

ALMA MATER STUDIORUM – UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TITOLO DELLA TESI

**Proof of concept di una mano ad azionamento
bilaterale per l'impiego nei settori della robotica e
della protesica**

Tesi in

MECCANICA DEI TESSUTI BIOLOGICI LM

Relatore

Prof. Ing. Luca Cristofolini

Presentata da

Fabio Usai

Correlatore

Ing. Emanuele Gruppioni

Anno accademico 2014/2015

Sessione terza – Secondo appello

INDICE

INTRODUZIONE.....	1
CAPITOLO 1: PROTESICA D'ARTO SUPERIORE.....	3
1.1 Casi di protesizzazioni.....	3
1.2 Classificazione delle protesi.....	6
1.2.1 Normativa europea ISO 9999.....	6
1.2.2 Classificazione funzionale.....	7
1.2.2.1 Protesi passive.....	8
1.2.2.2 Protesi attive o funzionali.....	10
1.3 Protesi mioelettriche.....	13
1.3.1 Il segnale elettromiografico e i sensori.....	13
1.3.2 Struttura delle protesi mioelettriche.....	16
1.3.2.1 Bretellaggi.....	16
1.3.2.2 Invasatura.....	17
1.3.2.3 Accumulatori ed elettronica integrata.....	18
1.3.2.4 Parti di collegamento e articolazioni elettromeccaniche.....	19
1.3.2.5 Mano protesica o elemento prensile.....	20
1.3.2.6 Confronto fra le principali Mani Poliarticolate in commercio.....	21
CAPITOLO 2: MATERIALI E METODI.....	27

2.1	Progettazione meccanica.....	28
2.1.1	Software CAD – Autodesk Inventor Professional.....	28
2.1.2	Stampa 3D: tecnica FDM.....	29
2.1.3	Stampante e materiale utilizzato.....	31
2.1.4	Progettazione dei modelli di dita.....	31
2.1.4.1	Primo modello.....	32
2.1.4.2	Secondo modello.....	35
2.1.5	Modello di pollice.....	38
2.1.6	Frame delle dita.....	41
2.1.7	Modello di palmo.....	42
2.1.7.1	Primo modello.....	42
2.1.7.2	Secondo modello.....	44
2.1.8	Frame del motore.....	45
2.1.9	Pulegge.....	47
2.1.10	Albero di trasmissione.....	48
2.1.11	Altri componenti.....	49
2.2	Generazione e trasmissione del moto.....	50
2.2.1	Motori elettrici.....	50
2.2.2	Trasmissione del moto: vite senza fine – ruota elicoidale.....	52
2.2.3	Progetto della catena di trasmissione.....	53
2.2.4	Progetto del motore e del riduttore.....	55
CAPITOLO 3: RISULTATI.....		59
3.1	Assemblaggio della mano.....	60
3.2	Azionamento della mano.....	63

3.2.1 Verifica dell'azionamento bilaterale.....	63
3.3 Analisi delle prestazioni.....	65
CAPITOLO 4: CONCLUSIONI E SVILUPPI FUTURI.....	69
BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA.....	71
APPENDICE A.....	73
APPENDICE B.....	74
APPENDICE C.....	76
APPENDICE D.....	79
APPENDICE E.....	83
RINGRAZIAMENTI.....	87

Introduzione

La mano umana è uno strumento straordinario che permette, attraverso un incredibile numero di movimenti complessi, di interagire con l'ambiente circostante e di comunicare con gli altri, risultando protagonista indiscusso del cosiddetto linguaggio non verbale. La peculiare caratteristica del pollice, che, ha permesso all'uomo di raggiungere elevate capacità di manipolazione, permettendogli di compiere attività al contempo di precisione e di potenza, è stato elemento chiave nell'evoluzione della specie. La mano è inoltre il principale organo di senso attraverso il quale il SNC è in grado di sintetizzare una enorme quantità di informazioni provenienti dall'ambiente circostante, come stimoli tattili, vibrazioni, dolore, temperatura e propriocezione.

Per questo la perdita di una mano può essere un evento devastante, sia a livello fisico che a livello psicologico, e a differenza della perdita di una gamba, ad esempio, le limitazioni funzionali susseguenti sono catastrofiche.

Nel corso della storia, l'uomo ha sfruttato la tecnologia della propria epoca per realizzare strumenti protesici per aiutare gli amputati ad essere reintegrati nella società, a partire dalle prime protesi in ferro medievali sino ad arrivare alle moderne protesi cinematiche e mioelettriche. Qualche centinaio di anni fa un amputato di mano era condannato a portare una protesi ad uncino, alle cui limitate funzionalità si associava una significativa stigmatizzazione sociale. Al giorno d'oggi un amputato di mano può utilizzare protesi sostitutive che replicano un'ampia gamma di funzionalità ed un'estetica piuttosto naturale. Ciò è stato possibile grazie alle numerose scoperte in ambito tecnologico che sotto l'unico cappello della biomeccatronica, una disciplina che unisce nozioni di biomeccanica, elettronica, meccanica ed informatica, oggi giorno delineano un campo di applicazione in grande fermento.

L'alternativa del trapianto, al momento, non sembra una soluzione praticabile in quanto presenta parecchi svantaggi, tra cui la difficoltà nel reperire un donatore adatto e il costo elevato, che fanno propendere per una sostituzione con un costrutto artificiale.

Sul versante delle protesi d'arto esterne, il Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio (BO) rappresenta da oltre 50 anni un importante punto di riferimento nazionale ed internazionale. Definito "Centro per la sperimentazione ed applicazione di protesi e presidi ortopedici", rivolge i suoi servizi sia ad infortunati sul lavoro sia ad invalidi civili assistiti dal servizio sanitario nazionale. Il Centro opera fondamentalmente sulle tre versanti: ricerca di nuove tecnologie, produzione e fornitura di ausili protesici ed ortopedici, riabilitazione e addestramento all'utilizzo delle stesse oltre a una fondamentale azione di sostegno finalizzata all'ottimale recupero psicologico e sociale dei pazienti.

Il presente elaborato descrive il lavoro effettuato nell'*Area Ricerca e Formazione* del Centro Protesi INAIL, volto a verificare la fattibilità di realizzazione di un nuovo tipo di mano robotica, con possibili applicazioni future anche al campo protesico.

A partire dal concept ideato dall'ing. Emanuele Gruppioni, ricercatore presso il Centro Protesi stesso, l'**obiettivo** del lavoro è rappresentato dallo studio di fattibilità, dalla realizzazione e dalla messa in opera della suddetta mano, che presenta come caratteristica peculiare e innovativa un azionamento bilaterale che le consente di essere *ambidestra*. Questo azionamento è attuato da due cavi posti in ogni dito, che grazie all'azione dei motori inseriti nel palmo vengono riavvolti su delle pulegge consentendo la flessione delle dita in una direzione o nell'altra, in una struttura di mano nella quale non sono quindi individuabili a priori le tipiche ragioni palmare e dorsale. Questo tipo di azionamento in futuro potrebbe essere rielaborato nell'ottica di avere un'unica protesi di mano che possa essere utilizzata sia da pazienti destrimani sia mancini, o, in alternativa, di avere un dispositivo protesico che ampli le funzionalità di presa rispetto alla mano umana.

Al fine di velocizzare lo sviluppo del dispositivo, gran parte dei componenti sono stati progettati mediante software CAD e sviluppati attraverso stampa 3D, sebbene una parte di essi, caratterizzati da esigenze più stringenti rispetto ai materiali e alle tolleranze, siano stati realizzati mediante macchine CNC sulla base di disegni tecnici tradizionali.

Per permettere una migliore comprensione dell'elaborato, la sua struttura è stata suddivisa nei seguenti capitoli:

- *Capitolo Primo*: viene fornita una breve introduzione alla protesica di arto superiore, partendo dalla normativa ISO 9999 fino ad arrivare a un confronto fra le principali mani commerciali ad azionamento mioelettrico.
- *Capitolo secondo*: vengono descritti i materiali e i metodi utilizzati nello sviluppo della mano ad azionamento bilaterale. In particolare, nel primo paragrafo viene descritta la progettazione meccanica dei componenti tramite software CAD 3D, nel secondo paragrafo viene descritto come la suddetta mano viene azionata (progettazione dell'azionamento bilaterale, scelta dei motori e della catena di trasmissione).
- *Capitolo terzo*: vengono riportati i risultati ottenuti e una breve discussione del lavoro svolto.
- *Capitolo quarto*: vengono riportate le conclusioni e i possibili sviluppi futuri.

Capitolo 1

Protesica d'arto superiore

Questo capitolo si occupa di descrivere lo stato dell'arte delle protesi ortopediche esterne di arto superiore, basandosi sulla classificazione della norma europea ISO 9999. Verrà inizialmente descritta l'eziologia dei vari gradi di amputazione dell'arto superiore, successivamente verrà data una classificazione dei dispositivi protesici attualmente esistenti e infine ci si concentrerà sulle protesi ad azionamento mioelettrico, analizzando la struttura ed il funzionamento dei dispositivi presenti in commercio.

1.1 CASI DI PROTESIZZAZIONI

L'arto superiore rappresenta uno dei distretti anatomici di maggiore importanza del corpo umano. Il sistema mano-braccio, oltre a consentire la presa e la manipolazione di oggetti di tutte le forme e dimensioni (aspetto che ha favorito l'evoluzione della specie umana sulle altre), funge anche da organo di senso e contribuisce all'interazione sociale.

Per questi motivi l'**amputazione** rappresenta un evento devastante, che necessita di un supporto psicologico significativo e intensa riabilitazione fisica. Viene definita come "*l'asportazione totale di un arto o di un suo segmento, ottenuta asportando lo scheletro nella sua continuità*". A prescindere dai tecnicismi, la decisione di amputare è comunque sempre un processo drammatico che avrà grandi implicazioni per il resto della vita della persona e della sua famiglia.

La protesizzazione dovrebbe quindi essere vista come un mezzo di ritorno della persona ad un livello di maggiore funzionalità. La selezione del livello chirurgico di amputazione è probabilmente una delle decisioni più importanti: la capacità del tessuto molle di curare sé stesso solitamente determina il migliore livello di amputazione. Il flusso ematico distale residuo è il più semplice e più comune modo di determinare questo livello.

Le cause principali che portano all'amputazione di un arto, sia superiore che inferiore, possono essere:

- **Traumatiche:** i traumi sono una delle maggiori cause di amputazione nel mondo. Il numero di persone che hanno subito una amputazione in seguito a trauma varia da nazione a nazione. Nei paesi sviluppati, i traumi generalmente avvengono come risultato di incidenti industriali, agricoli o con veicoli (automobili, motociclette, treni). I traumi rappresentano circa il 30% delle cause di nuove amputazioni. Nei paesi con una storia recente di guerre e scontri civili, i traumi rappresentano fino all'80% e più delle amputazioni. In molti di questi paesi le mine nel terreno rappresentano un problema reale, ci sono più di 100 milioni di mine in più di 60 nazioni nel mondo e l'ONU stima che queste uccidano o rendano disabili più di 150 persone ogni settimana.

Le cause traumatiche di amputazione riguardano la popolazione più giovane ed attiva rispetto a quella colpita da patologia.

- **Per malattie:** le maggiori patologie che contribuiscono alle amputazioni sono le patologie vascolari, il diabete e i tumori. Anche infezioni da punture di insetti, morsi di animali ed altre ferite sono una importante causa di amputazione degli arti, soprattutto nelle aree dove gli antibiotici non sono prontamente reperibili.

In genere delle patologie che causano amputazione, le *malattie vascolari* sono le più comuni: queste limitano il flusso arterioso del sangue agli arti inferiori, causando ulcere gangrene che possono condurre all'amputazione. Il *diabete* è un'altra causa comune: si stima che ci siano 135 milioni di persone con diabete nel mondo. Le complicanze del diabete diminuiscono la circolazione e la sensibilità agli arti, quindi si formano ulcere ed infezioni che possono condurre all'amputazione. Solo una piccola parte delle amputazioni è causata da *tumori* delle ossa, muscoli e pelle: gli arti colpiti da tumore vengono ablati per prevenire il propagarsi della malattia e la morte. Anche la lebbra può causare una perdita di sensibilità nelle mani e nei piedi e può portare ad infezioni che, se non trattate, possono condurre all'amputazione.

Un'altra categoria di pazienti che necessita di amputazione sono quelli affetti da **malformazioni congenite**; queste possono essere ad esempio *amelie* (mancanza completa di uno o più arti), *peromelie* o emimelie trasverse (mancanza dei segmenti distali a vari livelli, di solito l'interruzione è a livello delle ossa lunghe) che sono quelle che assomigliano maggiormente ad una amputazione, *focomelie* (assenza dei segmenti intermedi dell'arto: la mano o il piede sono a livello della spalla o dell'anca) ed altre. Queste, a causa della grande varietà e soggettività della malformazione, richiedono spesso dispositivi altamente personalizzati già nei primi anni di vita.

Nei paesi industrializzati le patologie rappresentano circa il 65% delle cause di amputazioni durante l'anno. In generale gli individui amputati per cause patologiche sono più anziani con età maggiore di 60 anni.

In Italia, Secondo i dati del Ministero della Salute, le amputazioni riguardanti gli arti superiori sono circa 3000 l'anno, circa il 25% delle amputazioni di arto totali. Di queste circa il 95% riguardano amputazioni a livello delle dita o della mano, totali o parziali. La causa principale di amputazione è quella traumatica, in particolare quella relativa agli incidenti sul lavoro con una percentuale che varia dal 53% al 69% a seconda della fonte considerata. Questi pazienti vengono assistiti dall'INAIL, e possono quindi avere accesso a protesi ad alto contenuto tecnologico in quanto i costi sono a carico dell'INAIL stesso. Gli infortunati in ambito civile, invece, vengono assistiti dal Sistema Sanitario Nazionale tramite le AUSL, e per quanto usufruiscano di agevolazioni economiche queste spesso non sono sufficienti per usufruire delle protesi più avanzate; quindi, a meno di un importante contributo economico da parte dei pazienti, questi sono spesso costretti a scegliere soluzioni meno funzionali.

Quando un paziente subisce un'amputazione di un arto o di una sua parte, viene spesso suggerito l'utilizzo di uno strumento protesico. È importante però considerare che la scelta da parte di un paziente di applicare una protesi dipende da molti fattori e necessita di un'analisi accurata da parte di un'équipe composta da medici, tecnici, terapisti e psicologi. L'apporto di questi ultimi è significativo soprattutto nelle fasi iniziali, per aiutare il paziente e la famiglia a superare il trauma dell'amputazione e incoraggiarli a rientrare prontamente nella società, agevolando il processo di accettazione della propria immagine corporea. Il supporto psicologico viene fornito sia con colloqui a tu per tu con lo specialista, sia con un supporto di gruppo. Altri aspetti influenti risultano essere sia l'età che la capacità di apprendimento. Relativamente agli aspetti tecnico-funzionali, quelli principali riguardano il livello di amputazione e la mono o bilateralità dell'amputazione. In caso di paziente monolaterale l'arto sano solitamente diventa quello dominante e il paziente impara a massimizzarne l'utilizzo e la destrezza. In tal caso quindi la protesi può considerarsi più un elemento di aiuto e completamento, sia in termini di estetica che in termini di riequilibrio dei pesi. Per un amputato bilaterale invece la protesi risulterà fondamentale per svolgere qualunque compito nella vita quotidiana.

In tutti i casi di protesizzazione è fondamentale la condizione del moncone e il suo trattamento nella fase pre-protesica. Esso deve essere accuratamente stoffato, quindi le prominenze ossee devono essere adeguatamente ricoperte da muscoli e tessuti molli, ma al contempo il moncone non deve risultare flaccido, fattore che peggiorerebbe l'aderenza con l'invasatura della protesi. Nel moncone e nei distretti corporei limitrofi vanno intraprese terapie per evitare contratture, neuromi, retrazioni e rigidità, conservando una buona tonicità muscolare. Quest'ultima in particolare è determinante

sia per sostenere il peso della protesi che per attuare un controllo efficace, in caso si utilizzino protesi attive a comando mioelettrico.

L'alternativa del trapianto, eseguito per la prima volta nel 1998, è attualmente praticato con successo a circa 50 pazienti in tutto il mondo ed ha evidenziato notevoli vantaggi in termini funzionali e psicologici.

Nonostante questi successi, esso è però al centro di numerose controversie per le difficoltà a reperire donatori adatti, per la terapia immunosoppressiva alla quale i pazienti devono essere sottoposti e che li espone a notevoli rischi di infezione, cancro alla pelle, sepsi e insufficienza renale. A ciò si aggiunge la possibilità di rigetto, l'indeterminatezza degli effetti a lungo termine e non ultimo, il costo di ogni intervento, peraltro piuttosto complesso e rischioso, che ammonta approssimativamente a 500.000 \$. Tutti questi aspetti, accanto anche a quello etico, configurano attualmente il trapianto come soluzione inadeguata essendo la valutazione costo/benefici a favore ancora di costrutti artificiali

1.2 CLASSIFICAZIONE DELLE PROTESI

Nella norma ISO 9999 la protesi viene definita come un “*ausilio ortopedico che vicaria o sostituisce, seppur parzialmente, un arto mancante, sia sotto l'aspetto funzionale che estetico*”.

Una protesi deve quindi rispondere a caratteristiche di funzionalità, affidabilità, scarso peso e ingombro associate ad una estetica accettabile.

Il Centro Protesi INAIL da oltre cinquant'anni opera sul versante delle protesi esterne integrando il lavoro di ingegneri, medici, tecnici ortopedici e fisioterapisti per fornire e installare protesi di arto superiore e inferiore con alto grado di personalizzazione e garantire all'assistito il massimo recupero funzionale e reinserimento sociale possibile.

1.2.1 Normativa europea ISO 9999

La normativa europea ISO 9999 fornisce una definizione ed una classificazione degli ausili tecnici per disabili. Con *ausilio tecnico*, si identifica qualsiasi prodotto, strumento, attrezzatura o sistema tecnologico utilizzato da un disabile che prevenga, compensi, attenui o neutralizzi una menomazione, una disabilità o un handicap. La classificazione consta di tre livelli gerarchici, rispettivamente definiti classi, sottoclassi e divisioni. Ciascuna classe, sottoclasse o divisione consta di un codice e di un nome e, se necessario, di una definizione o testo esplicativo e/o di un riferimento ad altre parti della classificazione. In essa le protesi ortopediche rientrano nella classe “06- *Protesi e Ortesi*”. Vengono innanzitutto suddivise in due grandi sottoclassi:

- 06.18 - *Protesi d'arto superiore*
- 06.24 - *Protesi d'arto inferiore*

Considerando l'oggetto di questa tesi, ci soffermeremo sulla prima sottoclasse. Successivamente, la normativa classifica i vari dispositivi a seconda del livello di amputazione. Nella *Tabella 1* vengono riportate le ulteriori sottoclassi delle protesi di arto in base al livello d'amputazione, dal più distale fino al più prossimale:

Codice	Descrizione
06.18.03	Protesi parziali di mano, comprese protesi di dita
06.18.06	Protesi per disarticolazione di polso
06.18.09	Protesi per amputazione transradiale
06.18.12	Protesi per disarticolazione di gomito
06.18.15	Protesi per amputazione transomerale
06.18.18	Protesi per disarticolazione di spalla
06.18.21	Protesi interscapolo-toracica

Tabella 1: Tabella dei codici identificativi delle protesi secondo la norma ISO 9999

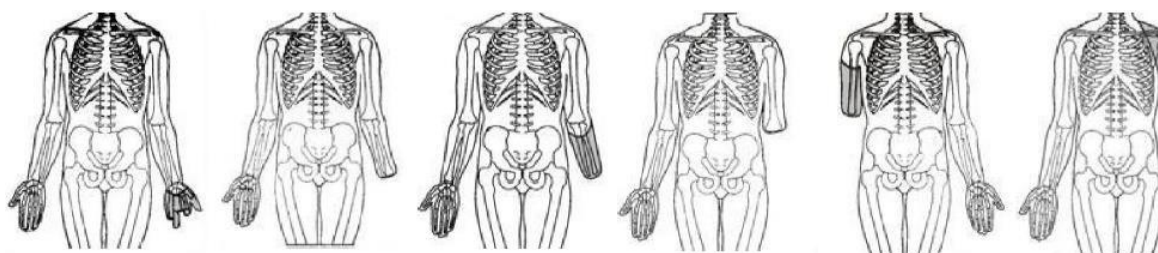


Figura 1: Classificazione in base al livello di amputazione in riferimento alla normativa: da sinistra, 03, 06, 09, 12, 15, 18

1.2.2 Classificazione funzionale

Un'altra possibile classificazione per le protesi d'arto superiore è quella che analizza i dispositivi protesici dal punto di vista funzionale, come riassunto nella *Figura 1.2*. La prima grossa distinzione che possiamo fare è fra protesi *Passive* e *Attive* (o *Funzionali*).

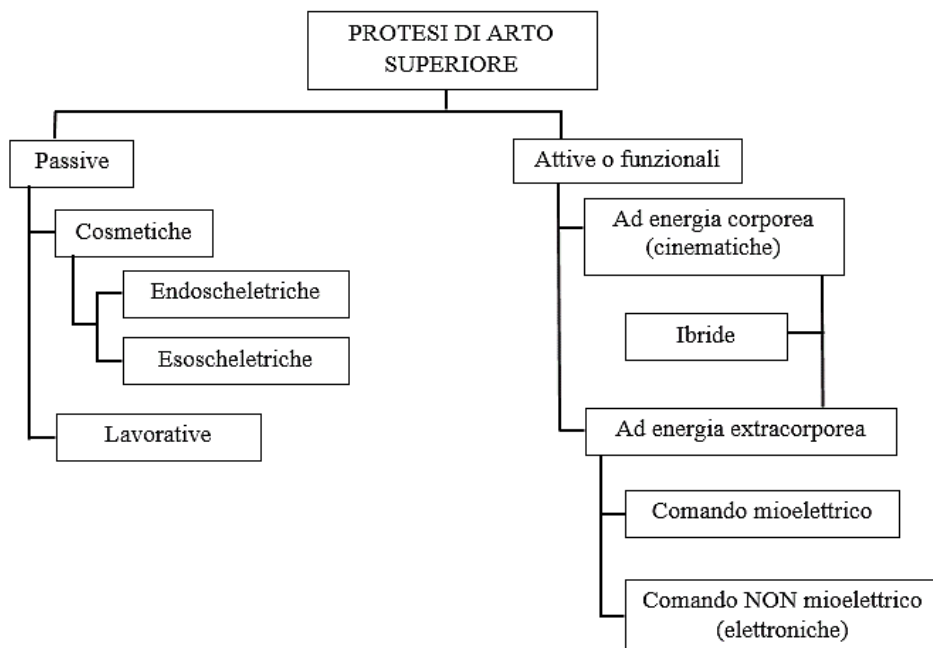


Figura 1.2: Classificazione funzionale delle protesi di arto superiore

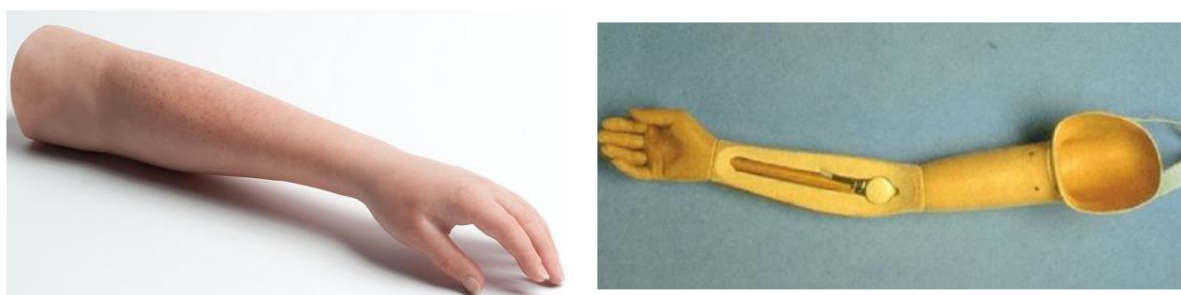
1.2.2.1 Protesi passive

Le protesi passive sono quelle maggiormente disponibili in commercio. Hanno una struttura semplice e robusta ma non consentono un movimento intrinseco dell'organo di presa, se non alcuni ritorni passivi a molla. Rientrano in questa categoria le protesi *cosmetiche*, ulteriormente classificabili in *endoscheletriche* o *esoscheletriche*, e quelle *lavorative*.

Le **protesi cosmetiche** mirano alla ricostruzione estetica di un segmento scheletrico mancante, ripristinando l'integrità corporea; possono essere applicate a tutti i livelli di amputazione, anche in età precoce, e vengono utilizzate soprattutto nei casi in cui non possa essere usata con successo una protesi funzionale (cioè nelle amputazioni più prossimali o nella maggior parte delle amputazioni parziali di mano), o qualora sia il paziente stesso a rinunciare alla funzionalità dell'arto. Queste protesi mancano di funzionalità intrinseca e risultano incompatibili con amputazioni bilaterali.

Queste protesi si possono ulteriormente classificare in *esoscheletriche* (Fig. 1.3a) ed *endoscheletriche* (Fig. 1.3b): le protesi *esoscheletriche* o *tradizionali* sono delle strutture cave in cui le pareti esterne delle protesi, costruite in materiali rigidi, hanno funzione strutturale e portante. Esse possono essere costruite con differenti materiali, in primis compositi laminati, che rendono la protesi resistente e leggera. Nelle protesi *endoscheletriche* o *modulari* invece, la funzione strutturale è svolta dalle componenti tubolari modulari interne, mentre la componente

estetica è realizzata da un rivestimento di materiale espanso e sagomato in maniera analoga all'arto residuo.



(a)

(b)



(c)

Figura 1.3: Protesi cosmetica tradizionale (a), protesi cosmetica modulare (b) e protesi lavorativa (c)

La forma, il colore e la texture delle protesi cosmetiche risultano molto naturali ricreando l'estetica dell'arto mancante, persino nei dettagli (pliche cutanee, peli, ...). Il principale materiale usato per la loro realizzazione è il silicone, grazie alla sua eccellente lavorabilità e ottima resistenza nel tempo. Un ulteriore svantaggio riguardante le protesi cosmetiche, in particolare quelle in silicone, è tuttavia l'alto costo di produzione e personalizzazione, unito al fatto che queste non sono previste nel Nomenclatore Tariffario del Sistema Sanitario Nazionale pertanto il paziente deve sostenerne la spesa interamente con proprie risorse.

Le **protesi lavorative** (Fig. 1.3c) invece sono protesi passive rivolte in particolare agli amputati di dita o mano che necessitano di uno strumento, come una pinza o un uncino, al posto dell'arto mancante per poter svolgere ancora la loro specifica attività lavorativa. Hanno il vantaggio di essere protesi leggere, robuste e dalla meccanica semplice ma hanno lo svantaggio di essere poco

cosmetiche e di mancare di una funzionalità estrinseca, risultano essere solo dei supporti utilizzabili con la mano controlaterale, quindi inadatti ad un amputato bilaterale.

1.2.2.2 Protesi attive o funzionali

Le protesi attive o funzionali hanno l'obiettivo di ripristinare le caratteristiche funzionali di un arto amputato. Il problema principale risiede nel fatto che il sistema mano-braccio possiede un numero elevatissimo di gradi di libertà: basti pensare che solo la mano ne possiede 21. Questo aspetto permette ad un braccio umano sano di compiere una infinità di movimenti nello spazio e poter afferrare oggetti di forma e dimensioni estremamente variabili. Le protesi attive attualmente esistenti tuttavia non permettono di raggiungere questo grado di destrezza, ma con una buona riabilitazione si possono raggiungere comunque ottime prestazioni.

Le protesi attive possono essere *ad energia corporea*, *ad energia extra-corporea*, oppure esistono dei modelli *ibridi*, che sfruttano componenti appartenenti ad entrambe le tipologie.

