

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

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

*Titolo della tesi*

**Progetto, sviluppo e caratterizzazione di un riduttore cicloidale per  
l'azionamento di un'articolazione protesica di gomito**

*Tesi in*

**MECCANICA DEI TESSUTI BIOLOGICI LM**

*Relatore*

**Prof. Ing. Luca Cristofolini**

*Presentata da*

**Michele Fesani**

*Correlatore*

**Ing. Emanuele Gruppioni**

Terza Sessione

Anno Accademico 2015 – 2016



# Indice

---

<b>Sinossi .....</b>	<b>1</b>
<b>1 Protesica di arto superiore .....</b>	<b>4</b>
1.1 Casi di protesizzazione .....	4
1.2 Trattamento protesico di arto superiore .....	6
1.3 Classificazione delle protesi di arto superiore .....	8
1.3.1 Classificazione strutturale.....	9
1.3.2 Classificazione funzionale.....	10
1.3.2.1 Protesi passive.....	10
1.3.2.2 Protesi attive o funzionali .....	12
1.4 Struttura della protesi mioelettrica di arto superiore.....	16
1.4.1 Bretellaggi .....	16
1.4.2 Invasatura.....	17
1.4.3 Sensori elettromiografici .....	18
1.4.4 Elettronica integrata.....	20
1.4.5 Parti di collegamento e articolazioni .....	22
1.4.5.1 Stato dell'arte del gomito mioelettrico .....	23
1.4.5.2 Gomito INAIL EMEI 3.0.....	27
1.4.6 Mano protesica o elemento prensile .....	30
<b>2 Materiali e metodi .....</b>	<b>32</b>
2.1 Progettazione e costruzione di prototipi .....	33
2.1.1 Software CAD .....	33
2.1.2 Stampa 3D .....	34
2.1.3 Progettazione dei modelli di riduttore di velocità .....	36
2.1.3.1 Primo modello di riduttore di velocità: riduttore cicloidale .....	36
2.1.3.2 Secondo modello di riduttore di velocità: riduttore cicloidale a disco doppio modificato.....	43
2.1.3.3 Terzo modello di riduttore di velocità: riduttore cicloidale a disco singolo	47

2.2	Acquisizione dei dati elettrici e meccanici .....	48
2.2.1	Sistema di controllo acquisizione .....	49
2.2.2	Elettronica integrata.....	51
2.2.3	Motion capture.....	51
2.2.3.1	Protocollo utilizzato .....	52
2.2.3.2	Software Vicon Nexus .....	53
2.2.3.3	Telecamere ad infrarossi .....	53
2.3	Elaborazione dei dati .....	54
<b>3</b>	<b>Risultati .....</b>	<b>56</b>
3.1	Risultati gomito di riferimento .....	56
3.1.1	Prima prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano”.....	56
3.1.2	Seconda prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano+peso” ..	59
3.2	Risultati gomito con riduttore cicloidale a disco doppio: ruote dentate ed eccentrico in Delrin.....	61
3.2.1	Prima prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano”.....	62
3.2.2	Seconda prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano+peso” ..	64
3.3	Risultati gomito con riduttore cicloidale a disco doppio: ruote dentate ed eccentrico in bronzo.....	66
3.3.1	Prima prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano”.....	67
3.3.2	Seconda prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano+peso” ..	69
3.4	Risultati gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin .....	72
3.4.1	Prima prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano”.....	72
3.4.2	Seconda prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano+peso” ..	74
3.5	Risultati gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in bronzo .....	76
3.5.1	Prima prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano”.....	77
3.5.2	Seconda prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano+peso” ..	79
<b>4</b>	<b>Discussione .....</b>	<b>82</b>
4.1	Prestazione del gomito INAIL EMEI 3.0 .....	82
4.2	Prestazioni del gomito con riduttore cicloidale a disco doppio con ruote dentate ed eccentrico in Delrin .....	83
4.3	Prestazioni del gomito con riduttore cicloidale a disco doppio con ruote dentate ed eccentrico in bronzo .....	84
4.4	Prestazioni del gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin .....	85

4.5	Prestazioni del gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in bronzo .....	86
<b>5</b>	<b>Conclusioni e sviluppi futuri .....</b>	<b>87</b>
	<b>Bibliografia e sitografia .....</b>	<b>89</b>
	<b>Appendice A: Datasheets .....</b>	<b>91</b>
	<b>Appendice B: Catalogo Ct Meca.....</b>	<b>93</b>
	<b>Appendice C: Tavole tecniche.....</b>	<b>94</b>



# Sinossi

---

Nel corso dei secoli la protesica ha subito notevoli miglioramenti, dalle sue origini primitive risalenti all'antico Egitto, a quelle attuali più sofisticate. Con il progredire della tecnologia, le protesi rudimentali, con scopo sostanzialmente estetico, sono state sostituite da dispositivi sempre più all'avanguardia, che mirano al completo recupero delle performance dell'arto amputato. A partire dagli anni '60 dello scorso secolo, si ha avuto infatti un mutamento radicale nel campo della protesica grazie alle nozioni ingegneristiche meccatroniche, che hanno permesso di sviluppare dispositivi con nuove e più complete funzionalità.

Il *Centro Protesi INAIL* di Vigorso di Budrio (BO), fondato dal professore Hannes Schmidl nel 1961, è un'eccellenza nel settore della protesica d'arto. All'interno del Centro, realtà unica in Italia, vengono applicate le più aggiornate conoscenze nel campo dell'ortopedia tecnica per ricostruire il quadro funzionale dell'infortunato e per una sua completa reintegrazione nel mondo del lavoro, nella famiglia e più ampiamente nella società. Il Centro Protesi INAIL, nella sua veste di "Centro per la sperimentazione ed applicazione di protesi e presidi ortopedici", opera essenzialmente su tre diversi versanti: la ricerca di nuove tecnologie finalizzate alla produzione, la produzione e la fornitura di protesi e presidi ortopedici, e la riabilitazione e l'addestramento all'uso della protesi.

Il presente elaborato descrive l'attività svolta presso l'*Area Ricerca e Formazione* del Centro Protesi INAIL, volta al progetto, sviluppo e caratterizzazione di un riduttore cicloidale per l'azionamento di un'articolazione protesica di gomito. Questo lavoro è nato dalla necessità di sostituire il gruppo di motorizzazione del gomito elettromeccanico INAIL EMEI 3.0, ritirato dal mercato a causa della reversibilità del meccanismo che comportava la discesa passiva del gomito quando flesso. Per la fase di progettazione del riduttore ci si è serviti del software CAD Autodesk Inventor Professional, che consente di progettare, visualizzare e simulare una rappresentazione digitale del prodotto finale. I prototipi dei vari componenti del riduttore sono stati sviluppati con stampante 3D, e

successivamente, sulla base dei disegni tecnici tradizionali, sono stati fabbricati presso un'officina meccanica specializzata. Per la caratterizzazione del riduttore cicloidale, comparato a quello epicicloidale già presente nel gomito INAIL EMEI 3.0, ci si è serviti di un banco prova per articolazioni protesiche attive sviluppato all'interno del Centro Protesi. Si è utilizzato quindi il sistema PAC (Programmable Automation Controller) National Instruments – CompactRIO che, avvalendosi di un processore Real-Time, in combinazione ad un FPGA (Field-Programmable Gate Array) e a moduli di I/O, permette sia il controllo che l'acquisizione ad elevate prestazioni oltre ad una grande versatilità applicativa. Il codice, sviluppato interamente in Labview, prevede anche la connessione con il software di acquisizione stereofotogrammetrica Vicon Nexus per acquisire gli angoli articolari del gomito, tramite il posizionamento di marker sui due segmenti protesici di braccio ed avambraccio.

Per permettere una migliore comprensione dell'elaborato la sua struttura prevede una suddivisione nei seguenti capitoli:

Il *primo capitolo* fornisce una breve introduzione al campo della protesica di arto superiore, facendo riferimento alla normativa europea ISO 9999. La trattazione si focalizza poi sulle protesi di arto superiore a controllo mioelettrico definendone la struttura e facendo una panoramica dei modelli di articolazione di gomito attualmente sul mercato.

Nel *secondo capitolo* sono descritti i materiali ed i metodi utilizzati per il progetto, lo sviluppo e la caratterizzazione del riduttore cicloidale. In particolare, si descrivono nel dettaglio i modelli di riduttore di velocità progettati ed in seguito realizzati mediante la tecnica della prototipazione rapida. Viene introdotto il banco prova per protesi attive utilizzato per testare i gomiti mioelettrici in esame e vengono descritti gli script Matlab sviluppati per l'elaborazione dei dati ottenuti.

Il *terzo capitolo* riporta i risultati dei test eseguiti sui dispositivi e la loro elaborazione. Grazie alle grandezze elettriche e ai dati stereofotogrammetrici si sono ottenuti i valori



di rendimento del sistema complessivo, di rendimento del motore e di rendimento degli stadi di riduzione.

Nel *quarto capitolo* si espongono criticamente i risultati ottenuti, confrontando i riduttori di velocità in termini di rendimento del sistema complessivo e di rendimento degli stadi di riduzione.

Il *quinto capitolo* riporta le conclusioni e delinea i possibili sviluppi futuri.

# 1 Protesica di arto superiore

---

Questo capitolo fornisce una breve introduzione al campo della protesica di arto superiore, avvalendosi della classificazione della norma europea ISO 9999. Verranno inizialmente descritte le cause di amputazione e le fasi del trattamento protesico, successivamente verrà data una classificazione funzionale e strutturale delle protesi di arto superiore attualmente esistenti, e infine ci si focalizzerà sulle protesi a comando mioelettrico definendo la struttura e il funzionamento dei dispositivi presenti sul mercato. Parte del capitolo, in particolare, sarà incentrata sullo stato dell'arte relativo alle articolazioni elettromeccaniche di gomito a comando mioelettrico, facendo una panoramica dei principali modelli attualmente in commercio.

## 1.1 Casi di protesizzazione

Gli arti superiori sono appendici che permettono di compiere una varietà estremamente ampia di funzioni e attività della vita quotidiana. Grazie all'elevata percettibilità, il sistema mano-braccio può essere inoltre considerato alla stregua di un vero e proprio organo di senso. La mano, in particolare, grazie alla sensibilità estero-proprioceettiva, permette di percepire la temperatura, di proteggere il corpo da eventuali lesioni e di raccogliere informazioni circa la forma degli oggetti. Essa ha inoltre un ruolo di rilevante importanza nel così detto "linguaggio del corpo", fondamentale nell'ambito della gestualità per la comunicazione tra i soggetti. Nasce quindi, in caso di amputazione di arto superiore, la necessità di ricercare soluzioni protesiche in grado di restituire almeno parzialmente, le funzionalità e le abilità fisiologiche del sistema mano-braccio venuto a mancare. Ad oggi, si attesta attorno al 20% del totale l'incidenza delle amputazioni di arto superiore registrate in Italia dal Servizio Sanitario Nazionale, con numeri che si aggirano attorno ai 3500 nuovi casi l'anno. Questi dati sono un ulteriore

incentivo per i centri di ricerca e di produzione, come il Centro Protesi INAIL, ad investire in nuove soluzioni sempre più funzionali ed economicamente accessibili.

Quando si prescrive una protesi, è fondamentale conoscere le ragioni per cui il paziente è stato amputato. Le cause di amputazione sono tre:

- *Amputazione traumatica*
- *Amputazione per malattie*
- *Malformazioni congenite*

Parlando generalmente delle amputazioni, quelle traumatiche, che risultano prevalenti nei soggetti sotto i 60 anni, riguardano principalmente gli incidenti sul lavoro, pur registrando casi di amputazione legati anche ad episodi di altra natura, quali, ad esempio, incidenti domestici ed automobilistici, e cause belliche (mutilati di guerra).

