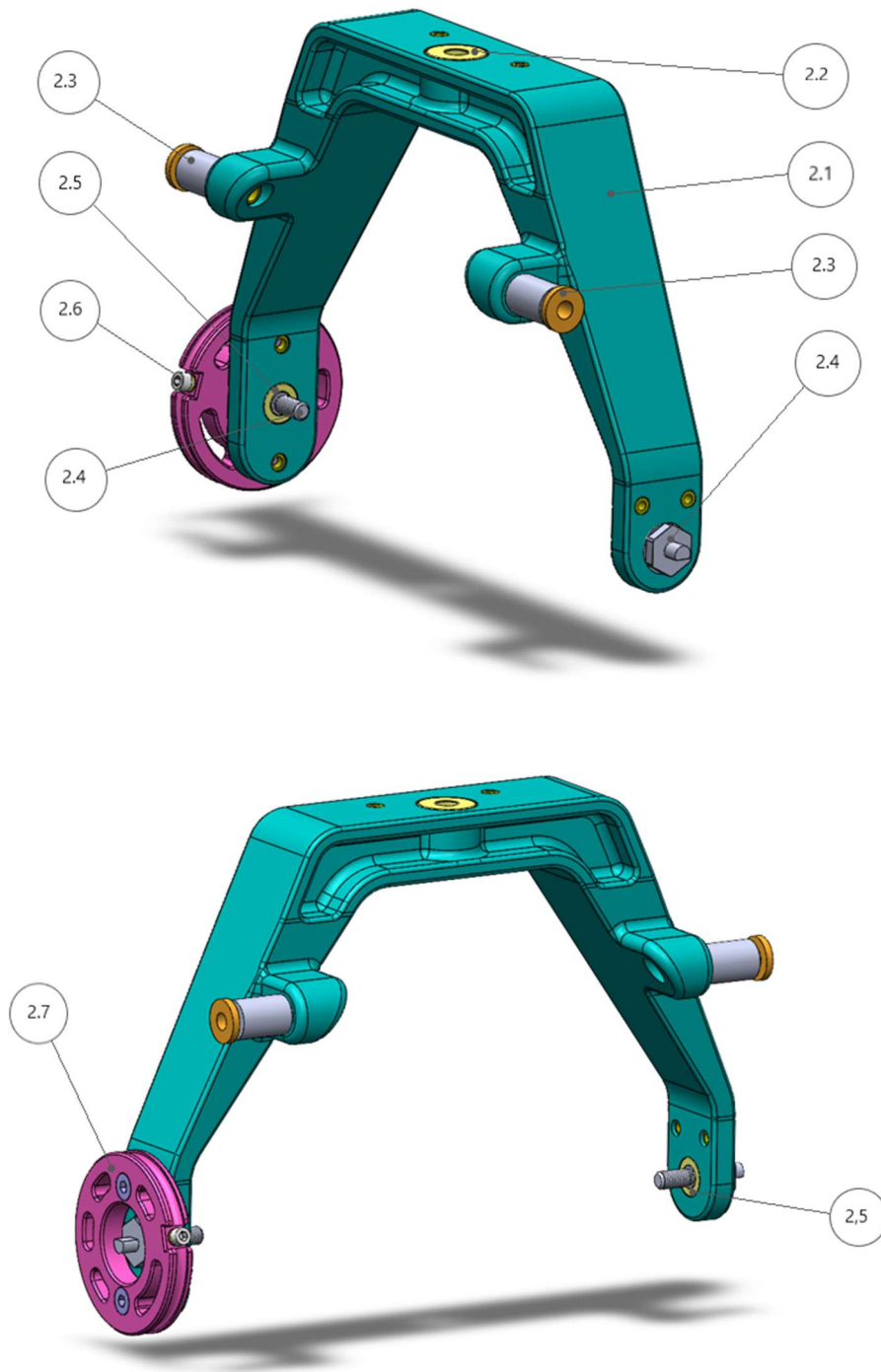


Figura 100 – Gruppo portale

Il gruppo portale (*figura 100*) è posizionato sopra il polso e costituisce il primo elemento mobile della catena cinematica del dispositivo.

L'elemento a portale (2.1) viene collegato alle staffe del gruppo interfaccia avambraccio (1.4) (1.5) utilizzando due giunti rotoidali realizzati tramite due boccole (2.5) e due perni (2.4). Le boccole risultano solidali ad esso mentre il perno è avvitato sugli inserti presenti sulle staffe del gruppo precedente.

Sul lato destro viene posizionata la puleggia per l'attuazione della flessione-estensione (2.7). Sulla puleggia è presente una vite posta radialmente (2.6) che permette l'ancoraggio del relativo filo.

Sulla sua sommità del portale vengono inserite ulteriori due boccole (2.2) al fine di realizzare il giunto che collega il successivo gruppo del sistema. Il giunto è posizionato sfalsato di 5 millimetri rispetto all'asse di rotazione della flessione-estensione per assecondare la biomeccanica dell'articolazione, come mostrato in *figura 6*.

La catena cinematica prevedeva un solo giunto rotoidale, ma, come emerso dall'analisi quasi-statica, in questo punto ("B") sono presenti diversi tipi di sollecitazioni: forze assili e radiali, momento flettente e momento torcente. A causa di questa condizione, si è deciso di utilizzare due boccole coassiali a differenza di una singola per dare maggiore rigidità al sistema.

A circa metà altezza dell'elemento a portale si trovano i terminali dei tubi bowden della trasmissione (2.3). Sono opportunamente orientati in modo da portare il filo tangente alla puleggia condotta della trasmissione deviazione radio-ulnare. La direzione del filo deve risultare parallela all'asse "Y" in modo da non indurre una rotazione di flessione-estensione quando viene attuata la deviazione radio-ulnare.

Sul lato destro e sulla sommità sono presenti due coppie di inserti utilizzati per fissare i relativi supporti potenziometro.

L'esplosivo di questo gruppo è raffigurato in *figura 101*.

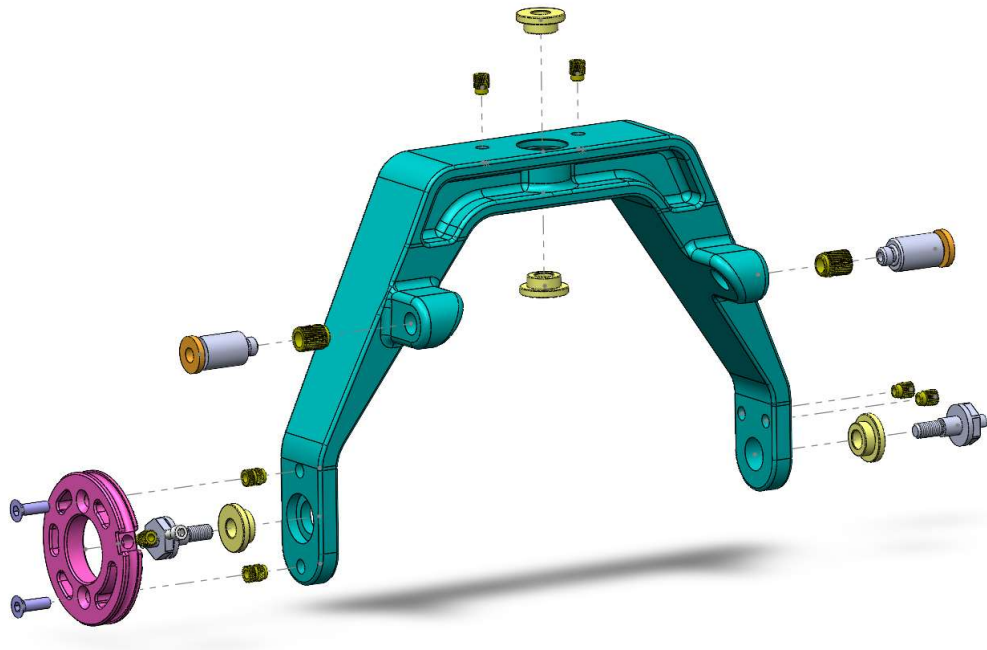


Figura 101 – Gruppo portale esploso

13.1.3 Gruppo guide assiali

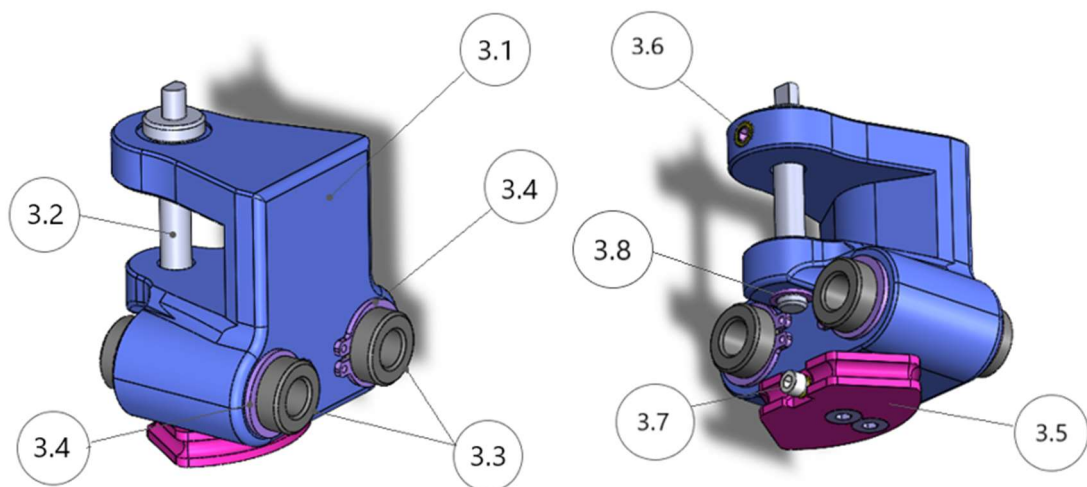


Figura 102 – Gruppo guide assiali

In questo sottoassieme (*figura 102*) è presente il corpo di alloggiamento delle due guide assiali (3.1), la cui forma è stata opportunamente modellata in modo da poter essere assemblato sull'elemento a portale e permettere la rotazione RUD del dispositivo.

Per la realizzazione della guida prismatica si è scelto di utilizzare due guide a ricircolo di sfere poste in parallelo (3.3). Questa scelta è dettata dalla facilità nel reperire in commercio delle guide assiali leggere e compatte, che però permettono la rotazione assiale dell'elemento mobile. Mettendone due in parallelo si elimina il grado di libertà alla rotazione, come è stato previsto dall'analisi cinematica. Inoltre, distribuire gli sforzi su due guide risulta vantaggioso per ridurre le forze scambiate e ridurre il rischio di impuntamenti.