Le **protesi ad energia corporea** (o **cinematiche**) sono incentrate sulle abilità motorie residue del paziente, infatti utilizzano i muscoli residui o muscoli vicini per azionare dei cavi che attuano il movimento dei segmenti della protesi stessa. I modelli più comuni di protesi cinematiche vengono utilizzati per amputazioni di mano, transradiali e transomerale fino al 3° medio, in quanto per amputazioni più prossimali si avrebbero leve svantaggiose dovute ad un moncone più corto, che renderebbero più difficile l'utilizzo della protesi stessa.

Le funzionalità che si possono replicare con tali dispositivi, azionando specifici meccanismi, sono limitate ad apertura della mano o gancio, flesso-estensione e blocco/sblocco del gomito.

La chiusura del manipolatore, rappresentato da una mano o un gancio, è attuata automaticamente da un meccanismo di ritorno a molla, mentre l'estensione del gomito (se non è bloccato) è data dalla forza di gravità. I movimenti sfruttati generalmente sono la flessione, estensione, abduzione, depressione ed elevazione della spalla e dell'abduzione biscopolare (espansione toracica).

Le protesi cinematiche risultano generalmente ben tollerate per la loro leggerezza, robustezza e affidabilità (non richiedono la presenza di accumulatori elettrici), e permettono al paziente, durante il loro utilizzo, di ricevere un buon feedback; tra gli svantaggi, troviamo il fatto che il paziente si debba abituare alla presenza dei bretellaggi che lo costringono a compiere dei movimenti poco naturali. Esse inoltre sviluppano una limitata forza di presa e richiedono un maggior dispendio energetico rispetto alle altre protesi attive.

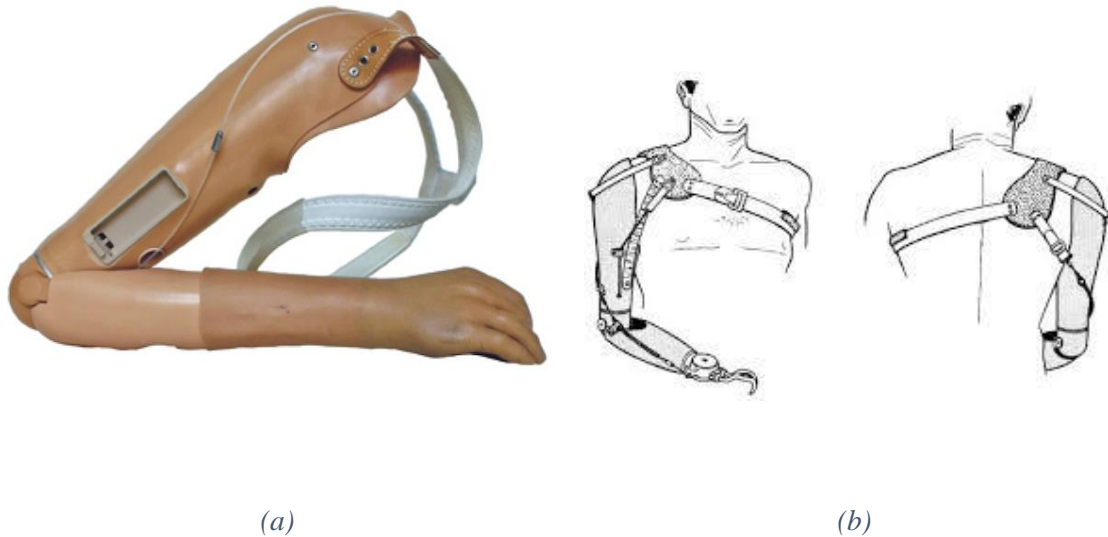


Figura 1.4: Protesi cinematica di arto superiore (a) e un possibile bretellaggio per una protesi cinematica (b)

Le **protesi ad energia extracorporea** sono le più avanzate dal punto di vista tecnologico e anche le più recenti, essendo state introdotte sul mercato a partire dalla fine degli anni '60. L'introduzione della bio-meccatronica nel campo della protesica ha portato allo sviluppo di questi dispositivi altamente funzionali, che rappresentano tutt'oggi il fulcro della ricerca scientifica di tutte le aziende del settore, compreso il Centro Protesi INAIL. Queste protesi utilizzano l'energia fornita da accumulatori per azionare dei motori elettrici che trasformano l'energia elettrica in energia meccanica che permette di mettere in movimento le varie parti della protesi.

Per comandare i movimenti sono state sviluppate due soluzioni diverse: le protesi a comando *mioelettrico* e le protesi a comando *elettronico*. Le protesi a comando mioelettrico utilizzano il segnale elettromiografico (EMG) prelevato dai muscoli residui dal paziente, mentre quelle a comando elettronico utilizzano interruttori e vengono utilizzate principalmente nei casi di focomelia. Le protesi che sfruttano il comando mioelettrico sono quelle maggiormente presenti sul mercato e quelle in maggiore evoluzione, in quanto si auspica che tramite sviluppi futuri si possano rendere sempre più funzionali e adattabili al singolo paziente. Ad oggi è possibile realizzare protesi mioelettriche per pazienti con amputazione da transcarpale a disarticolazione di spalla. Per quest'ultimo caso sono disponibili protesi mioelettriche capaci di comandare fino a tre motori, permettendo di replicare le funzioni di chiusura-apertura della mano, pronosupinazione del polso e flessione-estensione del gomito.



Figura 1.5: Protesi mioelettrica per amputazione transomerale (Otto Bock- Dynamic Arm)

Dal punto di vista funzionale le protesi ad energia extracorporea hanno vantaggi nettamente superiori rispetto a tutte gli altri tipi di protesi, ed anche la forza di presa è molto elevata, per quanto ancora inferiore a quella naturale. Anche l'estetica è molto buona, in quanto è possibile utilizzare dei guanti in materiale morbido come il silicone, che ricoprono la struttura rigida e replicano in maniera molto simile l'arto naturale. La struttura della protesi mioelettrica verrà descritta in dettaglio nel prossimo paragrafo.

Ovviamente questi dispositivi non sono ancora perfetti ed esistono ancora molte limitazioni. Non è sempre possibile infatti applicare le protesi mioelettriche: se il segnale elettromiografico rilevato è troppo debole, o non è possibile discriminare segnali indipendenti, la protesi non può essere utilizzata. Lo svantaggio principale a livello fisico è sicuramente il peso: a causa dei componenti elettromeccanici alloggiati al loro interno questi dispositivi risultano più pesanti rispetto alle altre protesi, provocando certo sforzo muscolare e sovente maggiori dolori al moncone, soprattutto se la protesi viene utilizzata per un periodo prolungato. Inoltre per poter imparare ad utilizzare la protesi in maniera ottimale è necessario che il paziente si sottoponga a lunghe sedute di fisioterapia. Ultimo aspetto, ma non per importanza, il costo: poiché vi è un alto grado di tecnologia presente, il costo delle protesi mioelettriche è nettamente superiore a quello degli altri dispositivi protesici, e spesso questo non rientra fra i costi previsti dal Nomenclatore Tariffario. Ne consegue che il paziente assistito dal Sistema Sanitario Nazionale spesso debba utilizzare le proprie risorse per poter accedere a questo tipo di protesi o si debba accontentare di una soluzione tecnologicamente inferiore. Per questo motivo il Centro Protesi INAIL da anni progetta e produce anche dispositivi mioelettrici in modo autonomo, in modo da cercare di abbassare i costi preservando comunque le funzionalità, e rendendo in questo modo accessibili a tutti questo tipo di dispositivi.

L'ultima categoria di protesi attive sono le **protesi ibride**: queste rappresentano l'unione fra la protesica ad energia extracorporea (mioelettrica in particolare) e la protesica cinematica: ad esempio una mano a comando mioelettrico unito ad un gomito ad energia corporea per pazienti monolaterali, mentre per pazienti bilaterali viene aggiunto anche un polso mioelettrico. Queste possono essere utilizzate quando l'amputazione è superiore al terzo medio e la mobilità della spalla è buona; esse hanno il vantaggio di avere un utilizzo più semplice rispetto alle protesi esclusivamente mioelettriche, e soprattutto hanno un peso ed un costo più contenuto pur mantenendo una buona funzionalità. Tra i contro sicuramente troviamo la presenza di cavi e bretellaggi per il funzionamento del gomito che riducono il comfort della protesi.



Figura 1.6: Protesi ibrida con mano mioelettrica e gomito cinematico

1.3 PROTESI MIOELETTRICHE

Poiché l'oggetto di questo lavoro consiste nel progetto e nella realizzazione di una mano robotica che in un futuro potrà essere migliorata per poter diventare una protesi a comando mioelettrico, in questo capitolo verranno approfonditi la struttura ed il funzionamento di questa tipologia di protesi.

1.3.1 Il segnale elettromiografico e i sensori

L'elettromiografia (EMG) è una tecnica sperimentale utilizzata in svariati ambiti, come ricerca e diagnosi medica (in particolare nel campo ortopedico e neurologico), riabilitazione, ergonomia e nel mondo dello sport. L'elettromiografia misura i potenziali elettrici che si sviluppano nel muscolo

durante la contrazione, causati a loro volta dalla depolarizzazione elettrica delle fibre muscolari in risposta all'arrivo di uno stimolo inviato dalla giunzione neuromuscolare.

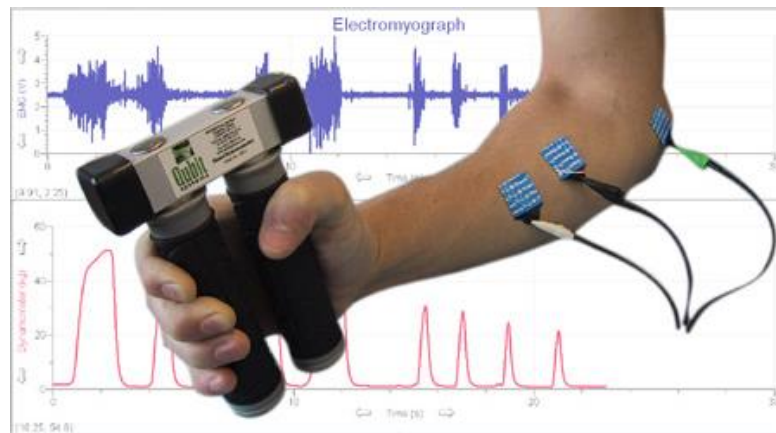


Figura 1.7: Esempio di rilevazione del segnale EMG dai muscoli dell'avambraccio

Quest'ultima è costituita dalla connessione fra un neurone motore, detto *motoneurone*, ed una singola fibra muscolare; ogni motoneurone può innervare anche un numero elevato di fibre, che può variare da poche unità ad un migliaio. Il motoneurone e le fibre da esso innervate costituiscono l'*unità motoria*. Quindi il Sistema Nervoso Centrale genera un impulso elettrico, questo si trasmette chimicamente alla giunzione neuromuscolare e da qui si propaga lungo la superficie del muscolo generando la contrazione a livello macroscopico. Lo stesso SNC regola ed adatta in maniera graduale la forza muscolare controllando il numero di unità motorie attivate e la loro frequenza di attivazione.

Esistono due tipi di elettrodi per la rilevazione del segnale elettromiografico: *elettrodi ad ago* ed *elettrodi superficiali*. Gli elettrodi ad ago sono molto precisi, in quanto vengono inseriti direttamente nel muscolo e permettono quindi di monitorare il segnale della singola fibra muscolare. Tuttavia, oltre ad essere estremamente invasivi, sono anche poco adatti al controllo di una protesi mioelettrica, in quanto è necessaria una misura dell'attività dell'intero muscolo e non della singola fibra.

Per questi motivi nelle protesi mioelettriche viene utilizzata la tecnica con **elettrodi superficiali**. Durante la contrazione muscolare le unità motorie vengono attivate a frequenza diversa ed i loro contributi si sommano in modo asincrono a formare il segnale chiamato Potenziale d'Azione dell'Unità Motoria (MUAP): questo differisce nella forma e nella dimensione a seconda dell'orientamento e della distanza delle fibre muscolari rispetto agli elettrodi. Il segnale elettromiografico è costituito dalla sovrapposizione dei contributi dei MUAP generati dalle unità motorie attive del muscolo osservato, che spiega anche la forma assai poco deterministica del segnale EMG. Quest'ultimo in genere ha una ampiezza che varia da qualche decina di uV a qualche

mV ed una banda compresa fra 10 Hz e 1 KHz, ma per un controllo ottimale di una protesi mioelettrica è sufficiente una banda di 300/400 Hz.



Figura 1.8: Elettrodi per EMG, ad ago (a), passivi (b), attivi (Ottobock, Myobock) (c)

Gli elettrodi superficiali possono essere *passivi* o *attivi*: i primi sono più economici e più semplici, in quanto costituiti solamente da degli elettrodi superficiali passivi collegati tramite dei conduttori ad una unità di elaborazione. Tuttavia a causa dell'elevata impedenza di elettrodo è necessario un trattamento della cute del paziente con dei gel conduttivi e leggermente abrasivi che rimuovono il sottile strato di cellule epiteliali morte in modo da migliorare l'accoppiamento all'interfaccia con l'elettrodo e di conseguenza il segnale acquisito.

Gli *elettrodi attivi* superano questo tipo di problema in quanto presentano i primi stadi di elaborazione ed amplificazione direttamente all'interno dell'elettrodo, consentendo di evitare il trattamento della pelle del paziente. Questo tipo di sensori, che possono essere sia resistivi che capacitivi, vengono ampiamente utilizzati nel campo delle protesi mioelettriche in quanto uniscono ad una elevata semplicità di applicazione una buona qualità del segnale rilevato.

In generale, comunque, poiché il segnale EMG ha una intensità molto bassa, durante l'acquisizione ci possono essere degli artefatti che possono influenzare il segnale acquisito, come componenti di

rumore ambientale (principalmente la tensione di rete), artefatti da movimento e cross talk: solitamente questi sono eliminabili utilizzando dei sensori attivi ed avendo estrema cura nel posizionamento degli stessi su fasci muscolari indipendenti. Idealmente infatti, per avere un corretto controllo della protesi, è necessario che ogni movimento sia comandato in modo indipendente da un singolo sensore.

1.3.2 Struttura delle protesi mioelettriche

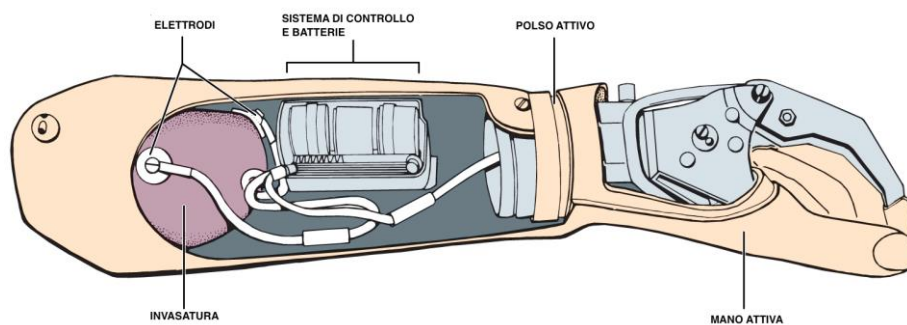


Figura 1.9 Schema generale di una protesi mioelettrica per arto superiore

Una qualunque protesi mioelettrica per arto superiore si trova composta dei seguenti elementi, a partire dal moncone:

- Bretellaggi (solo per amputazioni prossimali)
- Invasatura
- Sensori elettromiografici
- Accumulatori
- Elettronica Integrata
- Parti di collegamento e articolazioni elettromeccaniche
- Mano protesica o elemento prensile

1.3.2.1 Bretellaggi

I bretellaggi sono un insieme di cinghie e imbragature che mantengono ancorata la protesi al paziente, impedendo dislocazioni e movimenti involontari. Esistono in commercio anche dei sistemi di sospensione a tenuta pneumatica, che creano un cuscinetto d'aria posizionato fra la protesi ed il moncone, ma questi sistemi vengono utilizzati principalmente per le protesi di arto inferiore.



Figura 1.10: Schema di un bretellaggio di arto superiore

1.3.2.2 Invasatura

L'invasatura è un componente molto importante in quanto è l'interfaccia fra la protesi e il paziente: deve risultare confortevole altrimenti la persona non sarà in grado di utilizzare in modo corretto la protesi. L'invasatura è ancorata al moncone mediante delle leggere pressioni sulle sporgenze ossee, dalla parte terminale del moncone, del gomito o della spalla; viene solitamente realizzata su misura in modo tale da farla aderire perfettamente al moncone, ed i materiali utilizzati in genere sono resine plastiche e fibra di carbonio. Solitamente all'interno dell'invasatura vengono inseriti dei sensori sEMG, necessari per il controllo delle protesi mioelettriche, posti a contatto con i muscoli di interesse. I requisiti minimi per una buona invasatura sono un adeguato sostegno del peso della protesi, una buona escursione articolare e la libera contrazione dei muscoli necessari al controllo della protesi.



Figura 1.11: Esempio di invasatura per protesi di arto superiore

1.3.2.3 Accumulatori ed elettronica integrata

Gli *accumulatori elettrici* rappresentano la fonte di energia della protesi mioelettrica: solitamente vengono utilizzate batterie ricaricabili poste all'interno dell'invasatura. Gli accumulatori al Litio, rappresentano un compromesso accettabile tra quantità di energia erogabile, dimensione e peso, e garantiscono l'autonomia almeno per l'intera giornata.

L'elettronica integrata invece rappresenta il cervello della protesi: infatti il segnale EMG prelevato dai sensori, viene inviato all'elettronica precedentemente programmata dove viene campionato ed interpretato al fine di comandare l'attivazione dei motori elettromeccanici.

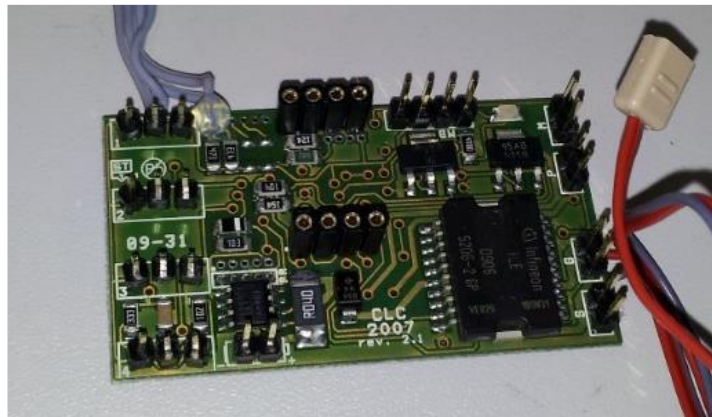


Figura 1.12: Esempio di scheda elettronica di una protesi mioelettrica

Solitamente a bordo di una scheda possiamo individuare dei componenti fondamentali:

- **Microcontrollore:** è il vero centro di controllo della protesi. Viene programmato tramite software, in modo che campioni ed interpreti il segnale proveniente dai sensori, ed invii i comandi di attivazione ai motori.
- **Driver:** sono dei componenti elettronici che convertono i comandi del microcontrollore in segnali di potenza per attuare il movimento dei motori
- **Componenti accessori:** sono altri componenti della scheda che svolgono funzioni utili, ad esempio moduli di comunicazione wireless, buzzer, led e molti altri.

Esistono varie strategie per controllare la protesi mioelettrica, che sfruttano in maniera diversa i segnali provenienti dai sensori. Nel *controllo digitale* viene fissata una soglia, e quando il segnale EMG supera questa soglia, indipendentemente dall'ampiezza, il motore viene attivato ad una velocità prestabilita e la forza di contrazione dipende dalla durata del segnale muscolare. Il sistema *Dynamic Mode Control (DCM)* utilizza un solo elettrodo, ed ha come variabile di controllo l'intensità del segnale registrato che andrà a discriminare il tipo di movimento che verrà realizzato dalla protesi; questo sistema viene utilizzato per le amputazioni più prossimali, quando si hanno

pochi muscoli a disposizione. Il sistema più utilizzato in commercio però è quello *Proporzionale*: il motore viene attivato con una velocità proporzionale all'ampiezza del segnale EMG, quindi è molto più fisiologico. Altre alternative possibili prevedono l'utilizzo di sensori che inviano un feedback al microcontrollore per fermare il movimento, ad esempio un sensore di forza sulle dita che quando la mano si chiude ed afferra un oggetto invia un segnale che comanda l'arresto del motore.

Come detto in precedenza, in generale serve un sensore EMG per ogni movimento, ed ogni sensore necessita di un fascio muscolare attivabile indipendentemente. Tuttavia nel caso in cui si abbiano più motori, la situazione si complica: ad esempio in un dispositivo con mano, polso e gomito mioelettrici si dovrebbero utilizzare almeno sei sensori su altrettanti fasci muscolari indipendenti, ma questa situazione è praticamente impossibile da trovare per amputazioni così prossimali.

In generale quindi si utilizzano da 2 a 4 elettrodi, ed i diversi giunti vengono attivati in base ad una selezione ciclica (grazie alla co-contrazione o ad uno switch) oppure con una suddivisione in range del segnale EMG, ma entrambe le soluzioni non forniscono prestazioni ottimali; per questo motivo negli ultimi anni si stanno sviluppando diverse tecniche, tra cui gli algoritmi di Pattern Recognition al fine di offrire soluzioni alternative e più fruibili.

1.3.2.4 Parti di collegamento ed articolazioni elettromeccaniche

Le articolazioni sono dei giunti che collegano le diverse parti della protesi: possono essere classificate in attive o passive a seconda che il giunto presenti una capacità di posizionamento attiva o meno.

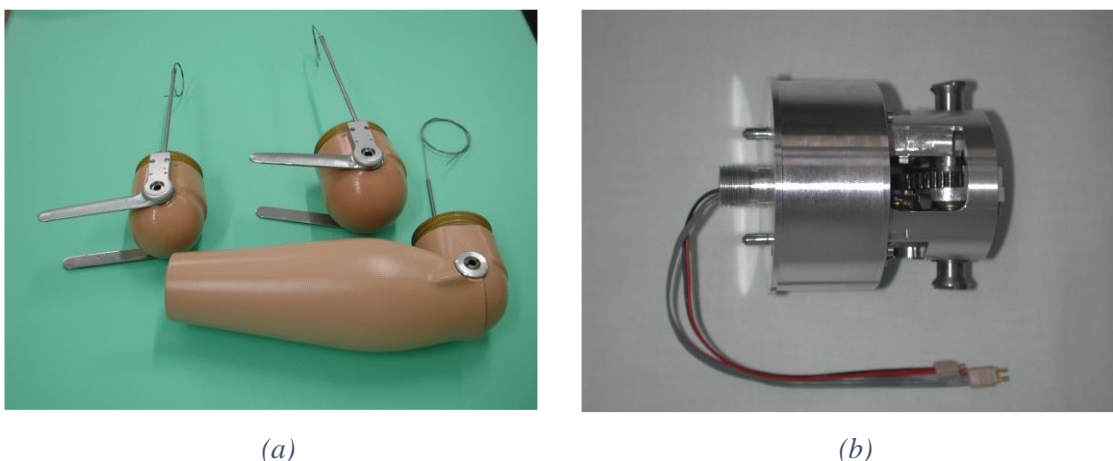


Figura 1.13: Articolazione di gomito passiva (a) e attiva (b)

Le articolazioni passive sono di fatto delle frizioni che possono essere regolate manualmente e che fissano la posizione reciproca di due parti della protesi. Le articolazioni attive, al contrario,

consentono un posizionamento attivo del giunto della protesi e si dividono a loro volta in cinematiche ed elettromeccaniche. Le prime sfruttano una funzionalità residua del moncone per attuare il moto, mentre le seconde generano movimento attraverso l'azione di motori elettrici controllati dall'elettronica integrata della protesi. I motori elettrici (i più usati sono quelli in corrente continua, ma si stanno diffondendo anche i motori brushless) convertono l'energia elettrica in energia meccanica.

1.3.2.5 Mano protesica o elemento prensile

La mano umana, come già ampiamente accennato, è l'arto più complesso e sviluppato che esiste in natura: queste sue straordinarie caratteristiche rendono la realizzazione di una mano protesica un compito estremamente difficile, per cui di fatto non esiste attualmente una soluzione unica. Nonostante ciò, la ricerca ha fatto moltissimi sforzi negli ultimi anni ed offre al momento delle soluzioni tecnologiche con tempi di risposta sempre più rapidi, movimenti sempre più fini e precisi ed un aspetto sempre più simile alle mani reali.

Possiamo classificare le soluzioni per l'elemento prensile in due categorie: il **manipolatore** e la mano protesica. Il manipolatore privilegia l'aspetto funzionale rispetto a quello estetico, infatti è una protesi ottimizzata per il lavoro di precisione, offrendo grande sensibilità ed accuratezza di movimento durante la chiusura della pinza. Presenta una apertura di tipo ad arco tramite due ganasce ad azionamento parallelo, e prevede un set di impostazioni per adattarsi ad ogni situazione lavorativa di precisione.



Figura 1.15: Manipolatore mioelettrico Ottobock

La **mano protesica** invece, cerca di trovare un compromesso fra funzionalità ed aspetto estetico in modo da risultare più simile possibile ad una mano naturale. Esistono diversi modelli in commercio di questa tipologia di protesi: possiamo distinguere in particolare fra **protesi tridigitali** e protesi

poliarticolate. Nelle prime, il pollice e l'insieme di indice e medio vengono messi in opposizione, mentre queste ultime trascinano passivamente anulare e mignolo, che non fanno parte della meccanica ma solo del guanto.



Figura 1.17: Esempio di protesi tridigitale

Le **mani Poliarticolate**, invece, sono le più recenti e grazie al movimento attivo di tutte e cinque le dita, offrono un movimento più fluido e naturale. Nonostante i sistemi per controllarla siano simili a quelli delle protesi tridigitali, si spera che in futuro si riescano a compiere movimenti sempre più raffinati ed a controllare i movimenti delle singole dita, sfruttando magari le moderne tecniche di *pattern recognition* basate sul *machine learning*.

Le protesi di mano, che generalmente vengono ricoperte da un guanto in PVC o silicone per renderle più simili alle mano naturale, attualmente permettono una velocità di apertura e chiusura della mano intorno ai 300 mm/s e sviluppano forze anche superiori ai 100 N.

1.3.2.6 Confronto fra le principali Mani Poliarticolate in commercio

Negli ultimi venticinque anni, sono stati fatti enormi progressi nello sviluppo delle moderne protesi di mano poliarticolate, giungendo a soluzioni anche tecnologicamente molto avanzate; tuttavia è solo dal 2007 che questi dispositivi possono essere effettivamente applicati su pazienti e utilizzati durante la vita quotidiana. In questo paragrafo verrà fatto un breve confronto per capire come differiscono fra loro i vari dispositivi presenti in commercio.

La prima mano di questo tipo è stata iLimb, poi da essa è derivata la prima soluzione protesica per amputati parziali di mano denominata ProDigits. Successivamente è stata proposta la mano BeBionics e più recentemente la mano Michelangelo, che meglio si classifica come mano polifunzionale.



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 1.18: Principali mani poliarticolate commerciali, TouchBionics iLimb (a), TouchBionics ProDigits (b), RSL Steeper BeBionic (c), OttoBock Michelangelo (d)

iLimb: dal punto di vista morfologico si caratterizza per la presenza di 5 dita singolarmente attive, ovvero dotate di un micro-motore elettrico posizionato nella falange prossimale. Questo, attraverso un sistema di ingranaggi, permette la flessione ed estensione dell'articolazione metacarpofalangea (MCP), mentre l'articolazione falangea prossimale (PIP) risulta sottoattuata mediante un cavo seguendo il movimento di flessione della MCP. L'articolazione interfalangea distale (DIP) non è stata replicata e quindi la terza falange è bloccata alla seconda. Il pollice si diversifica dalle altre dita per la presenza della sola articolazione carpo-metacarpale (CMC), ed il movimento di abduzione del pollice è realizzabile o passivamente dall'utilizzatore mediante l'arto sano o

attivamente mediante un ulteriore motore, negli ultimi modelli. Le dita sono connesse ad un telaio in alluminio che realizza l'*ossatura* del palmo. Le dita sono parallele le une alle altre, diversamente dalla mano umana, in cui, in fase di apertura, le dita tendono ad aprirsi “a rastrello” (abduzione). Questa caratteristica di iLimb ha implicazioni estetiche, ed in parte funzionali.