Le amputazioni per malattie si verificano con percentuali superiori al 60%, prevalentemente in soggetti in età avanzata e a carico degli arti inferiori. Esse diventano opportune in seguito all'insorgere di patologie vascolari (che risultano essere le cause di amputazione più comune e spesso secondarie a diabete), di malattie neoplasiche (tumori delle ossa, dei muscoli e della pelle, in cui gli arti colpiti dal tumore vengono ablati per prevenire la propagazione della malattia) e di malattie infiammatorie (come tetano e gangrene, che ad oggi rappresentano il caso più raro di amputazione).

Le malformazioni congenite (amelie, focomelie, ecc.), infine, rappresentano solo una piccola percentuale di amputazioni. In questo caso i soggetti nascono con arti malformati molto corti o completamente assenti, e necessitano spesso di dispositivi altamente personalizzati già dai primi anni di vita; in relazione all'estensione della malformazione, gli arti possono venire chirurgicamente rimossi o venire trattati come vere e proprie amputazioni, prima di applicare un ausilio protesico.

## **1.2 Trattamento protesico di arto superiore**

Il trattamento protesico si compone di fasi ben distinte, durante le quali vengono tenuti in considerazione, oltre al livello e al tipo di amputazione, sia essa mono o bi-laterale, anche l'età, il contesto sociale e familiare, l'attività lavorativa, la motivazione al recupero, e le capacità residue e di apprendimento del paziente.

Nella così detta **fase chirurgica/post-chirurgica**, si deve prestare attenzione alla formazione di neuromi, ossia cellule del moncone del nervo che proliferano e creano sensibilizzazione e dolore. È molto importante nelle amputazioni di arto superiore preservare i segmenti ossei utili nel processo di protesizzazione (come ad esempio i condili, i processi stiloidei, ecc.) poiché serviranno da ancoraggio per la protesi, ed eliminare invece tutti quei segmenti ossei e tessuti molli che potrebbero causare problemi nella fase protesica. Durante la fase post-chirurgica è infine necessario eseguire una corretta “stoffatura”, che consiste nel coprire l'apice del moncone osseo con fasciature di tessuto muscolare e adiposo così da restituirgli un profilo corretto, per facilitare la fase di protesizzazione, ed evitare dolori dovuti al carico.

Alla fase chirurgica/post-chirurgica segue la **fase pre-protesica**, in cui si cercano di ripristinare delle buone condizioni generali e locali del moncone. È importante quindi evitare l'insorgere di edemi, che comprometterebbero la salute del paziente, e prevenire, attraverso attività precise ed esercizi mirati, contratture, retrazioni e rigidità nei muscoli residui. Un ultimo accorgimento consiste nel tonificare i distretti muscolari che interverranno nell'utilizzo della protesi: il paziente viene sottoposto a specifici trattamenti riabilitativi, che vanno ad esercitare e potenziare i muscoli coinvolti nel movimento dell'arto protesico.

Segue poi la **fase di protesizzazione**, ovvero la fase vera e propria di realizzazione della protesi. Nella Fig. 1 è mostrato lo schema del ciclo di lavorazione.

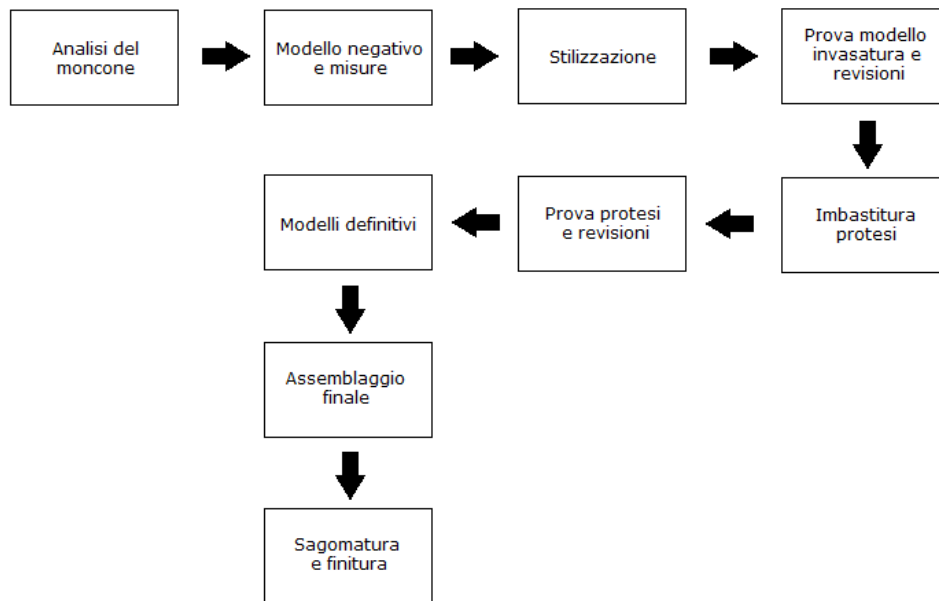


Fig. 1 Fasi del ciclo di lavorazione di una protesi.

A seguito di un'accurata analisi del moncone, si predispone una maglia tubolare di cotone e si segnano con la matita copiativa tutte le zone da isolare, le aree di carico e i punti di contro discesa della protesi. I tecnici ortopedici, che si occupano della fase di realizzazione della protesi, rilevano alcune misure fondamentali, quali la circonferenza del moncone ai vari livelli, l'ingombro dei condili omerali, ecc.. Nella protesi ad energia extracorporea mioelettrica, in particolare, è importante segnare la posizione esatta dove verranno posti gli elettrodi per captare il potenziale muscolare. Si procede poi con la realizzazione del modello negativo in cui le bende gessate, opportunamente bagnate, vengono avvolte attorno al moncone tenendo la giusta tensione per evitare lo schiacciamento delle parti molli. Prima dell'indurimento del gesso, si modellano accuratamente le zone di carico e quelle di contro-discesa della protesi. Segue quindi la realizzazione del modello di gesso positivo, che si ricava dal modello negativo, dopo aver eseguito la prova di congruità sulla persona: si versa del gesso liquido nel negativo, e il modello positivo così ottenuto viene caratterizzato, togliendo materiale nelle zone di carico e aggiungendo materiale nelle zone da scaricare. Si procede quindi con la realizzazione dell'invasatura che verrà descritta nel dettaglio al paragrafo 1.4.2. Costruita l'invasatura di prova, ad essa vengono fissati i componenti protesici (mano, polso, gomito, ecc.). La protesi, così "imbastita", viene quindi indossata dal paziente in modo da valutare l'idoneità dell'invasatura. Si procede infine con la realizzazione del

modello definitivo, che non è altro che la copia dell'invasatura di prova con le eventuali modifiche apportate. Realizzata l'invasatura definitiva, questa è assemblata con i componenti che costituiscono la protesi completa, precedentemente montati sull'invasatura di prova. L'ultima fase è quella di sagomatura e finitura della protesi, che tuttavia non comporta alcuna variazione tecnica per l'arto artificiale.

L'ultima fase che compone il trattamento protesico è la **fase post-protesica**, in cui si addestra l'amputato ad apprendere e rendere istintivi i movimenti necessari per il controllo della protesi, rieducandolo all'autonomia.

Durante tutto il trattamento protesico il paziente è coadiuvato da medici, terapisti, tecnici e psicologi. L'apporto di questi ultimi, in particolare, è fondamentale nelle fasi iniziali, per aiutare il paziente a superare il trauma di un'amputazione e valutare assieme gli obiettivi e il grado di motivazione per intraprendere un iter riabilitativo adeguato.

### **1.3 Classificazione delle protesi di arto superiore**

La Norma Internazionale ISO 9999 definisce una classificazione degli ausili tecnici per disabili. Attualmente, tale classificazione è limitata a quegli ausili tecnici che vengono utilizzati principalmente dal singolo individuo disabile. L'ISO 9999 si suddivide in capitoli, tra i quali, il capitolo 6 è quello dedicato alle protesi ortopediche: "*06. Protesi e ortesi*". Viene quindi data una corretta definizione di protesi, secondo la quale "*si definisce protesi un ausilio ortopedico che vicaria o sostituisce, seppur parzialmente, un arto mancante, sia sotto l'aspetto funzionale che estetico*".

Le protesi ortopediche possono essere suddivise in due macro-famiglie: le endoprotesi (interne) e le esoprotesi (esterne). Le endoprotesi sono componenti sostitutivi di articolazioni, o porzioni di esse, che restituiscono funzionalità articolare. La chirurgia ortopedica ha a disposizione varie tipologie di endoprotesi studiate per sostituire diverse componenti scheletriche (come ad esempio ginocchio, anca, disco intervertebrale, ecc.), in modo da rispecchiare il più possibile la morfologia e la funzionalità della parte che andrà a vicariare. Le esoprotesi, invece, sono dispositivi protesici esterni atti a sopperire parti del corpo amputate o malformate. Il Centro Protesi INAIL, in particolare, è specializzato in quest'ultima tipologia di protesi.

### 1.3.1 Classificazione strutturale

La normativa ISO 9999 prevede una suddivisione delle esoprotesi in due sottoclassi:

- 06.18 – *Esoprotesi d'arto superiore*
- 06.24 – *Esoprotesi d'arto inferiore*

La prima sottoclasse, che è quella in cui ci si soffermerà in questo elaborato, è suddivisa in sette sottosezioni che identificano i diversi dispositivi in base al livello di amputazione, in ordine dal livello più distale a quello più prossimale:

- 06.18.03 – *Protesi parziali di mano (incluse quelle digitali)*: vicariano le amputazioni di una o più falangi, della diafisi di uno o più metacarpi.
- 06.18.06 – *Protesi per disarticolazione di polso*: vicariano le amputazioni della mano e del carpo; vengono mantenuti i processi stiloidei di radio e ulna ed il gomito conservato consente la prono-supinazione.
- 06.18.09 – *Protesi transradiali*: vicariano le amputazioni della diafisi del radio e dell'ulna.
- 06.18.12 – *Protesi per disarticolazione di gomito*: vicariano le amputazioni dell'avambraccio lussando l'articolazione del gomito.
- 06.18.15 – *Protesi transomerali*: vicariano le amputazioni della diafisi dell'omero.
- 06.18.18 – *Protesi per disarticolazione di spalla*.
- 06.18.21 – *Protesi per interscapolo toracica*: vicariano le amputazioni in cui si asporta anche la scapola.

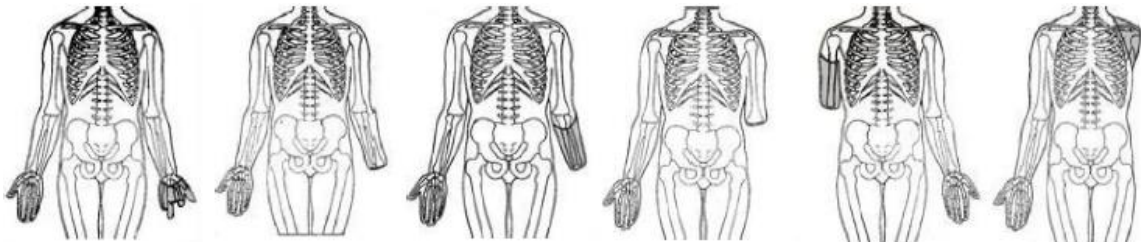


Fig. 2 Livelli di amputazione 06.18: da sinistra, 03, 06, 09, 12, 15, 18.

### 1.3.2 Classificazione funzionale

Le protesi di arto superiore possono essere classificate da un punto di vista funzionale. Si parla quindi di protesi *Passive* e protesi *Attive* (o *Funzionali*).