Le guide assiali sono inserite all'interno di due fori e bloccate tramite due coppie di anelli elastici (3.4).

La puleggia con la quale verrà attuato il movimento di deviazione radio-ulnare viene assemblata nella parte sottostante alle guide assiali (3.5). Per le considerazioni fatte in precedenza, è necessario solo un settore di puleggia da cui deriva la particolare forma. Tale caratteristica risulta essere fondamentale per ottenere un dispositivo compatto che riesca a raggiungere gli estremi del campo di moto previsto.

Il settore di puleggia presenta una vite posteriore (3.6) per bloccare il filo della trasmissione ed impedirne gli slittamenti.

Si precisa che il filo deve avvolgere completamente il perimetro della puleggia.

Il gruppo presenta un perno verticale (3.2) utilizzato per realizzare la connessione con l'elemento a portale. Il perno si inserisce nelle relative boccole e viene fissato tramite un anello elastico (3.8) e un grano radiale (3.6) per impedirne la rotazione.

Il corpo principale è provvisto di boccole filettate atte a fissare tutti gli elementi descritti.

I componenti descritti e il loro montaggio sono visibili in *figura 103*.

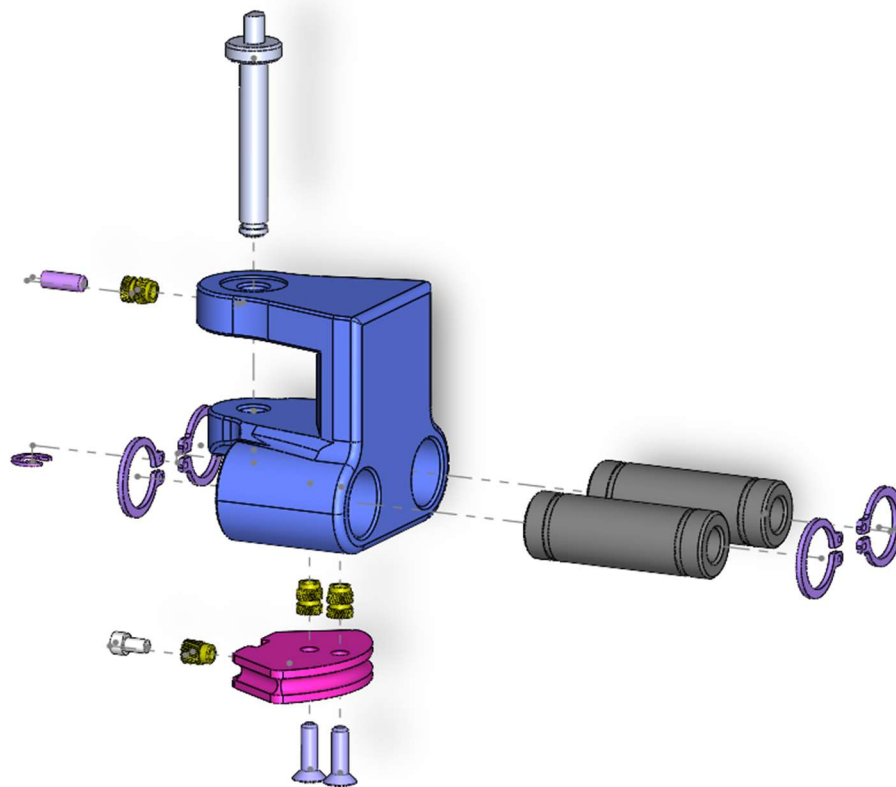


Figura 103 - Gruppo guide assiali esploso

13.1.4 Gruppo forcella

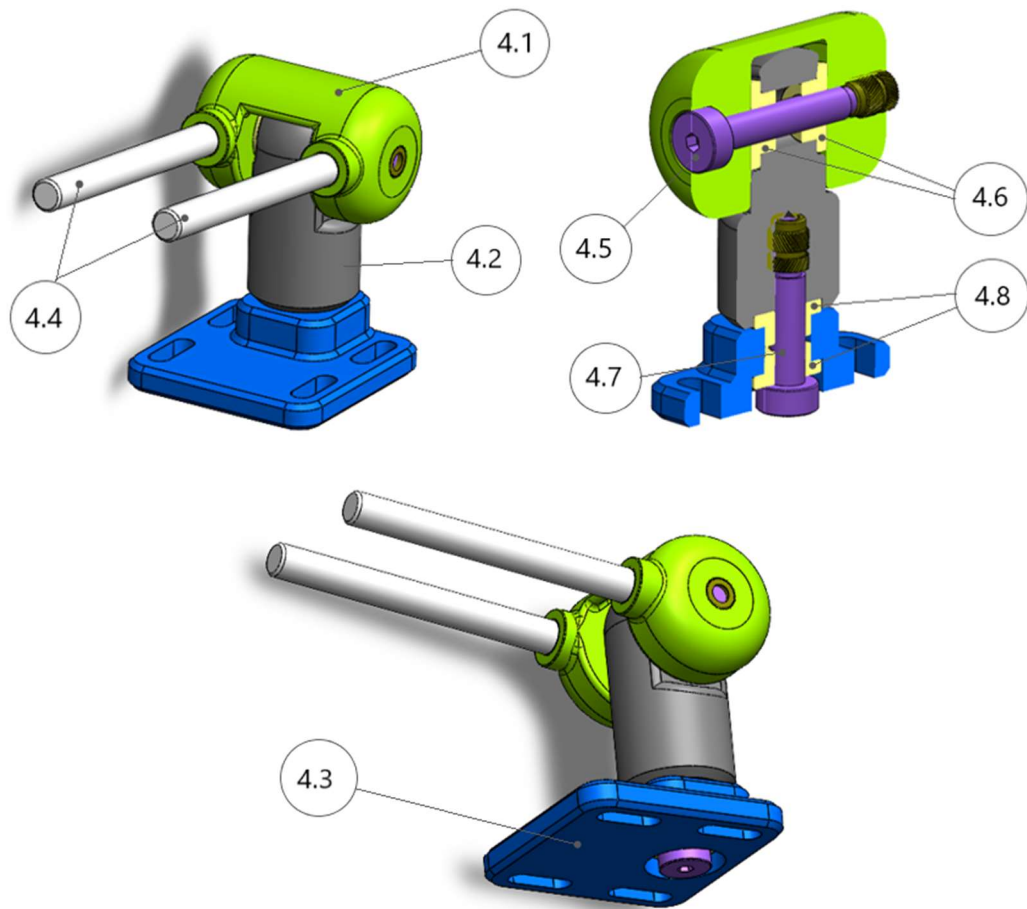


Figura 104 – Gruppo forcella

Il gruppo forcella è il gruppo meccanico con il quale sono realizzate le cerniere ad asse orizzontale e verticale presenti nel punto “C” della catena cinematica (figura 104).

Il sottoassieme è formato dai due elementi scorrevoli relativi alle guide assiali (4.4), uniti tra loro tramite la forcella (4.1), dal codolo (4.2) e dalla piastrina (4.3).

Gli elementi scorrevoli (4.4) sono componenti commerciali e presentano un'estremità filettata con la quale sono fissati alla forcella tramite opportuni inserti.

Il primo giunto rotoidale (asse orizzontale) è costituito in questo caso da due boccole (4.6), solidali al codolo, e da un perno realizzato con una vite a colletto (4.5), solidale alla forcella. L'asse di rotazione coincide con il punto “C” della catena cinematica.

Il secondo giunto rotoidale (asse verticale) non è coincidente con “C” ma è posizionato più in basso. Tale differenza è dovuta a ragioni costruttive e comporta una diversa sollecitazione del giunto, che sarà trattata successivamente.

Le boccole del giunto (4.8) sono alloggiare nella piastrina (4.3) e il perno (4.7), sempre realizzato con una vite a colletto, viene avvitato in un inserto filettato presente nel foro centrale del codolo.

La piastrina (4.3) funge da elemento di connessione con il corpo di interfaccia mano (5). La presenza di quattro asole permette anche qui una leggera regolazione durante il montaggio.

L'esploso del gruppo è visibile in *figura 105*.

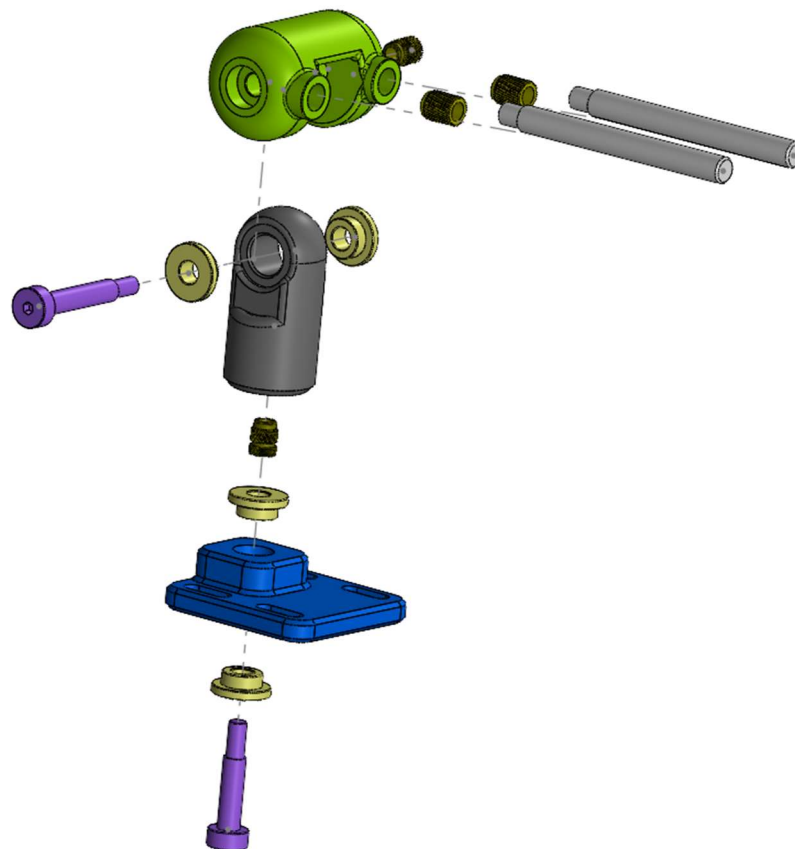


Figura 105 – Gruppo forcella esploso

13.1.5 Interfaccia mano

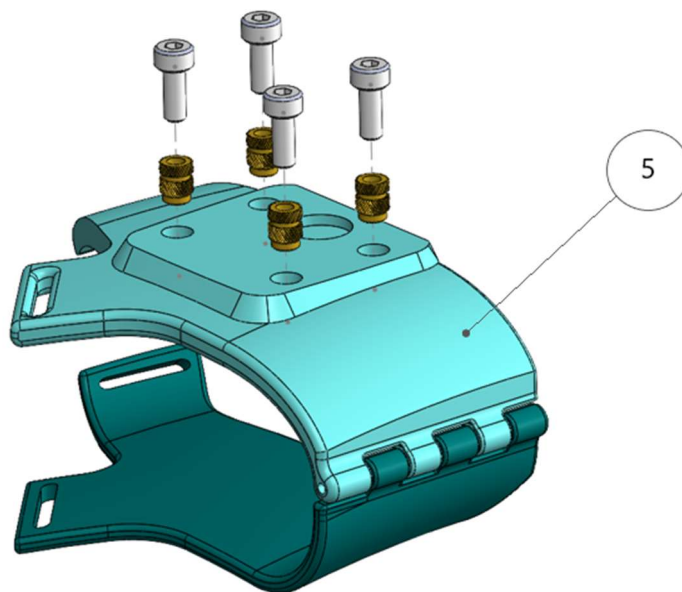


Figura 106 – Gruppo interfaccia mano

L'interfaccia mano (5) è il componente con il quale il dispositivo viene fissato all'arto del paziente (*figura 106*). Anche in questo caso, esso deve risultare ben saldo senza arrecare disagio.