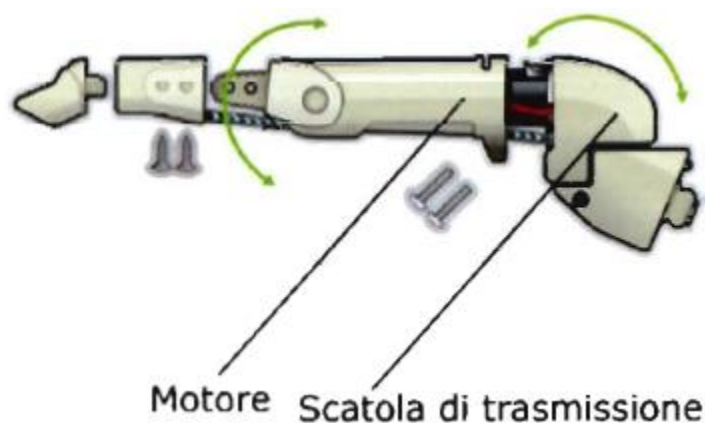
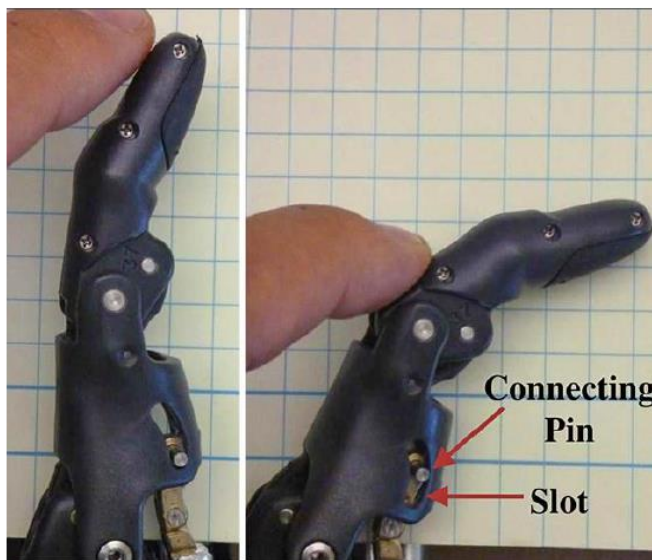


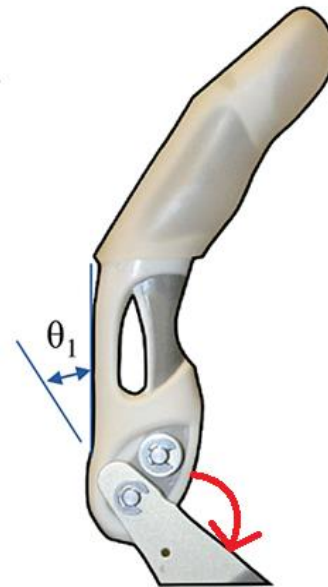
Figura 1.19: Schema di composizione del dito della mano iLimb

Dal punto funzionale iLimb può realizzare 8 prese principali. La velocità di chiusura è proporzionale all'ampiezza del segnale elettromiografico: alla massima contrazione, infatti permette la chiusura completa della mano in 1.1 secondi. Una volta chiusa la mano su un oggetto, la forza di presa può essere aumentata dal paziente mantenendo attiva la contrazione. Per quanto riguarda il guanto cosmetico di rivestimento, sono disponibili tre versioni: nonostante gli enormi sviluppi portati a compimento, questo rappresenta l'aspetto più critico di iLimb in quanto il guanto necessita di seguire i cambiamenti morfologici della mano durante l'esecuzione delle diverse prese ed ostacola lo stesso movimento diminuendo la forza di presa complessiva.

Un'altra protesi di mano molto avanzata è la **Bebionic**. Essa permette la realizzazione di 14 prese (anche se normalmente se ne utilizzano solo 4-5) attraverso un attuatore lineare presente in ogni dito azionato da un motore elettrico realizzato su misura e posizionato nel palmo. Grazie ad un efficiente meccanismo di compliance basato su un pin che scorre in una guida, le articolazioni MCP e PIP sono connesse fra loro e si flettono assieme. Anche in questo caso l'articolazione DIP non è stata realizzata quindi la falange più distale è unita alla seconda. Il funzionamento dell'articolazione CMC del pollice è simile a quella di iLimb, però in questa mano anche l'articolazione più distale del pollice è attiva e l'ab-adduzione è solamente passiva. La velocità di chiusura è molto rapida, permettendo un movimento completo in 0.5 secondi.



(a)



(b)

Figura 1.20: Meccanismo di flessione del dito della mano *Bebionic* (a) e della mano *Michelangelo* (b)

L'ultima mano che verrà analizzata è la **Michelangelo**: la sua struttura si discosta sensibilmente da quella di iLimb e Bebionic. Il singolo dito non è l'elemento di base e la mano non presenta articolazioni interfalangee, che sono atteggiate in leggera flessione a replicare la posizione di riposo della mano. Le dita lunghe si articolano a livello della MCP e si muovono in modo sincrono, e l'indice e il medio sono i principali responsabili della forza generata. Il pollice si articola a livello della CMC, con movimenti attivi sia per la flessione-estensione che per la ab-adduzione. Il palmo, pur essendo di dimensioni compatte, contiene l'elettronica della mano ed il motore responsabile della flessione-estensione di tutte le dita, e quindi della generazione della forza di presa. Un secondo motore è posizionato all'interno della falange del pollice stesso, e ne regola il grado di ab-adduzione senza contribuire alla generazione di forza di presa. Le dita in questo caso non sono parallele ma si aprono a rastrello. La Michelangelo può operare in tre diverse modalità, a seconda di come è posizionato il pollice: nel complesso, permette di realizzare sette prese.

Nella pagina seguente vengono riportate delle tabelle contenenti le caratteristiche tecniche delle tre mani analizzate:

Mano	Costruttore	Peso (g)	Dimensioni (mm)	Articolazioni	DOF	N° di attuatori	Metodo di attuazione
iLimb (2009)	Touch Bionic	450-615	180-182 lungh. 80-75 largh. 35-41 spessore	11	6	5	Dc Motor- Worm Gear
Bebionic v2(2011)	RSL Steeper	495-539	198 lungh. 90 largh. 50 spessore	11	6	5	Dc Motor- Lead Screw
Michelangelo (2012)	Otto Bock	420	-	6	2	2	-

Mano	Precision Grasp (N)	Power Grasp (N)	Lateral Grasp (N)	Velocità di chiusura (s)	MCP JOINT	PIP JOINT	DIP JOINT
iLimb	10.8	-	17-19.6	1.2	0-90°	0-90°	20°
Bebionic v2	34(tripod)	75	15	0.8-1.9	0-90°	0-90°	20°
Michelangelo	70	NA	60	-	0-35°	NA	NA

Mano	Motor Type	Gear Ratio, Motor to MCP joint
iLimb	Maxon RE 10, 4.5 V, 1.5 W	1600:1
Bebionic	Custom linear Drive from Reliance Precision Mechatronics	-
Michelangelo	Custom Modified Maxon EC45	-

Tabella 3: Caratteristiche tecniche delle tre mani poliarticolate iLimb, Bebionic e Michelangelo

Capitolo 2

Materiali e Metodi

In questo capitolo verranno descritti i materiali e i metodi utilizzati nel presente lavoro di tesi realizzato presso l'Area Ricerca e Formazione del Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio.

Per rendere più comprensibile e immediata la trattazione, si è deciso di descrivere il lavoro di progettazione della mano in ordine non strettamente cronologico ma funzionale.

Si precisa che la trattazione, pur esaustiva, ometterà alcuni dettagli per rispetto del segreto aziendale.

Il primo paragrafo sarà incentrato sulla **progettazione meccanica** tramite software CAD, parte molto ampia e rilevante di questo lavoro. Verrà descritto il software utilizzato e i componenti della mano progettati e in seguito realizzati mediante la tecnica della prototipazione rapida. Verranno inoltre descritti gli ulteriori componenti della mano che, necessitando di una resistenza meccanica maggiore, sono stati realizzati in materiale metallico mediante macchine CNC a partire da disegni tecnici tradizionali.

Il secondo paragrafo tratterà la progettazione riguardante la **generazione e trasmissione del moto**. Verranno descritti i motori e gli ingranaggi utilizzati, la cui progettazione è stata effettuata a partire dalle specifiche tecniche stabilite, in termini di velocità di movimento e forza di presa.

2.1 PROGETTAZIONE MECCANICA

L'obiettivo di questo progetto di tesi è la realizzazione di un nuovo concept di mano robotica, con possibili applicazioni anche nel campo protesico.

In particolare, il concept ideato è quello di una mano con azionamento bilaterale ovvero con possibilità che le dita possano flettere da entrambi i lati. Per una siffatta mano non è quindi possibile identificare a priori le regioni palmare e dorsale.

Sul fronte robotico, il concept ideato conferisce all'organo terminale una migliore destrezza con possibili ripercussioni nell'ottimizzazione di compiti di manipolazione complessa. Sul fronte protesico i vantaggi di tale concept sono prospetticamente:

- 1) La possibilità di ottenere economie di scala potendosi dotare di una sola linea produttiva per la produzione delle mani che risultano destre e sinistre al contempo, con una differenziazione che può riguardare solo il firmware di controllo;
- 2) La possibilità di avere un movimento di iper-estensione delle dita, funzionalità oggi preclusa dalle normali protesi commerciali.

È bene inoltre osservare che, stante le limitazioni delle attuali tecnologie, la distanza tra la mano naturale e protesi elettromeccaniche è ancora enorme. Se da un lato è certamente necessario che la ricerca insegua l'obiettivo di sfidante di avvicinarsi maggiormente alle funzionalità della mano naturale, dall'altro lo studio di soluzioni non biomimetiche, che in certi aspetti possano quindi oltrepassare le funzionalità naturali, è una via alternativa che lo stesso settore protesico sta lentamente imboccando.

Per il progetto di questa mano ci si è serviti del software CAD 3D, Autodesk Inventor Professional. Mediante l'esportazione dei file realizzati in formato STL è stato possibile realizzare parte dei componenti della mano mediante la tecnica della prototipazione rapida additiva. Per quei componenti che richiedevano maggiore resistenza meccanica, si è invece scelto di realizzarli in materiale metallico, quindi a partire dal modello CAD sono state realizzate delle tavole tecniche necessarie per la produzione delle parti presso un'officina meccanica specializzata dotata di macchine CNC.

2.1.1 Software CAD - Autodesk Inventor Professional

Autodesk Inventor Professional ® è un software CAD 3D rilasciato per la prima volta nel 1999 unicamente negli Stati Uniti, mentre le versioni successive vennero commercializzate in tutto il

mondo. È costituito da vari strumenti professionali che consentono la progettazione meccanica, la visualizzazione e la simulazione dei prototipi tridimensionali. In particolare si possono individuare tre moduli di cui uno per la creazione delle singole parti, uno per l'assemblaggio di più parti (file di assieme) ed uno per la realizzazione di disegni tecnici costruttivi con viste e quote indispensabili per la produzione delle parti.

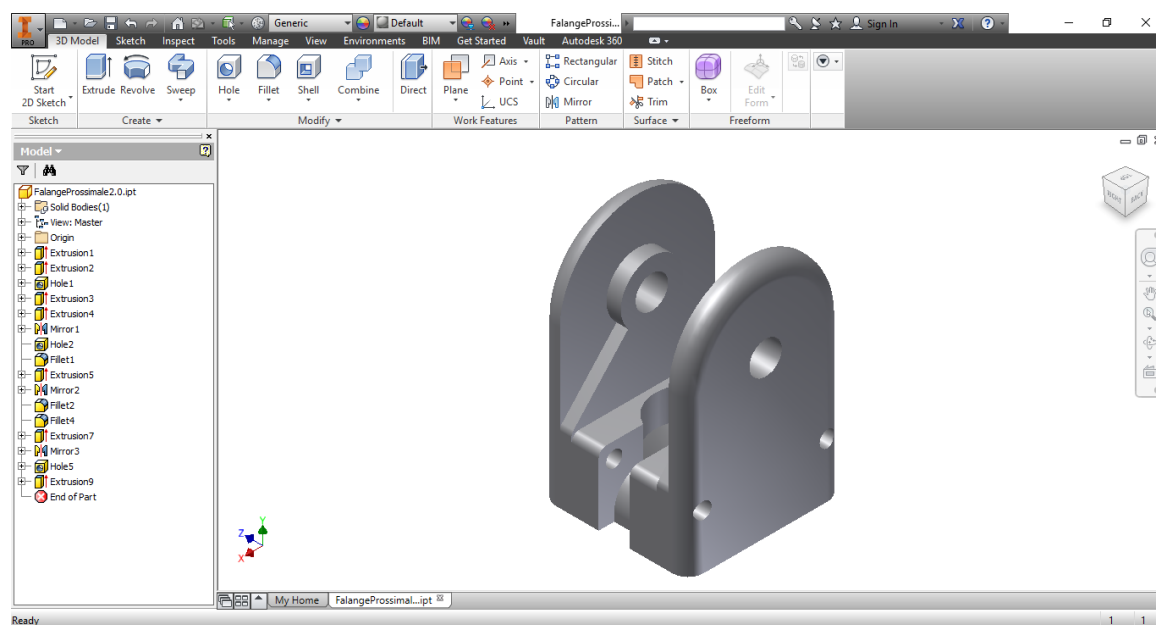


Figura 2.1: Esempio di file di creazione di una parte in Autodesk Inventor

Inventor dà la possibilità di lavorare in diversi ambienti specifici per ogni settore della prototipazione, così come in officina si parte dal pezzo grezzo e lo si lavora con varie macchine. È possibile, però, ottenere anche altri tipi di informazione, come le distinte delle parti di un assemblato, i rendering, le tavole, le analisi di interferenze, gli esplosi, le simulazioni cinematiche e dinamiche, ecc. Inventor è inoltre dotato di librerie standard personalizzabili con le parti create dall'utente stesso, dotate di strumenti guidati per la gestione e l'inserimento delle parti in esse contenute e il calcolo statico della resistenza di gran parte di esse (grazie ad un modulo chiamato Design Accelerator).

2.1.2 Stampa 3D: tecnica FDM

Come già accennato, per la realizzazione della maggior parte dei componenti è stata usata la tecnica della prototipazione rapida. Questa tecnica è ancora piuttosto innovativa e sta subendo grandi sviluppi negli ultimi anni, in quanto rappresenta un'alternativa valida ed economica alle tradizionali tecniche costruttive (come fresatura o tornitura). La principale differenza rispetto a queste ultime consiste nel fatto che mentre le tipiche macchine di modellazione industriale lavorano per

sottrazione di materiale da un unico blocco iniziale, la stampa 3D è una tecnica additiva che consente di ottenere forme anche molto complesse e impensabili da realizzare con le tecniche tradizionali. La materia prima utilizzata (a seconda della stampante si possono utilizzare una grande varietà di materiali) si presenta sotto forma di filamenti, granulati o liquidi, e viene depositata in strati di spessore costante fino al raggiungimento del prodotto finito.

Esistono varie tecniche di stampa tridimensionale, e quella utilizzata per questo lavoro di tesi è stata la **FDM (Fused Deposition Modeling)**. Questa è attualmente la tecnica più diffusa ed utilizzata sul mercato. A partire da un modello STL utilizza un sistema di deposizione successiva di strati di materiale termoplastico per realizzare i prototipi. L'estrusore si muove orizzontalmente sul piano XY, riscalda il filamento di materiale fino ad uno stato semi-liquido che viene in seguito depositato in strati molto sottili sezione dopo sezione, e poiché l'aria attorno all'estrusore viene mantenuta ad una temperatura inferiore a quella del punto di fusione, il materiale solidifica rapidamente.

Il movimento dell'estrusore viene azionato da motori passo-passo gestiti a partire da un software che orienta il pezzo nella posizione costruttiva ottimale, effettua lo slicing e individua e genera automaticamente i percorsi macchina per la deposizione del materiale e del supporto. In generale infatti vengono utilizzati due materiali: il primo è quello che costituisce il prototipo vero e proprio mentre l'altro è un materiale di supporto da eliminare a fine stampa ma necessario per distaccare il modello dalla base e per sostenere eventuali regioni sottosquadra.

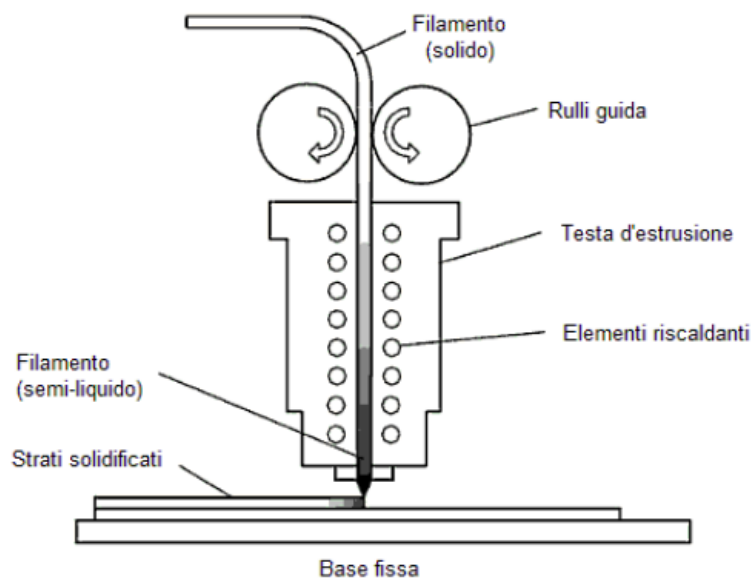


Figura 2.2: Schema di funzionamento della tecnica FDM

2.1.3 Stampante e materiale utilizzato

In questo lavoro la stampante utilizzata è stata la Dimension Elite ® dell'azienda Stratasys (in Appendice A maggiori dettagli), che grazie alla tecnologia FDM appena descritta stampa in 9 colori il materiale termoplastico ABSplus. Questa stampante può lavorare a due differenti risoluzioni: la prima utilizza strati di spessore 0.178 mm e la seconda di 0.254 mm, in generale si predilige la seconda quando si vogliono ridurre i tempi di stampa o se non si ha la necessità di una elevata risoluzione. Entrambi i materiali, sia quello del modello che quello di supporto, sono forniti in comode cartucce di filamenti facilmente ricaricabili. All'interno della stampante i filamenti, inseriti in un tubo guida, alimentano la testina di stampa, dove vengono scaldati fino a raggiungere uno stato semi-liquido ed estrusi sulla base in strati sottili e precisi. Le basi di modellazione, in plastica e riciclabili, offrono una piattaforma stabile per la realizzazione dei prototipi; al termine della stampa, è sufficiente estrarre la base dalla stampante 3D e staccare il modello.

Il materiale di supporto solubile permette di costruire modelli complessi e persino assieme mobili da inserire l'uno nell'altro, in un'unica sessione di lavoro. Assieme alla stampante 3D viene fornita una vasca per la rimozione dei supporti SCA-1200, che consente di dissolverli in una soluzione a base di acqua, carbonato di sodio e idrossido di sodio.

Il materiale del modello, l'**ABSplus** (Acrilonitrile-Butadiene-Stirene), è un comune polimero termoplastico a base di petrolio che ha il vantaggio di essere duraturo, resistente agli urti e al calore, flessibile ed economico. Presenta inoltre un basso coefficiente di ritiro e rapida solidificazione per la realizzazione di modelli funzionali. La qualità superficiale dei modelli può essere migliorata con verniciatura, sabbiatura e sono inoltre possibili lavorazioni meccaniche tradizionali. Tra gli svantaggi risulta essere non biodegradabile, potenzialmente infiammabile e può deteriorarsi se esposto alla luce solare. La sua temperatura di estrusione è compresa fra i 215° e i 250° (In Appendice B maggiori dettagli).

2.1.4 Progettazione dei modelli di dita

Il primo step di questo lavoro di tesi è stata la progettazione e realizzazione, mediante la tecnica della stampa 3D precedentemente descritta, di un modello di dito robotico ad azionamento bilaterale. Questo è stato fatto a seguito di una accurata ricerca brevettuale, con la quale si è verificato che l'azionamento bilaterale desiderato fosse assolutamente innovativo nel campo robotico e protesico. Visto il carattere innovativo del progetto, il preludio per gli step successivi è stato verificare che questo tipo di azionamento fosse effettivamente realizzabile.

Una volta verificata l'idea di progetto, si è partiti con il lavorare alla progettazione e nel corso di questo lavoro sono state affrontate soluzioni differenti per la realizzazione del modello di dito.

I modelli di dito realizzati condividono alcuni aspetti comuni: in maniera simile alle mani commerciali analizzate, le dita sono state progettate con due sole falangi, e sono state ancorate al palmo sottostante mediante una base che riproduce l'articolazione metacarpo-falangea (MCP) e che ne consente il movimento. Quest'ultimo viene attuato mediante due cavi, ancorati alla falange distale: a seconda di quale cavo viene messo in tensione viene attuata la flessione delle dita in una direzione o nell'altra. Prerogativa fondamentale affinché ciò avvenga è che quando uno dei due cavi viene tirato, l'altro si allenti della stessa misura e per garantire ciò il percorso dei cavi deve essere sempre guidato e simmetrico.

Il movimento viene generato da un motore in corrente continua che mette in movimento la catena di trasmissione composta da riduttore epicicloidale, vite senza fine e ruota elicoidale. A quest'ultima sono state fissate due pulegge su cui sono avvolti i due cavi in verso contrapposto. In questo modo, quando viene azionato il motore in una direzione uno dei cavi viene riavvolto e l'altro svolto, consentendo la flessione delle dita in una delle due direzioni.

2.1.4.1 Primo modello

Il primo modello di dito è composto di tre parti principali: una base, una falange mediale ed una falange distale. La falange distale è ulteriormente suddivisa in due pezzi per esigenze di montaggio, in quanto è necessario che la struttura sia aperta in superficie in modo da poter fissare i cavi in con un nodo. Di conseguenza si è realizzato una sorta di cappuccio terminale per chiudere tramite un incastro la struttura della falange distale.

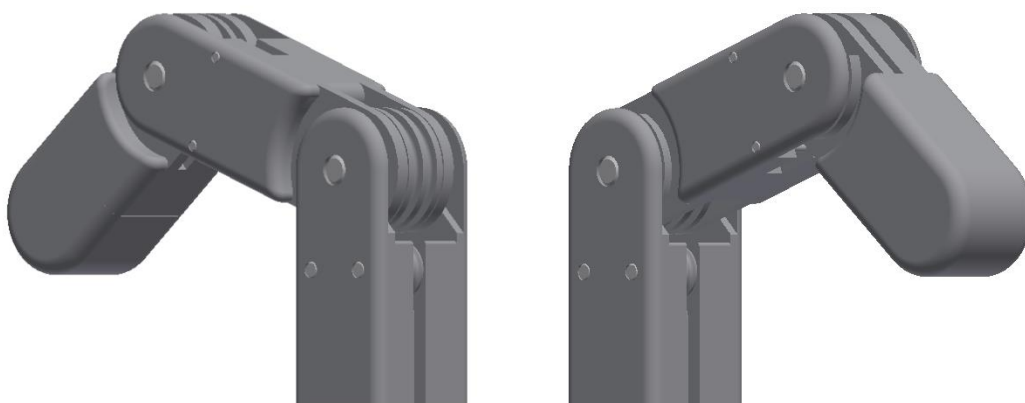


Figura 2.3: Rappresentazione CAD del primo modello di dito, che mette in evidenza l'azionamento bilaterale

Le dimensioni totali sono molto ridotte, infatti le due falangi assieme misurano 7.2 cm con una sezione quadrata di 16 mm per lato. Le tre parti sono collegate fra loro mediante degli alberi metallici di diametro 4 mm, che si vanno ad inserire su delle flange realizzate alle estremità delle falangi e della base. Completamente assemblato ha un peso di 22 g.

In ogni falange sono stati realizzati dei fine corsa, al fine di limitarne il range of motion: in particolare la falange mediale può compiere una rotazione di 90° in entrambe le direzioni, mentre la falange distale può compiere una rotazione di 80° in entrambe le direzioni. Poiché da studi precedenti si è notata la presenza di un attrito molto elevato fra parti interamente realizzate in ABS che ostacola il movimento, si è deciso di inserire delle ralle in acciaio in modo da ottenere un accoppiamento *acciaio-ABS* che, possedendo un coefficiente di attrito molto inferiore, consentisse un movimento molto più fluido.

Nella base prossimale inoltre, sono state inserite due pulegge a sfere (cfr. fig. 2.3, parte 2) che, grazie alla loro rotazione facilitano lo scorrimento del cavo e ne riducono l'usura. Distalmente il cavo viene guidata da due alberini di diametro 1.5 mm fissati nella falange mediale e dalle pulegge realizzate nella falange distale.

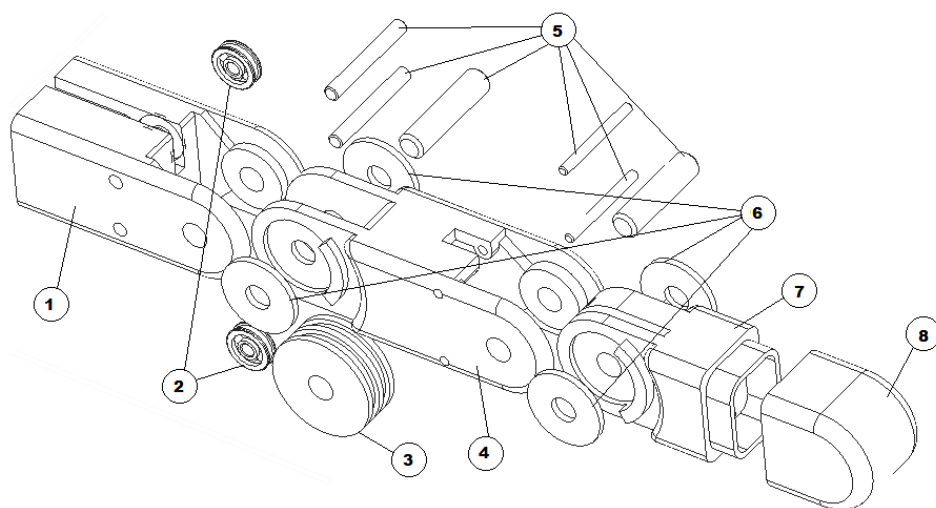


Figura 2.3 Assieme esploso del primo modello di dito, con le varie parti in evidenza. 1.Base prossimale, 2. Pulegge a sfera, 3. Puleggia, 4. Falange Mediale, 5. Alberi, 6. Ralle, 7. Falange Distale, 8. Cappuccio Falange Distale

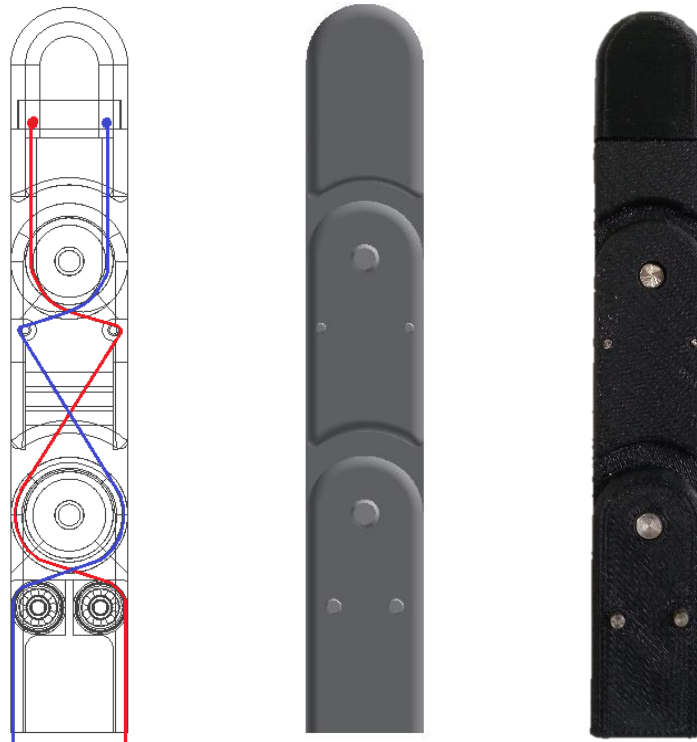


Figura 2.4: Schema che mostra il percorso dei cavi, rappresentati in rosso e in blu, nel primo modello di dito. Accanto il modello CAD ed il prototipo realizzato mediante stampa 3D

Per massimizzare la coppia ai giunti all'interno di un tipo di design di dimensioni così ridotte e per realizzare simmetria necessaria al funzionamento del meccanismo, il cavo è stato guidato con un percorso non lineare che segue il tragitto ad incrocio rappresentato in figura 2.4. I fulcri posizionati al centro consentono la flessione in entrambe le direzioni con medesima coppia. È grazie a questo percorso guidato dei cavi che il braccio di leva e la coppia corrispondente si mantengono sempre costanti infatti, utilizzando un semplice percorso rettilineo, durante la flessione del dito, il braccio di leva si accorcerebbe progressivamente facendo diminuire la coppia.