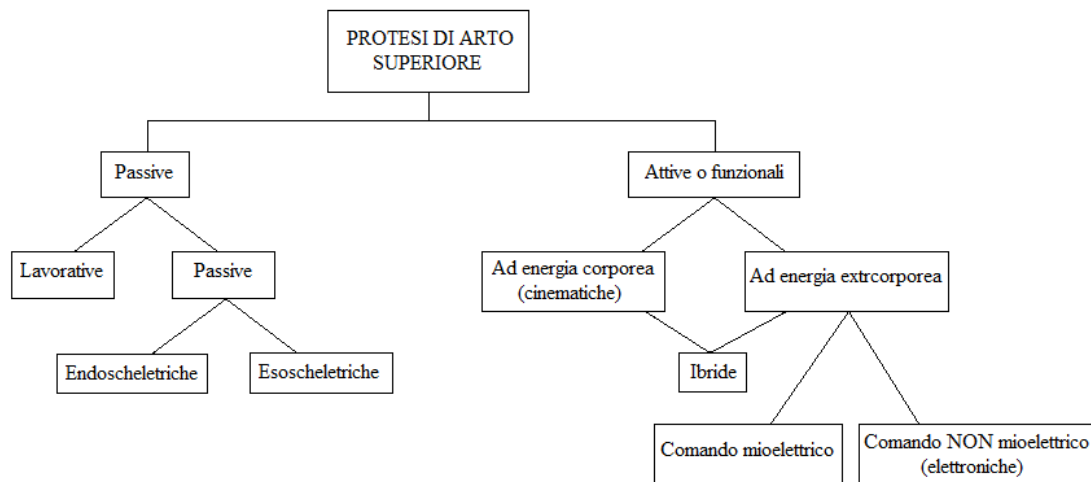


Fig. 3 Classificazione funzionali delle protesi d'arto superiore.

#### 1.3.2.1 Protesi passive

Nelle protesi passive non c'è nessun tipo di controllo attivo all'interno. Esse sono leggere e semplici da utilizzare, possono essere applicate anche in età precoce, riequilibrano il peso corporeo e danno la possibilità di una presa bimanuale e simmetrica, oltre ad avere una cosmesi molto raffinata (quelle cosmetiche). Di contro, essendo protesi passive, hanno la totale assenza di funzionalità estrinseca e sono consigliate solo all'amputato monolaterale.

Le protesi passive si suddividono a loro volta in due sottocategorie: *lavorative* e *cosmetiche*, quest'ultime ulteriormente classificabili in *esoscheletriche* (o *tradizionali*) ed *endoscheletriche* (o *modulari*).

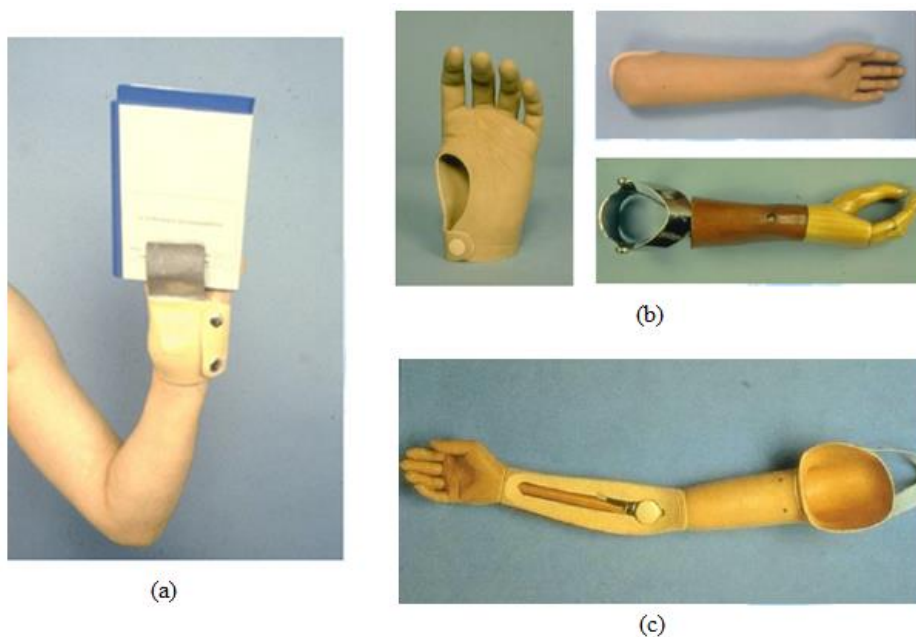
Le **protesi lavorative** (Fig. 4a) sono utilizzate per amputazioni carpali, metacarpali e per amputazioni falangee quando si deve realizzare un elemento in opposizione alla parte residua. Sono robuste, resistenti, ma poco cosmetiche.

Le **protesi cosmetiche** hanno una migliore estetica rispetto a quelle lavorative. Molti pazienti con amputazione monolaterale, infatti, non hanno il bisogno e il desiderio di recuperare determinate funzionalità nell'arto amputato, ma desiderano ristabilire solo



l'equilibrio corporeo ed estetico; in questo caso quindi si consigliano le protesi cosmetiche.

La differenza tra protesi cosmetiche esoscheletriche ed endoscheletriche risiede nel fatto che quelle esoscheletriche (Fig. 4b), applicate dalle amputazioni falangee fino a livello transomerale, sono delle strutture cave in cui le pareti esterne delle protesi, costruite in materiali rigidi, hanno funzione strutturale e portante. Nelle protesi endoscheletriche (Fig. 4c), applicate a partire da amputazioni transomerale fino all'interscapolo-toracica, 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. Il loro vantaggio è che in caso di rottura di una componente interna, non è necessario sostituire l'intera protesi, ma è sufficiente cambiare solamente la parte danneggiata.



*Fig. 4 (a) Protesi lavorativa, (b) Protesi esoscheletriche, (c) Protesi endoscheletriche.*

Esistono infine le protesi passive cosmetiche realizzate interamente in silicone (Fig. 5), dove il grado di estetica raggiunge livelli altissimi. La forma, il colore e la texture di queste protesi risultano molto naturali ricreando l'estetica dell'arto mancante, persino nei dettagli (unghie, pliche cutanee, peli, ecc...). Lo svantaggio delle protesi in silicone è però rappresentato dall'elevato costo di produzione e personalizzazione, unito al fatto che il paziente, se assistito dal Sistema Sanitario Nazionale, deve sostenere interamente

la spesa con proprie risorse, poiché queste protesi non sono previste nel Nomenclatore Tariffario.



*Fig. 5 Protesi cosmetica in silicone.*

### **1.3.2.2 Protesi attive o funzionali**

Le protesi attive hanno l'obiettivo di replicare le caratteristiche funzionali di un arto sano. Il limite risiede nel fatto che il sistema spalla-braccio-mano dispone di un numero elevatissimo di gradi di libertà (basti pensare che solamente la mano è dotata di 23 gradi di libertà) che gli arti artificiali odierni non riescono a replicare. Le protesi attive oggi esistenti, infatti, non consentono di raggiungere le prestazioni di un soggetto normodotato, ma permettono, con una adeguata riabilitazione, di ottenere un ottimo livello di destrezza.

Le protesi funzionali comprendono le protesi ad *energia corporea*, quelle ad *energia extra-corporea* e infine quelle *ibride*, che sfruttano componenti appartenenti ad entrambe le tipologie.

Le **protesi a energia corporea o cinematiche** (Fig. 6) sono quei dispositivi che, tramite l'utilizzo di bretellaggi e cavi a trazione, sfruttano per il loro movimento l'energia corporea della persona. Le funzionalità possibili sono molto semplici e comprendono l'apertura della mano, la flessione del gomito e il blocco/sblocco del gomito. La chiusura della mano è attuata da un meccanismo di ritorno a molla, mentre l'estensione del gomito è data dalla forza di gravità. Questo genere di protesi godono di un'alta affidabilità, grazie al fatto che sono realizzate con materiali robusti e meccaniche semplici. Complessivamente il loro peso è ridotto e risultano pertanto leggere. Gli svantaggi più rilevanti riguardano la limitata forza di presa del manipolatore o del

gancio terminale, e la limitata funzionalità della protesi, soprattutto per i pazienti con livello d'amputazione transomerale, specie se il moncone è ad un livello più prossimale del terzo medio o vi sono limitazioni funzionali della spalla. All'applicazione di questi dispositivi protesici segue poi un periodo di addestramento all'uso, in cui il paziente impara ad utilizzare correttamente la protesi e a conoscere le meccaniche di funzionamento dell'arto artificiale. Generalmente, l'utilizzo della protesi ad energia corporea è sconsigliato nei soggetti amputati con amputazione transomerale bilaterale.



*Fig. 6 Protesi ad energia corporea transradiale.*

Le **protesi a energia extra-corporea** (Fig. 7) sfruttano l'energia fornita da accumulatori elettrici per produrre l'energia meccanica necessaria per muovere la protesi. Internamente sono costituite dalle seguenti parti principali: le interfacce di comando, come sensori EMG o *microswitch*, gli accumulatori elettrici, che rappresentano la fonte energetica della protesi, e l'unità di controllo, costituita da un controllore che elabora i segnali in ingresso e restituisce una risposta che viene poi attuata per il movimento di mano, polso e gomito.



*Fig. 7 Protesi mioelettrica per amputazione transomerale (Otto Bock - Dynamic Arm).*

Per comandare i movimenti sono state sviluppate due soluzioni differenti: il comando mioelettrico, che sfrutta il segnale elettromiografico (EMG) prelevato da alcuni muscoli residui del paziente, ed il comando elettronico, che utilizza interruttori (vengono

utilizzati principalmente nei casi di amelia/focomelia). Le protesi che sfruttano il comando del primo tipo sono le più diffuse e sembrano poter fornire soluzioni future sempre più all'avanguardia, sia da un punto di vista funzionale che da un punto di vista dell'interfacciamento protesi-paziente, sulla base di specificazioni personali dell'utilizzatore.

Nelle attuali protesi ad energia extra-corporea è presente solo il feedback visivo, in cui il paziente, contraendo uno specifico muscolo, decide di attivare la protesi fino a quando, ad esempio, non vede che la mano ha afferrato l'oggetto. In questo caso è presente un sensore per ogni funzione: in generale si avranno 2 che vengono impiegati alternativamente nell'apertura/chiusura della mano, supinazione/pronazione del polso e flessione/estensione del gomito, per il tramite di un meccanismo di switch tra i tre giunti (funzionamento ciclico). Condizione necessaria è che siano disponibili segnali di ampiezza tale da essere riconosciuti dai sensori e che questi siano generati dal paziente in maniera indipendente uno dall'altro. La presenza di più di 2 siti di prelievo dei segnali EMG non è impossibile da ritrovare ma è da considerarsi rara. Ulteriori tecniche di controllo prevedono la suddivisione del range del segnale EMG in più livelli, a cui corrispondono diversi movimenti, un meccanismo di selezione ciclica basato sulla rilevanza della contrazione dei fasci muscolari.

La protesi ad energia extra-corporea gode quindi di un elevato grado di funzionalità, grazie alla sua sofisticata elettronica interna, ma questo comporta, di contro, un peso superiore rispetto agli altri tipi di protesi funzionali. È inoltre necessario che il paziente disponga di un potenziale muscolare adeguato e distinto tra agonista e antagonista. Per questo motivo è indispensabile un periodo di addestramento all'uso in centri specialistici con riabilitazioni e terapie per imparare ad utilizzare correttamente l'arto artificiale. Questa tipologia di protesi gode di un buon livello di estetica, ma ha costi piuttosto rilevanti.