Per come è stata concepita l'interfaccia, la mano viene bloccata al suo interno mediante due velcri, permettendo un certo grado di adattabilità alla fisionomia dell'individuo.

Sarà comunque possibile sviluppare in futuro elementi di interfaccia con una migliore ergonomia. Infatti, la connessione con la piastrina del gruppo precedente, tramite viti ed inserti filettati, è stata appunto implementata con lo scopo di rendere modulare questo componente.

Si evidenzia inoltre che creando un'interfaccia per la mano destra ed un'interfaccia per la mano sinistra è possibile adattare il dispositivo ai due diversi arti.

13.1.6 Gruppo trasduttori di posizione

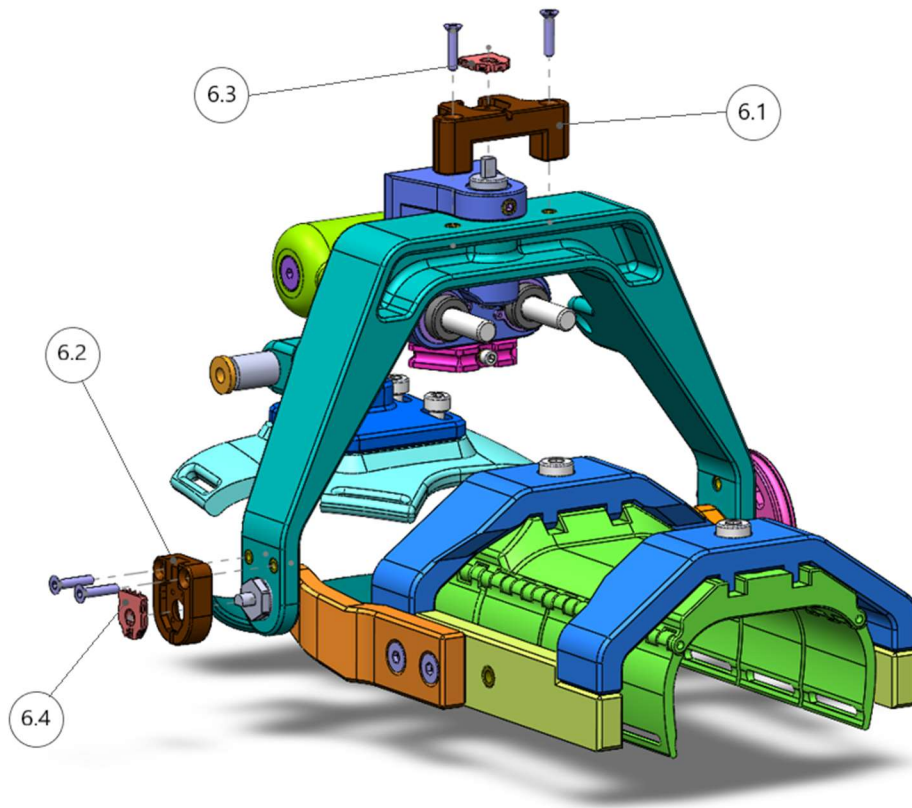


Figura 107 – Gruppo trasduttori di posizione

I trasduttori potenziometrici necessari a monitorare la posizione angolare raggiunta dal dispositivo, nei due gradi di libertà FE e RUD, sono stati fissati sull'elemento a portale (2.1) tramite opportuni supporti (6.1) (6.2), viti e inserti filettati, come viene mostrato in *figura 107*.

Il primo potenziometro (6.4), relativo alla flessione-estensione presenta il suo corpo esterno mobile, solidale all'elemento a portale. Il suo elemento interno rotante viene mantenuto fisso dal perno del giunto rotoidale adiacente.

Il secondo potenziometro (6.3), relativo alla deviazione radio-ulnare presenta il corpo esterno fisso, solidale all'elemento a portale. Il suo elemento interno viene posto in rotazione dal perno del giunto rotoidale adiacente.

13.1.7 Esoscheletro completo

Nelle immagini mostrate nella *figura 108*, viene mostrato il modello CAD completo del dispositivo, con dettaglio sulle pulegge.

Nel suo insieme, escludendo la parte del gruppo di attuazione, trattata in seguito, il dispositivo ha una massa complessiva stimata di circa 0,5kg.

La stima è stata effettuata considerando tutte le parti realizzate in ABS compatto ad esclusione di viti, inserti e componenti commerciali per i quali è stato utilizzato il materiale dichiarato o acciaio.

Tramite tecnologia FDM è possibile realizzare i componenti plastici con una percentuale di riempimento interno (infill), per cui la massa complessiva risulterà inferiore.

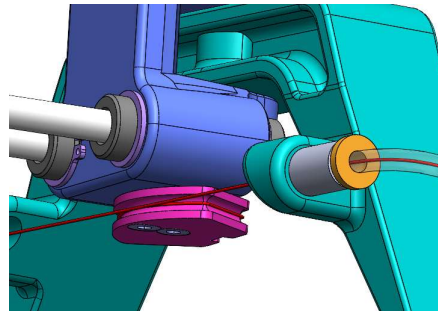
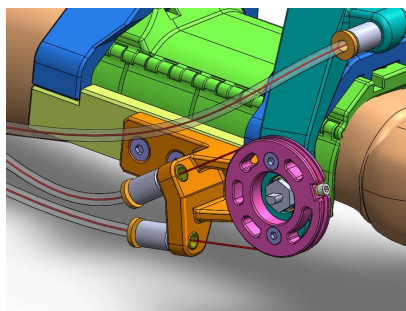
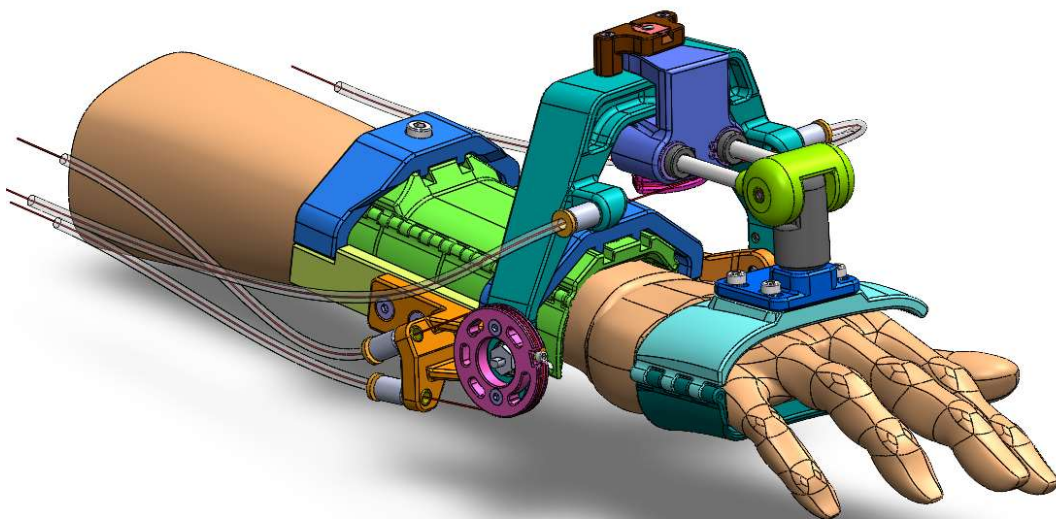


Figura 108 – Assieme completo

13.1.8 Gruppo supporto servomotori

Inoltre, è stato sviluppato anche un possibile supporto (7.1) per l'allocazione dei servomotori (7.2) con i quali attuare il dispositivo (*figure 109, 110*).

Esso permette di posizionare e fissare in modo stabile i servomotori e, tramite i quattro tiranti regolabili (7.4), mettere in tensione i fili delle due trasmissioni.

L'intero gruppo è corredato con inserti filettati e le pulegge (7.3) montate sull'albero di uscita dei servomotori, presentano una vite (7.6) posizionata radialmente per permettere il bloccaggio del relativo filo.

Il supporto è stato progettato per essere posizionato "a banco", ma è possibile in futuro sostituirlo con uno indossabile.