Il cavo utilizzato possiede un'anima in Dyneema SK75[®] ed un rivestimento in poliestere, ed ha un diametro di 0.9 mm. Il Dyneema SK75[®] è un materiale molto resistente e leggero utilizzato in marina come corde o reti ed in svariate applicazioni industriali. La struttura molecolare delle fibre deriva da un processo di filatura in solvente di Polietilene ad Alto Peso Molecolare (UHMWP), che conferisce alle fibre un ottimo allineamento ed un alto grado di cristallinità (in Appendice C maggiori dettagli).

Una volta realizzati e assemblati i singoli pezzi mediante prototipazione rapida, ne è stato verificato l'azionamento bilaterale. Dopo alcune prove, si è notato che questo tipo di azionamento è possibile ed efficiente: quando viene tirato il cavo di destra il dito si flette verso sinistra, e viceversa. Questo

comportamento non è strettamente necessario ma scaturisce dal vincolo su ROM dell'articolazione MCF.

Durante i test effettuati su questo modello di dito sono stati riscontrati fondamentalmente due **problemi**: la coppia nel giunto inferiore è maggiore rispetto alla coppia del giunto superiore, che in termini pratici significa che quando si flette il dito prima in una direzione e poi nell'altra, questo non torna nella posizione di riposo ma la falange distale rimane flessa nella posizione precedente.

Il secondo problema sorge indirettamente ed è legato alle dimensioni: una volta scelti i motori, in modo che rispettassero le specifiche di coppia e velocità, si è progettato un palmo sufficientemente grande da contenerli assieme alla catena di trasmissione. Tuttavia, con queste specifiche si è ottenuto un palmo molto più grande rispetto alle dita, ma occorre ricordare che il presente lavoro riguarda una prova di concetto e non completo uno studio di fattibilità.

2.1.4.2 Secondo modello

Il secondo ed ultimo modello di dito è andato a risolvere i problemi evidenziati nel primo modello.

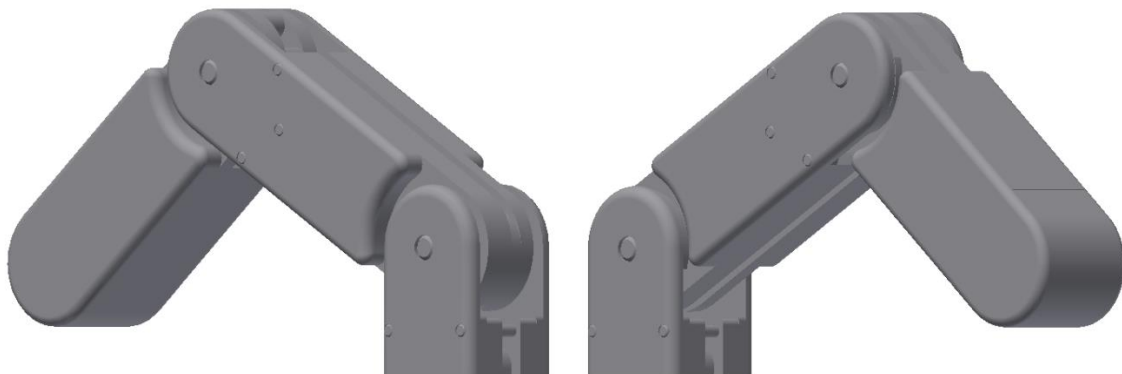


Figura 2.5: Rappresentazione CAD del secondo modello di dito, che mette in evidenza l'azionamento bilaterale

La prima differenza significativa è rappresentata dalle dimensioni: il dito (somma delle due falangi) misura 11 cm, contro i 7.2 cm del primo modello. Anche lo spessore è stato aumentato, portandolo a 19 mm, mentre la larghezza è stata aumentata a 20 mm. La dimensione della base è stata ridotta da 38 a 30 mm, in quanto per la sua funzione non era necessario che fosse grande come nel modello precedente. Anche il peso è quasi raddoppiato, arrivando a 40 g (completamente assemblato).

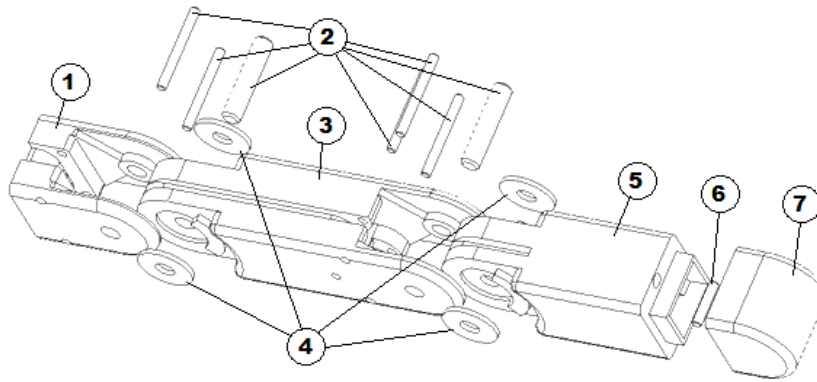


Figura 2.6: Assieme esploso del secondo modello di dito, con le varie parti in evidenza. 1. Base Proximale, 2. Alberi, 3. Falange Mediale, 4. Ralle, 5. Falange Distale, 6. Albero di fissaggio per l'elastico, 7. Cappuccio Falange Distale

Sono state eliminate le pulegge a sfera, ritenute non necessarie visto il piccolo movimento, e sono state sostituite da due alberi di diametro 2 mm. La puleggia dell'MCF è stata integrata all'interno della falange mediale, in modo da ridurre il numero di componenti e semplificare il design.

La modifica più significativa riguarda l'introduzione di un elemento elastico posto fra le due falangi, con lo scopo di aumentare la coppia resistente nel giunto superiore e conferire priorità al ritorno della falange distale alla posizione di riposo rispetto al movimento di estensione della falange prossimale. L'elastico è stato agganciato a due alberi di diametro 2 mm, posti uno nella falange mediale ed uno nella falange distale così che entrasse in tensione durante la flessione di quest'ultima.

L'inserimento dell'elastico ha richiesto la modifica del percorso dei cavi che è diventato pressoché rettilineo nelle due falangi, pur guidato dagli alberi laterali, e incrociato nell'articolazione MCF.

L'elastico è fatto in silicone con durezza 30 Shore, ha un di diametro 28 mm, una larghezza di 3 mm e uno spessore di 2 mm. Per la sua creazione si è utilizzato uno stampo cilindrico realizzato in prototipazione rapida (Figura 2.8), su cui in seguito si sono andati a tagliare i vari elastici.

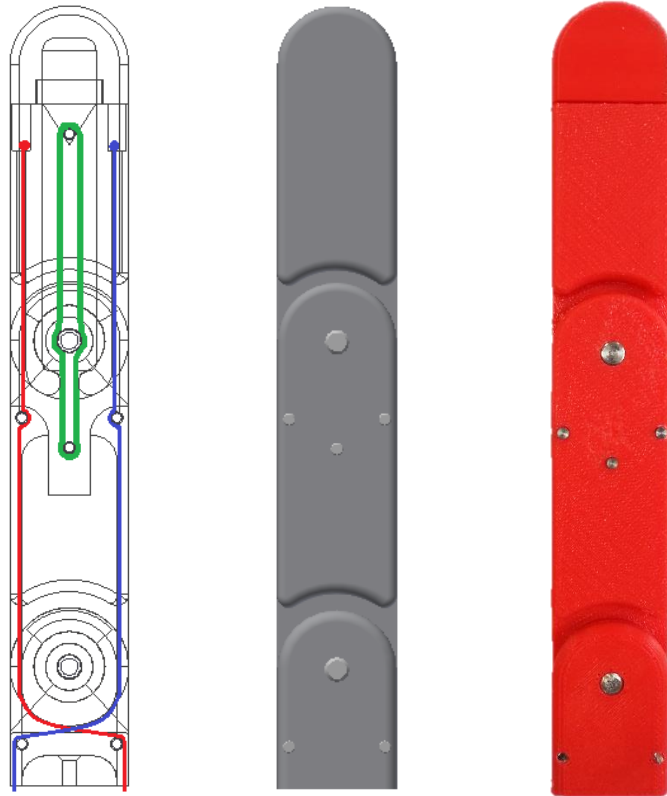


Figura 2.7: Schema che mostra il percorso dei due cavi, in rosso e in blu, e dell'elastico in verde. Accanto la rappresentazione del secondo modello in CAD e dopo la realizzazione in prototipazione rapida



Figura 2.8: Stampo realizzato in prototipazione rapida ed elastici in silicone

Per il calcolo del diametro ottimale, sono state fatte alcune prove empiriche con elastici di diametro differente: da queste è emerso che l'effetto ottimale si ottiene con un diametro di 28 mm.

Successivamente sono state effettuate ulteriori modifiche di rilevanza inferiore:

- La base prossimale è stata modificata in modo da consentire l'inserimento di una vite (M4) che permettesse di agganciarla alla struttura sottostante.

- Il cappuccio della falange distale è stato modificato in modo che fosse realizzato in due materiali costampati: la parte sottostante è rimasta in ABS, mentre lo strato superficiale è stato realizzato in gomma in modo da avere un maggior grip nella punta del dito, che facilita la presa degli oggetti.

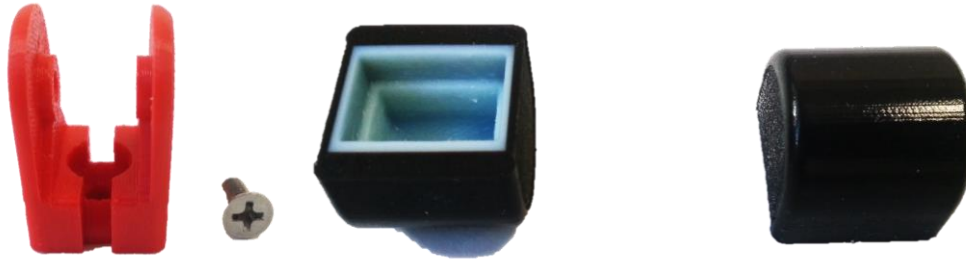


Figura 2.9: A sinistra, la base prossimale modificata. A destra, il cappuccio della falange distale modificato, composto da due materiali.

Per cercare di avere una struttura il più possibile simmetrica, sono state realizzate due falangi distali di diversa lunghezza, in modo tale che l'indice e il mignolo fossero uguali, così come il medio e l'anulare. La falange distale più corta misura 5 mm in meno rispetto all'altra, quindi si hanno due dita da 11 cm, e due dita da 10.6 cm.

2.1.5 Modello di Pollice

La progettazione del pollice merita un discorso a parte in quanto il suo movimento e la sua struttura variano rispetto alle altre dita. È composto da tre parti: un "cancello", una falange distale ed un cappuccio della falange distale.

Il **cancello** è alto 54 mm, largo 15 mm e spesso 18 mm. È imperniato al palmo grazie ad un albero di 4 mm che gli permette di ruotare sull'asse verticale, e di ricoprire il ruolo dell'articolazione trapezio-metacarpale (TMC). In questo particolare design bilaterale della mano, però, amplia le funzioni della TMC e permette al pollice di spostarsi da un palmo all'altro, fornendo alla mano la configurazione destra e sinistra. La motivazione principale per cui si è andati a progettare un cancello di questo tipo e non un giunto simile alle altre dita, sta nel fatto di voler portare il pollice in una posizione più elevata. Infatti, per ragioni di ingombro del motore e degli ingranaggi, si è stati costretti a porre la puleggia del pollice piuttosto in basso rispetto al palmo: una struttura di questo tipo invece, permette di spostare il pollice in una posizione anatomicamente più simile alla mano naturale.

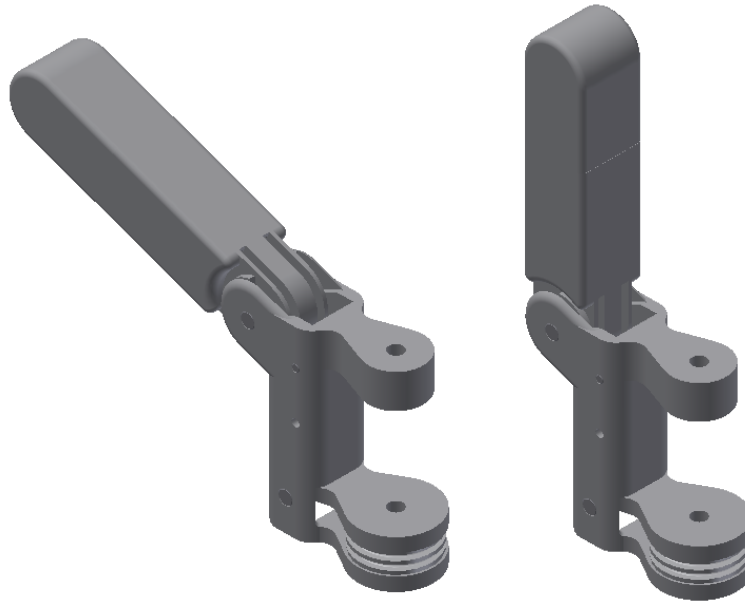


Figura 2.10: Rappresentazione CAD del modello di pollice

Le flangi sono state smussate in modo da consentire una escursione più ampia, così che il contatto con il palmo funga da fine corsa per il movimento del cancello, consentendo una escursione di quasi 100° in entrambe le direzioni. In basso è stato inserito anche un albero di diametro 4 mm che guida il cavo fino alla puleggia. Quest'ultima ha un diametro di 21 mm, con le cave all'interno di 17 mm di diametro.

La **falange distale** è molto simile a quella delle altre dita, sia nelle dimensioni che nell'estetica, ma con una differenza significativa: poiché in questo caso non è necessaria una flessione in entrambe le direzioni, in quanto la bilateralità del pollice viene conferita esclusivamente dal movimento del cancello, i cavi sono stati affiancati. In questo modo, quando uno dei due cavi viene messo in tensione, viene azionato per prima cosa il movimento del cancello e successivamente la flessione della falange distale.

Quando viene messo in tensione l'altro cavo, la presenza dell'elastico garantisce che il primo movimento effettuato sia il ritorno alla posizione di neutralità, e successivamente viene azionato il movimento del cancello. La posizione dell'elastico in questo caso è posteriore al fulcro, in quanto la falange distale non deve flettersi da entrambi i lati ma sempre dallo stesso.

La falange distale è inclinata di 70° gradi rispetto al cancello, in modo da consentire una presa più ampia possibile. Inoltre, sono stati progettati dei fine corsa che definissero il range of motion della falange distale: più precisamente, questi le consentono una escursione di 75° .

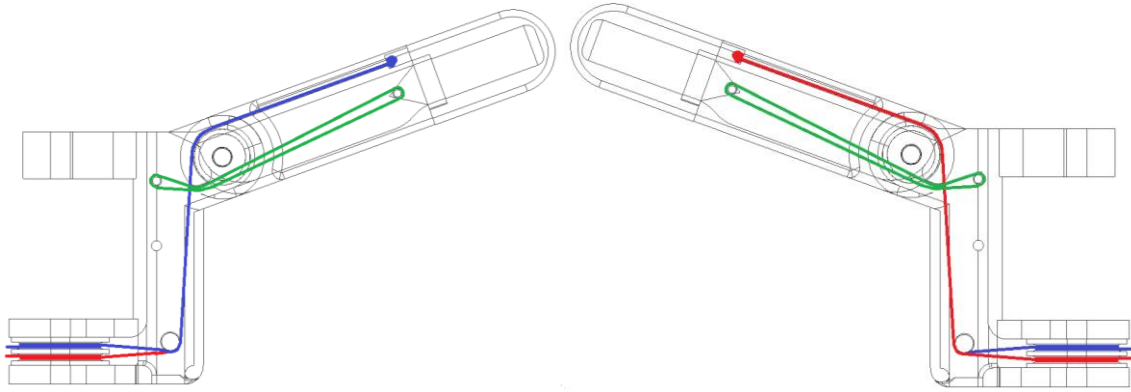


Figura 2.11: Schema che mostra il percorso dei cavi (in rosso e in blu), e dell'elastico (in verde).



Figura 2.12: Modello di pollice realizzato mediante prototipazione rapida.

Il **cappuccio** della falange distale è praticamente uguale a quello delle altre dita, con dimensioni diverse: infatti il cappuccio del pollice è lungo 30 mm, mentre nelle altre dita misura 15.5 mm. Anche in questo caso il cappuccio in ABS è stato successivamente sostituito con un costampato di gomma e ABS, in modo da migliorare il grip in superficie.

Completamente assemblato, il pollice ha un peso di 34 g. Per il movimento completo del pollice è stato misurato empiricamente che sono necessari circa 10 mm di cavo.

2.1.6 Frame delle dita



Figura 2.13: In alto, rappresentazione CAD del frame delle dita. In basso, sua realizzazione in prototipazione rapida

Una volta realizzate le dita, è stato necessario integrarle al modello di palmo. Per questo scopo è stato realizzato un frame, in prototipazione rapida, che permette di fissare le basi prossimali delle dita mediante delle viti (M4). Poiché realizzare una filettatura in prototipazione rapida è difficile, si è reso necessario l'innesto di helicoil nella parte inferiore della struttura che consentono l'inserimento delle viti.

Il frame viene inoltre agganciato alle due componenti del palmo mediante delle viti (M3), poste anteriormente e posteriormente; anche in questo caso l'inserimento delle viti è consentito dalla presenza degli helicoil. Nella parte inferiore del frame sono presenti due cavità che permettono di inserire le strutture metalliche che conterranno i motori e le trasmissioni per il controllo delle quattro dita, mentre nella parte anteriore e posteriore sono state realizzate delle cave che permettono il passaggio dei cavi. Affinchè nessuna vite entri in contatto con il frame metallico del motore, il mignolo è stato fissato al frame lateralmente e non inferiormente come le altre dita.

Il frame è alto 16 mm, largo 22 mm ed una lunghezza di 10.8 cm. La sua struttura non è perfettamente rettangolare, ma è stata inclinata di 3° agli estremi rispetto all'asse orizzontale in modo da permettere una parziale chiusura "a rastrello" simile a quella della mano naturale.

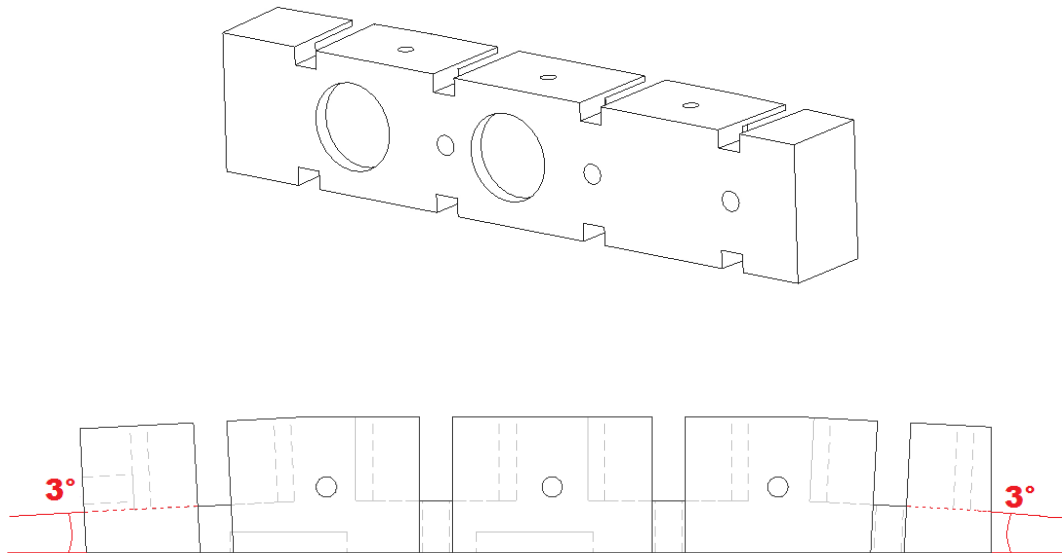


Figura 2.14: In alto, una rappresentazione del frame delle dita che mette in evidenza la presenza delle cave circolari che ospiteranno i frame metallici dei motori. In basso, una vista frontale che mostra l'inclinazione di 3° rispetto all'asse orizzontale nelle estremità del frame delle dita.

2.1.7 Modello di palmo

2.1.7.1 Primo modello

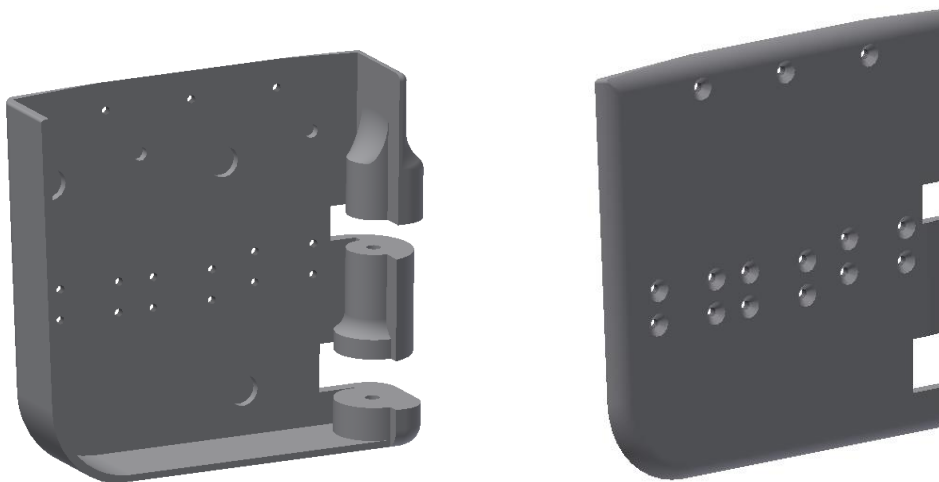


Figura 1.15: Rappresentazione CAD del modello di palmo

La caratteristica principale di questa tipologia di mano robotica è la possibilità di azionarla bilateralmente, il che non permette di distinguere una zona palmare ed una zona dorsale, che devono essere identiche.

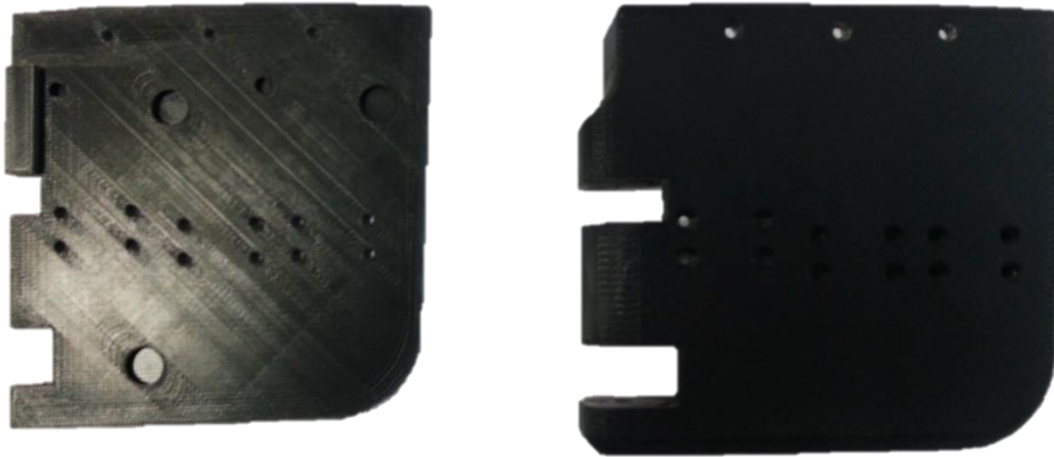


Figura 2.16: Primo modello di palmo realizzato con la tecnica della prototipazione rapida.

Per questo motivo il modello di palmo è composto da due parti: la prima (a sinistra in figura 2.15) che chiameremo *palmo A*, è una sorta di involucro che contiene i motori, gli ingranaggi ed il frame delle dita, mentre la seconda parte (a destra in figura 2.15) che chiameremo *palmo B*, funge da coperchio che va a chiudere la struttura. Le due parti sono fissate fra loro grazie al frame delle dita che, una volta posizionato sopra il palmo, permette al coperchio di chiudere la struttura. Una volta unite fra loro le due componenti del palmo, la struttura diventa completamente simmetrica.

Poiché si è cercato di rendere la struttura il più possibile proporzionata, il palmo è alto 11 cm e largo 11 cm, in maniera analoga alle dita, ed ha uno spessore di 4 mm, quindi molto sottile.

In un lato esterno del palmo sono presenti due aperture sulla quale si andrà a vincolare il pollice mediante un albero di diametro 4 mm. Nella parte esterna sono stati realizzati dei fori per le viti (M3) che serviranno ad ancorare i frame metallici dei motori al palmo.

All'interno di esso sono inoltre presenti delle cavità di 2,5 mm nella quale si andranno ad inserire i cuscinetti e i perni necessari allo scorrimento del cavo e quindi al movimento della mano. Questo modello di palmo tuttavia presentava alcuni minimi difetti, per cui si è realizzato un secondo modello che andasse a colmarli.

2.1.7.2 Secondo modello

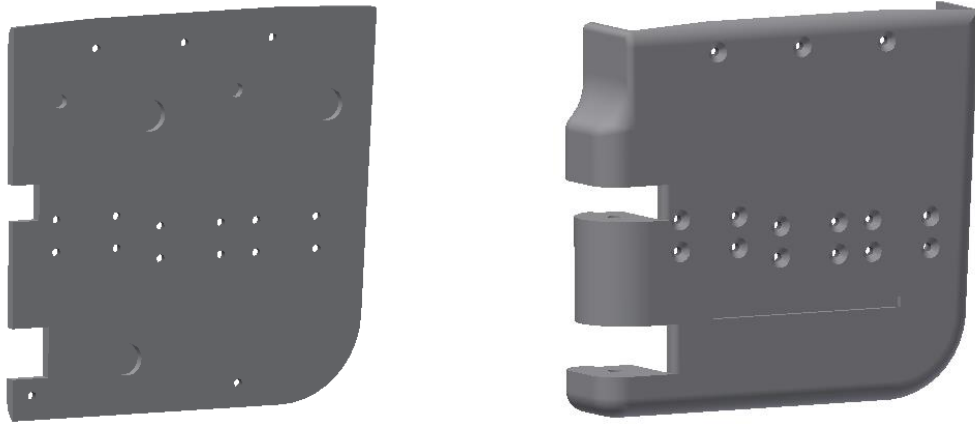


Figura 2.17: Rappresentazione CAD del secondo modello di palmo

Il secondo modello di palmo realizzato è molto simile al primo, ma è andato a risolverne i difetti riscontrati. In primis, il palmo B non aveva sufficiente area di appoggio sul palmo A in quanto si reggeva solamente sul frame delle dita e sul sottile bordo di 4 mm. Per questo motivo sono state aggiunte delle ulteriore aree di appoggio laterali nella zona dove si articola il pollice. Inoltre il palmo B era fissato al palmo A solamente grazie alle 3 viti nella parte superiore che lo collegavano al frame delle dita; allora per conferirgli maggiore stabilità e coesione con il palmo A sono state inserite due ulteriori viti nella parte inferiore.