Altra importante frontiera nel campo delle protesi di arto superiore a energia extra-corporea riguarda la sensorizzazione e il biofeedback. La funzione prensile dell'arto superiore, infatti, non è l'unica funzione svolta; con la mano naturale si è in grado non solo di afferrare un oggetto ma anche di valutarne il peso, la consistenza, la rugosità e la temperatura. Le tecnologie hanno quindi messo a disposizione sensori e trasduttori di varia natura, che si stanno cercando di integrare all'interno della mano protesica. A

livello prototipale oggi è possibile rilevare e trasmettere sul moncone sensazioni termiche, vibro-tattili o pressorie, che cercano di ricreare le relative sensazioni dell'arto sano. Sempre grazie ai sensori ed ai microprocessori è possibile implementare delle funzioni automatiche di presa, che tentano di replicare le funzioni che l'arto sano svolge in modo autonomo senza richiedere l'attenzione diretta del paziente. Il normodotato, per esempio, è in grado di afferrare un oggetto senza osservarlo continuamente grazie alla propriocezione e alla sensibilità tattile; analogamente, con le mani protesiche di nuova generazione è possibile afferrare un oggetto automaticamente, semplicemente fornendo un comando di partenza.

Le **protesi ibride poli-articolari** (Fig. 8), infine, sono protesi dotate sia di meccanismi mioelettrici che di segmenti passivi o cinematici. Solitamente sono indicate per pazienti con amputazione transomerale e, in questo caso, dispongono di una mano ad energia extra-corporea (eventualmente anche di polso) e di un gomito ad energia corporea. Complessivamente il peso della protesi risulta limitato nonostante disponga di una buona funzionalità. Ha un costo abbastanza contenuto ma, tuttavia, lo svantaggio principale risiede nella presenza dei cavi per il movimento del gomito che ne limitano il comfort.



*Fig. 8 Protesi ibrida transomerale.*

## **1.4 Struttura della protesi mioelettrica di arto superiore**

Una qualunque protesi mioelettrica di arto superiore presenta una struttura composta dai seguenti elementi:

- *Bretellaggi*
- *Invasatura*
- *Sensori elettromiografici*
- *Accumulatori*
- *Elettronica integrata*
- *Parti di collegamento e articolazioni*
- *Mano protesica o elemento prensile*



*Fig. 9 Schema di protesi mioelettrica di arto superiore.*

### **1.4.1 Bretellaggi**

I bretellaggi, che prevedono l'utilizzo di cinghie e bretelle, offrono un sicuro ancoraggio della protesi sul paziente, impedendo movimenti involontari e dislocazioni. Sul mercato esistono anche sistemi di sospensione a tenuta pneumatica, che sfruttano un cuscinetto sottovuoto posizionato tra la protesi e il moncone. Questo tipo di sistema di sospensione

è più comune nelle protesi d'arto inferiore transfemorale, poiché nelle protesi d'arto superiore risulta più affidabile l'utilizzo di bretellaggi classici.



*Fig. 10 Bretellaggi di una protesi d'arto superiore.*

### **1.4.2 Invasatura**

L'invasatura può essere realizzata a pareti flessibili o a pareti rigide, ed è considerata la componente più importante della protesi poiché deve consentire una “simbiosi” completa con il moncone per migliorare il controllo della protesi stessa. È realizzata su misura tramite rilievo del calco gessato negativo-positivo, ed è la parte che presenta il più alto grado di personalizzazione. Solitamente nella superficie interna delle protesi mioelettriche sono montati dei sensori sEMG posti a contatto con i muscoli d'interesse. I materiali più utilizzati per la realizzazione di questa struttura sono resine plastiche e fibra di nylon. I requisiti minimi per una buona invasatura sono un corretto sostegno del peso della protesi, una buona escursione articolare e la libera contrazione dei muscoli necessari al controllo della protesi.



*Fig. 11 Invasatura di una protesi mioelettrica di arto superiore.*

### **1.4.3 Sensori elettromiografici**

L'elettromiografia (EMG) misura i potenziali elettrici che si sviluppano nel muscolo durante la sua contrazione. Questi potenziali sono causati dalla depolarizzazione elettrica delle fibre muscolari in risposta all'arrivo di un impulso elettrico dalla sinapsi neuromuscolare. Nel caso di elettrodi ad inserzione, i singoli potenziali rispecchiano l'attività di una singola unità motoria, mentre nel caso di elettrodi/sensori di superficie, rappresentano l'attività di un gruppo di unità motorie. Quest'ultima tecnica prende il nome di elettromiografia di superficie (sEMG) e permette di ottenere indicazioni sul momento, sulla durata, sull'entità dell'attivazione di un muscolo durante il movimento, e indicazioni riguardo l'attività globale di un muscolo o gruppo muscolare. Il segnale elettromiografico di superficie si genera a partire dal punto di innervazione di ogni fibra, in cui si originano due zone di depolarizzazione che si propagano verso i due estremi della fibra alla velocità di circa 3-5 m/s. Le differenze nel punto di innervazione e nella velocità di conduzione determinano sorgenti di campo elettrico non perfettamente allineate nello spazio, e quindi un diverso tempo di arrivo dei singoli segnali agli elettrodi/sensori di registrazione; la somma di questi contributi è indicato con il nome di *Motor Unit Action Potential* (MUAP) e l'attivazione ripetuta di un'unità motoria genera un treno di MUAP, detto MUAPT. Il segnale sEMG è costituito dalla sovrapposizione dei contributi dei MUAPT generati dalle unità motorie attive del muscolo osservato. In particolare, nel caso di contrazione volontaria, le unità motorie sono attivate a frequenza diversa e i loro contributi al segnale cutaneo si sommano in modo asincrono. L'ampiezza di tale segnale varia da qualche decina di  $\mu\text{V}$  a circa 2 mV, quindi complessivamente il segnale è piuttosto ridotto.

I dispositivi in grado di misurare il potenziale elettrico associato all'attività delle fibre muscolari sono i sensori elettromiografici. Gli elettrodi utilizzati per captare il segnale EMG di superficie sono utilizzati in configurazione bipolare, in cui due elettrodi sono posizionati sul muscolo e viene registrato il potenziale tra essi: le due superfici di rilevazione sentono due potenziali rispetto ad un riferimento di massa. I due segnali ottenuti vengono quindi sottratti l'uno all'altro e amplificati, consentendo una riduzione delle componenti di modo comune del segnale finale.

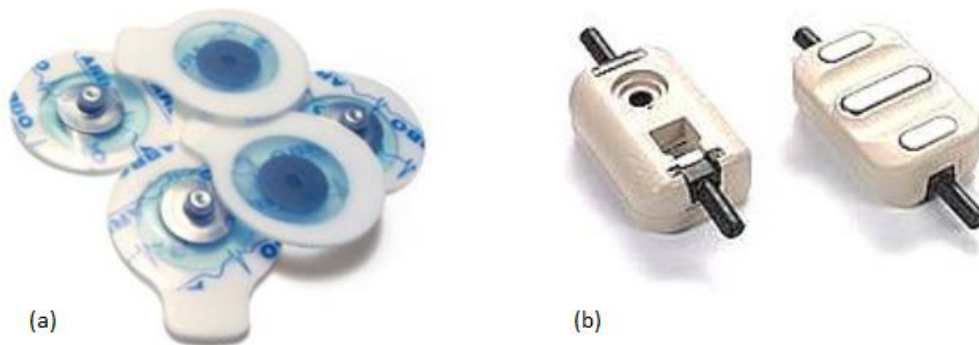
In commercio sono disponibili una grande varietà di sensori elettromiografici, i quali possono essere raggruppati in due principali categorie: i **sensori invasivi** e i **sensori**



**superficiali.** Nelle protesi mioelettriche di arto superiore i sensori utilizzati per captare il segnale EMG appartengono alla categoria di quelli superficiali. I sensori invasivi, come ad esempio quelli ad ago o a filo che vengono inseriti all'interno del muscolo del paziente, permettono di avere dei segnali molto accurati e altamente localizzati, rendendoli tuttavia poco adatti al controllo di una protesi mioelettrica in cui è necessaria una misura dell'attività globale dell'intero muscolo e non della singola fibra. Inoltre, il rischio di inserimento di corpi estranei all'interno dell'organismo supera di gran lunga i vantaggi dei sensori invasivi.

I sensori per elettromiografia di superficie possono essere suddivisi in passivi o attivi. I *sensori passivi* (Fig. 12a) sono costituiti da elettrodi superficiali collegati tramite cavi all'elettronica per il processamento del segnale. Essi rappresentano la soluzione più semplice ed economica, tuttavia mostrano alcuni svantaggi intrinseci, tra i quali il più critico è l'accoppiamento elettrodo-cute. Al fine di diminuire l'impedenza su questa interfaccia è necessario preparare adeguatamente la pelle del paziente utilizzando detergenti e gel conduttivi. Questa problematica risulta assente nei *sensori attivi*, i quali essendo dotati internamente dei primi stadi di elaborazione del segnale, non necessitano di un'impedenza elettrodo-cute estremamente bassa. Questi sensori sono i più utilizzati nella protesica mioelettrica e uno degli esempi più significativi è rappresentato dal MyoBock della Otto Bock (Fig. 12b). Esso lavora in configurazione bipolare, con l'elettrodo di riferimento posizionato in mezzo ai due elettrodi di sensing disposti ai lati. Il blocco di elaborazione interno, che garantisce una buona acquisizione del segnale senza la necessità di utilizzare gel conduttivi, è composto generalmente da un preamplificatore per strumentazione, un filtro passabasso, un filtro *notch* per il rumore (a 50 Hz o 60 Hz) e un raddrizzatore d'onda. Sono tuttavia presenti alcuni problemi intrinseci dell'applicazione, quali gli artefatti da movimento e il cross-talk. Per quanto riguarda gli artefatti da movimento, ogni movimento degli elettrodi sulla pelle genera piccoli potenziali elettrici che si sovrappongono al segnale elettrico del muscolo sottostante. I potenziali dovuti a fattori meccanici hanno componenti che generalmente non superano i 30 Hz. Essi dovrebbero essere riconosciuti ed eliminati dalla registrazione prima di effettuare ogni altra modifica: il segnale vero e proprio e gli artefatti diventano indistinguibili quando il segnale viene amplificato, rettificato, integrato, filtrato e mediato. Ci sono molti metodi per minimizzare gli artefatti da

movimento, come per esempio procedere a un robusto fissaggio adesivo degli elettrodi alla superficie della pelle, e utilizzare cavi ben schermati. Se alcuni artefatti meccanici dovessero persistere, e sono note la grandezza dell'artefatto e il suo spettro di potenza, si potrebbe considerare di adottare procedure di filtraggio per eliminarli. Il problema di cross-talk, invece, nasce dal fatto che spesso le registrazioni EMG contengono attività elettriche originate da muscoli che non sono quelli in osservazione. L'entità di tale fenomeno dipende dall'entità della sorgente, dalla distanza tra i due muscoli (quello in esame e quello che da cross-talk), dalla natura del tessuto interposto e dalla configurazione del prelievo. Per scongiurare questi problemi metodologici è necessario uno stabile posizionamento dei sensori su fasci muscolari tra loro indipendenti.



*Fig. 12 Elettrodi per EMG: (a) passivi, (b) attivi (Otto Bock - Myobock).*

#### **1.4.4 Elettronica integrata**

Il cervello della protesi mioelettrica è rappresentato dall'elettronica integrata, che ha lo scopo di campionare ed interpretare i segnali sEMG prelevati dai sensori, e successivamente di comandare l'attivazione dei motori del dispositivo. I componenti principali di una scheda elettronica di una protesi mioelettrica di arto superiore sono:

- *Microcontrollore*
- *Driver*
- *Componentistica accessoria*

Il microcontrollore è il centro di controllo della protesi e, a seguito di un'opportuna programmazione attraverso software, campiona e valuta il segnale proveniente dai sensori, restituendo i comandi di controllo dei motori. I driver convertono i segnali elettronici comandati dal microcontrollore, in segnali di potenza per l'attuazione del movimento dei motori. La componentistica accessoria, infine, comprende tutte quelle funzionalità secondarie della scheda elettronica che svolgono comunque funzioni fondamentali quali moduli di comunicazione wireless, *buzzer*, led e molti altri.