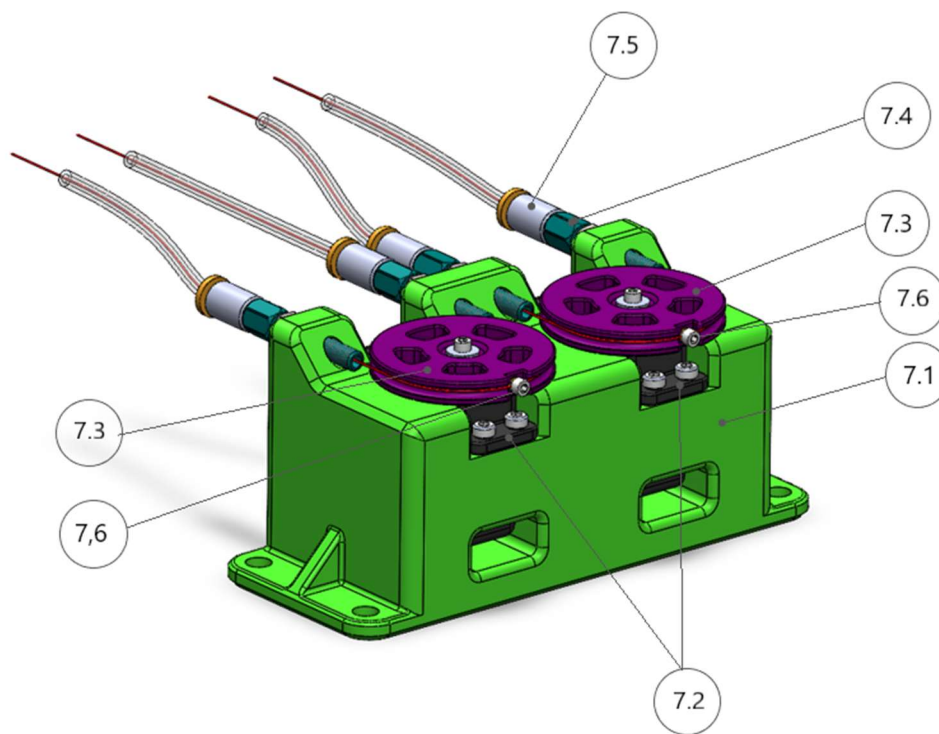


Figura 109 – Gruppo supporto servomotori

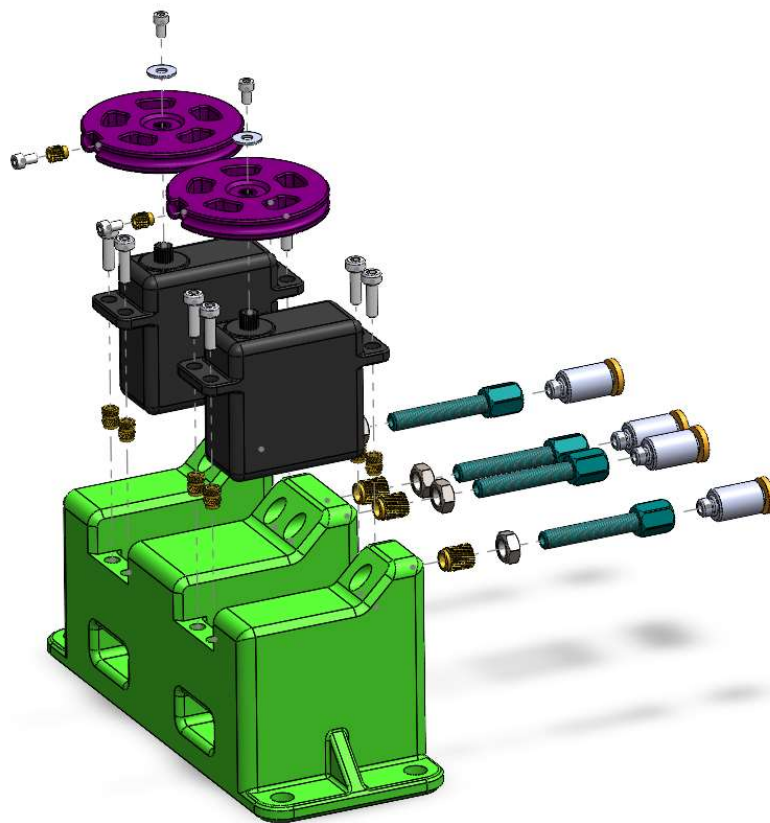


Figura 110 – Gruppo supporto servomotori esploso

13.2 Dimensionamento dei giunti

Avendo determinato le sollecitazioni agenti sui link della catena cinematica, è possibile dimensionare i giunti rotoïdali e il giunto prismatico.

Siccome la direzione delle forze e il loro modulo dipendono dalla posizione angolare in cui il dispositivo si trova, nonché dall'entità del disallineamento con il polso, risulta complicato calcolare con esattezza la forza complessiva a cui ogni singolo giunto è sollecitato. Per cui, i calcoli che seguiranno sono stati semplificati trascurando la direzione delle forze e prendendo in considerazione esclusivamente il valore del modulo. Così facendo la loro sommatoria risulterà peggiorativa rispetto alla realtà.

Inoltre, come verrà successivamente mostrato, per ragioni costruttive, si è deciso di non adottare cuscinetti a strisciamento eccessivamente piccoli, ovvero, diametro interno non inferiore ai 5mm e lunghezza di calettamento non inferiore ai 3mm. Il sovradimensionamento permette di far fronte a condizioni di carico non considerate.

Nei calcoli che seguiranno è stata volontariamente omessa la verifica della spinta assiale sulle boccole. La verifica è stata eseguita riscontrando valori irrisori su tutti i giunti rotoïdali.

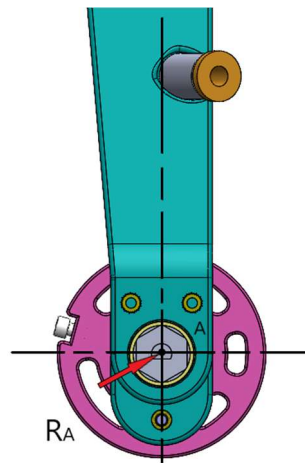
13.2.1 Giunti rotoïdali in "A"

Nel punto "A" della catena cinematica sono previsti due giunti rotoïdali che collegano l'elemento portale con le staffe del gruppo di interfaccia dell'avambraccio.

Tali cuscinetti potranno essere sottoposti alle seguenti forze radiali dovute all'applicazione delle coppie RUD ed FE degli attuatori, " C_{RUD_att} " e " C_{FE_att} ".

- *Reazione vincolare in "A" divisa tra le due boccole.*

La forza " R_A " è la forza di reazione della cerniera fissa "A" calcolata durante l'analisi quasi-statica di FE e il suo valore viene distribuito equamente tra le due boccole (*figura 111*).



$$F_1 = \frac{R_A}{2} = \frac{21}{2} = 10,5 \text{ N}$$

Figura 111 - Reazione vincolare in "A" divisa tra le due boccole

- *Forze di reazione dovute all'applicazione di una coppia RUD.*

Quando viene applicata una coppia RUD, sui cuscinetti va a scaricarsi una coppia di forze il cui valore, moltiplicato per la distanza "d", bilancia la coppia dell'attuatore. Nel modello CAD tale distanza è pari a 140mm (figura 112).

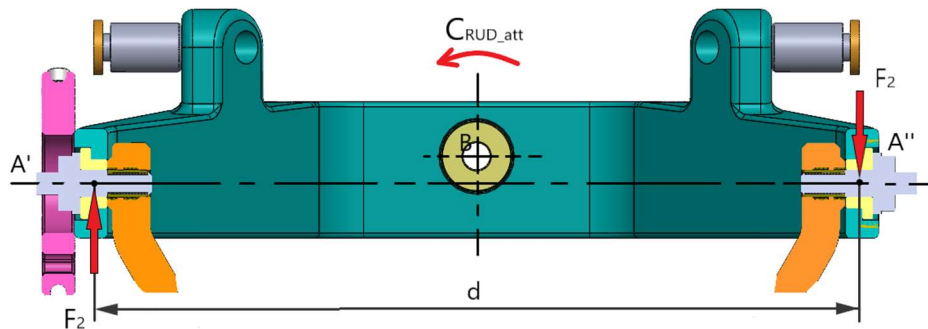


Figura 112 - Forze di reazione dovute all'applicazione di una coppia RUD

$$F_2 = \frac{C_{RUD_att}}{d} = \frac{1500}{140} = 10,7 \text{ N}$$

- *Bilanciamento del momento torcente presente sul link b.*

Come discusso in precedenza, l'applicazione di una coppia RUD, produce anche un momento torcente " M_c " il cui valore viene sempre bilanciato da una

coppia di forze applicate ai due cuscinetti. La distanza “d” è sempre pari a 140mm (figura 113).

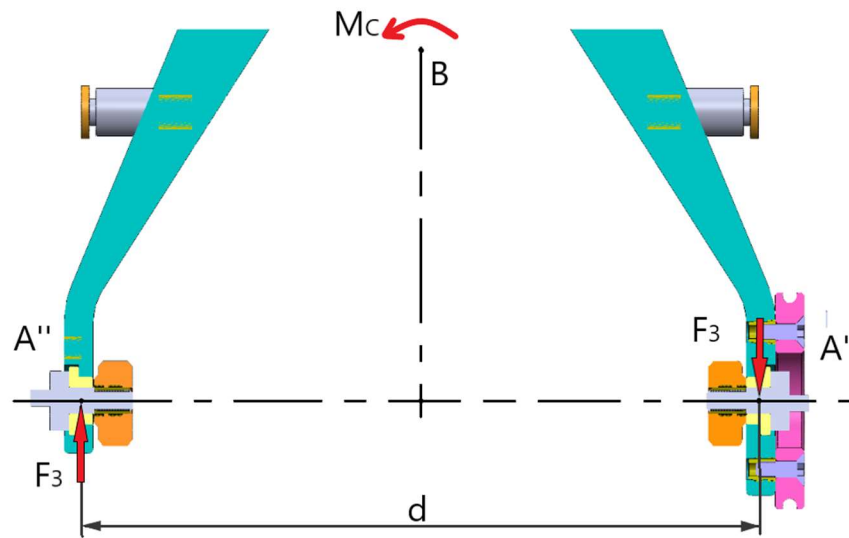
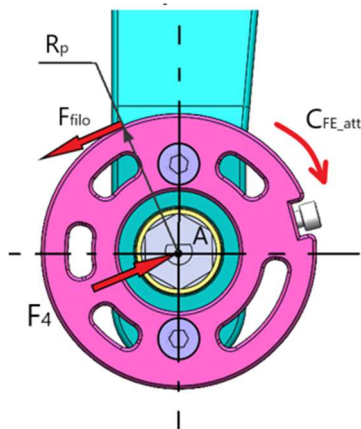


Figura 113 - Bilanciamento del momento torcente presente sul link “b”

$$F_3 = \frac{Mc}{d} = \frac{1000}{140} = 7,1 \text{ N}$$

- Forza di tiro della trasmissione bowden-tube durante l'applicazione della coppia FE.