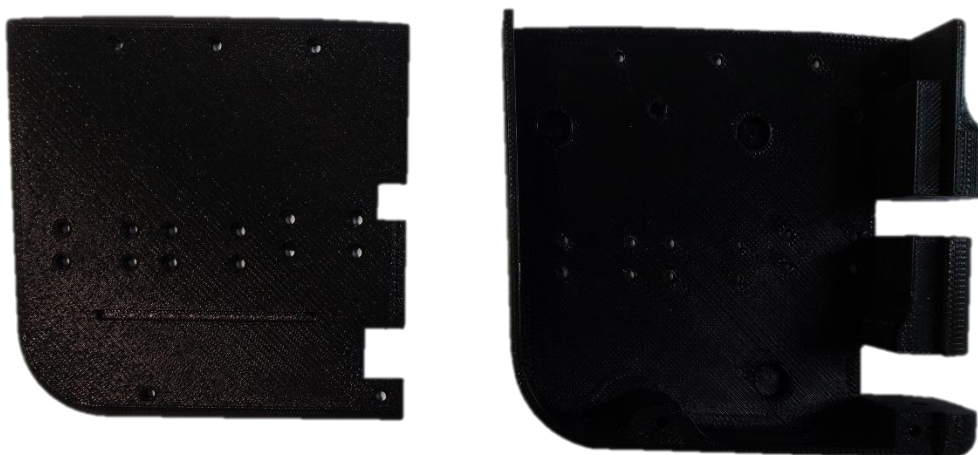


Figura 2.18: Secondo modello di palmo realizzato con la tecnica della prototipazione rapida

Sono stati evidenziati ulteriori problemi nelle cavità ospitanti i cuscinetti e i perni. L'allineamento di questi ultimi infatti non era tale da consentire una perfetta condizione di tangenza al cavo proveniente dalle pulegge e con le dita soprastanti. Per questo motivo sono stati spostati di qualche decimo di millimetro in modo da verificare questa condizione. Le cavità ospitanti i cuscinetti inoltre erano troppo larghe, per cui questi ultimi tendevano a traslare al suo interno: per arginare il problema sono state ridimensionate di qualche decimo di millimetro, mantenendo ancorati i cuscinetti consentendone comunque la libertà di rotazione.

Infine nella parte esterna sono state inoltre realizzate due cavità per l'ancoraggio di un supporto simile ad una pinza, realizzata anch'essa in prototipazione rapida, in modo da mantenere la mano in posizione verticale.

2.1.8 Frame del motore

I componenti che verranno descritti da qui in avanti non sono stati realizzati con la tecnica della prototipazione rapida, ma poiché necessitavano di una maggiore resistenza meccanica sono stati realizzati in materiale metallico tramite macchine CNC a partire da disegni tecnici (Riportati in Appendice D).

Il frame del motore ha lo scopo di contenere e mettere in collegamento il motore/epicicloidale con la vite senza fine. Poiché il riduttore epicicloidale montato sul motore stesso ha una resistenza meccanica ad un carico assiale di 12 N, e la forza assiale in gioco agente sulla vite senza fine si è calcolato essere di 105 N, si è deciso di realizzare questo componente in alluminio, in modo da conferirgli una maggiore resistenza meccanica rispetto all'ABS.

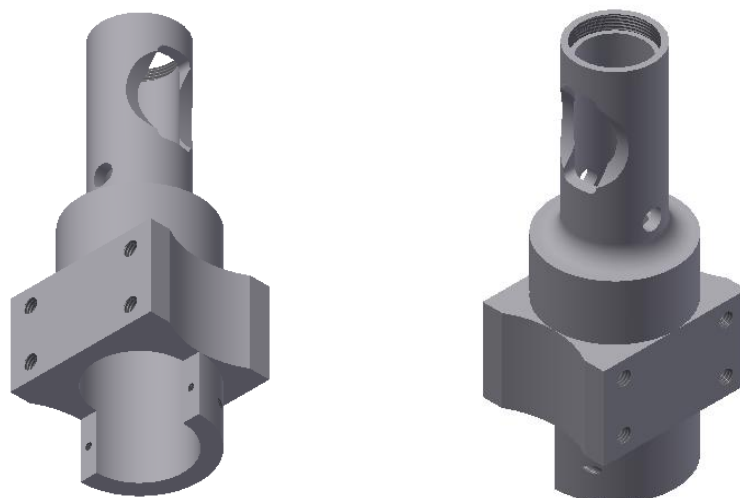


Figura 2.19: Rappresentazione CAD del frame del motore

La sua struttura è abbastanza semplice: sostanzialmente è un cilindro cavo, di diametro esterno 22 mm, nella cui parte centrale è stata inserita una struttura a base rettangolare che consentisse l'inserimento delle viti che vanno a fissare il frame al palmo. Il motore viene inserito dal basso e poi bloccato tramite un coperchio (realizzato con la tecnica della stampa 3D) attraverso due viti (M1.6).

Nella parte superiore, il cilindro si restringe (diametro ext. 14 mm) in quanto deve contenere la vite senza fine, che ha un diametro inferiore al motore (12 mm contro il 16 mm del motore). Fra il motore e la vite senza fine è stato inserito un cuscinetto a sfere con lo scopo di assorbire buona parte del carico assiale e favorire la rotazione della vite senza fine.

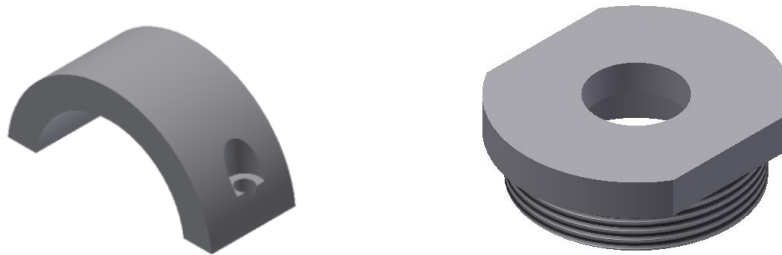


Figura 2.20: Rappresentazione CAD del coperchio del motore e del tappo del frame della vite

Nel cilindro superiore inoltre, è stata realizzata una apertura che permette la connessione della vite senza fine alla ruota elicoidale. Per poter chiudere la struttura, è stato realizzato un tappo in alluminio, che si connette tramite avvvitamento al frame sottostante; fra la vite senza fine ed il tappo, è stato inserito un ulteriore cuscinetto con le stesse finalità del precedente.

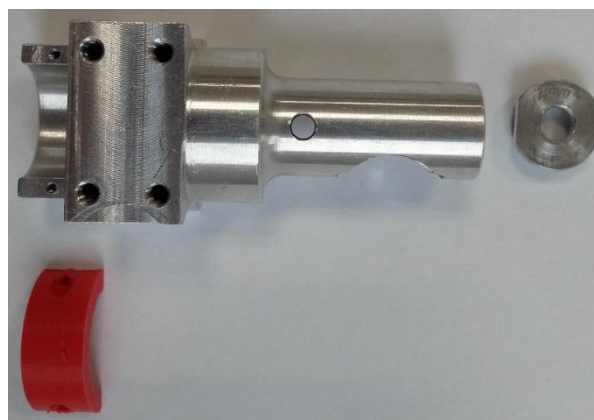


Figura 2.21: Frame del motore, con coperchio e tappo dopo la realizzazione

2.1.8 Pulegge

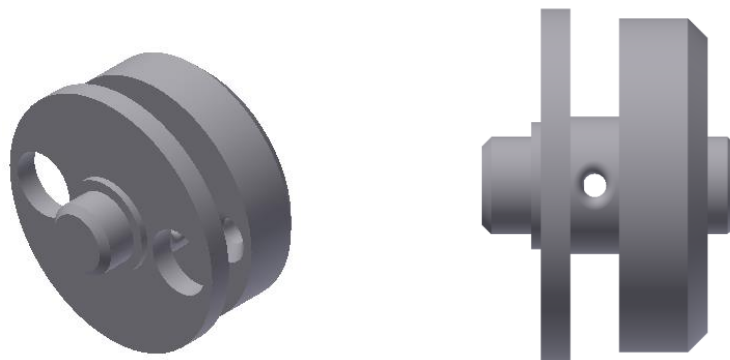


Figura 2.22: Rappresentazione CAD del modello di puleggia

Le pulegge rappresentano un componente fondamentale per il funzionamento della mano. Realizzate anch'esse in alluminio, attraverso la loro rotazione consentono di avvolgere o svolgere il cavo consentendo la flessione delle dita in una delle due direzioni. Quindi per ottenere il movimento, sono state collegate due pulegge ad una ruota elicoidale mediante viti (M2). L'accoppiamento della ruota elicoidale alla vite senza fine, messa in movimento dall'azione del motore, ne consente la rotazione, e di conseguenza causa anche la rotazione delle pulegge.

Il calcolo del diametro ottimale della puleggia è stato determinato empiricamente: una volta realizzato e assemblato il modello di dito, si è andati a misurare la lunghezza del cavo necessaria a compiere una flessione completa. In particolare questa lunghezza era pari a 28 mm, per cui si è facilmente calcolato che il diametro ottimale della puleggia era di 8 mm, che è stato portato a 7 mm per ragioni di ingombro del cavo e delle viti che la fissano alla ruota elicoidale. In questo modo attraverso 1 giro e mezzo della puleggia viene avvolta una quantità di cavo sufficiente ad una completa flessione del dito.

Nella parte anteriore della puleggia è stato inoltre realizzato un albero di diametro 5 mm che si va ad inserire nei cuscinetti posti nel palmo, in modo da promuovere la rotazione ed assorbire al tempo stesso il carico assiale sul palmo. Lo stesso albero prosegue poi nella parte posteriore, in modo da consentire l'incastro sulla ruota elicoidale.



Figura 2.23: Vista anteriore e posteriore delle pulegge dopo la realizzazione in alluminio

2.1.10 Albero di trasmissione

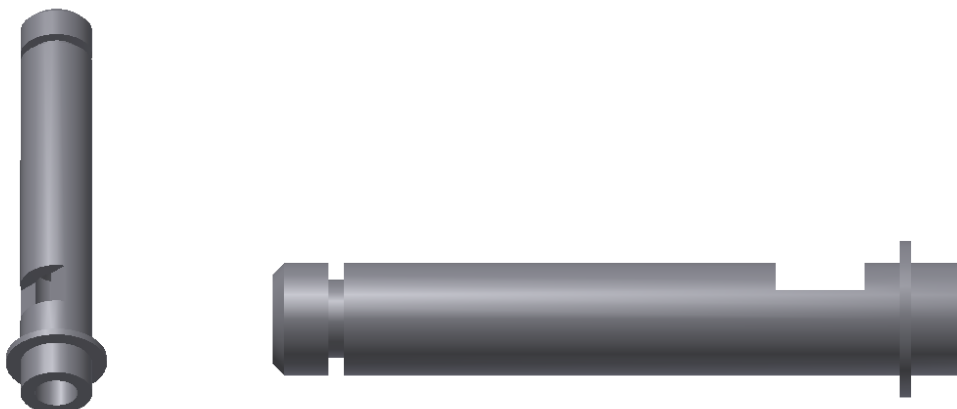


Figura 2.24: Rappresentazione CAD dell'albero di trasmissione

Per poter interfacciare il motore alla vite senza fine, è stato realizzato un albero di trasmissione. Ciò si è reso necessario poiché l'albero motore ha un diametro predefinito di 3 mm, e l'alesaggio della vite senza fine scelta è di 4 mm, il che comporta un'aderenza fra i due non sufficiente a consentire la rotazione della vite. L'albero progettato è un albero di trasmissione cavo su cui inserire l'albero motore e posizionare all'interno della vite senza fine. Per poter avere una sufficiente resistenza meccanica, l'albero è stato realizzato con un diametro esterno di 5 mm che ha reso necessario la modifica dell'alesaggio della vite senza fine.

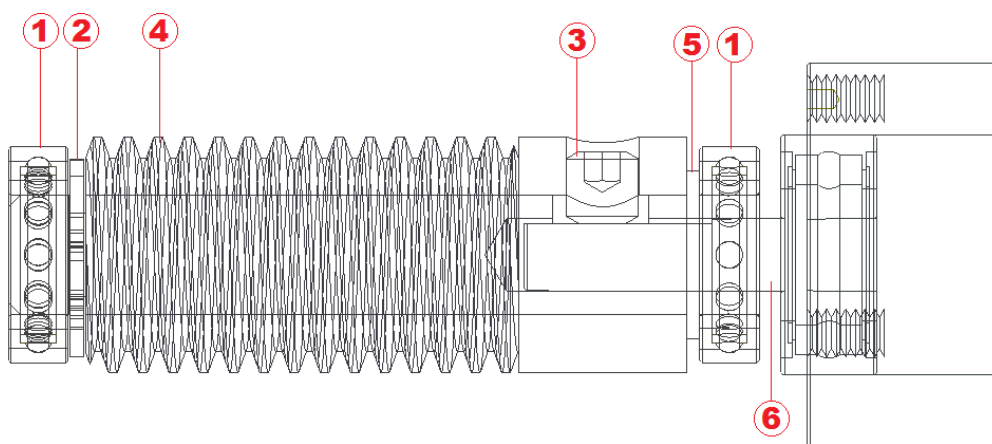


Figura 2.25: Schema che mostra il montaggio dell'albero di trasmissione con le varie parti.

1. Cuscinetti, 2. Anello Seeger, 3. Grano o vite senza testa, 4. Vite senza fine, 5. Spallamento dell'albero di trasmissione, 6. Albero movente

Il fissaggio è stato ottenuto realizzando una fessura su cui posizionare la parte sfaccettata dell'albero del movente (epicicloidale) e sui viene successivamente inserito un grano (M3) che consente la perfetta aderenza dei due alberi, per il cui posizionamento è stato realizzato un foro anche nel frame del motore che permette l'inserimento e il serraggio del grano all'interno della vite senza fine.

Infine, per mantenere bloccata assialmente la vite senza fine, sono stati realizzati uno spallamento nella parte inferiore e una gola nella parte superiore, che ha consentito l'inserimento di un *anello seeger*. Nelle due estremità dell'albero di trasmissione sono stati inseriti i cuscinetti prima citati, che favoriscono la rotazione ed un assorbimento del carico assiale nelle due direzioni.

2.1.11 Altri componenti

Per consentire il montaggio e il funzionamento della mano sono stati necessari altri componenti come viti e cuscinetti, citati nei paragrafi precedenti. Nella tabella 2.1 ne viene fornito un elenco, indicandone la quantità, le dimensioni e la posizione in cui vengono utilizzati.

Componente	Dimensione	Standard	Quantità	Posizione
Cuscinetto a sfere	9mm x 5mm x 2.5mm (diam.ext x diam.int. x spessore)	ISO 15	6	Interposti fra le pulegge e il palmo
Cuscinetto a sfere	9mm x 5mm x 2.5mm (diam.ext x diam.int. x spessore)	ISO 15	6	Interposti fra la vite senza fine ed il frame del motore
Vite brugola a testa cilindrica	M1.6 x 10 mm	ISO 4762	6	Fissaggio del coperchio al motore
Vite a testa piana svasata	M2 x 10 mm	ISO 7046	6	Fissaggio delle pulegge alla ruota elicoidale
Vite a testa piana svasata	M3 x 10 mm	ISO 7046	6	Fissaggio del frame della vite al palmo
Vite a testa piana svasata	M3 x 10 mm	ISO 7046	24	Fissaggio dei frame dei motori al palmo
Vite a testa piana svasata	M4 x 10 mm	ISO 7046	4	Fissaggio delle basi prossimali al frame delle dita
Vite senza testa (grano)	M3 x 3 mm	ISO 4029	3	Fissaggio dell'albero motore all'albero di trasmissione
Anello Seeger di fissaggio	4.85 x 8.5 x 0.6 mm (groove diam. x diam.ext x spessore)	DIN 6795 (Tipo E)	3	Fissaggio della vite senza fine all'albero di trasmissione

Ralla	4 x 12 x 1 mm (diam. inte x diam. ext x spessore)	ISO 7093	18	Interposte nei giunti fra le falangi per ridurre l'attrito
-------	---	----------	----	--

Tabella 2.1: Elenco dei componenti utilizzati nel montaggio della mano

2.2 GENERAZIONE E TRASMISSIONE DEL MOTO

Nei paragrafi precedenti si è fatto accenno al modo in cui l'accoppiamento dei vari componenti consenta la flessione delle dita. In questo paragrafo verranno approfonditi gli aspetti riguardanti il tipo di motore e la trasmissione curati in modo da ottenere una certa forza e velocità di rotazione.

2.2.1 Motori elettrici

I motori elettrici (attualmente i più usati in questo campo sono in corrente continua) sono macchine elettriche che convertono l'energia elettrica in energia meccanica, consentendo la rotazione di un albero motore. Se consideriamo il motore in corrente continua come un sistema "black box", questo ha come grandezze in ingresso la tensione (U) e la corrente di alimentazione (I), e come grandezze in uscita la velocità angolare (n) e la coppia (M).

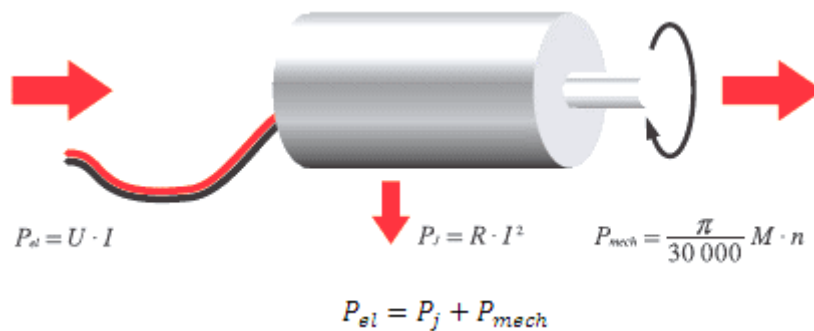


Figura 2.26: Schema di un motore elettrico che rappresenta la potenza elettrica in ingresso (P_{el}), quella meccanica in uscita (P_{mech}) e quella persa per effetto Joule (P_j)

Queste grandezze sono legate fra loro dalle seguenti relazioni:

$$n = k_n * U \quad (1)$$

$$M = k_m * I \quad (2)$$

Dove k_n e k_m vengono chiamate rispettivamente costante di velocità e costante di coppia, e sono inversamente proporzionali fra loro tramite la relazione

$$k_n * k_m = \frac{30000}{\pi} \quad (3)$$

Poiché la velocità angolare in uscita dal motore è molto elevata e la coppia molto bassa, solitamente si inseriscono uno o più stadi riduzione in cascata al fine di aumentare il valore della coppia a discapito della velocità. In questo modo, scelto un opportuno rapporto di riduzione n , otteniamo:

$$\omega_u = \frac{\omega}{n} \quad (4)$$

$$C_u = C \cdot n \quad (5)$$

Dove C_u e ω_u sono rispettivamente la coppia e la velocità angolare in uscita dal riduttore (es. epicicloidale), C e ω sono la coppia e la velocità angolare in uscita dal motore. Queste relazioni però sono valide solo nel caso ideale, infatti in realtà sono presenti delle perdite che abbassano notevolmente il rendimento del sistema complessivo.

Per ogni motore inoltre è possibile tracciare un diagramma, dal quale si possono trarre tutti i principali dati del motore da usare per molte applicazioni. In particolare, vengono evidenziati due valori, “coppia continua massima” e “velocità massima” che delimitano l’intervallo di funzionamento in continuo: valori di funzionamento entro questo campo non sono termicamente critici e non portano di regola ad un’usura maggiore del sistema di commutazione.

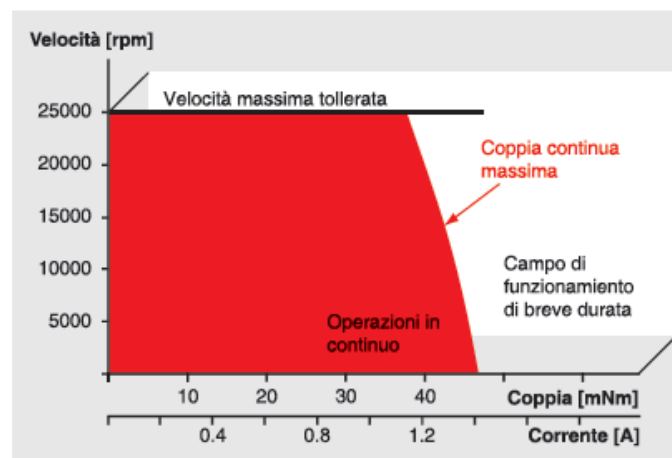


Figura 2.27: Esempio di diagramma di funzionamento di un motore elettrico

Tuttavia, per breve tempo, sono ammessi valori di corrente e quindi di coppia maggiore: fin quando la temperatura resta al di sotto del valore critico, l’avvolgimento non subirà danni. Questa operazione è molto utile nel caso delle protesi mioelettriche, in quanto avendo un funzionamento intermittente è possibile operare una sovralimentazione per ottenere valori di velocità angolare e di coppia maggiori semplicemente aumentando il valore della tensione di alimentazione

2.2.2 Trasmissione del moto: vite senza fine - ruota elicoidale

L'accoppiamento *vite senza fine – ruota elicoidale* è molto usato per la trasmissione del moto fra assi sghembi, in genere perpendicolari, quando occorre una forte riduzione di velocità dell'albero condotto. Il rapporto di riduzione quindi in genere è piccolo, compreso fra 1/5 e 1/200. Per angoli d'elica piccoli, si tratta di un classico esempio di meccanismo irreversibile che quindi non ammette moto retrogrado: la vite è sempre motrice e la ruota è sempre condotta.

Il moto della vite è una rotazione attorno all'asse della vite stessa. Tale moto può essere considerato come differenza fra due moti: un moto elicoidale ed un moto traslatorio della vite secondo il proprio asse. Il primo, che è quello che la vite avrebbe se si “avvitasse” sulla ruota supposta fissa, non provoca nessun movimento della ruota: il filetto scorre liberamente nel vano dei denti della ruota senza trascinarli in movimento. È il secondo dei due moti, quello traslatorio, che pone in rotazione la ruota.

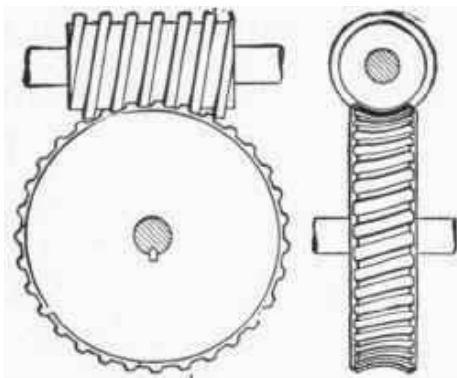


Figura 2.28: Schema che rappresenta un generico accoppiamento vite senza fine- ruota elicoidale

I denti della ruota elicoidale vengono dimensionati in base al *modulo*. Si definisce modulo m il rapporto fra il diametro primitivo $2R$ ed il numero dei denti z_2 :

$$m = \frac{2R}{z_2} \quad (6)$$

Viene definito h il *passo* della ruota, ovvero la distanza fra due profili omologhi misurati lungo la primitiva, come:

$$h = \frac{2\pi R}{z_2} = \pi m \quad (7)$$

È possibile ulteriormente definire il *passo assiale* della vite senza fine, p , come l'ampiezza della traslazione che porta una sezione del filetto a coincidere con la successiva. Questo può essere diverso dal passo della ruota elicoidale se la vite è a più principi. Vale cioè:

$$h = p z_1 \quad (8)$$

dove i è il numero di principi della vite, che varia solitamente fra 1 e 5.

A questo punto è facilmente definibile il **rapporto di trasmissione** τ , come

$$\tau = \frac{\omega_1}{\omega_2} = \frac{z_1}{z_2} \quad (9)$$

dove ω_1 e ω_2 sono rispettivamente le velocità angolari della vite senza fine e della ruota elicoidale.

Un aspetto molto critico di questo accoppiamento è il **rendimento**, η , che dipende da alcuni parametri di progetto ma solitamente è sempre inferiore al 50%. Fra la coppia motrice M_1 applicata alla vite e la coppia resistente M_2 agente sulla ruota esiste questa relazione che discende dalla definizione di rendimento:

$$M_1 = \frac{M_2}{\eta} \frac{z_1}{z_2} \quad (10)$$

Sul valore del rendimento dell'ingranaggio influisce in maniera decisiva il rendimento del contatto fra filetti della vite e denti della ruota, che è esprimibile come:

$$\eta = \frac{\tan \beta}{\tan(\beta + \rho)} \quad (11)$$

dove β esprime l'inclinazione dell'elica media della vite, definita come

$$\tan \beta = \frac{z_1 m}{2R} \quad (12)$$

che mette in evidenza come il rendimento cresca all'aumentare del numero dei filetti della vite z_1 . Invece ρ definisce il coefficiente d'attrito fra vite e ruota, che ha una influenza decisiva sul rendimento. Questo può variare moltissimo da caso a caso, a seconda del materiale e dello stato superficiale della vite e della ruota ed a seconda dell'efficacia della lubrificazione. Su quest'ultima poi, gioca un ruolo fondamentale la velocità di strisciamento fra vite e ruota.

2.2.3 Progetto della catena di trasmissione

Il primo passo nella progettazione meccanica degli organi di azionamento della mano è stato lo studio della catena di trasmissione, che complessivamente è composta da riduttore epicicloidale, vite senza fine-ruota elicoidale, pulegge. La scelta di vite e ruota è data dalla sua **irreversibilità**,

che consente di mantenere la presa delle dita su un oggetto afferrato anche a motori spenti senza ricorrere a freni che avrebbero complicato notevolmente l'intera struttura. Per contro tale scelta comporta uno scarso rendimento complessivo.

La motivazione per cui si è partiti dalla trasmissione sta nel fatto che una specifica di progetto importante è rappresentata dalla distanza fra le dita, che non deve superare i 25 mm (dato ricavato dalla mano naturale). Poiché la ruota elicoidale si colloca esattamente al di sotto del dito, e considerato l'ingombro di essa e della vite senza fine, per prima cosa si è andati a scegliere una ruota elicoidale che rispettasse questa specifica.

Per rispettare questa specifica è stato calcolato che il diametro primitivo della ruota non doveva eccedere i 16 mm di diametro primitivo. A partire da ciò, si è scelta quella con il rapporto di riduzione maggiore (che si traduce nel maggior numero di denti possibile), ovvero per l'equazione (6) il minor modulo possibile che però potesse resistere alle coppie calcolate per lo stadio specifico. A partire da questo valore del rapporto di riduzione, sono stati dimensionati il motore ed il riduttore più performanti.

In definitiva, la scelta è ricaduta su una ruota elicoidale con *modulo* 0.4, che, sempre per la (6), possiede 40 denti: questo si traduce in un rapporto di riduzione di 40:1. L'angolo d'elica è di $2^{\circ}32'$, mentre il passo è di 1.257 mm: per consentire il movimento, ovviamente la vite senza fine deve possedere le stesse caratteristiche. Al fine di diminuire il più possibile il coefficiente d'attrito, la ruota è stata fabbricata in bronzo mentre la vite senza fine è in acciaio, temprato: questo accoppiamento di materiali infatti è quello che offre le prestazioni migliori.