In Fig. 13 viene mostrato un esempio di scheda elettronica di una protesi di arto superiore. Nello specifico è possibile individuare sulla sinistra i connettori per i quattro sensori sEMG, sulla destra i quattro connettori di uscita per il comando di mano, polso, gomito e spalla. Il microcontrollore è posto sul layer sottostante.

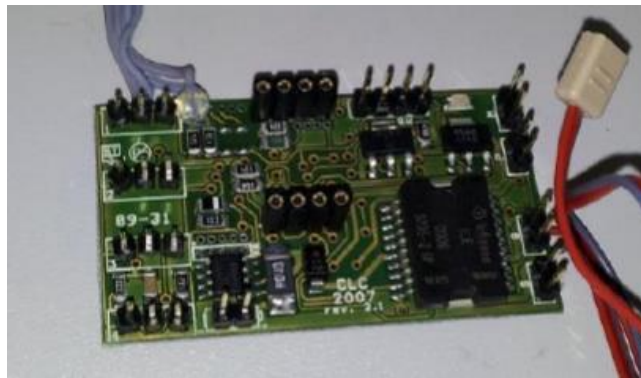


Fig. 13 Esempio di scheda elettronica di una protesi mioelettrica.

Attualmente esistono due tipi di sistemi di controllo, che sfruttano in maniera differente il segnale proveniente dai sensori. Nel sistema di controllo *ON-OFF* si insegna al paziente ad “utilizzare il muscolo residuo attivo o spento”. Il comando ON attiva il motore nella direzione specificata con una potenza pari alla massima potenza disponibile, costringendo il paziente a fare tante piccole contrazioni per avere un movimento fine e preciso. Sotto una certa soglia di segnale EMG si disattiva il motore (OFF). Nel sistema di controllo *Proporzionale*, invece, la velocità del motore è in relazione all'entità del segnale EMG rilevato: il circuito di comando non solo rileva l'attività muscolare, ma la quantifica, e in base a questo valore, provvede a pilotare il motore con più o meno potenza. Ad una contrazione lieve corrisponde quindi un movimento lento e ad una contrazione più forte si ha un movimento più rapido. Se il

controllo di tipo ON-OFF fino a qualche anno fa era l'unico disponibile, diventa sempre più comune oggi il controllo di tipo proporzionale che risulta essere molto più fisiologico e funzionale per il paziente.

### **1.4.5 Parti di collegamento e articolazioni**

Le articolazioni sono giunti che collegano le diverse parti di una protesi, e possono essere classificate in attive o passive, a seconda della capacità di posizionamento. Nel caso di protesi mioelettriche di arto superiore, le articolazioni di maggior interesse sono quelle attive, le quali sfruttano un attuatore elettromeccanico per generare movimento, ovvero un motore elettrico controllato dall'elettronica integrata. I motori elettrici più utilizzati sono quelli in corrente continua, anche se si stanno diffondendo sempre più i motori *brushless*, "senza spazzole". Gli attuatori elettromeccanici hanno il compito di convertire l'energia elettrica in energia meccanica, fornendo in uscita la coppia e la velocità angolare desiderata.

Il gruppo del motoriduttore si completa con il riduttore di velocità, posto in cascata al motore elettrico. Il riduttore di velocità è una trasmissione meccanica ad ingranaggi che porta il movimento del motore in uscita alla macchina, riducendone la velocità angolare per adattarla alle esigenze di funzionamento. Mentre riduce la velocità, il riduttore moltiplica la coppia ma occorre tuttavia evidenziare come l'unione tra motore e riduttore introduca una significativa ed a volte drastica riduzione del rendimento del sistema complessivo.

La scelta del tipo di gomito da inserire nella protesi è un aspetto molto importante, poiché, un'articolazione protesica appropriata aiuta l'amputato a manipolare il braccio e la mano con maggiore facilità. I gomiti elettrici possono essere azionati tramite svariate modalità di controllo, quali interruttori, sensori mioelettrici, *touch pad* o resistori di forza. La problematica più grande per l'amputato che utilizza una protesi con gomito elettrico risiede nel peso dell'intero arto artificiale, che risulta sostanzialmente maggiore rispetto alle protesi che utilizzano gomiti cinematici, e quindi senza motori elettrici. Questo aspetto è rilevante soprattutto per quei pazienti con livello di amputazione prossimale, in cui è necessario valutare se la presenza del gomito elettrico porti a dei benefici effettivi in considerazione del minor comfort dovuto al peso maggiore.

### 1.4.5.1 Stato dell'arte del gomito mioelettrico

Sul mercato delle protesi attive di arto superiore sono attualmente disponibili diversi gomiti per amputazioni transomerale medio e terzo prossimali, i più importanti dei quali sono: il *Dynamic Arm* (Otto Bock), lo *Utah Arm 3* (Motion Control), e il *E-Two* (Hosmer).

Le articolazioni di gomito della famiglia **Dynamic Arm** della Otto Bock hanno un controllo mioelettrico e sono azionate da un motore elettrico. Una caratteristica tipica del Dynamic Arm è il controllo elettronico con sistema d'ingranaggi in continuo (*vario-gear*). Il vario-gear consente un costante adeguamento del rapporto di trasmissione alle condizioni ambientali (segnale d'ingresso dell'utente, fase di movimento, carico da sollevare) e, insieme al trasferimento del segnale estremamente veloce, fa sì che il movimento del gomito mioelettrico si avvicini a quello naturale del braccio umano. Il limite più rilevante dei prodotti Dynamic Arm è rappresentato dal costo, che in alcuni casi arriva a quasi 20.000 €.

Il **Dynamic Arm 12K100N** è un'articolazione di gomito con controllo mioelettrico, indicato per pazienti con livello di amputazione transomerale mediale o prossimale. Questo dispositivo, che può essere configurato in maniera protetta da computer grazie ad un modulo Bluetooth che fornisce una connessione ottimizzata, garantisce un'elevata forza di sollevamento e sospensione (ad esempio, con un braccio di sollevamento di 30,5 cm, si ha una forza di sollevamento di 60 N e una forza di sospensione di 230 N), e presenta un tempo di sollevamento minimo di 0,5 s, a seconda della



Fig. 14 Gomito mioelettrico Dynamic Arm 12K100N.

lunghezza dell'avambraccio e del dispositivo terminale in dotazione. Durante la fase di oscillazione dell'arto, che risulta del tutto naturale e libera, il gomito mioelettrico non genera nessun tipo di rumore, e complessivamente il livello di rumorosità del dispositivo è molto basso. È alimentato da una batteria agli ioni di litio con una capacità di carica di un giorno intero. Il gomito mioelettrico può essere controllato da sensori EMG, elementi di controllo lineare, interruttori o una combinazione di questi. Il gomito può inoltre essere bloccato o sbloccato anche da spento o con batteria scarica,

semplicemente azionando un cavo, detto *pull-cable*, anche quando è sotto carico. Uno strumento di flessione AFB (*Automatic Forearm Balance*) immagazzina l'energia gravitazionale rilasciata quando si estende il braccio o lo si utilizza per la flessione. Il tempo di funzionamento della batteria è in tal modo notevolmente aumentato, mentre il tempo di sollevamento viene ridotto. Nella Tab. 1 sono riportate le principali specifiche tecniche del gomito mioelettrico.

Tab. 1 Specifiche tecniche del Dynamic Arm 12K100N.

Power supply	Li-Ion battery
Charging temperature	> 0 °C
Weight (dependent on forearm length)	approx. 1,000 g
Maximum lifting force	50 N
Flexion angle	approx. 15° – 145°
Operating temperature	5–40 °C
Storage and transport temperature in original packaging	-25 to 70 °C

Il Dynamic Arm 12K100N, infine, gode di un'ottima cosmesi e gli elementi in silicone di cui dispone attutiscono i rumori e gli urti che sono causati, per esempio, quando è appoggiato su una superficie dura.

Il **Dynamic Arm Plus 12K110N**, così come il Dynamic Arm 12K100N, è un'articolazione mioelettrica guidata da un motore elettrico. È consigliato a quei pazienti operati con *Targeted Muscle Reinnervation* (TMR), con livello di amputazione transmerale o prossimale, o a quei pazienti con più di 2 segnali mioelettrici originali residui. La TMR è un intervento chirurgico che prevede il ricollegamento dei nervi muscolari con fasci muscolari non più utilizzati a causa dell'amputazione (i.e. gran pettorale in un'amputazione di spalla). Questa innovativa tecnica di



Fig. 15 Gomito mioelettrico Dynamic Arm 12K110N.

protesizzazione permette al paziente di effettuare movimenti più naturali in quanto le articolazioni attive possono essere controllate simultaneamente. L'utente, dopo

un'intensiva terapia di apprendimento, riesce a controllare istintivamente e con destrezza l'arto artificiale. Oltre ai vantaggi ottenuti dalla TMR, il Dynamic Arm Plus presenta le stesse caratteristiche della serie Dynamic Arm 12K100N, con l'aggiunta che può elaborare fino a 8 segnali in ingresso. Nella Tab. 2 sono riportate le principali specifiche tecniche del gomito mioelettrico in questione.

Tab. 2 Specifiche tecniche del Dynamic Arm 12K110N.

Power supply	Li-Ion battery
Charging temperature	> 0 °C
Weight (dependent on forearm length)	approx. 1,000 g
Maximum lifting force	50 N
Flexion angle	approx. 15° – 145°
Operating temperature	5–40 °C
Storage and transport temperature in original packaging	-25 to 70 °C

Lo **Utah Arm 3**, prodotto dalla Motion Control, è un dispositivo versatile ad azionamento elettrico, che combina opzioni di utilizzo avanzate con una struttura stabile. Questo gomito protesico è stato progettato per sfruttare non solo il segnale mioelettrico del bicipite e tricipite, ma anche quello dei muscoli della spalla, fornendo alla protesi un elevato livello di funzionalità. Grazie al movimento di oscillazione completamente libero, al basso

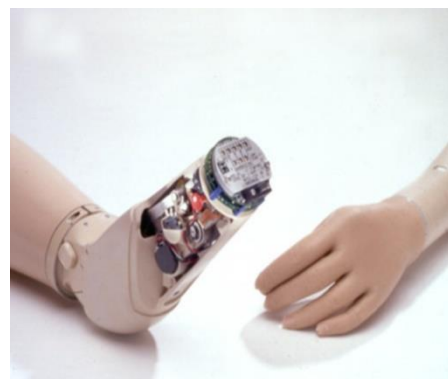


Fig. 16 Gomito mioelettrico Utah Arm 3.

livello di rumore dei componenti interni, e al buon grado di cosmesi, lo Utah Arm 3 ha un comportamento molto simile all'arto naturale. Può essere incorporato con un manipolatore, consentendo un controllo sia sequenziale che simultaneo del gomito e del dispositivo terminale. In particolare, nel 2004, Motion Control ha introdotto un microprocessore con un'interfaccia molto semplice che consente sia al tecnico ortopedico che al paziente di effettuare le regolazioni senza rimuovere la protesi. Lo Utah Arm 3 presenta un'ottima sensibilità di controllo proporzionale sia per il gomito che per la mano e, opzionalmente, per il polso, permettendo all'utente di muovere la

protesi lentamente o velocemente in qualsiasi direzione. Il dispositivo ha una durata di circa 8 ore (se al gomito mioelettrico è collegato anche il dispositivo terminale la durata si dimezza) e la batteria può essere rimossa per essere ricaricata e sostituita con batterie cariche, permettendo al paziente di avere la protesi costantemente funzionante.

Esiste poi una versione aggiornata del Utah Arm 3, lo **Utah Arm 3+**, il quale offre funzioni più avanzate. Il miglioramento delle prestazioni è ottenuto grazie alla possibilità di una connessione wireless con il computer, la funzione di controllo simultanea o sequenziale, e un backup Bluetooth.

In entrambi i casi, il costo del gomito mioelettrico Utah Arm supera i 10.000 €, motivo per cui questo aspetto rappresenta un limite non indifferente.