Siccome la coppia “ C_{FE_att} ” viene applicata tramite il filo della trasmissione bowden, la forza di tiro agente sul filo viene bilanciata da una reazione, “ $R_{A,filo}$ ”, applicata dalla boccola lato puleggia. “ R_p ” indica il raggio della puleggia pari a 20mm (figura 114).



$$F_4 = F_{filo} = \frac{C_{FE_att}}{R_p} = \frac{1500}{40} = 37 \text{ N}$$

Figura 114 - Forza di tiro della trasmissione bowden-tube durante l'applicazione della coppia FE

Senza considerare direzione e verso delle forze citate, ma sommando semplicemente il loro modulo, si ottiene, sulla boccola maggiormente sollecitata, un valore complessivo di:

$$F_{tot} = F_1 + F_2 + F_3 + F_4 = 10,5 + 10,7 + 7,1 + 37 = 65,3N$$

A catalogo è stata individuata una boccola flangiata, *figura 115*; avente dimensioni coerenti con le dimensioni degli elementi costituenti l'esoscheletro. Di seguito vengono riportate le dimensioni caratteristiche.

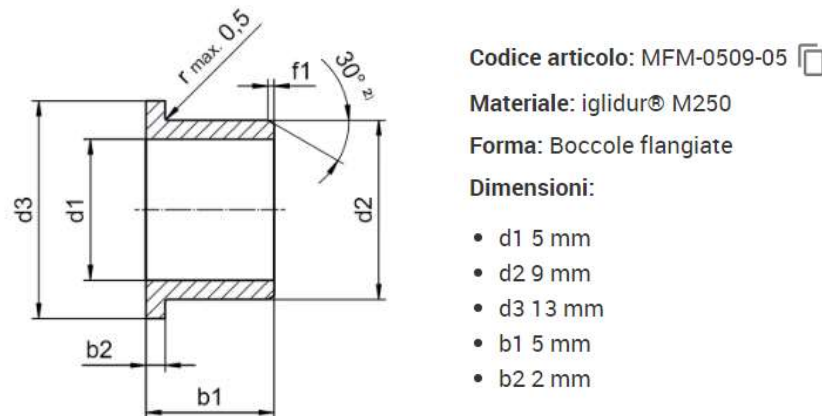


Figura 115 – Boccola

A catalogo è indicato che tale boccola può sopportare una pressione superficiale pari a 20MPa. Con il carico complessivo calcolato risulta che la pressione superficiale raggiunta sarà pari a:

$$P = \frac{F_{tot}}{d_1 * b_1} = \frac{65,5}{5 \times 5} = 2,6 MPa$$

Pressione di molto inferiore a quella limite dichiarata dal fornitore. Tuttavia, è sconsigliato adottare boccole con dimensioni inferiori in quanto risulterebbe molto più complessa la realizzazione di altri componenti come il perno da inserire all'interno. Inoltre, un tale sovradimensionamento consente alla boccola di sopportare sollecitazioni maggiori dovute a movimenti combinati e ad altri aspetti trascurati in questo calcolo.

13.2.2 Giunto rotoideali in "B"

Nel punto "B" della catena cinematica è previsto un giunto rotoideale che collega il primo link a portale con il gruppo guide assiali, ovvero, si tratta della cerniera responsabile del moto RUD del dispositivo.

Non è espressamente dichiarato dal produttore che le boccole possano supportare singolarmente un momento flettente, per cui è necessario utilizzarle accoppiate. Inoltre, utilizzare due boccole permette alla struttura esoscheletrica di risultare complessivamente più rigida.

Per ragioni costruttive non è possibile posizionare le boccole esattamente nel punto "B", ideale, della catena cinematica, ma saranno posizionate a una quota "h" di circa 12mm. Le varie sollecitazioni determinate al punto "B" generano delle forze radiali sulle boccole.

Dal modello CAD realizzato, la distanza "d" tra i centri delle boccole è pari a 10 millimetri.

- Reazione vincolare in "B"

La forza di reazione della cerniera fissa "B" determinata durante l'analisi quasi-statica genera sulle boccole rispettivamente le forze " F_1 " e " F_2 " (figura 116). Ai fini del calcolo viene presa la forza avente modulo maggiore.

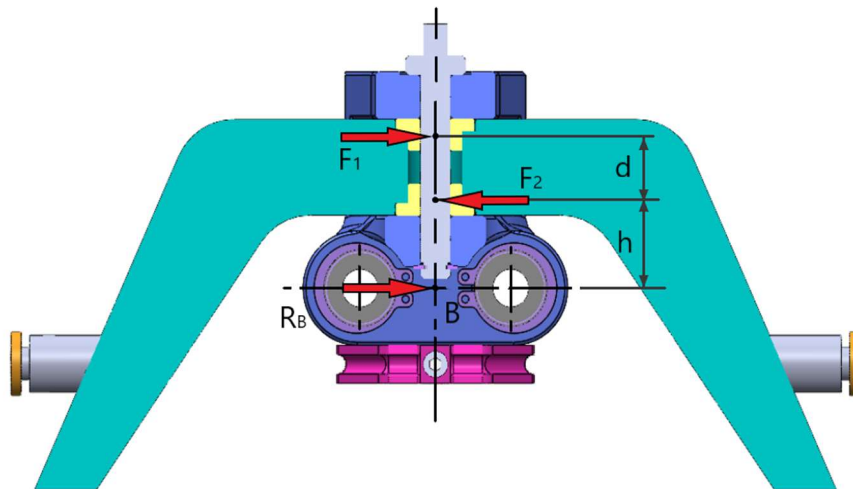


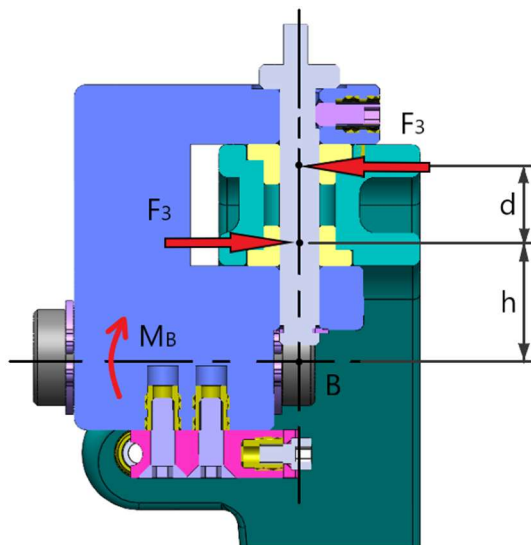
Figura 116 - Reazione vincolare in "B"

$$F_1 = R_B * \left(\frac{d+h}{d} - 1 \right) = 21 * \left(\frac{10+12}{10} - 1 \right) = 25,2 \text{ N}$$

$$F_2 = R_B * \frac{d+h}{d} = 21 * \frac{10+12}{10} = 46,6 \text{ N}$$

- *Momento flettente presente nel punto "B"*

Il momento flettente presente in "B" provoca sulle le boccole la forza " F_3 ", la cui entità, moltiplicata per la distanza " d ", ne bilancia il valore (*figura 117*).



$$F_3 = \frac{M_B}{d} = \frac{1500}{10} = 150 \text{ N}$$

Figura 117 - Momento flettente presente nel punto "B"

- *Momento torcente presente sul link "b"*

Come discusso in precedenza, l'applicazione di una coppia RUD, produce anche un momento torcente " M_c " il cui valore viene bilanciato da una coppia di forze, " F_4 " applicate ai due cuscinetti (*figura 118*).

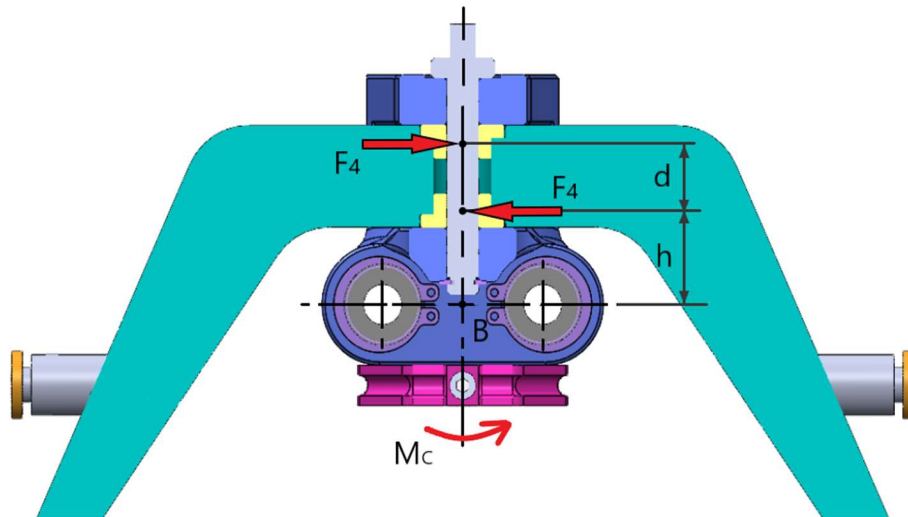


Figura 118 - Momento torcente presente sul link b

$$F_4 = \frac{M_c}{d} = \frac{1000}{10} = 100 \text{ N}$$

- Forza di reazione dovuta al tiro della trasmissione bowden-tube durante l'applicazione della coppia RUD

Siccome la coppia " C_{RUD_att} " viene applicata tramite il filo della trasmissione bowden, la forza di tiro agente sul filo viene bilanciata da una reazione, " $R_{B,filo}$ ", applicata dalla boccola lato puleggia. " R_p " indica il raggio della puleggia pari a 20mm (figura 119).

La forza applicata sulla puleggia si trova ad una distanza "H" dalle boccole.

La direzione della forza di tiro del filo deve essere parallela rispetto all'asse "Y" del dispositivo al fine di non generare coppie e rotazioni di flessione-estensione.