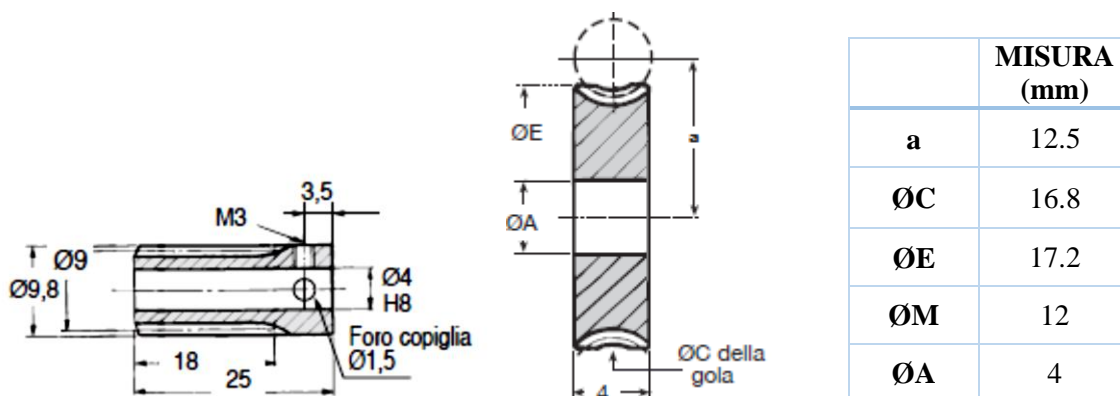


Figura 2.29: Schemi che rappresentano le dimensioni della ruota elicoidale e della vite senza fine utilizzati.

Per l'accoppiamento, è stato utilizzato un grasso al bisolfuro di molibdeno, dotato di un buon potere lubrificante, al fine di ridurre l'attrito. È stato inoltre calcolato il rendimento generale

dell'accoppiamento che si attesta attorno al 30%, nella media di questo meccanismo, ma è un valore puramente indicativo, in quanto non si conosce il valore esatto del coefficiente d'attrito.

Successivamente, come già accennato, sono state realizzate delle modifiche su entrambi i componenti per consentire il successivo montaggio: in particolare, l'alesaggio di entrambi è stato portato a 5 mm invece che 4 mm, mentre sulla ruota elicoidale sono stati realizzati quattro fori filettati che consentissero il fissaggio delle pulegge.



Figura 2.30: Vite senza fine in acciaio temprato e ruota elicoidale in bronzo dopo le lavorazioni

2.2.4 Progetto del motore e del riduttore

La scelta del motore rappresenta uno step cruciale e complesso nel progetto della mano poiché si ha la necessità di trovare il miglior compromesso in relazione ad aspetti molto differenti.

Le specifiche da rispettare per la scelta coinvolgono il valore della coppia, la velocità di chiusura, il rapporto di riduzione e anche le dimensioni. A partire dalle specifiche desiderate sulla coppia e sulla velocità di chiusura, si è andati a scegliere un motore che fra quelli in commercio meglio rispettasse il compromesso fra queste due specifiche. La riduzione scelta, inoltre, dovrebbe integrarsi al meglio con il rapporto di riduzione già stabilito nella catena di trasmissione, in modo da ottenere in uscita le prestazioni desiderate. Altra caratteristica che il motore dovrebbe possedere è legata alle dimensioni, in quanto si desiderano dimensioni ridotte così da ottenere una mano robotica il più possibile simile a quella umana.

Sono necessari tre motori, di cui uno comanda il pollice, mentre gli altri comandano due dita ciascuno. I tre motori sono stati scelti uguali per esigenze economiche, nonostante il motore che governa il pollice richieda prestazioni inferiori, dovendo comandare un dito solo.

Le specifiche sulla velocità di chiusura e sulla coppia sono stati fissate a partire dalle capacità della mano naturale, e dal confronto con le mani poliarticolate in commercio. Più precisamente, queste specifiche sono:

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Velocità di chiusura: } 1 \text{ s} \div 1.5 \text{ s} \\ \text{Coppia: } 2 \text{ Nm} \div 2.5 \text{ Nm} \\ \text{Riduzione della trasmissione: } 1:40 \\ \text{Dimensioni: } \left\{ \begin{array}{l} \text{Diametro: } 10 \text{ mm} \div 20 \text{ mm} \\ \text{Lunghezza} < 60 \text{ mm} \end{array} \right. \end{array} \right.$$

La specifica sulla coppia corrisponde ad una forza di presa di ciascun dito di 25 N. A partire da queste, sono stati analizzati un gran numero di motori commerciali in corrente continua, alla ricerca di quello che trovasse un compromesso fra i valori stabiliti. Sono stati esclusi dalla ricerca i motori a funzionamento brushless, in quanto pur offrendo prestazioni molto buone pagano la maggiore difficoltà nel loro azionamento e controllo. Dovendo alimentare due dita, il motore deve possedere una potenza di almeno 5 W, che esclude automaticamente i motori con diametro molto piccolo. La scelta per questo motivo è ricaduta sul motore *Maxon DCX 16* ® di diametro 16 mm, tensione nominale 9V e potenza nominale di 5 W. Questa è generata dal prodotto della coppia nominale di 5.39 mNm e di velocità nominale 9440 rpm (in Appendice E il datasheet del motore).

Questo motore, appartenente alla serie DCX della Maxon, è piuttosto innovativo in quanto unisce ottime prestazioni a dimensioni ridotte. È possibile effettuare la configurazione online (sul sito www.maxonmotor.it) agendo su un gran numero di parametri, in modo da ottenere un motore che meglio si adatti allo scopo prefissato.

La scelta del motore è strettamente correlata a quella del riduttore: si è deciso di utilizzare un **riduttore epicycloidale**. Questo è un dispositivo meccanico composto da un pignone solare, posizionato al centro, che fornisce coppia (tramite un portasatelliti) ai dei satelliti che gli ruotano attorno. Entrambi sono collocati all'interno della corona a dentatura interna.

Unendo in serie i singoli riduttori, è possibile ottenere riduttori epicycloidali multi-stadio, nei quali i singoli stadi sono dimensionati in base ai requisiti di coppia. La sua funzione è quella di aumentare la coppia di uscita, ridurre l'inerzia di carico, e allo stesso tempo, ridurre la velocità.

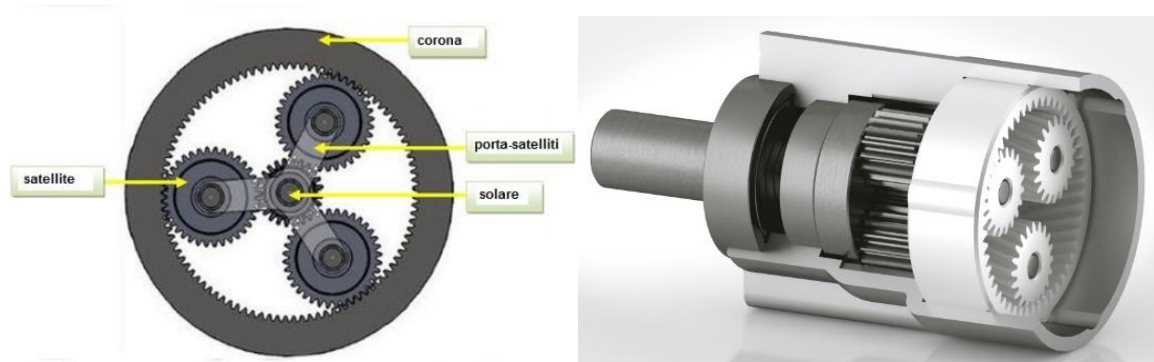


Figura 2.31: Sezioni di un generico riduttore epicicloidale

Solitamente, ad ogni motore è abbinata una serie di riduttori a cui è possibile accoppiarlo. In particolare, è stato scelto il riduttore epicicloidale *Maxon GPX 16* ® a due stadi, con diametro di 16 mm e un rapporto di riduzione di 16:1 (in Appendice E il datasheet). In questo caso la riduzione diventa l'unico parametro su cui agire, in quanto se si aumenta il numero di stadi aumenta anche la dimensione; quindi bisogna trovare un compromesso accettabile fra la riduzione necessaria e la lunghezza del sistema motore - riduttore.

Inoltre, durante la configurazione è stata richiesta la scelta fra quattro versioni, a seconda dell'applicazione di utilizzo: versione standard, versione ceramica, versione a rumore ridotto, versione a gioco ridotto. Poiché questo lavoro non richiedeva prestazioni particolari, la scelta è ricaduta sulla versione standard.



Figura 2.32: Accoppiamento motore-riduttore utilizzato; si possono notare i cavi che serviranno a collegarlo all'elettronica per il successivo controllo

In questo modo, la riduzione totale del sistema, considerando anche la trasmissione, diventa di 1:640. Quindi, secondo le equazioni (4) e (5), ci troveremo in uscita da ogni riduttore i seguenti valori:

$$\begin{cases} C_u = 5.39 \text{ mNm} * 640 = 3.45 \text{ Nm} \\ \omega_u = \frac{9400 \text{ rpm}}{640} = 14.75 \text{ rpm} \end{cases}$$

Questi dati verranno poi utilizzati nel calcolo della forza e velocità effettive della mano, riportato nel Capitolo 3, in cui si considerano anche le dita.

Una volta accoppiati assieme, motore e riduttore misurano 45.6 mm, con diametro di 16 mm, quindi viene rispettata la specifica sulle dimensioni. Anche il peso è piuttosto ridotto, di soli 51 g.

Ogni motore è cablato in modo da consentirne il collegamento all'alimentazione o ad una elettronica che ne permette il funzionamento ed il controllo.

Capitolo 3

Risultati

Ricordando l'obiettivo iniziale del lavoro di tesi, costituito dalla proof of concept della mano ad azionamento bilaterale, in questo capitolo verranno esposti i risultati ottenuti per capire se essi sono stati raggiunti o meno. Anche in questo capitolo la trattazione verrà suddivisa in paragrafi al fine di facilitare la comprensione e la lettura.

Nel *primo paragrafo* verrà esposto il montaggio della mano in tutte le sue componenti, fino ad arrivare al prototipo completo.

Nel *secondo paragrafo* verranno descritti i passaggi necessari all'azionamento della mano stessa, e verranno descritte le prove realizzate.

Nel *terzo paragrafo* verranno riportati calcoli analitici riguardo alle prestazioni attese della mano.

3.1 Assemblaggio della mano

In seguito alla realizzazione delle parti in prototipazione rapida, di quelli ottenuti da macchine CNC e all'acquisto degli ulteriori componenti necessari, è stato iniziato il processo di assemblaggio.

Prima di addentrarci nei dettagli di quest'ultimo, vale la pena citare i tempi di realizzazione in prototipazione rapida: la produzione di tutte e cinque le dita, in un'unica stampa, ha richiesto circa 40 ore. La realizzazione dei palmi, invece, ha richiesto 10 ore per il *Palmo A* e 7 ore per il *Palmo B*. Si evince quindi che si tratta di una tecnica piuttosto lenta, soprattutto con i livelli di accuratezza richiesti in questo lavoro (risoluzione di 0.178 mm).

Il primo step affrontato è stato l'assemblaggio delle singole dita. Una volta ottenute le diverse falangi dalla stampa, il primo passo è stato quello dell'inserimento degli elastici all'interno delle strutture. Questo si è rivelato particolarmente ostico, in quanto le dimensioni sono ridotte e l'elastico andava posto in tensione. Al passo successivo, sono state fissate le basi prossimali al frame delle dita mediante le viti, e le dita sono state articolate sulle basi prossimali tramite gli alberi. Una volta fatto ciò, il frame delle dita è stato inserito sul palmo A e fissato anch'esso tramite le viti. Il montaggio del pollice è stato effettuato in maniera analoga: è stato inserito il cancello nelle cavità laterali del palmo, ancorandolo tramite un albero di diametro 4 mm e lunghezza 60 mm.

Il secondo step è stato l'assemblaggio dei motori e della catena di trasmissione all'interno del frame metallico. È stata anzitutto inserita la vite senza fine all'interno dell'albero di trasmissione che è stata fissata mediante l'*anello Seeger*, dopodiché sono stati inseriti i cuscinetti alle due estremità dell'albero. La struttura così composta è stata introdotta nell'estremità superiore del frame metallico, e chiusa mediante il tappo associato. Successivamente è stato inserito il motore nell'estremità inferiore del frame metallico, in modo tale che l'albero motore andasse ad inserirsi all'interno dell'albero di trasmissione. I due alberi sono stati fissati assieme tramite un grano, posto a contatto con l'estremità sfaccettata dell'albero motore. Al termine il motore è stato bloccato con il coperchio realizzato in prototipazione rapida.

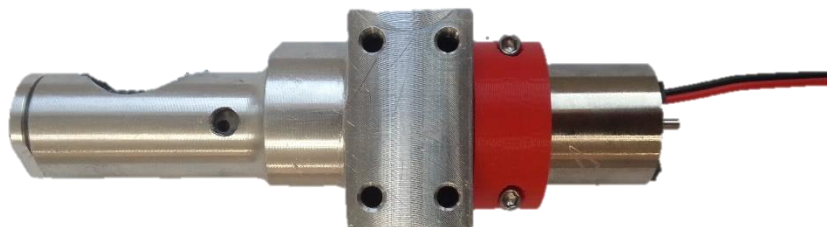


Figura 3.1: Frame del motore dopo l'assemblaggio

Questo procedimento è stato ripetuto per i tre frame metallici. Una volta assemblati e lubrificati mediante il grasso al bisolfuro di molibdeno, i frame sono stati fissati al *Palmo A* tramite le viti. Al

fine di trasmettere il movimento alle dita, sono state fissate le pulegge alle ruote elicoidali, e queste ultime sono state ingranate alle viti senza fine.

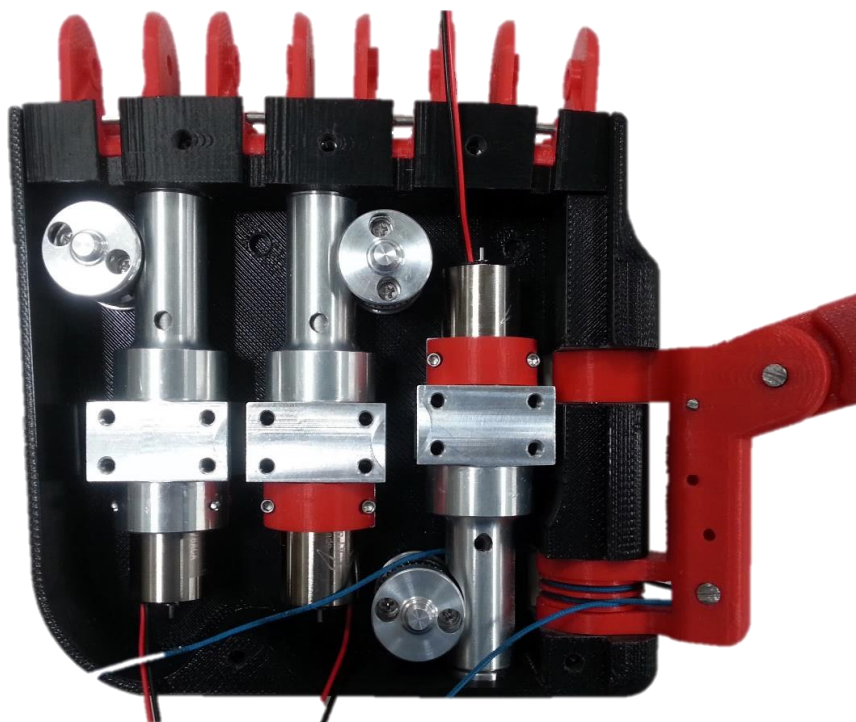


Figura 3.2: Prototipo di mano parzialmente assemblato

Lo step successivo, il più complesso dell'intero assemblaggio a causa degli spazi ridotti e dall'elevato numero di passaggi, è stato l'inserimento dei cavi che permettono la trasmissione. Per consentire la flessione delle dita da un lato è necessario svolgere una certa quantità di cavo dalla puleggia di quel lato, e avvolgerne la stessa quantità sulla puleggia nel lato opposto. Questa quantità si è calcolato essere pari a poco più di un giro, quindi sono stati effettuati due giri del cavo su ciascuna puleggia. Inoltre, poiché un motore controlla due dita, si è stabilito in fase di progetto che il cavo che fuoriesce da un dito, dopo aver ruotato in senso antiorario attorno alla puleggia metallica deve essere inserito sul dito adiacente guidato da un perno apposito, per poi essere fissato in superficie con un nodo. Lo stesso procedimento viene fatto sul lato opposto con un altro cavo, che ruota sulla puleggia in senso orario: in questo modo le due dita sono collegate e si flettono contemporaneamente quando comandate dal motore. Il procedimento è stato ripetuto per l'altra coppia di dita.

Durante il fissaggio dei cavi è emerso un ulteriore problema: inizialmente i cavi sono stati fissati singolarmente, ma una volta che la mano è stata messa in moto è emerso che i nodi tendevano a cedere facilmente facendo di conseguenza perdere tensione ai cavi. Per superare il problema si è

deciso di fissare entrambi i cavi in un unico nodo posto all'intero della falange distale, e questo metodo ha permesso di superare il problema in modo soddisfacente.

Per quanto riguarda il pollice, il suo cablaggio si è dimostrato essere molto più semplice. I cavi sono stati fissati alle pulegge con un nodo, dopodiché vengono avvolti sulle stesse in direzioni opposte per essere successivamente inseriti sul cancello attraverso una ulteriore puleggia. Da qui, i cavi vengono inseriti nella falange distale guidati da un perno, dove sono stati poi fissati in un unico nodo. Anche in questo caso, inizialmente i cavi sono stati fissati singolarmente, ma realizzare un unico nodo ha offerto prestazioni migliori. Una volta realizzato il cablaggio la struttura è stata chiusa fissando il *Palmo B* tramite delle viti.

L'inserimento dei cappucci delle falangi distali termina l'assemblaggio e la mano ha raggiunto il suo aspetto finale, mostrato in figura 3.1.

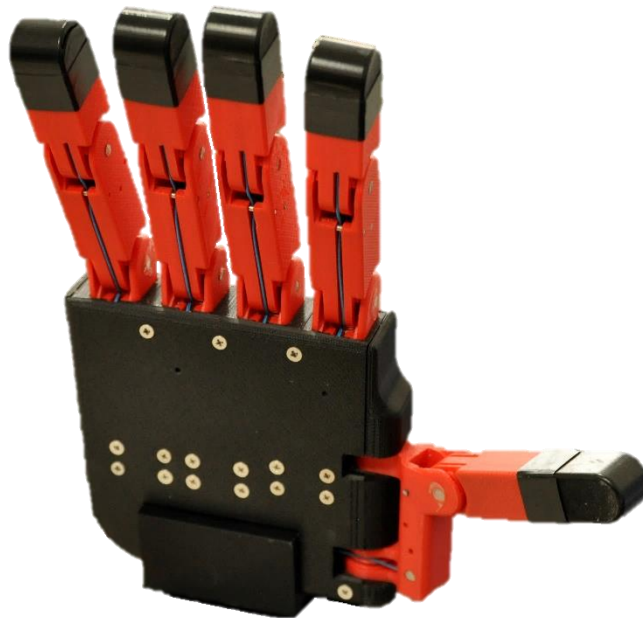


Figura 3.3: Modello di mano completo, una volta terminato l'assemblaggio.

Le prime osservazioni che si possono fare una volta terminato l'assemblaggio, riguardano sicuramente le dimensioni e l'estetica. È possibile notare immediatamente come le dimensioni della mano realizzata siano molto maggiori rispetto a quelle della mano naturale, e anche in confronto alle altre mani poliarticolate in commercio. Anche il peso totale, pari a 720 grammi (la mano naturale pesa mediamente 400 g), determinato principalmente dai componenti metallici ed elettromeccanici, è piuttosto elevato. Dal punto di vista estetico, inoltre, appare eccessivamente piatta e squadrata, e sicuramente abbastanza distante dalla controparte naturale.

Queste osservazioni tuttavia vanno contestualizzate: l'obiettivo di questa tesi riguarda la verifica di un azionamento di tipo bilaterale, quindi aspetti come dimensioni, peso ed estetica, non sono fondamentali e passano in secondo piano. In una possibile fase futura di adattamento del concept ad una mano protesica, questi sono sicuramente aspetti che occorrerà curare

3.2 Azionamento della mano

Una volta terminato l'assemblaggio della mano, il passaggio successivo è stato la messa in azione. Il principio di funzionamento della mano è semplice: una volta collegati i motori all'alimentazione, l'albero motore mette in rotazione la vite senza fine, che, essendo accoppiata alla ruota elicoidale, pone in rotazione quest'ultima e le due pulegge che le sono collegate. In questo modo una puleggia avvolge il cavo mentre l'altra ne svolge la stessa quantità, permettendo la flessione delle dita nella direzione della puleggia che sta svolgendo il cavo, favorita dal collegamento ad incrocio descritto nel capitolo precedente.

Per poter attuare la flessione delle dita nella direzione opposta, è sufficiente invertire la polarità dell'alimentazione: in questo modo l'albero motore ruoterà in direzione opposta, così come la catena di trasmissione e le pulegge. Grazie alla presenza dell'elastico nei modelli di dita, una volta invertita la polarità il primo movimento che si verifica è il ritorno alla posizione di neutralità della falange distale, dopodiché l'intero dito compie una rotazione nella direzione opposta.

Poiché tutte le dita, eccetto il pollice, devono muoversi nella stessa direzione, si è deciso di collegare assieme i cavi di alimentazione dei rispettivi motori. Ma ricordando che le ruote elicoidali sono posizionate in maniera speculare rispetto alla vite senza fine, è necessario che i due alberi motori ruotino in direzione opposta al fine di ottenere lo stesso movimento. Quindi sono stati collegati assieme i cavi dei motori con polarità opposta, ovvero il polo positivo di uno con il polo negativo dell'altro, e viceversa.

Discorso a parte per il pollice, il quale viene comandato da un motore a se stante, per cui è stato sufficiente collegare il cavo elettrico all'alimentazione per compiere il movimento. Anche in questo caso, per ottenere il movimento nella direzione opposta, è necessario invertire la polarità dell'alimentazione.

3.2.1 Verifica dell'azionamento bilaterale

Sono state effettuate numerose prove, al fine di verificare l'azionamento bilaterale di cui si voleva dimostrare la fattibilità. Dal punto di vista dell'alimentazione, si è osservato che per ottenere delle buone prestazioni sulla forza di presa e sulla velocità di chiusura, le quattro dita devono essere

alimentate con il massimo della tensione possibile, ovvero 9 V. Il movimento del pollice è slegato da quello delle altre dita, avendo un motore a parte, quindi è stato alimentato separatamente; si è notato che in questo caso si ottengono buone prestazioni anche con tensioni inferiori.

Le prime prove sono state costituite da semplici tentativi di azionamento bilaterale, ovvero completa chiusura da un lato, e a partire da questa, completa chiusura dal lato opposto. Poiché non si è utilizzato un controllo elettronico che consentisse di temporizzare il movimento, una volta completata la flessione da un lato si è dovuta bloccare manualmente l'escursione fermando l'erogazione di corrente. Successivamente, per ottenere una flessione dal lato opposto, si è invertito manualmente il collegamento all'alimentazione, ed una volta completato il movimento dal lato opposto, lo si è fermato togliendo l'erogazione di corrente.

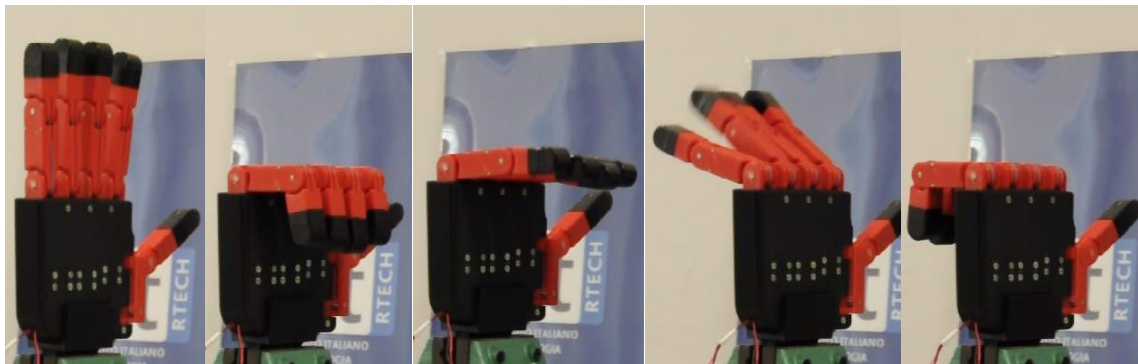


Figura 3.4: Sequenza che mostra l'azionamento bilaterale delle 4 dita

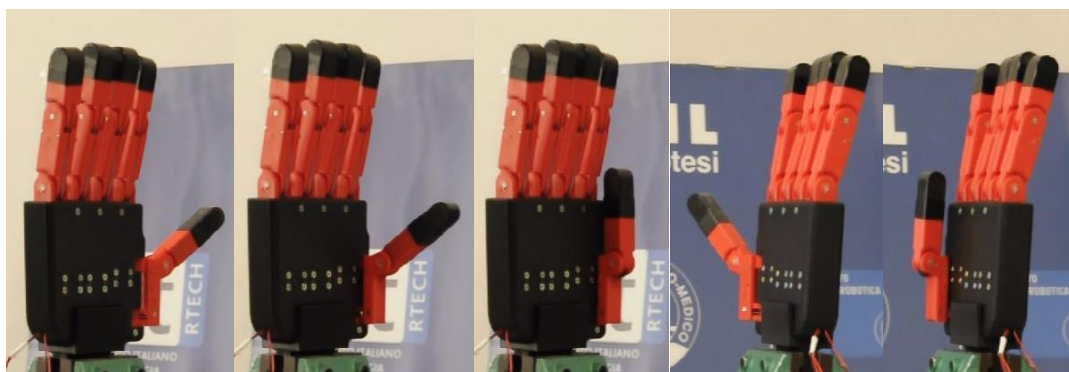


Figura 3.5: Sequenza che mostra l'azionamento bilaterale del pollice

Successivamente sono state effettuate prove più complesse, in cui la mano realizzata ha afferrato degli oggetti di varia misura e dimensione, come una palla, una bottiglia, un quaderno e un evidenziatore. Il risultato di queste prove è stato positivo, la mano è riuscita ad afferrare tutti gli oggetti in questione e da entrambi i lati, dimostrando la fattibilità dell'azionamento bilaterale oggetto di questo lavoro. Inoltre si è notato che la mano attua in maniera piuttosto efficiente il

meccanismo differenziale, ovvero le dita che afferrano l'oggetto si fermano, mentre le altre continuano la loro corsa finchè non viene bloccata l'erogazione di corrente.

In diverse prove si è osservata una scarsa sincronizzazione delle dita durante l'inversione del movimento: questo aspetto può essere sicuramente migliorato mediante un sensore che stabilisce la posizione neutra, e a partire da questo attraverso una elettronica adeguata si potrebbero compensare questi sfasamenti.



Figura 3.6: Prototipo di mano mentre afferra diversi tipi di oggetti. In alto, una palla e un evidenziatore. In basso, un quaderno e una bottiglia.

3.3 Analisi delle prestazioni

In questo paragrafo vengono riportate le prestazioni attese della mano, calcolate analiticamente in fase di progetto.

Nel paragrafo 2.2.4 si è parlato della scelta dei motori e dei riduttori, e si sono calcolati i valori di coppia e velocità di rotazione in uscita dalla catena di trasmissione. Questi valori sono:

$$\left\{ \begin{array}{l} C_u = 5.39 \text{ mNm} * 640 = 3.45 \text{ Nm} \\ \omega_u = \frac{9400 \text{ rpm}}{640} = 14.75 \text{ rpm} = 1.54 \text{ rad/s} \end{array} \right.$$

Da questi valori, poi, è stato possibile calcolare quanta forza sviluppa ciascun dito e la sua velocità di chiusura.