Il gomito mioelettrico **E-Two** proposto dalla Hosmer è disponibile nelle due versioni, endoscheletrica ed esoscheletrica. È altamente personalizzabile e può essere controllato da microprocessori di svariati produttori, quali ad esempio la Motion Control e l'unità CLC del Centro Protesi INAIL. Ha un consumo energetico molto ridotto (fino al 40% in meno della sua versione precedente), ed è dotato di un motore più veloce del 47% rispetto a quello utilizzato in precedenza. È costituito da una meccanica semplice ed è facile da aggiornare. Ha un peso piuttosto ridotto che varia dai 540 ai 610 grammi, e può sollevare un peso massimo di circa 1 Kg .



*Fig. 17 Gomito mioelettrico E-Two.*



### 1.4.5.2 Gomito INAIL EMEI 3.0

L'Area Ricerca del Centro Protesi INAIL si è attivata nello sviluppo di un gomito mioelettrico per abbattere i limiti dei costi dei dispositivi precedentemente presentati: il gomito **INAIL EMEI**.



Fig. 18 Gomito mioelettrico INAIL EMEI 3.0.

Il gomito elettromeccanico EMEI è un dispositivo che riproduce il movimento di flessione-estensione dell'articolazione naturale. Questo movimento, insieme alla permanenza del gomito in una determinata posizione, viene controllato dal paziente mediante microinterruttori posti all'interno dell'invasatura o sensori che captano i segnali mioelettrici dei fasci muscolari. I meccanismi e l'elettronica sono collocati interamente nella regione omerale della protesi e i sensori di fine corsa sono due switch *normally-open* che, se azionati, modificano la tensione sul canale DI cui sono collegati da 0 V a 5 V.

Nella versione EMEI 2.0, il gruppo di motorizzazione è costituito da un motore elettrico a corrente continua Faulhaber 2224U006SR (si riporta il datasheet in Appendice A.1) e un riduttore epicicloidale (Fig. 19). Quest'ultimo è costituito da tre satelliti, azionati dal pignone del motore (detto *solare*), che ruotano a loro volta all'interno di un anello fisso (detto *corona*). I satelliti, che sono costituiti da tre rullini in modo da ridurre notevolmente il rumore che si avrebbe con satelliti a denti dritti, sono montati su un porta-satelliti e ruotano ad una velocità ridotta rispetto a quella del solare; di

conseguenza, l'albero in uscita, solidale con il porta-satelliti, ruota anch'esso a velocità ridotta.

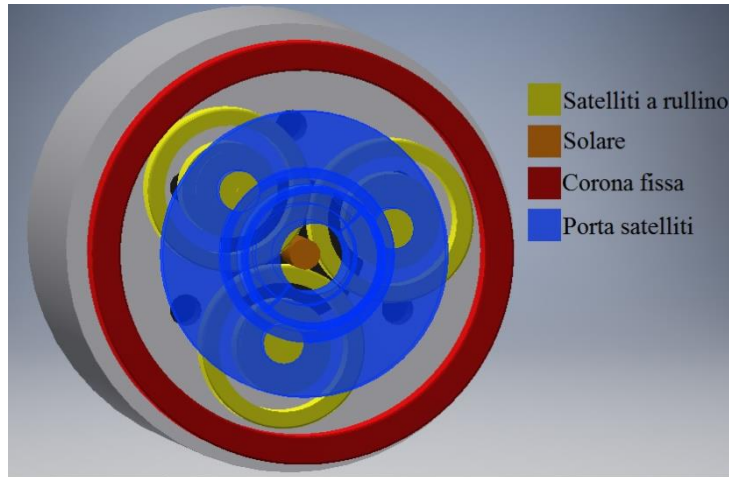


Fig. 19 Schema del funzionamento del riduttore epicicloidale.

Essendo il riduttore epicicloidale intrinsecamente reversibile, il sistema deve essere dotato di un meccanismo frenante (fig. 20) disaccoppiato dal gruppo di motoriduzione, che impedisce la discesa passiva del gomito quando è flesso. Se la coppia proviene dal cedente (pignone di uscita) e il motore è quindi spento, il freno blocca il movimento retrogrado del riduttore epicicloidale, grazie alla presenza di una molla che spinge il disco-freno a contatto con il frame del riduttore: l'aderenza tra questi due elementi fa sì che il sistema diventi irreversibile.

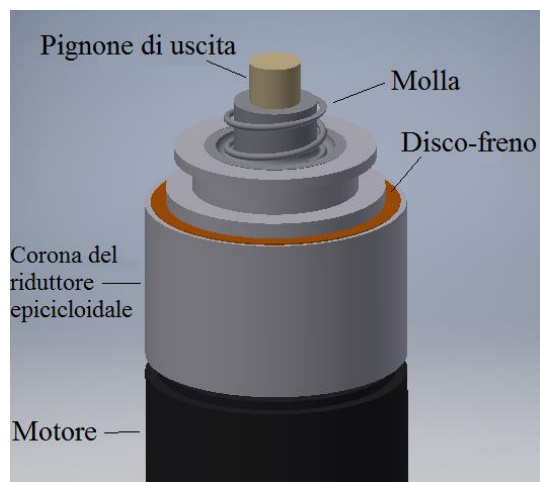


Fig. 20 Particolare del sistema frenante del gruppo di motoriduzione del gomito EMEI 2.0.

Quando il motore viene azionato, invece, viene messo in rotazione il porta-satelliti, il quale, nella sua parte terminale, presenta una sorta di culla nella quale è alloggiata una sfera. Quest'ultima, con la rotazione del porta-satelliti, tende a risalire lungo la culla, spingendo verso l'alto l'intero sistema frenante e distaccando quindi il disco-freno dalla corona del riduttore epicicloidale.

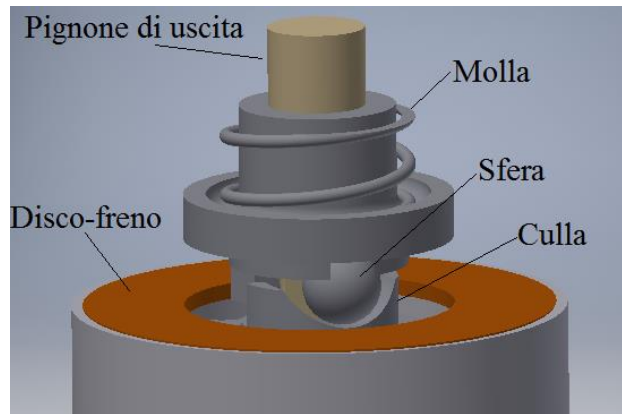


Fig. 21 Particolare della meccanica interna del freno del gomito EMEI 2.0.

Ad oggi il motore Faulhaber 2224U006SR, con albero di uscita di diametro 1,5 mm utilizzato dal gomito EMEI 2.0, è fuori produzione. In alternativa, è stato sperimentato il nuovo motore Faulhaber 2224 con albero di uscita di diametro 2 mm. Tuttavia, queste nuove caratteristiche del dispositivo hanno portato ad una netta diminuzione del rapporto di riduzione, con conseguente aumento della velocità di movimento, a discapito di una minore coppia di sollevamento. Per questo motivo, nell'ultima versione del gomito **INAIL EMEI 3.0**, si è preferito utilizzare un motore Faulhaber 2232U006SR (si riporta il datasheet in Appendice A.2) che, essendo più potente, permette di sollevare un peso maggiore. Rispetto alla versione 2.0, inoltre, il motore utilizzato nel gomito EMEI 3.0 ha una lunghezza superiore (32 mm anziché 24 mm). A causa del maggiore ingombro, è stato necessario rimuovere il sistema frenante, determinando un'inevitabile reversibilità del sistema che è stato quindi ritirato dal mercato.



*Fig. 22 Gruppo di motorizzazione del gomito mioelettrico EMEI 3.0.*

È scopo di questo progetto apportare modifiche al gruppo di motorizzazione del gomito EMEI 3.0, sostituendo il riduttore epicicloidale con un sistema che garantisca l'irreversibilità meccanica intrinseca del dispositivo.

### **1.4.6 Mano protesica o elemento prensile**

In commercio esistono svariati dispositivi che fungono da organo di presa, utilizzabili sia in attività di vita quotidiana, che durante l'attività lavorativa, a seconda dell'estetica e della prestazione funzionale che si vuole ottenere.

Questi dispositivi possono essere distinti in due categorie: manipolatore e mano protesica. Il **manipolatore** (Fig. 23) è indicato a quei pazienti che necessitano di svolgere lavori manuali di precisione, perlopiù in contesti lavorativi. Per questo motivo queste protesi prediligono l'aspetto funzionale piuttosto che quello estetico. Il manipolatore consta di due ganasce che si aprono parallelamente permettendo la prensione di oggetti voluminosi, e offre grande sensibilità ed accuratezza di movimento durante la chiusura della pinza. All'estremità termina con due uncini, ottimi per la prensione di oggetti minuti, e prevede un set di impostazioni per adattarsi ad ogni situazione lavorativa di precisione.



Fig. 23 Manipolatore mioelettrico Otto Bock.

La **mano protesica**, invece, trova un compromesso tra funzionalità e cosmesi, facendo assumere complessivamente alla protesi un aspetto più simile alla mano naturale. I modelli maggiormente utilizzati e più semplici sono le *protesi tridigitali* (Fig. 24a), in cui il pollice e l'insieme indice-medio vengono mossi in opposizione. Questi ultimi trascinano passivamente anulare e mignolo, che non fanno parte della meccanica, ma solo del guanto, realizzato solitamente in PVC o silicone.

Negli ultimi anni sono state introdotte le *mani protesiche poliarticolate* (Fig. 24b) che riproducono in maniera quasi completa i movimenti dell'arto naturale. Questi dispositivi, infatti, sfruttano il movimento attivo e indipendente di tutte e cinque le dita, offrendo la possibilità di afferrare un oggetto in maniera più fluida e raffinata.

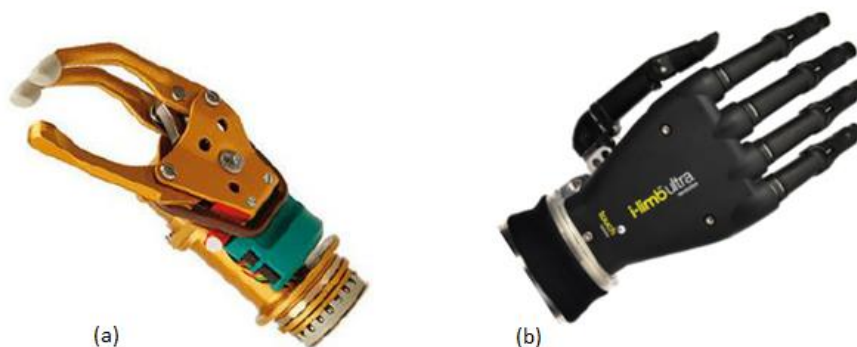


Fig. 24 (a) Mano protesica tridigitale: MyoHand (Otto Bock), (b) Mano protesica poliarticolata: iLimb (Touch Bionics).

## 2 Materiali e metodi

---

In questo capitolo verranno descritti, compatibilmente con il segreto aziendale, i materiali e i metodi utilizzati nel presente lavoro di tesi svoltosi presso l'*Area Ricerca e Formazione* del Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio.

Il primo paragrafo sarà focalizzato sulla progettazione meccanica tramite CAD, parte principale di questo lavoro. Verrà introdotto il software utilizzato e saranno descritti i modelli di riduttore di velocità progettati ed in seguito realizzati prima mediante prototipazione rapida poi tramite macchine utensili.

Nel secondo paragrafo verrà introdotto il banco prova per protesi attive utilizzato per testare i gomiti mioelettrici in esame. Verranno quindi esposti, in maniera molto sintetica, il sistema PAC (Programmable Automation Controller) CompactRIO di National Instrument, utilizzato per gestire l'intera prova, e la scheda elettronica d'interfaccia tra il dispositivo sotto test e il CompactRIO stesso. Si mostrerà poi come si è proceduto operativamente per ottenere la motion capture, attraverso il software Vicon *Nexus* e le cinque telecamere Vicon *Bonita*.