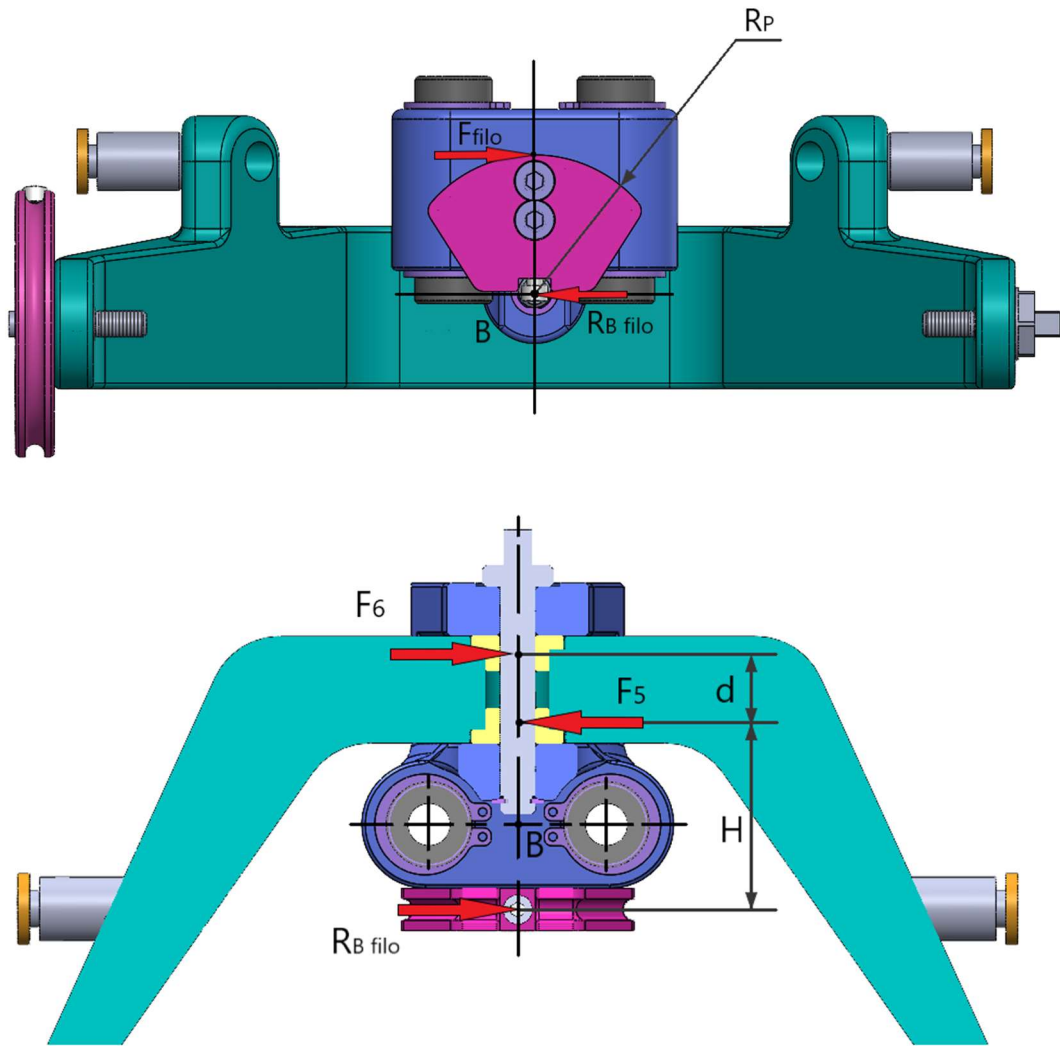


Figura 119 - Forza di reazione dovuta al tiro della trasmissione bowden-tube durante l'applicazione della coppia RUD

$$R_{B\ filo} = F_{filo} = \frac{C_{RUD_att}}{R_p} = \frac{1500}{40} = 37\ N$$

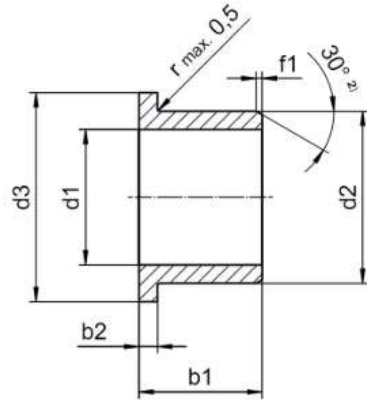
$$F_5 = R_{B\ filo} * \frac{d + H}{d} = 37 * \frac{10 + 12}{10} = 81,4\ N$$

$$F_6 = R_{B\ filo} * \left(\frac{d + H}{d} - 1 \right) = 37 * \left(\frac{10 + 12}{10} - 1 \right) = 44,4\ N$$

Senza considerare direzione e verso delle forze, ma sommando semplicemente il loro modulo, la forza radiale massima agente sulla boccia più sollecitata risulta essere pari a:

$$F_{tot} = F_2 + F_3 + F_4 + F_5 = 46,6 + 150 + 100 + 81,4 = 378\ N$$

A catalogo è stata individuata una boccia flangiata (*figura 120*) avente dimensioni coerenti con le dimensioni degli elementi costituenti l'esoscheletro della quale vengono riportate le dimensioni caratteristiche.



Codice articolo: MFM-0509-05 

Materiale: iglidur® M250

Forma: Boccole flangiate

Dimensioni:

- d1 5 mm
- d2 9 mm
- d3 13 mm
- b1 5 mm
- b2 2 mm

Figura 120 – Boccola

A catalogo è indicato che tale boccia può sopportare una pressione superficiale pari a 20MPa.

Con il carico calcolato risulta che la pressione superficiale raggiunta sarà pari a:

$$P = \frac{F_{tot}}{d_1 * b_1} = \frac{378N}{5 * 5} = 15,1 MPa$$

La pressione superficiale calcolata è minore di quella ammissibile dichiarata dal costruttore.

13.2.3 Guida assiale

Come anticipato precedentemente, il giunto prismatico è stato realizzato montando in parallelo due guide lineari cilindriche.

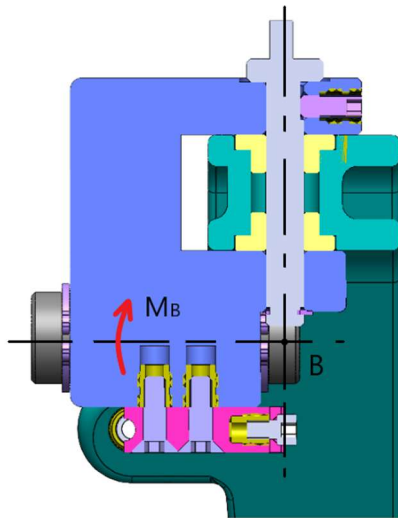
Queste guide risultano essere gli elementi del dispositivo su cui riversare maggiore attenzione, in quanto un loro cattivo funzionamento comprometterebbe la possibilità del dispositivo di adattarsi ai disallineamenti con il polso.

Dalle analisi svolte in precedenza, è possibile determinare le forze alle quali le guide lineari saranno sottoposte. Conoscendo la distanza tra le due guide “d” pari

a 25mm e le sollecitazioni presenti nel punto “B” della catena cinematica, è possibile determinare le forze e i momenti applicati su esse.

- *Momento flettente presente nel punto B*

Il momento presente nel punto “B” viene trasmesso completamente e diviso tra le due guide assiali, “ M_{f1} ”(figura 121).

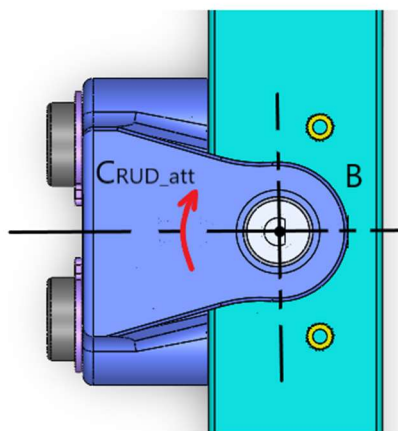


$$M_{f1} = \frac{M_B}{2} = 750 \text{ Nmm}$$

Figura 121 - Momento flettente presente nel punto B

- *Applicazione della coppia RUD.*

La coppia “ C_{RUD_att} ” applicata dell’attuatore viene distribuita tra le due guide, “ M_{f2} ” (figura 122).

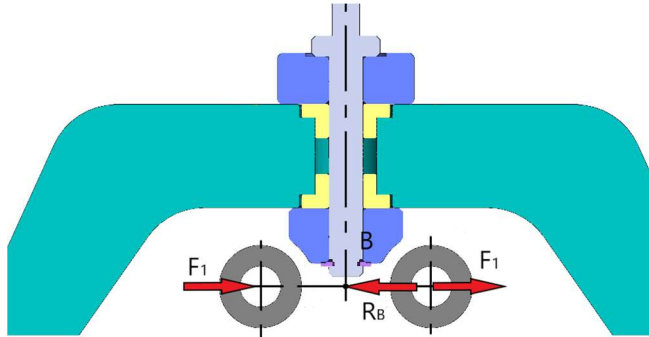


$$M_{f2} = \frac{C_{RUD_att}}{2} = 750 \text{ Nmm}$$

Figura 122 - Applicazione della coppia RUD.

- Effetto della reazione vincolare in "B"

La forza di reazione della cerniera fissa "B" determinata durante l'analisi quasi-statica genera sulle guide la forza " F_1 " (figura 123).

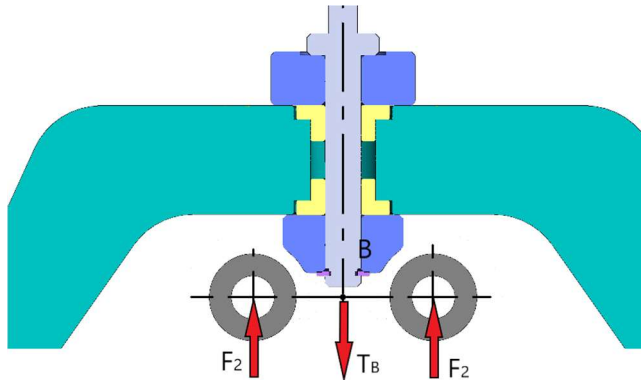


$$F_1 = \frac{R_B}{2} = 10,5 \text{ N}$$

Figura 123 - Effetto della reazione vincolare in B

- Effetto della azione di taglio presente sul link "b"

L'azione di taglio " T_B " presente sul link "b", determinata durante l'analisi quasi-statica, genera sulle guide la forza " F_2 " (figura 124).



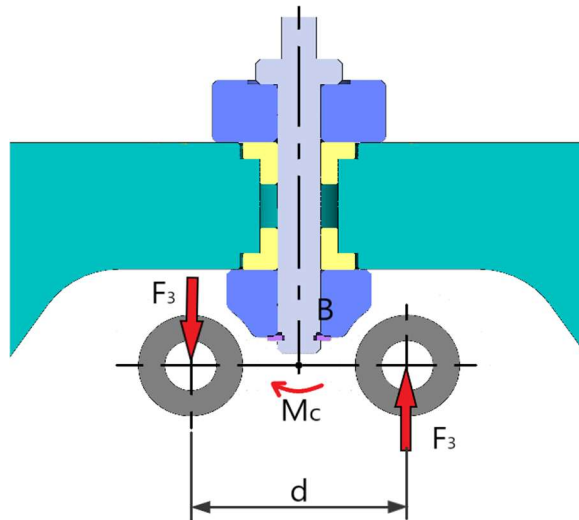
$$F_2 = \frac{T_B}{2} = 10,5 \text{ N}$$

Figura 124 - Effetto della azione di taglio presente sul link "b"

- Effetto del momento torcente presente sul link "b".