Per quanto riguarda la **coppia**, il valore calcolato in seguito alla riduzione deve essere diviso per due, in quanto deve alimentare due dita. In questo modo otteniamo:

$$C_{u/2} = 1.725 \text{ Nm}$$

Da questo valore è possibile calcolare la forza di trazione generata sul cavo. Per il calcolo è sufficiente dividere per il raggio della puleggia metallica su cui viene avvolto il cavo, pari a 3.5 mm. In questo modo si ottiene:

$$F_{cavo} = \frac{1.725 \text{ Nm}}{0.0035 \text{ m}} = 492.85 \text{ N}$$

Questo rispetta le specifiche sul cavo riportate in Appendice C, in cui troviamo che la forza di rottura del cavo è pari a 610 N. A questo punto è possibile calcolare la coppia sulla puleggia inserita nella falange mediale del dito, che ha raggio 8 mm:

$$C_{dito} = 492.85 \text{ N} \times 0.008 \text{ m} = 3.94 \text{ Nm}$$

Da qui si può calcolare facilmente la forza di presa di ogni dito, lungo 11 cm:

$$F_{dito} = \frac{3.94 \text{ Nm}}{0.11 \text{ m}} = 35 \text{ N}$$

Ricordando le specifiche iniziali, che richiedevano una coppia su ogni dito di 2-2.5 Nm, corrispondenti ad una forza di presa di circa 25 N, i valori ottenuti sono di poco superiori. Tuttavia, questi calcoli sono validi nel caso ideale, poiché come visto nel paragrafo 2.2.2, l'accoppiamento vite senza fine- ruota elicoidale presenta un rendimento bassissimo. Questo rendimento lo si è provato a calcolare, ed è approssimativamente pari al 30 %. In questo modo, moltiplicando il valore di coppia ottenuto per il rendimento, si ottiene:

$$C_{rend} = 3.94 \text{ Nm} * 0.3 = 1.18 \text{ Nm}$$

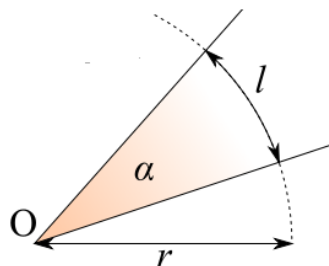
A cui corrisponde una forza di presa di:

$$F_{rend} = \frac{1.18}{0.11} = 10.74 \text{ N}$$

I valori ottenuti sono inferiori rispetto alle specifiche; tuttavia il valore del rendimento è approssimativo, si potranno ottenere dati più precisi a questo proposito dalle prove sperimentali.

Per quanto riguarda la **velocità** di rotazione, invece, le specifiche sono state fissate in modo tale da ottenere una flessione completa in 1 – 1.5 secondi. La quantità di cavo necessario a questo scopo è stata misurata sperimentalmente ed è pari a $l = 28$ mm, avvolti su una puleggia di diametro 7 mm. Quindi per una flessione completa è necessaria una rotazione di:

$$\alpha \cdot r = l \rightarrow \alpha = \frac{0.028 \text{ m}}{0.0035 \text{ m}} = 8 \text{ rad} = 458^\circ$$



Quindi sarà necessaria una rotazione di un giro e un quarto. A questo punto è possibile calcolare il tempo necessario a compiere questa rotazione, secondo la velocità di rotazione in uscita dalla trasmissione:

$$t = \frac{8 \text{ rad}}{1.54 \text{ rad/s}} = 5.1 \text{ s}$$

Si può notare che la velocità di chiusura ottenuta è molto superiore alle specifiche, poiché si ottiene una chiusura completa in circa 5 secondi. La causa principale risiede nelle dimensioni della puleggia, infatti aumentandone il diametro diminuirebbero il numero di giri che deve compiere per ottenere una flessione completa; tuttavia per esigenze di ingombro la dimensione è rimasta fissata a 7 mm. La velocità di rotazione potrebbe essere aumentata sovralimentando i motori, infatti si è visto che portando la tensione di alimentazione a 11 -12 V si ottiene un movimento completo in meno di due secondi. Ad ogni modo negli sviluppi futuri della mano questo parametro dovrà essere sicuramente rivisto.

Per quanto riguarda le prestazioni del **pollice**, il problema della scarsa velocità di chiusura si mantiene, in quanto le pulegge metalliche utilizzate sono le stesse. Dal punto di vista della coppia, invece, le prestazioni sono notevolmente superiori, favorite dal fatto che viene utilizzato lo stesso motore ma viene comandato un solo dito.

In particolare, la forza di trazione sul cavo in questo caso sarà:

$$F_{cavo} = \frac{3.45 \text{ Nm}}{0.0035} = 985 \text{ N}$$

Si può notare che questo valore è superiore alla forza di rottura del cavo indicata nel datasheet: per questo motivo il pollice non va mai alimentato con la massima potenza disponibile, altrimenti si rischia la rottura del cavo.

A questo punto si può calcolare la coppia sulla puleggia inserita nel cancello, la cui cava in cui scorre il cavo ha diametro 17 mm:

$$C_{pollice} = 985 \text{ N} \times 0.0085 \text{ m} = 8.37 \text{ Nm}$$

a cui corrisponde una forza di presa del dito di:

$$F_{pollice} = \frac{8.37 \text{ Nm}}{0.11 \text{ m}} = 76 \text{ N}$$

Anche in questo caso, se si considera il rendimento calcolato del 30%, si ottiene:

$$C_{rend} = 2.51 \text{ Nm} \quad F_{rend} = 22.8 \text{ N}$$

Questi appaiono molto vicini alle specifiche desiderate, ma si potranno ottenere dati più precisi solo attraverso delle prove sperimentali, che indichino il reale valore del rendimento.

Capitolo 4

Conclusioni e sviluppi futuri

Gli obiettivi preposti di questo lavoro di tesi sono stati raggiunti, verificando la fattibilità di realizzazione di una mano robotica ad azionamento bilaterale.

Il concept, ideato dall'Ing. Gruppioni, ricercatore presso il Centro Protesi INAIL, risulta piuttosto innovativo nel campo robotico e protesico, come dimostrato dalla ricerca brevettuale effettuata. L'idea di base, pur semplice, prevede la possibilità di flettere le dita in entrambe le direzioni rispetto al loro asse verticale, conferendo alla mano una configurazione ambidestra, in cui non è possibile distinguere la regione palmare dalla regione dorsale. Questa funzionalità viene realizzata attraverso l'avvolgimento di cavi, fissati sulle estremità delle dita, attorno a delle pulegge collegate alla catena di trasmissione e ai motori. La rotazione dell'albero motore attua la flessione delle dita, la cui direzione viene determinata dalla polarità dell'alimentazione.

Lo studio di fattibilità, costituito dalla progettazione meccanica su software CAD, realizzazione attraverso la tecnica della prototipazione rapida e tradizionale CNC, e la successiva messa in moto, ha mostrato che questo tipo di azionamento è possibile e facilmente realizzabile, e apre possibili scenari futuri nel campo robotico e protesico. Infatti, nel primo caso, un azionamento di questo tipo potrebbe rivelarsi utile ad esempio nei processi di automazione, mentre, nel campo protesico, consentirebbe di avere un'unica mano utilizzabile da pazienti destrimani e mancini, oppure, alternativa ancora più interessante, di avere un dispositivo che amplia le funzionalità di presa della mano umana in un'ottica protesica che pone al centro la destrezza e il recupero funzionale, sacrificando la naturalezza.

Tuttavia, il prototipo realizzato appare ancora distante da un possibile utilizzo in questi campi, in quanto il suo scopo consisteva solamente nel dimostrare la fattibilità dell'azionamento. Fra le modifiche necessarie, sicuramente dovranno essere ridotti il peso e le dimensioni, e anche l'estetica

dovrà essere perfezionata. Per quanto riguarda le prestazioni, anch'esse dovranno essere migliorate, soprattutto la velocità di chiusura delle dita, mediante l'ottimizzazione di alcuni parametri di progetto come il diametro delle pulegge su cui viene avvolto il cavo.

Infine, lo sviluppo di un'elettronica dedicata, permetterà di avere un azionamento più semplice e funzionale, e di risolvere alcuni problemi riscontrati, primo fra tutti lo sfasamento delle dita durante l'inversione del moto attraverso l'utilizzo di una sensoristica adeguata. Fra gli aspetti positivi invece, si possono annoverare la buona attuazione del meccanismo differenziale delle dita e la discreta forza di presa, valutate attraverso alcuni esperimenti di *grasping* su oggetti diversi.

In generale, si può concludere affermando che lo studio di fattibilità in questione ha ottenuto buoni risultati, raggiungendo gli obiettivi prefissati e ponendosi come punto di partenza per possibili sviluppi futuri, sia nel campo della robotica che della protesica d'arto superiore.

BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

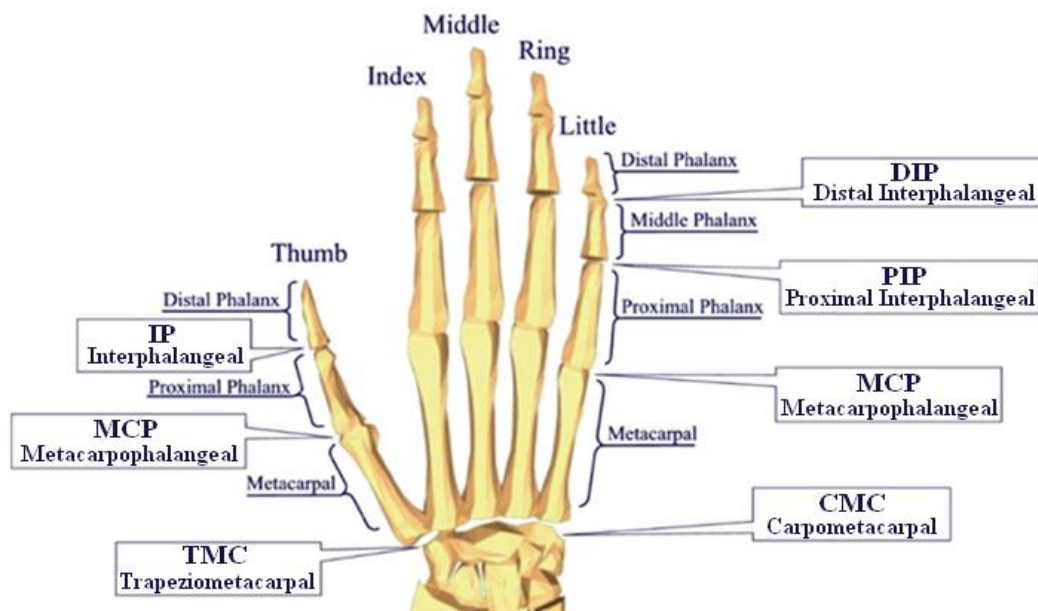
- R. Sacchetti, A. Davalli – *Protesi d'arto superiore*, Centro Protesi INAIL, Vigorso di Budrio (BO), 2009
- A. Cappello - *Materiale didattico dell'insegnamento, "Bioingegneria della Riabilitazione LM"*, Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, UNIBO, Sede di Cesena, a.a. 2014/2015
- E. Biotto – *Le protesi di arto superiore*. Università Cattolica del Sacro Cuore, Milano, a.a. 2008/2009
- Kevin J Zuo, Jaret L Olson - *The evolution of functional hand replacement: From iron prostheses to hand transplantation*, Plastic Surgery Vol 22, 2014
- G. Verni, A.G. Cutti, E. Gruppioni, A. Amoresano - *Nuove tecnologie e innovazione nelle protesi di arto superiore*, Medicina e chirurgia Ortopedica, 2012
- R. F. Weir - *Design of artificial arms and hands for prosthetic applications*, Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design, 2004
- J.T. Belter, J. L. Segil, A.M. Dollar, R.F. Weir - *Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review*, Journal of Rehabilitation Research & Development (JRRD), Volume 50 Number 5, 2013
- A. Dellacasa Bellingegni – *Unità di controllo per gomito mioelettrico*. Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, Campus Biomedico di Roma, a.a. 2012/2013
- S. Maltoni - *Ottimizzazione di un'unità di controllo per protesi mioelettrica di arto superiore e confronto prestazionale tramite Programmable Automation Controller e Motion Capture*, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, Università di Bologna, a.a 2015/2016
- M. Cavallari - *Progetto e sviluppo di un banco prova per articolazioni protesiche attive ad un grado di libertà basato su Programmable Automotion Controller e Motion Capture*, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, Università di Bologna, a.a 2014/2015
- R.G.E. Clement, K.E. Bugler, C.W. Oliver - *Bionic prosthetic hands: A review of present technology and future aspirations*, The Surgeon, Journal of the Royal Colleges of Surgeons of Edinburgh and Ireland, 2011
- A. Chiudioni – *Studio e sviluppo di una protesi cinematica per amputazioni parziali di mano mediante prototipazione rapida*, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, Università di Bologna, a.a 2015/2016
- P. Conrad - *The ABC of EMG*, Noraxon Inc. USA, 2005
- E. Funaioli, A. Maggiore, U. Meneghetti - *Lezioni di meccanica applicata alle macchine – Volume 1*, Patron Editore, 1987

- F.C. Chen, A. Favetto, M. Mousavi, E. P. Ambrosio, S. Appendino, A. Battezzato, D. Manfredi, F. Pescarmona, B. Bona - *Human Hand: Kinematics, Statics and Dynamics*, 41st International Conference on Environmental Systems, July 2011, Portland, Oregon
- www.maxonmotor.it
- www.stratasys.com
- www.wikipedia.it
- www.ottobock.com
- bebionic.com

APPENDICE

Appendice A

Cenni di anatomia e biomeccanica della mano



La mano umana è composta di cinque dita e 27 ossa principali, 14 delle quali sono falangi (prossimali, intermedie e distali) delle dita. Altre 5 ossa sono metacarpi, ovvero le ossa che connettono le dita al polso, mentre altre 8 sono le ossa carpali, ovvero quelle ossa che connettono la mano all'avambraccio. La mano possiede almeno 18 articolazioni con 27 o più gradi di libertà; particolare importanza rivestono le articolazioni delle dita (14) in quanto permettono la presa degli oggetti, chiamate articolazione metacarpo-falangea (MCP), articolazione interfalangea prossimale (PIP) ed articolazione interfalangea distale (DIP). Il movimento è permesso dagli oltre 30 muscoli posizionati nel polso e nell'avambraccio (le dita non contengono muscoli), chiamati rispettivamente intrinseci ed estrinseci; questi ultimi sono collegati alla mano mediante i tendini lunghi. Il controllo del movimento e la percezione sensoriale è reso possibile dal nervo mediano, il nervo radiale e i nervi ulnari.

Per quanto riguarda le performance, la mano anatomica è capace di operare alla velocità massima di 40 rad/s (2290°/s) e la presa che coinvolge tutte le dita della mano può esercitare al massimo circa 400 N di forza. Le semplici attività quotidiane in media invece richiedono velocità comprese nel range fra 3 e 4 rad/s (170-200°/s) e forze di presa comprese fra 0 e 67 N (questo dato dipende dal coefficiente d'attrito della superficie dell'oggetto afferrato).

Appendice B

B.1: Stampante 3D Dimension Elite

Specifiche di prodotto

Materiale per i modelli:

ABS*plus* in avorio, bianco, nero, rosso, verde oliva, arancio, giallo fluorescente, blu o grigio

Materiale di supporto:

Soluble Support Technology (SST)

Dimensioni della camera:

203 x 203 x 305 mm (8 x 8 x 12 in)

Spessore degli strati:

0.178 mm (0.07 in) o 0.254 mm (0.1 in) di entrambi i materiali

Compatibilità:

Windows Vista ®

Connettività:

Ethernet TCP/IP 10/100Base-T

Dimensioni e peso:

686 x 14 x 1041 mm (27 x 36 x 41 in)

136 kg (300 lbs)

Alimentazione:

110-120 VAC, 60 Hz, con circuito dedicato da minimo 15 A; oppure 220-240 VCA, 50/60 Hz, con circuito dedicato da minimo 7 A

Conformità normativa:

CE/ETL

Requisiti di impianto particolari:

Nessuno



B.2: ABSplus-P430 Datasheet



MECHANICAL PROPERTIES	TEST METHOD	ENGLISH	METRIC
		XZ AXIS	XZ AXIS
Tensile Strength, Ultimate (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	4,700 psi	33 MPa
Tensile Strength, Yield (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	4,550 psi	31 MPa
Tensile Modulus (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	320,000 psi	2,200 MPa
Tensile Elongation at Break (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	6%	6%
Tensile Elongation at Yield (Type 1, 0.125", 0.2"/min)	ASTM D638	2%	2%
IZOD Impact, notched (Method A, 23°C)	ASTM D256	2.0 ft-lb/in	106 J/m

MECHANICAL PROPERTIES	TEST METHOD	ENGLISH		METRIC	
		XZ AXIS	ZX AXIS	XZ AXIS	ZX AXIS
Flexural Strength (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	8,450 psi	5,050 psi	58 MPa	35 MPa
Flexural Modulus (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	300,000 psi	240,000 psi	2,100 MPa	1,650 MPa
Flexural Strain at Break (Method 1, 0.05"/min)	ASTM D790	4%	4%	2%	2%

THERMAL PROPERTIES ²	TEST METHOD	ENGLISH	METRIC
Heat Deflection (HDT) @ 66 psi	ASTM D648	204°F	96°C
Heat Deflection (HDT) @ 264 psi	ASTM D648	180°F	82°C
Glass Transition Temperature (T _g)	DSC (SSYS)	226°F	108°C
Melting Point	-----	Not Applicable ²	Not Applicable ²
Coefficient of Thermal Expansion	ASTM E831	4.90x10 ⁻⁶ in/in/°F	8.82x10 ⁻⁶ mm/mm/°C

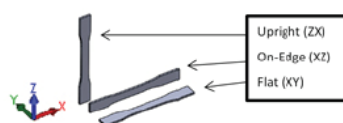
ELECTRICAL PROPERTIES ⁴	TEST METHOD	VALUE RANGE
Volume Resistivity	ASTM D257	2.6x10 ¹⁵ - 5.0x10 ¹⁶ ohm-cm
Dielectric Constant	ASTM D150-98	2.3 - 2.85
Dissipation Factor	ASTM D150-98	0.0046 - 0.0053
Dielectric Strength	ASTM D149-09, Method A, XZ Orientation	130 V/mil
Dielectric Strength	ASTM D149-09, Method A, ZX Orientation	290 V/mil

OTHER ²	TEST METHOD	VALUE
Specific Gravity	ASTM D792	1.04
Flame Classification	UL94	HB (0.09", 2.50mm)
UL File Number	-----	E345258
Rockwell Hardness	ASTM D785	109.5

XZ = X or "on edge"

XY = Y or "flat"

ZX = or "upright"



stratasys

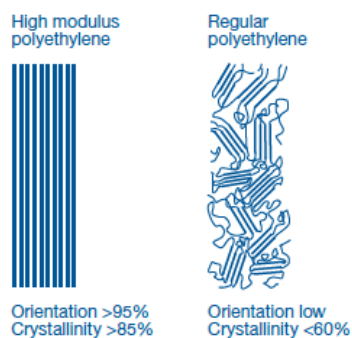
Appendice C

Cavo: Dyneema SK75 ©

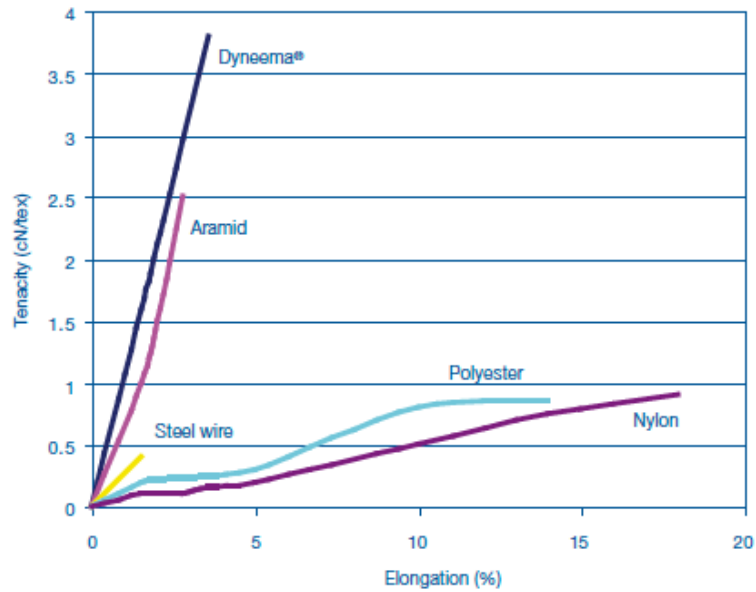


Inventato e prodotto dall'azienda DSM Dyneema, il Dyneema è una fibra di polietilene ad alto modulo versatile, leggera e molto resistente. Negli anni, la fibra ha mostrato il suo valore in molti settori, tra cui sicurezza, aviazione, marina, pesca, sport e sanità.

La fibra Dyneema ha origine da un processo di filatura in solvente di Polietilene ad alto peso molecolare (UHMWPE). La distensione delle fibre consente l'allineamento molecolare ed un alto livello di cristallinità.

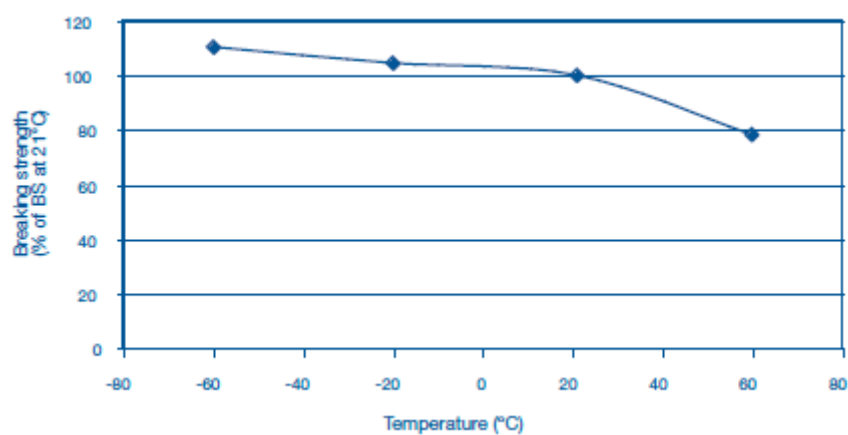


Avendo una densità minore, questa favorisce la leggerezza e la grande forza della fibra, nonché il basso allungamento. A parità di diametro, la forza e l'elongazione dei prodotti fatti in Dyneema sono comparabili a quelli dell'acciaio, ma con solo il 15% del peso.



In marina e nelle applicazioni industriali, Dyneema è la fibra con il più alto rapporto peso – resistenza. Inoltre, le proprietà di basso attrito della fibra la proteggono da eventuali abrasioni interne, con conseguente allungamento della vita di servizio nelle prove a fatica.

La fibra Dyneema ha un punto di fusione compreso fra i 144°C e i 152°C. La tenacità e il modulo elastico diminuiscono alle alte temperature, ma aumentano alle temperature sotto i 0°C. Non esiste alcun punto fragile (temperatura di transizione al di sotto della quale comincia a sussistere il pericolo della frattura fragile) fino ai -150°C, per cui la fibra può essere usata nell'intervallo compreso fra questa temperatura ed i 70°C. Una breve esposizione alle alte temperature non causerà alcuna grave perdita delle proprietà.



All'aumentare del carico statico e della temperatura la fibra Dyneema si allunga irreversibilmente, nel processo chiamato creep. Fra le fibre commerciali di polietilene ad alto modulo, la Dyneema mostra il creep più basso associata ad una durata più lunga.

Esistono vari modelli di questa fibra a seconda dell'applicazione di utilizzo. La fibra Dyneema SK75 è la più versatile, e viene utilizzata in marina come corde e reti. Nella tabella seguente vengono evidenziate le proprietà meccaniche di questa fibra.

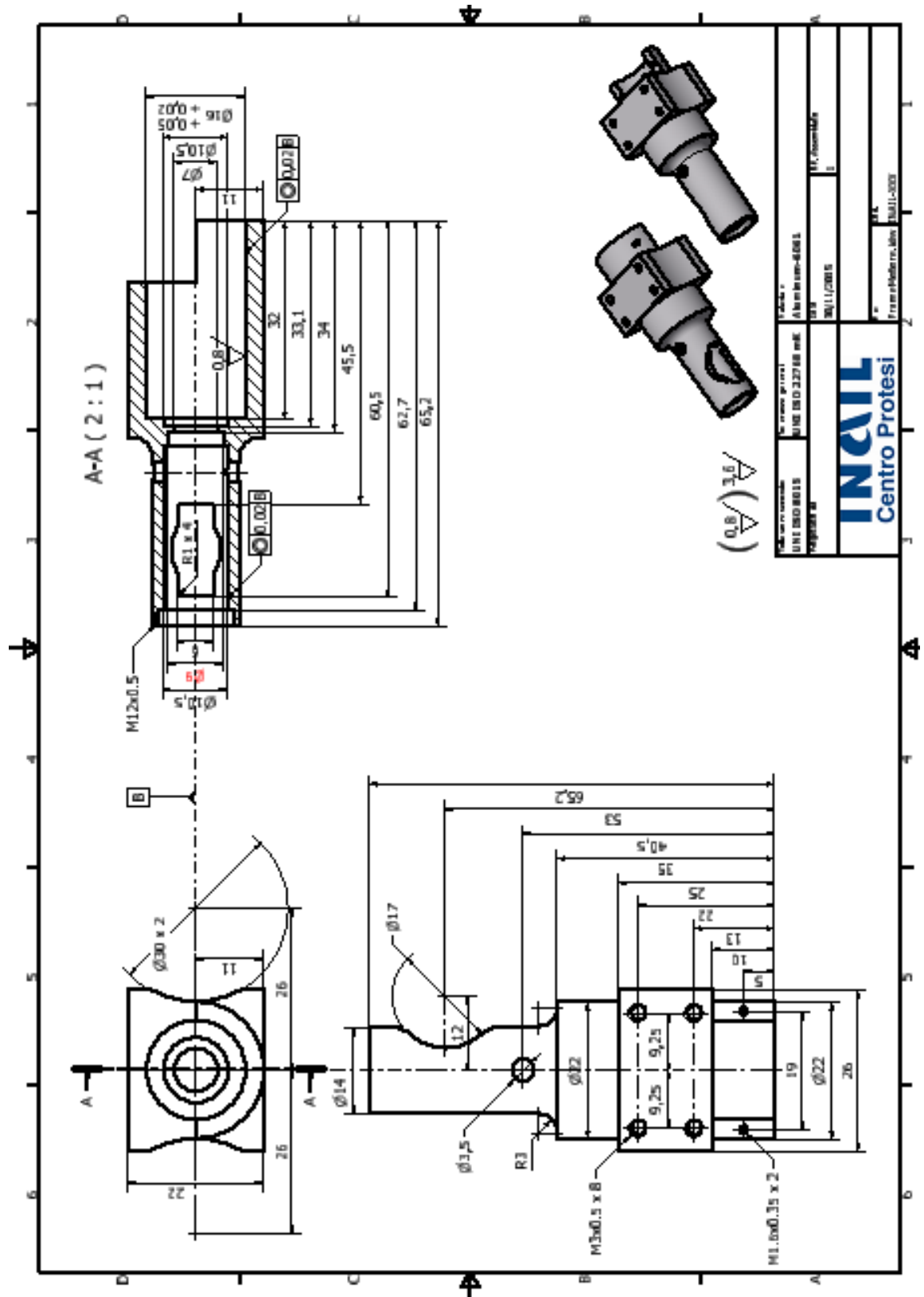
Proprietà	Valori tipici		
Titolazione*	1760 dtex	1600 den	
Forza di rottura	610 N		
Tenacità	0.351 N/dtex	39.8 g/den	3.4 GPa
Modulo elastico	11.6 N/dtex	1314 g/den	113 GPa
Elongazione	3.5 %		

*La titolazione è la l'operazione che determina il **titolo** di un filo o di un filato. Il titolo è una relazione fra la lunghezza e il peso: il rapporto tra peso e lunghezza è detto titolazione diretta, e viene comunemente misurato in Denari (den), che corrisponde a 1 grammo ogni 9km di filo, o in Decitex (dtex), che corrisponde ad un grammo ogni 10 km di filo.