Nel terzo ed ultimo paragrafo, infine, verranno riportati e descritti gli script Matlab utilizzati per l'elaborazione dei dati ottenuti dai due sistemi precedentemente introdotti.

I dispositivi oggetto di confronto tramite il banco prova sono stati il gomito mioelettrico INAIL EMEI 3.0 nelle sue versioni con motoriduttore epicicloidale a rullini e quello sviluppato durante l'attività di tesi. Il fine è infatti quello di verificare se il nuovo riduttore di velocità risolve i problemi di funzionamento emersi con il primo tipo di riduttore, in particolare per quel che concerne l'irreversibilità del meccanismo. È stato quindi necessario effettuare un paragone tra i differenti motoriduttori in termini di rendimento medio percentuale.

## 2.1 Progettazione e costruzione di prototipi

L'obiettivo di questo progetto di tesi è la realizzazione di un riduttore di velocità in sostituzione al riduttore epicicloidale presente nel gruppo di motorizzazione del gomito INAIL EMEI 3.0. A causa dell'ingombro del nuovo motore Faulhaber 2232U006SR è stato necessario rimuovere, nel sistema di motorizzazione del gomito EMEI 3.0, il meccanismo frenante che evitava la discesa passiva del gomito quando flesso. Il nuovo riduttore realizzato, oltre a soddisfare i vincoli progettuali, deve garantire l'irreversibilità del meccanismo, pur mantenendo un buon livello di efficienza. Per arrivare alla soluzione finale si è partiti dallo studio del riduttore cicloidale, tipicamente irreversibile, e si è giunti alla realizzazione di un riduttore cicloidale non a norma, attenendosi alle imprescindibili restrizioni.

Per il progetto del riduttore di velocità ci si è serviti del software CAD 3D Autodesk Inventor Professional. Mediante l'esportazione dei file in formato STL è stato possibile realizzare i componenti del riduttore tramite la tecnica della prototipazione rapida additiva ed effettuare i primi test. Una volta ottenuto il modello ottimale, a partire dal modello CAD sono state realizzate le tavole tecniche necessarie per la produzione delle parti presso un'officina meccanica specializzata.

### 2.1.1 Software CAD

Il software di modellazione tridimensionale CAD Autodesk® Inventor® Professional offre un set di strumenti facili da usare per la progettazione meccanica, la documentazione e la simulazione dei prodotti in 3D. Questo software consente di progettare, visualizzare e simulare una rappresentazione digitale del prodotto finale. Autodesk Inventor Professional incorpora un modulo per la creazione di parti, un modulo per la creazione di assemblaggi delle stesse, ed un modulo per la realizzazione di un disegno con le varie prospettive delle diverse sezioni e le quote necessarie per la realizzazione del pezzo. È provvisto di librerie di standard personalizzabili con le parti create dall'utente stesso, dotate di strumenti guidati (detti anche *wizard*) per la gestione e l'inserimento dei pezzi in esse contenuti. Gode inoltre di strumenti di simulazione dinamica e di analisi delle sollecitazioni che permettono di prevedere il funzionamento dei progetti in condizioni reali per velocizzare la commercializzazione dei prodotti.

Autodesk Inventor Professional permette, infine, di automatizzare alcuni aspetti fondamentali della progettazione di stampi a iniezione per parti in plastica, percorsi complessi di tubi e condotte, e progetti di cavi e cablaggi elettrici, così da ridurre al minimo gli errori ed ottenere un sicuro vantaggio competitivo.

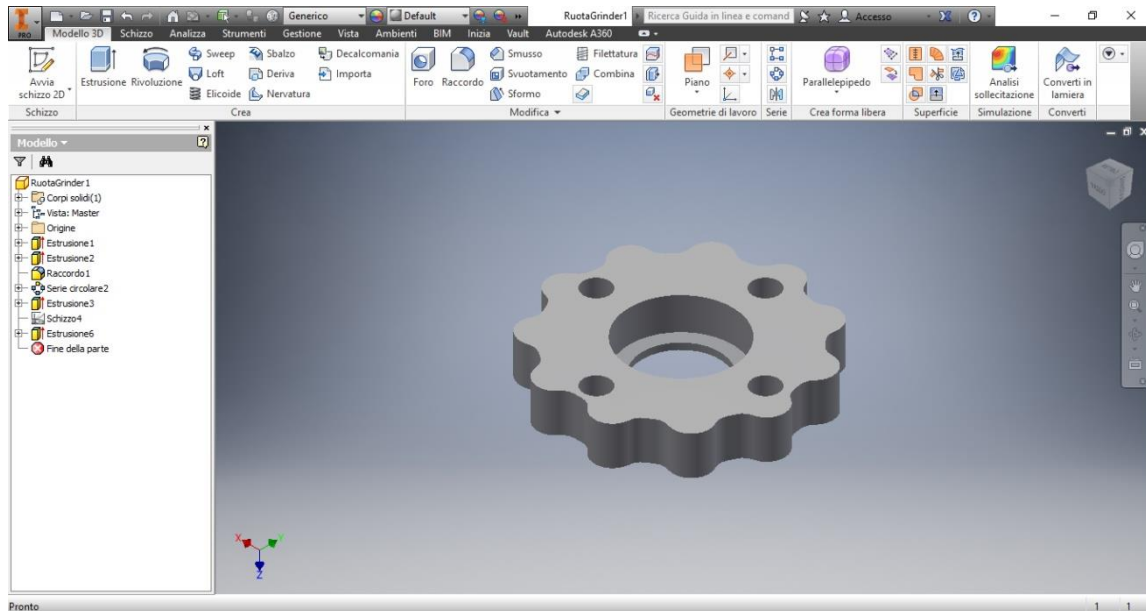


Fig. 25 Esempio di file di creazione di una parte in Autodesk® Inventor® Professional.

## 2.1.2 Stampa 3D

Per la realizzazione dei primi esemplari di riduttori di velocità è stata utilizzata la tecnica di prototipazione rapida. Essa permette la realizzazione fisica del prototipo, in tempi relativamente brevi, a partire da un modello tridimensionale digitale dell'oggetto (CAD). La stampa 3D, a differenza delle tecniche tradizionali di lavorazione meccanica che operano per asportazione di materiale, lavora su una base concettuale inversa, ossia quella per addizione di materiale. Questo permette di ottenere forme anche molto complesse, finanche impossibili da ottenere con tornitura o fresatura, semplicemente aggiungendo materiale strato per strato (*layer manufacturing*). A seconda del tipo di stampante è possibile utilizzare svariati materiali, i quali si presentano sotto forma di filamenti, granulati o liquidi e vengono depositati in strati di spessore costante fino al raggiungimento del prodotto finale, in taluni casi sfruttando anche materiali di supporto sacrificali per il sostegno di eventuali regioni sottosquadra del modello.



Esistono diverse tecniche di stampa tridimensionale e il laboratorio di Meccatronica del Centro Protesi INAIL è dotato di una stampante Dimension Elite®, dell'azienda Stratasys, basata sulla tecnologia **FDM** (*Fused Deposition Modeling*). Questa tecnica consente di costruire i pezzi sovrapponendo strati dal basso verso l'alto mediante riscaldamento ed estrusione di un filamento termoplastico. La stampante Dimension Elite 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. Il processo di produzione ha inizio con operazioni preliminari, in cui il file CAD 3D, esportato in formato STL, viene posizionato nel piano di lavoro e diviso in strati per poi procedere al calcolo del percorso della testina di estrusione, sia per il materiale del modello sia per quello di supporto. La stampante 3D scalda la termoplastica fino alla fusione e, attraverso l'ugello, la estrude in un sottile filamento lungo il percorso calcolato. Una volta che il modello è stampato, è possibile rimuovere il materiale di supporto meccanicamente o dissolverlo in soda caustica, ottenendo quindi il modello pronto per l'uso. Il vantaggio principale della tecnologia FDM risiede nella sua semplicità di utilizzo e nella pulizia del lavoro.

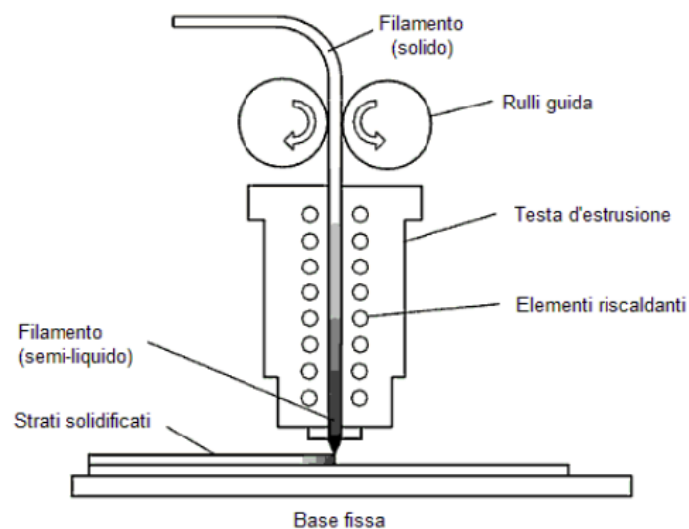


Fig. 26 Schema di funzionamento della tecnica FDM.

Il materiale utilizzato per la realizzazione del prototipo è l'ABSplus (Acrilonitrile-Butadiene-Stirene), che è un comune polimero termoplastico a base di petrolio. Esso ha il vantaggio di essere stabile nel tempo, robusto, resistente agli urti e al calore, flessibile

ed economico. Tuttavia risulta essere non biodegradabile, potenzialmente infiammabile e può deteriorarsi se esposto alla luce solare.

### 2.1.3 Progettazione dei modelli di riduttore di velocità

Il primo step di questo lavoro di tesi è stato la progettazione e realizzazione, mediante la tecnica di prototipazione rapida precedentemente descritta, di un modello di riduttore di velocità in sostituzione al riduttore epicicloidale presente nel gruppo di motorizzazione del gomito INAIL EMEI 3.0. A seguito di un'accurata ricerca, si sono analizzati diverse tipologie di riduttori che avessero come principale caratteristica l'irreversibilità del meccanismo.

Si è quindi considerato il riduttore cicloidale, di per sé tipicamente irreversibile. A causa dei vincoli progettuali, si è tuttavia dovuto abbandonare l'idea di realizzare un riduttore cicloidale in senso stretto, focalizzandosi su una nuova tipologia di riduttore che avesse un meccanismo di base simile a quello del cicloidale. Per tutti i riduttori di velocità presi in considerazione si è voluto realizzare un prototipo in stampa 3D in modo da testarne il funzionamento e verificarne le proprietà.

#### 2.1.3.1 Primo modello di riduttore di velocità: riduttore cicloidale

Il primo modello di riduttore di velocità realizzato è stato il **riduttore cicloidale** in quanto, questa trasmissione meccanica, risulta tipicamente irreversibile. La sua architettura è basata su tre parti in movimento: un albero d'ingresso con disco eccentrico che ruota ad alta velocità, uno o più dischi cicloidali che ingranano con rulli cilindrici, restando sempre in loro tangenza, ed un albero di uscita con senso di rotazione opposto a quello dell'albero d'ingresso.