Come discusso in precedenza, l'applicazione di una coppia RUD, produce anche un momento torcente " M_c " che viene trasferito dalle due guide assiali tramite una coppia di forze di valore " F_3 " (figura 125).

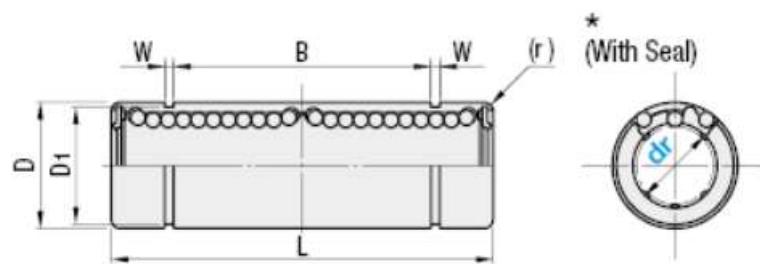
Modello esecutivo



$$F_3 = \frac{M_c}{d} = \frac{1000}{25} = 40 \text{ N}$$

Figura 125 - Effetto del momento torcente presente sul link "b"

A catalogo è stata identificata una guida lineare adatta (figura 126) della quale vengono mostrate le principali caratteristiche dimensionali e di carico applicabile.



Part Number		D Tolerance		L		B		W	D1	(r)	Eccentricity (Max.)	Rows of Balls	Basic Load Rating		Allowable Static Moment (N · m)	Mas (g)
Type	dr	Tolerance	No Surface Treatment	Surface Treatment	Tolerance	Tolerance							C (Dynamic) N	Co (Static) N		
LMUW-N (No Seal)	3		7	0	19	-	-	-	-	0.3	0.010		138	210	0.51	3.2
	4		8	-0.011	23	-	-	-	-				176	254	0.63	4.8
	5		10	-0.015	28	18.2			9.6				263	412	1.38	11
	6		12	0	35	24.8		1.1	11.5				324	529	2.18	16
LMUW	8	0	15	-0.013	45	0	32.8		14.3	0.4	0.015	4	431	784	4.31	31
LMUWF	10	-0.010	19	-0.018	55	-0.3	41.4	0	18				588	1100	7.24	62
LMUWR	12		21	0	57	43.1		1.3	20				657	1200	10.9	80

Figura 126 – Guida lineare individuata

La somma aritmetica dei momenti flettenti applicati sulla singola guida assiale è pari a:

$$M_{f,tot} = M_{f1} + M_{f2} = 750 + 750 = 1500 \text{ Nmm}$$

Ogni singola guida ammette un momento flettente pari a 2,18Nm, per cui, usandone due in parallelo, è possibile trasmettere la coppia RUD ed il momento flettente con ampio margine.

Riguardo le forze radiali invece:

$$F_{tot} = F_1 + F_2 + F_3 = 10,5 + 10,5 + 40 = 61N$$

Tali guide hanno singolarmente un carico radiale ammissibile pari a 324N per cui risultano ampiamente dimensionate.

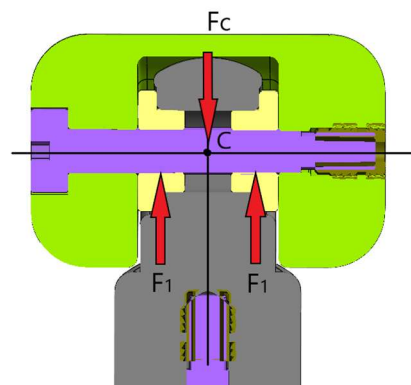
13.2.4 Giunto rotoideale "C", giunto ad asse orizzontale

Si è deciso di realizzare tale giunto utilizzando due boccole flangiate posizionate simmetricamente in modo che possano trasmettere oltre al carico radiale, anche sforzi assiali in entrambe le direzioni. La distanza "d" tra i centri delle due boccole è pari a 4 mm.

Nel complesso il giunto è sollecitato radialmente dai seguenti contributi:

- Forza radiale " F_c "

La forza " F_c " calcolata durante l'analisi quasi-statica di FE viene trasmessa tramite le due boccole il cui contributo è pari a " F_1 " (figura 127).

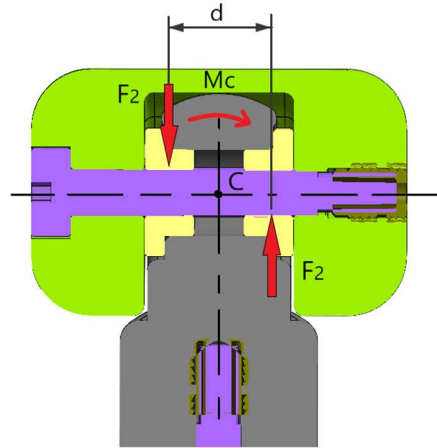


$$F_1 = \frac{F_c}{2} = \frac{21}{2} = 10,5 N$$

Figura 127 - Forza radiale " F_c "

- Forza radiale dovuta al momento torcente presente sul link "b"

Il momento torcente " M_c " viene bilanciato da una coppia di forze il cui modulo è pari a " F_2 " (figura 126).



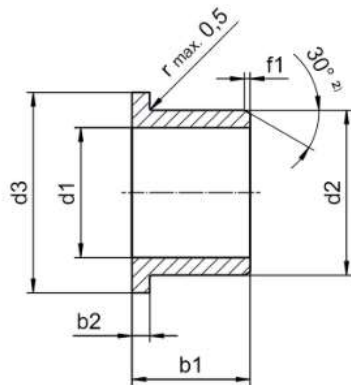
$$F_2 = \frac{M_c}{d} = \frac{1000}{4} = 250 \text{ N}$$

Figura 126 - Forza radiale dovuta al momento torcente presente sul link "b"

Senza considerare direzione e verso delle forze, ma sommando semplicemente il loro modulo, la forza radiale massima agente su una singola boccola risulta essere:

$$F_{tot} = F_1 + F_2 = 10,5 + 250 = 260,5 \text{ N}$$

A catalogo è stata individuato una boccola flangiata (figura 129) avente dimensioni coerenti con le dimensioni degli elementi costituenti l'esoscheletro della quale vengono riportate le dimensioni caratteristiche.



Codice articolo: MFM-0509-05

Materiale: iglidur® M250

Forma: Boccole flangiate

Dimensioni:

- d1 5 mm
- d2 9 mm
- d3 13 mm
- b1 5 mm
- b2 2 mm

Figura 129 – Boccola

A catalogo è indicato che tale boccola può sopportare una pressione superficiale pari a 20MPa. Con il carico calcolato risulta che la pressione superficiale è pari a:

$$P = \frac{F_{tot}}{d_1 * b_1} = \frac{260N}{5 * 5} = 10,4 MPa$$

Per cui la boccola risulta ampiamente verificata, nonostante le varie approssimazioni eseguite per semplificare il calcolo.

13.2.5 Giunto rotoideale "C", giunto ad asse verticale

Siccome la coesistenza di due giunti risulta essere di difficile realizzazione, si è deciso di spostare il giunto rotoideale ad asse verticale più in basso rispetto al punto "C" della catena cinematica.

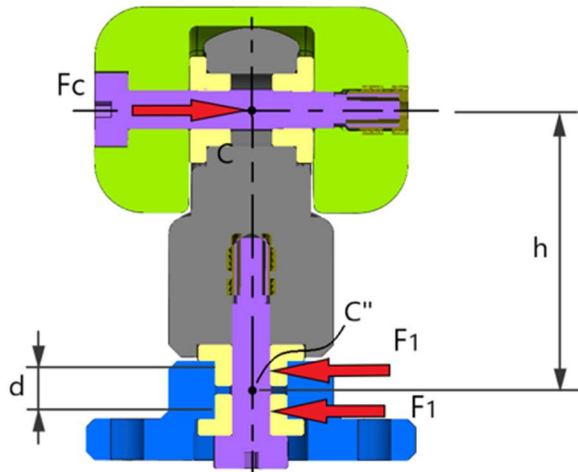
In particolare, il momento flettente ha un andamento decrescente all'allontanarsi dal punto ideale "C", quindi la decisione di spostare il giunto rotoideale ad asse verticale più in basso porta a una riduzione del carico a cui esso è sottoposto.

Il giunto è posizionato a una distanza "h" di 30 millimetri dal punto ideale "C" e le due boccole hanno il loro centro di pressione una distanza "d" pari a 5mm.

Il giunto rotoideale ad asse verticale, parallelo a "Z", deve poter trasmettere le seguenti forze radiali:

- Forza radiale " F_c " del moto RUD

La forza " F_c " calcolata nell'analisi quasi statica del moto RUD provoca la forza " F_1 " (figura 130).

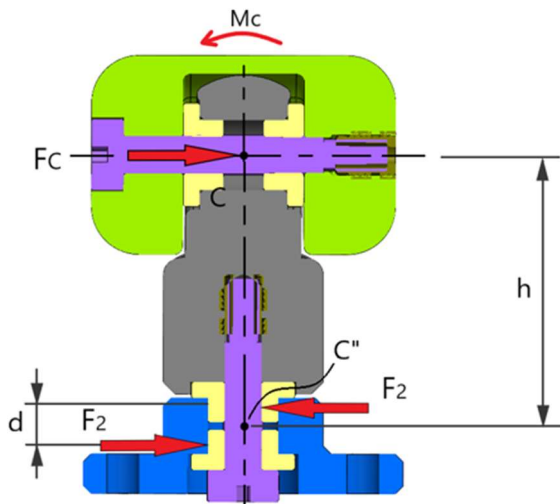


$$F_1 = \frac{F_c}{2} = \frac{21}{2} 10,5 \text{ N}$$

Figura 130 - Forza radiale Fc del moto RUD

- Forza radiale dovuta al momento flettente agente sul link "f"

La forza "Fc" genera sulle boccole la forza "F2" (figura 131).



$$F_2 = \frac{Mt - F_c * h}{d}$$

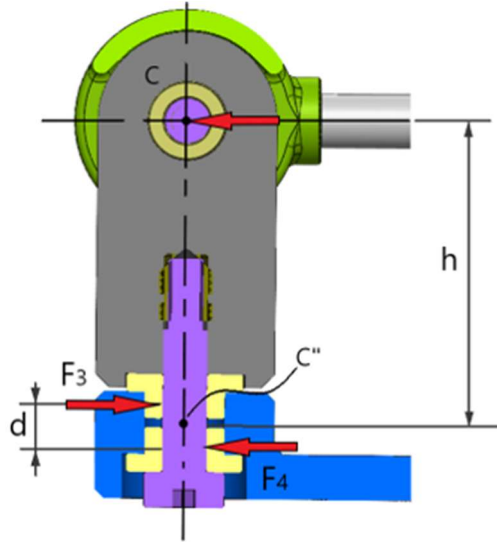
$$= \frac{1000 - 21 * 30}{5} = 74 \text{ N}$$

Figura 131 - Forza radiale dovuta al momento flettente agente sul link "f"

- Forza radiale dovuta al momento flettente agente sul link "f" durante l'applicazione di una coppia FE.