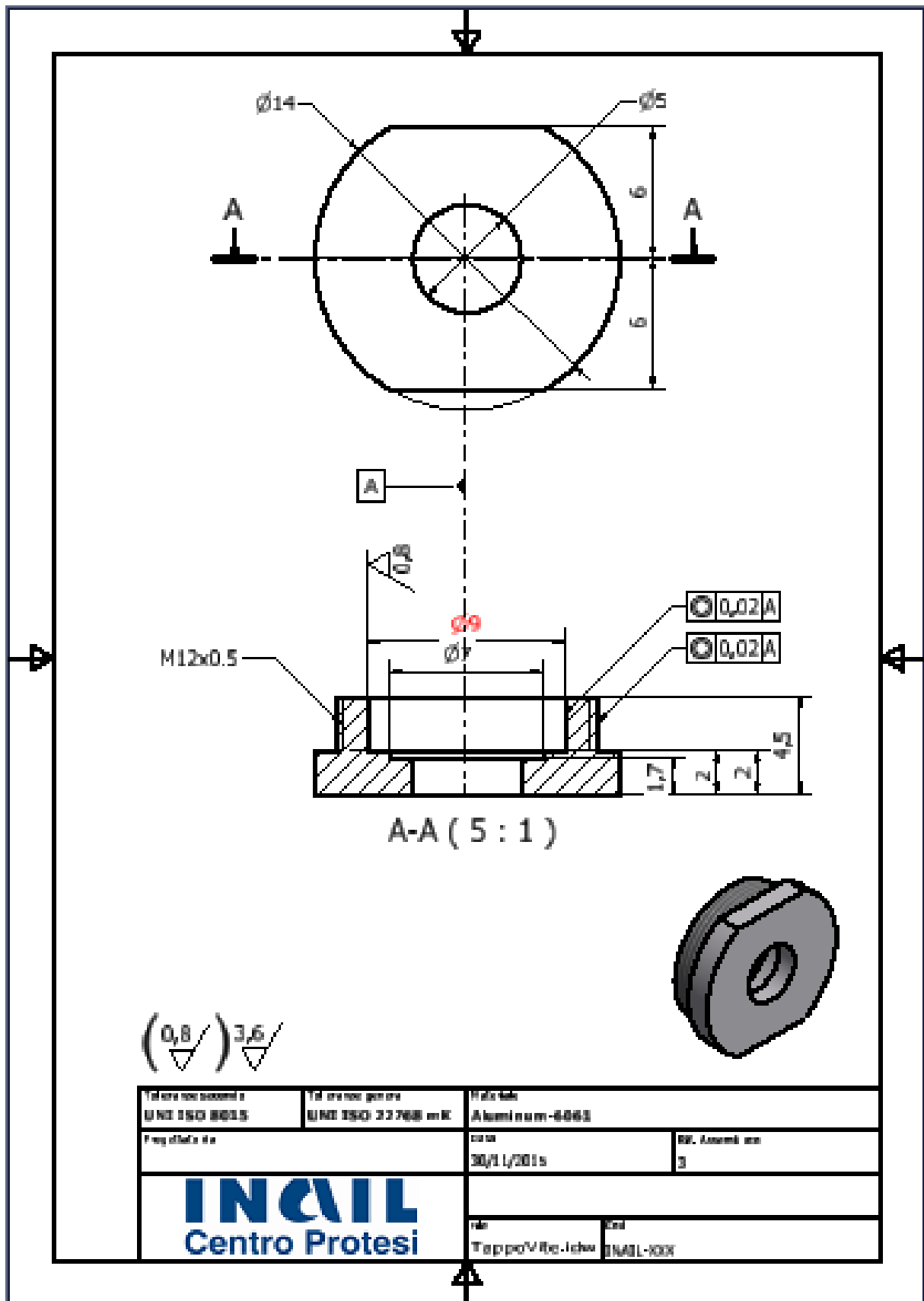
Appendice D

Tavole

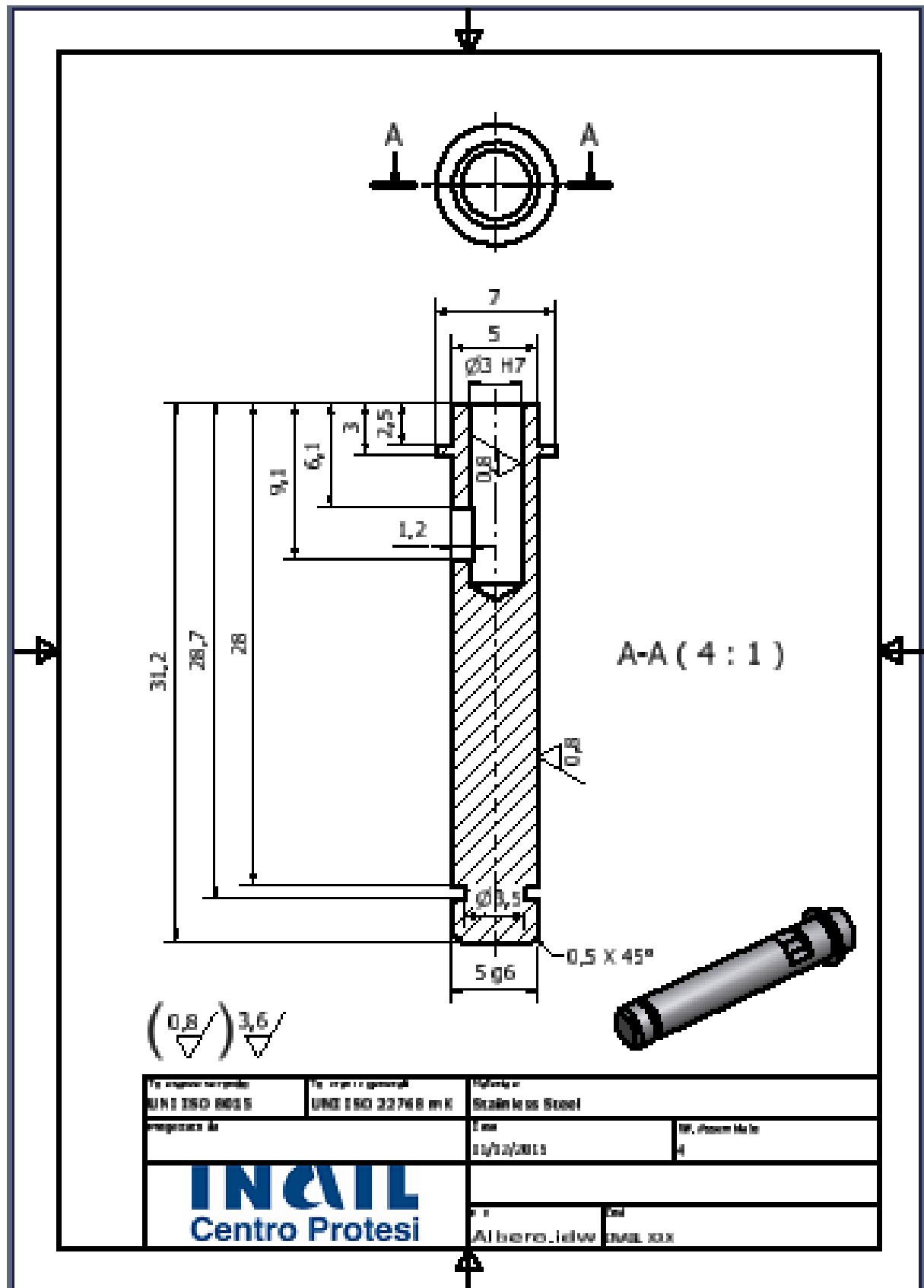
D.1: Frame Motore



D.2: Tappo Motore

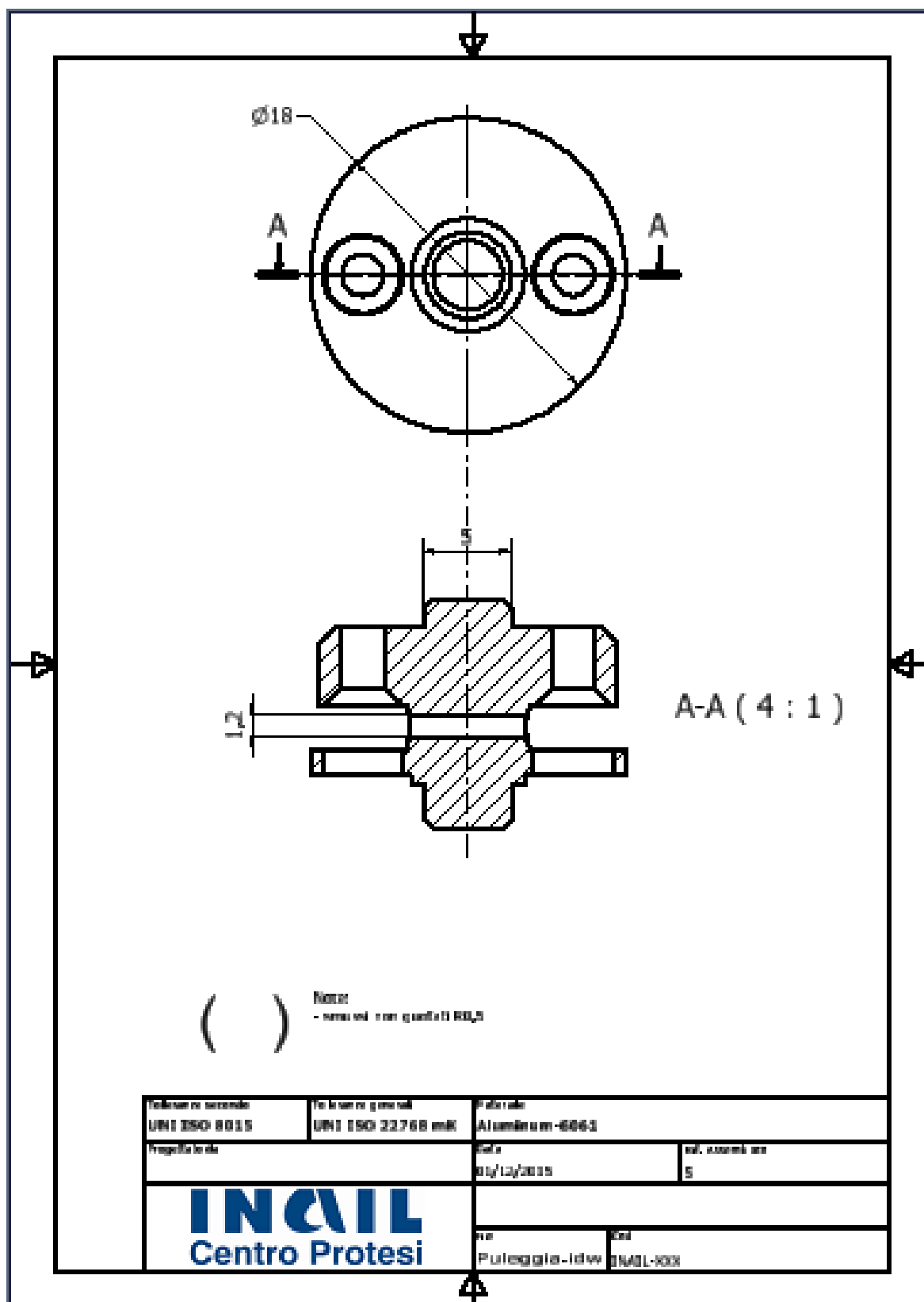


D3: Albero di Trasmissione



Prodotto da	Disegnato da	Verificato da	Approvato da
INAIL Centro Protesi		Albero di trasmissione	INAIL 2013

D4: Puleggia



Appendice E

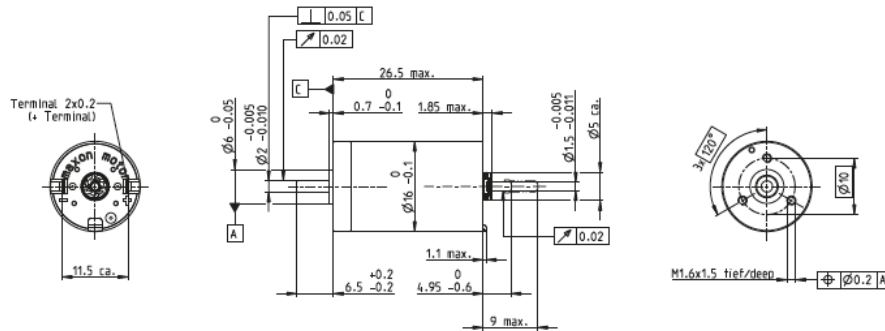
E.1: Datasheet Motore

DCX 16 S Graphite Brushes
DC motor Ø16 mm

5/10 W 5.7 mNm 17000 rpm



maxon X drives



M 1:1

Motor Data		6	9	12	18	24	48
1_ Nominal voltage	V	6	9	12	18	24	48
2_ No load speed	rpm	12700	12700	13300	12700	12700	12600
3_ No load current	mA	67.2	44.8	35.5	22.4	16.8	8.28
4_ Nominal speed	rpm	9470	9440	10200	9430	9540	9290
5_ Nominal torque (max. continuous torque)	mNm	5.47	5.39	5.71	5.36	5.53	5.35
6_ Nominal current (max. continuous current)	A	1.29	0.849	0.703	0.422	0.326	0.156
7_ Stall torque	mNm	22.0	21.3	25.1	21.1	22.4	20.8
8_ Stall current	A	4.94	3.20	2.94	1.58	1.26	0.577
9_ Max. efficiency	%	78	78	79	78	79	78
10_ Terminal resistance	Ω	1.22	2.82	4.08	11.4	19.1	83.2
11_ Terminal inductance	mH	0.036	0.080	0.131	0.320	0.569	2.32
12_ Torque constant	mNm/A	4.45	6.67	8.53	13.3	17.8	36.0
13_ Speed constant	rpm/V	2150	1430	1120	715	536	265
14_ Speed/torque gradient	rpm/mNm	586	603	536	611	574	614
15_ Mechanical time constant	ms	6.16	6.13	6.07	6.14	6.12	6.17
16_ Rotor inertia	gcm ²	1.00	0.970	1.08	0.959	1.02	0.960

Thermal data		Operating Range	
17_ Thermal resistance housing-ambient	K/W	23.5	n [rpm]
18_ Thermal resistance winding-housing	K/W	9.9	Winding 12 V
19_ Thermal time constant winding	s	9.63	
20_ Thermal time constant motor	s	227	
21_ Ambient temperature	°C	-40...+100	
22_ Max. winding temperature	°C	125	

Mechanical data ball bearings		maxon Modular System	
23_ Max. speed	rpm	17000	maxon gear Stages
24_ Axial play	mm	0...0.1	88_GPX 16 1-2
Preload	N	0.8	102_ENX 10 EASY
25_ Radial play	mm	0.015	102_ENX 10 QUAD
26_ Max. axial load (dynamic)	N	0.8	103_ENX 16 EASY
27_ Max. force for press fits (static)	N	18	104_ENX 16 EASY Absolute
(static, shaft supported)	N	300	
28_ Max. radial load [mm from flange]	N	10 [5]	

Mechanical data sleeve bearings		maxon sensor		maxon motor control	
23_ Max. speed	rpm	17000	maxon sensor	378_ESCON Module 24/2	
24_ Axial play	mm	0...0.2	102_ENX 10 EASY	378_ESCON 36/2 DC	
Preload	N	0	102_ENX 10 QUAD	379_ESCON Module 50/5	
25_ Radial play	mm	0.015	103_ENX 16 EASY	379_ESCON 50/5	
26_ Max. axial load (dynamic)	N	0.1	104_ENX 16 EASY Absolute	386_EPOS2 24/2 (DC/EC)	
27_ Max. force for press fits (static)	N	60		386_EPOS2 Module 36/2	
(static, shaft supported)	N	300		387_EPOS2 50/5	
28_ Max. radial load [mm from flange]	N	2 [5]		383_EPOS3 70/10 EtherCAT	
				396_MAXPOS 50/5	

Other specifications		Configuration	
29_ Number of pole pairs		Bearing: Ball bearings preloaded/sleeve bearings	
30_ Number of commutator segments		Commutation: Precious metal brushes with CLL/graphite brushes	
31_ Weight of motor	g	Flange front/back: Standard flange/configurable flange/no flange	
32_ Typical noise level	dB(A)	Shaft front/back: Length/diameter/flat face	
		Electric connection: Terminals or cable/alignment of connection/cable length/connector type	

xdrives.maxonmotor.com

E.2: Datasheet Riduttore Epicicloidale

Configure and order your drive online.
xdrives.maxonmotor.com

NEW

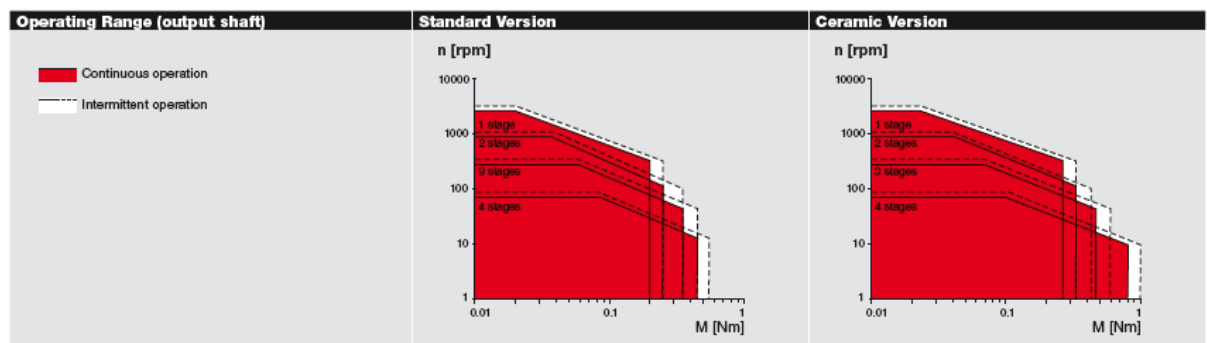
maxon X drives

GPX 16 Planetary Gearhead Ø16 mm

Configurable



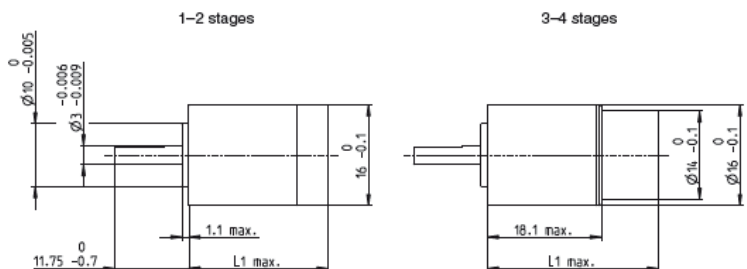
Key Data	Standard Version	Ceramic Version
Max. transmittable power	W 6.5	7.8
Max. continuous torque	Nm 0.45	0.6
Max. continuous input speed	rpm 16000	16000
Ambient temperature	°C -40 ... +100	-40 ... +100
Bearing at output	Ball bearing	Ball bearing



Specifications	Standard Version				Ceramic Version			
Number of stages	1	2	3	4	1	2	3	4
Max. transmittable continuous power	W 6.5	3.2	1.6	0.60	7.8	3.8	1.9	0.7
Max. transmittable intermittent power	W 8.0	4.0	2.0	0.75	10.0	5.0	2.5	1.0
Max. continuous torque	Nm 0.20	0.25	0.35	0.45	0.27	0.33	0.47	0.60
Max. intermittent torque	Nm 0.25	0.35	0.45	0.55	0.33	0.42	0.58	0.75
Max. continuous input speed	rpm 12000	14000	16000	16000	12000	14000	16000	16000
Max. intermittent input speed	rpm 15000	17500	20000	20000	15000	17500	20000	20000
Max. efficiency	% 90	80	75	65	90	80	75	65
Average backlash no load	° 1.4	1.6	2.0	2.4	1.4	1.6	2.0	2.4
Max. axial load (dynamic)	N 12	12	12	12	12	12	12	12
Max. radial load, 5 mm from flange	N 20	40	60	80	20	40	60	80
Gearhead length L1	mm 15.8	20.7	25.7	30.6	15.8	20.7	25.7	30.6
Weight	g 20	25	27	31	20	25	27	31

Configuration	Standard Version				Ceramic Version			
Number of stages	1	2	3	4	1	2	3	4
Reduction	X:1 3.9, 5.3, 6.6	16, 21, 26, 28, 35, 44	62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231	243, 326, 406, 438, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526	3.9, 5.3, 6.6	16, 21, 26, 28, 35, 44	62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231	243, 326, 406, 438, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526
Version	Standard/ceramic version/noise reduced/reduced backlash							
Flange	Standard flange/configurable flange							
Shaft	Length/flat face							

maxon Modular System	Page	Dimensions	M 1:1
maxon DC motor	Number of stages		
DCX 14 L	3-4	62-63	
DCX 16 S	1-2	64-65	
DCX 16 L	1-2	66-67	
DC-max 16 S	1-2	78-79	



Configure and order your drive online.
xdrives.maxonmotor.com

NEW

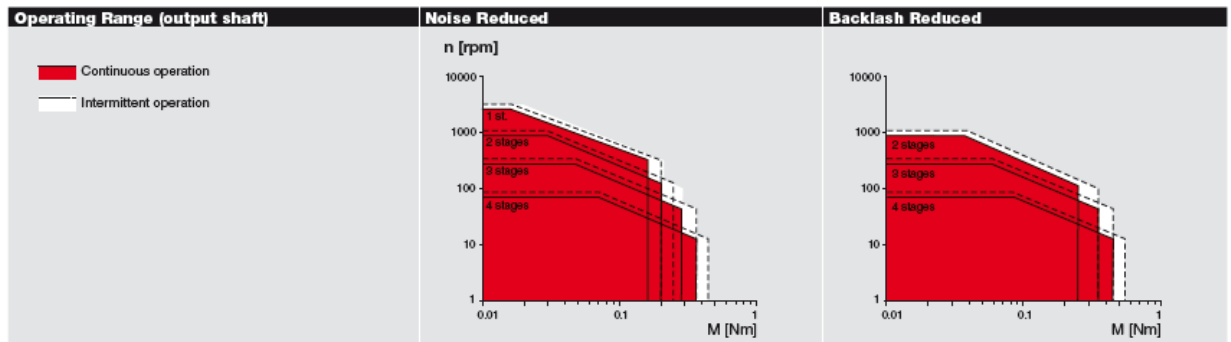
GPX 16 Planetary Gearhead Ø16 mm

Configurable



maxon X drives

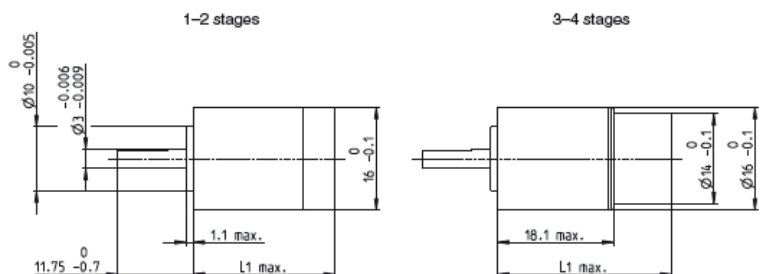
Key Data	Noise Reduced	Backlash Reduced
Max. transmittable power	W 5.2	3.2
Max. continuous torque	Nm 0.36	0.5
Max. continuous input speed	rpm 16000	16000
Ambient temperature	°C -40 ... +85	-40 ... +100
Bearing at output	Ball bearing	Ball bearing
Typical noise level	dBA -5 dBA compared to standard configuration	



Specifications	Noise Reduced	Backlash Reduced
Number of stages	1 2 3 4	2 3 4
Max. transmittable continuous power	W 5.2 2.6 1.3 0.5	3.2 1.6 0.6
Max. transmittable intermittent power	W 6.5 3.3 1.6 0.6	4.0 2.0 0.8
Max. continuous torque	Nm 0.16 0.20 0.28 0.36	0.25 0.35 0.45
Max. intermittent torque	Nm 0.20 0.25 0.35 0.45	0.35 0.45 0.55
Max. continuous input speed	rpm 12000 14000 16000 16000	14000 16000 16000
Max. intermittent input speed	rpm 15000 17500 20000 20000	17500 20000 20000
Max. efficiency	% 90 80 75 65	80 75 65
Average backlash no load	° 1.4 1.6 2.0 2.4	1.3 1.6 1.9
Max. axial load (dynamic)	N 12 12 12 12	12 12 12
Max. radial load, 5 mm from flange	N 20 40 60 80	40 60 80
Gearhead length L1	mm 15.8 20.7 25.7 30.6	20.7 25.7 30.6
Weight	g 20 25 27 31	25 27 31

Configuration	Noise Reduced	Backlash Reduced
Number of stages	1 2 3 4	2 3 4
Reduction	X:1 3.9, 5.3, 6.6 16, 21, 26, 28, 35, 44 62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231 243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526	16, 21, 26, 28, 35, 44 62, 83, 103, 111, 138, 150, 172, 186, 231 243, 326, 406, 439, 546, 590, 679, 734, 794, 913, 987, 1135, 1227, 1526
Version	Standard/ceramic version/noise reduced/backlash reduced	
Flange	Standard flange/configurable flange	
Shaft	Length/flat face	

maxon Modular System	Page	Dimensions
maxon DC motor	Number of stages	M 1:1
DCX 14 L	3-4	62-63
DCX 16 S	1-2	64-65
DCX 16 L	1-2	66-67
DC-max 16 S	1-2	78-79



Ringraziamenti

Al termine di questo lungo e difficile percorso, è doveroso fare degli opportuni ringraziamenti alle persone che mi hanno accompagnato e permesso il raggiungimento di questo grande traguardo. Mi sembra ancora difficile credere che sia finita, e che adesso devo realmente diventare una persona seria.

Ringrazio prima di tutto il mio relatore, il prof. Luca Cristofolini, per l'opportunità concessami di sviluppare la tesi presso il Centro Protesi INAIL, e per la professionalità e disponibilità mostrata nei miei confronti.

Un ringraziamento particolare ed enorme va al mio correlatore, l'ing. Emanuele Gruppioni, il "boss": grazie per avermi permesso di sviluppare una tua grande idea, grazie per avermi insegnato una quantità di cose che non riesco nemmeno riesco a contare, grazie per il tantissimo tempo dedicatomi. Sei una delle persone più intelligente e preparate che abbia conosciuto, e nonostante questo ti sei dimostrato anche disponibile, gentile e divertente. Ti auguro tutto il meglio perché te lo meriti davvero, io non ti dimenticherò facilmente.

Grazie anche ai miei compagni di avventura al Centro Protesi, in particolare Alberto, che oltre ad avermi aiutato enormemente nello sviluppo di questo lavoro, sei stato il miglior compagno possibile in questo tirocinio, per le risate, le prese in giro, le pause, i momenti culturali a pranzo, per tutto. Spero di rivederti ancora, perché ho trovato in te un grande amico.

Ringrazio anche i miei colleghi di università di Cesena, per il tempo trascorso assieme durante i due anni di laurea magistrale, sia dentro che fuori la facoltà. Grazie anche ad i miei amici storici in Sardegna, che non mi hanno mai fatto mancare la loro presenza durante i brevi ritorni a casa.

Grazie ai miei genitori, che mi hanno permesso di intraprendere questo percorso, e per il loro supporto, morale ed economico. Grazie anche a mio fratello e mia cognata, che non hanno mai fatto mancare la loro presenza, anche a distanza.

Ultima, ma non per importanza, la mia stupenda fidanzata Micaela che si merita un ringraziamento speciale: hai vissuto con me ogni momento di questi due anni e mezzo, a Cesena, a Bologna e in Sardegna, e sai quanto è stato lungo e difficile. Grazie per essermi stata sempre vicino, sei stata una fidanzata, una collega, una compagna di studio, una amica, una psicologa, una cuoca, una tutor. Non avrei potuto immaginare questi due anni senza di te, così come non posso e non voglio immaginare i prossimi che verranno. Ti auguro tutto il meglio perché te lo meriti davvero, sei una persona stupenda che sono stato incredibilmente fortunato ad incontrare. Ti amo.