Durante l'applicazione di una coppia " C_{FE_att} ", nel punto "C" della catena cinematica è presente la forza "Fc" la cui direzione varia a seconda di diversi fattori, quali disallineamento e posizione del dispositivo. Per eseguire un calcolo

approssimativo, è stato assunto che la forza sia perpendicolare al link "f", condizione non reale ma per la quale si ha il massimo effetto sulle boccole, sulle quali si generano le forze " F_3 " e " F_4 " (figura 132).



$$F_3 = F_c * \frac{d + h}{d} = 2 * \frac{5 + 30}{5} = 14 \text{ N}$$

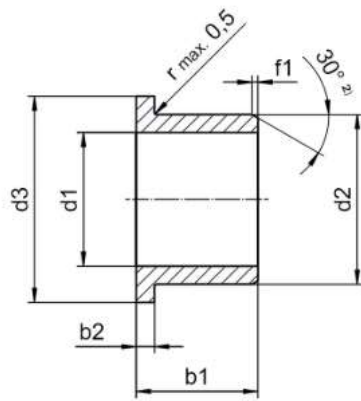
$$F_4 = F_c * \left(\frac{d + h}{d} - 1 \right) = 2 * \left(\frac{5 + 30}{5} - 1 \right) = 12 \text{ N}$$

Figura 132 - Forza radiale dovuta al momento flettente agente sul link "f" durante l'applicazione di una coppia FE.

Senza considerare direzione e verso delle forze, ma sommando semplicemente il loro modulo, la forza radiale massima agente sulla boccia maggiormente sollecitata è pari:

$$F_{tot} = F_1 + F_2 + F_3 = 10,5 + 74 + 14 = 98,5 \text{ N}$$

A catalogo è stata individuata una boccia flangiata (figura 133) avente dimensioni coerenti con le dimensioni degli elementi costituenti l'esoscheletro, della quale vengono riportate le dimensioni caratteristiche.



Codice articolo: MFM-0509-05 

Materiale: iglidur® M250

Forma: Boccole flangiate

Dimensioni:

- d1 5 mm
- d2 9 mm
- d3 13 mm
- b1 5 mm
- b2 2 mm

Figura 133 – Boccola

Tale boccola può sopportare una pressione superficiale pari a 20MPa e con il carico calcolato risulta che la pressione superficiale raggiunta è pari a:

$$P = \frac{F_{tot}}{d_1 * b_1} = \frac{98,5}{5 * 5} = 3,9 MPa$$

La pressione superficiale calcolata è minore di quella ammissibile dichiarata dal costruttore.

14 Conclusioni

Il presente studio ha dimostrato la fattibilità progettuale e tecnica di un sistema esoscheletrico mirato a superare i limiti della terapia riabilitativa tradizionale riguardo all'articolazione del polso.

Le attività riabilitative frequenti e intensive consentono il recupero della mobilità articolare dopo un periodo di immobilità, ma la carenza di personale qualificato può compromettere e ritardare il risultato finale.

Il dispositivo robotico presentato risulta essere conforme ai requisiti di progetto evidenziati durante la trattazione, che sono elencati successivamente:

- Il sistema garantisce un'ampiezza di movimento pari a circa $\pm 70^\circ$ per la flessione-estensione (FE) e circa $\pm 30^\circ$ per la deviazione radio-ulnare (RUD);
- La scelta della configurazione a esoscheletro permette un controllo preciso sull'applicazione di coppie e rotazioni in modo indipendente nei due gradi di libertà;
- Il design della catena cinematica adottata permette al sistema di compensare i disallineamenti tra gli assi del robot e quelli anatomici, mitigando così la presenza di forze indesiderate a carico dell'articolazione ed eliminando il rischio di traumi o infortuni durante la terapia;
- Il dispositivo risulta compatto e leggero. La massa della sua struttura è stata stimata a circa 0,5kg, caratteristica ottenuta grazie all'impiego della trasmissione basata su bowden-tube;
- Gli elementi meccanici di interfaccia con l'arto sono stati ideati in modo da permettere ulteriori regolazioni sul posizionamento a dispositivo indossato, al fine di correggere gli errori di disallineamento derivanti da un fissaggio non perfetto;
- Il sistema è pensato per eseguire esercizi sia attivi che passivi permettendo il controllo di coppie, posizioni e velocità angolari;

Conclusioni

Nonostante il dispositivo risulti meccanicamente completo, saranno necessari sviluppi futuri al fine di realizzare un sistema efficace sotto tutti i punti di vista.

Nello specifico, gli aspetti ancora in sospeso riguardano:

- la realizzazione di un prototipo funzionante per valutare le criticità e testare la capacità della catena cinematica di adattarsi ai disallineamenti, con particolare attenzione rivolta al comportamento delle due guide assiali;
- La possibilità di migliorare l'ergonomia degli elementi di interfaccia. Tali componenti sono stati disegnati in modo da essere modulari e facilmente sostituibili;
- La riduzione ulteriore della massa, nonostante essa sia già contenuta;
- L'integrazione nel sistema di trasduttori di coppia/forza a livello dei giunti di flessione-estensione e deviazione radio-ulnare al fine di poter monitorare direttamente le azioni scambiate tra dispositivo e articolazione;
- L'implementazione di un algoritmo di controllo degli attuatori per gestire modalità attiva e passiva dei movimenti.

In conclusione, il presente studio ha l'obiettivo di ribadire la centralità della figura del fisioterapista nel percorso riabilitativo. Tramite, però, lo sviluppo di dispositivi di assistenza alla riabilitazione, è possibile raggiungere un più alto numero di pazienti con terapie più efficaci ed efficienti.

15 Bibliografia

- [1] B. B. M. S. D. M. J. C. Christopher Stephen Crowe, «Global trends of hand and wrist trauma a systematic analysis of fracture and digit amputation using the Global Burden of Disease 2017».
- [2] F. M. E. T. C. G. S. G. F. P. C. S. P. C. G. S. L. M. a. J. Z. Giulia A. Albanese, «Assessment of human wrist rigidity and pain in post traumatic patients».
- [3] D.-S. C. L. M. a. D. B. David Serrano, «SMA based wrist exoskeleton for rehabilitation therapy».
- [4] P. B. J. K. P. a. H. I. K. P. Gert Kwakkel, «Effects of Robot-assisted therapy on upper limb recovery after stroke: A Systematic Review».
- [5] K. J. M. R. C. R.-G. B. V. a. D. L. M. B. Näf, «Misalignment Compensation for Full Human-Exoskeleton Kinematic Compatibility: State of the Art and Evaluation».
- [6] G. Q. a. Y. T. Andrea Botta, «Wearable Passive Cable-Driven Wrist Rehabilitation Robot Design and Preliminary Experiments».
- [7] Z. C. H. W. a. T. Z. Hui Bian, «Mechanical_design_of_EFW_Exo_II_A_hybrid_exoskeleton_for_elbow-forearm-wrist_rehabilitation».
- [8] G. Q. C. V. Mattia Verutti, «Progettazione di dispositivo a cavi per la riabilitazione del polso».
- [9] J. L. V. Q. B. R. A. B. F. H. Jörg Eschweiler, «Anatomy, Biomechanics, and Loads of the Wrist Joint».
- [10] M. P. V. Q. R. M. F. H. B. R. a. F. M. Jörg EschweilerJörg, «Musculoskeletal Modeling of theWrist via a Multi Body Simulation».

- [11] M. Z. M. B. D. P. M. J. J. C. P. R. N. K. M. M. J. R. P. Gordon M. Best, «Differences in the Rotation Axes of the Scapholunate Joint during Flexion-Extension and Radial-Ulnar Deviation Motions».
- [12] 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».
- [13] D. P., D. G. C. G. B. a. J. O. Roberto Francesco Pitzalis, «State of the Art in Wearable Wrist Exoskeletons Part I, Background Needs and Design Requirements».
- [14] A. B. M. V. C. V. G. Q. GIOVANNI COLUCCI, «A PRELIMINARY SYNTHESIS OF A LIGHT AND COMPACT WEARABLE CABLE-DRIVEN PARALLEL ROBOT FOR WRIST JOINT REHABILITATION».
- [15] P. N. S. L. M. S. C. O. C. John A. Martinez, «Design of Wrist Gimbal, a Forearm and Wrist Exoskeleton for Stroke Rehabilitation».
- [16] B. M. B. J. R. C. C. B. M. Stefan M. Duma, «Injury risk function for the small female wrist in axial loading».
- [17] G. S. J. v. R. S. S. a. S. H. Michelle Brinkhorst, «Effects of axial load on in vivo scaphoid and lunate kinematics using four-dimensional computed tomography».
- [18] A. F. Z. B. S. J. N. L. J. F. W. Kagan Ozer, «The Effect of Axial Loading on Ulnar Variance».
- [19] L. T. G. C. L. B. S. D. Y. T. a. G. Q. Andrea Botta, «Compact Series Elastic Actuator for a Wrist Exoskeleton for Daily Living Assistance».
- [20] A. S. Y. L. H. L. D. C. a. L. Z. Ke Shi, «A Cable-Driven Three-DOF Wrist Rehabilitation Exoskeleton With Improved Performance».
- [21] Y. Y. C. L. C. L. Yin-Yu Su, «A compact wrist rehabilitation robot with accurate force - stiffness».

Bibliografia

- [22] 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».
- [23] M. H. G. D. H. M. P. a. R. H. B. J. Mary C. Hume, «The functional range of movement of the hand Journal of Hand Surgery».
- [24] J. F. Y. L. G. J. N. D. S. P. Yael Kaufman-Cohen, «Wrist Plane of Motion and Range During Daily Activities».

16 Ringraziamenti

Al termine di questo percorso universitario, desidero ringraziare innanzitutto il mio relatore Giuseppe Quaglia e il suo gruppo di ricerca, per la fiducia accordatami e il supporto dato.

Un grazie profondo va alla mia famiglia e alla mia fidanzata per avermi sempre supportato nelle mie decisioni.

Ai miei amici e compagni di università, con cui ho condiviso interminabili sessioni d'esame e serate di svago: grazie per aver reso questi anni indimenticabili e per essere stati un punto di riferimento fondamentale.