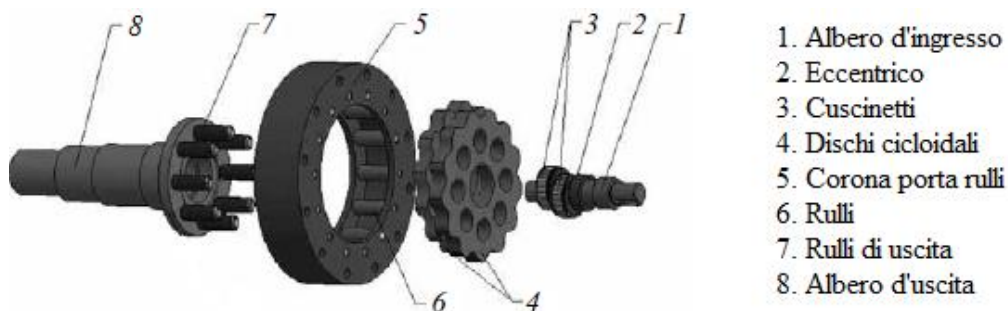


Fig. 27 Componenti di un riduttore cicloidale.

Il principio di funzionamento è il seguente: l'eccentrico (2), elemento di forma circolare con asse spostato dall'asse rotatorio del corpo stesso, ruota con lo stesso numero di giri e nella stessa direzione dell'albero d'ingresso (1). Il disco cicloidale (4), alloggiato nell'eccentrico attraverso il cuscinetto (3), compie un movimento di rivoluzione attorno all'asse del motore, ingranando con i rulli esterni (6) della corona (5). Il risultato di questa coniugazione è che al movimento di rivoluzione del disco cicloidale si associa un moto di rotazione dello stesso in senso opposto. Tale moto rotatorio è infine catturato dai rulli di uscita (7), attraverso le aperture circolari del disco cicloidale, e trasmesso da questi all'albero d'uscita (8).

La scelta di utilizzare un riduttore cicloidale in sostituzione a quello epicicloidale, risiede nelle sue singolari proprietà. Questo tipo di meccanismo, infatti, ha la capacità di trasmettere coppie elevate, grazie al basso attrito che si ha tra le parti in adiacenza e la presenza di molteplici punti di contatto. La geometria trocoidale del disco cicloidale, inoltre, fa sì che il suo movimento entro la corona di rulli esterni sia tale da non presentare discontinuità nel contatto fra le superfici (Fig. 28), fondamentale per limitare il rumore e le vibrazioni che comporterebbero l'usura dei cuscinetti e dei denti del disco, oltre a rendere la soluzione più accettabile dai pazienti. Per di più, utilizzando due dischi cicloidali in controfase tra loro, se il secondo stadio ha massa in direzione opposta a quello del primo stadio, si ottiene un bilanciamento delle masse che limita ulteriormente le vibrazioni generate dalla natura eccentrica del riduttore.

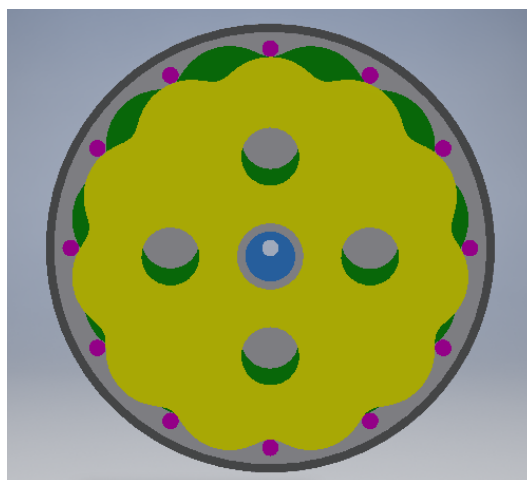


Fig. 28 Particolare del riduttore con due dischi cicloidali.

La proprietà più interessante di questo meccanismo nel contesto della progettazione del riduttore di velocità per gomito mioelettrico è, tuttavia, l'irreversibilità meccanica. Come detto in precedenza, il moto rotatorio eccentrico in ingresso al disco cicloidale, grazie alla presenza del cuscinetto, esita in una sovrapposizione di un moto rotatorio e di uno traslatorio (rivoluzione). Se non vi fosse la corona di rulli esterni, il disco cicloidale ruoterebbe solidale con l'eccentrico. Tuttavia, i rulli, che sono a una distanza tale dall'asse di rotazione dell'eccentrico da interferire con un moto di sola rotazione del disco intorno all'asse, entrano in contatto con il disco stesso obbligandolo ad assumere una componente rotatoria di verso opposto a quella di rotazione dell'albero d'ingresso. Diversamente, se il meccanismo viene azionato dall'albero d'uscita, il moto imposto dal disco è unicamente rotazionale poiché l'albero in uscita non è disassato, e questo comporta il non corretto ingranamento del disco e l'impuntamento dello stesso sui rulli esterni.

Per la progettazione del riduttore cicloidale si è fatto uso del software CAD Autodesk Inventor Professional, definendo prima di tutto i parametri di progetto, ovvero il rapporto di trasmissione ( $i$ ), il diametro della circonferenza intorno alla quale devono essere disposti i rulli ( $D$ ), il diametro dei rulli ( $d$ ) e il valore dell'eccentrico ( $e$ ). Nella scelta di questi parametri si è voluto mantenere le specifiche del riduttore epicicloidale precedente, ossia garantire lo stesso rendimento e lo stesso rapporto di trasmissione.

Nel primo schizzo, dopo aver disegnato il cerchio  $D$  intorno a cui sono disposti i rulli, si è disegnato il cerchio  $C_1$  di raggio  $r_1$ , inferiore a quello della circonferenza  $D$ , e il cerchio  $C_2$  di raggio  $r_2$ , in modo che  $C_1$  e  $C_2$  risultino tangenti.  $C_2$  rappresenta quella circonferenza che, ruotandola lungo la circonferenza  $C_1$ , permette di tracciare la curva cicloidale.

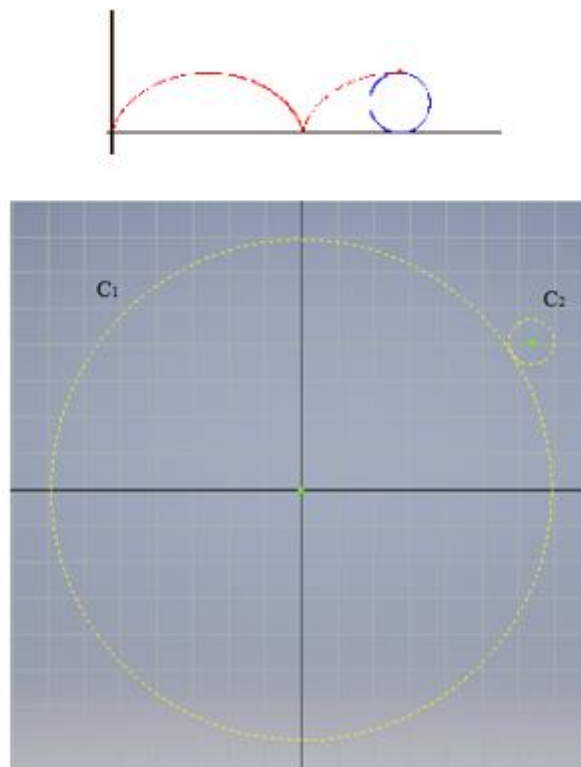


Fig. 29 In alto, curva cicloide (in rosso) generata da un punto su una circonferenza (in blu) che rotola su di una retta. In basso, rappresentazione delle circonferenze C1 e C2 in Autodesk Inventor Professional.

Per il calcolo di  $r_1$  e  $r_2$  si sono utilizzate le seguenti equazioni:

$$\left\{ \begin{array}{l} i = \frac{r_1}{r_2} \\ r = \frac{D}{2} \\ r_1 = r - r_2 \end{array} \right.$$

Successivamente, all'interno del cerchio  $C_2$  si è disegnato un punto ad una distanza dal centro pari al valore dell'eccentrico  $e$ . Ciò ha permesso di tracciare il profilo del dente del disco cicloidale: facendo ruotare  $C_2$  intorno a  $C_1$  si è disegnata la curva tracciata dal punto fisso solidale a  $C_2$ , come illustrato in Fig. 30.

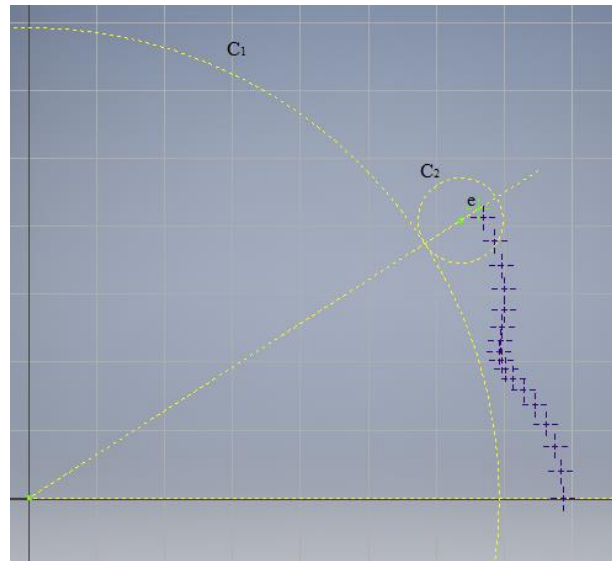


Fig. 30 Profilo del dente cicloidale.

Una volta ottenuto il profilo del dente cicloidale, attraverso il comando *serie circolare* di Autodesk Inventor si è tracciato il profilo completo del disco cicloidale.

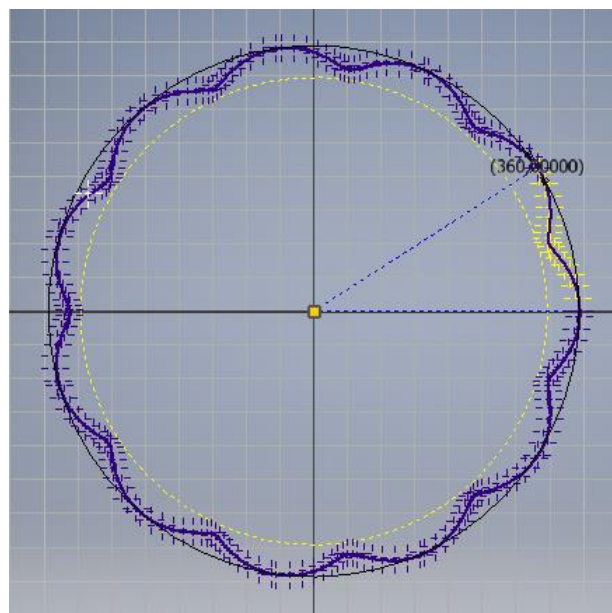


Fig. 31 Profilo completo del disco cicloidale.

Questo disegno non rappresenta ancora il disco finale; da qui, infatti, si è ottenuto il disco cicloidale delle dimensioni desiderate diminuendo lo schizzo di un offset pari a

$d/2$ , dove si ricorda che  $d$  è il valore del diametro dei rulli cilindrici. A questo punto, eseguendo un'estrusione dello schizzo, si ottiene il disco cicloidale desiderato.

Nella progettazione del riduttore cicloidale si è dovuto far fronte ad alcuni vincoli progettuali imprescindibili, quali il rapporto di riduzione di 11:1, il diametro esterno massimo del riduttore minore o uguale a 22 mm (valore che coincide con quello del frame dove alloggia il motoriduttore del gomito INAL EMEI 3.0), e l'eccentrico maggiore o uguale a 1 mm (valore minimo possibile, poiché valori troppo bassi sono di difficile realizzazione e portano a risentire maggiormente di errori costruttivi durante il funzionamento). A causa dei primi due vincoli, si è notato come la realizzazione del riduttore cicloidale fosse impossibile da adattare al problema in esame. Infatti, per avere una dimensione del disco cicloidale sufficientemente piccola per rientrare all'interno dei 22 mm di diametro esterno, sarebbe stato necessario diminuire drasticamente il rapporto di trasmissione, andando quindi a compromettere l'efficienza del riduttore stesso.

Il valore dell'eccentrico, inoltre, dipende direttamente dal raggio della corona esterna dei rulli  $R_e$  ( $= 11$  mm) e dal numero di rulli  $n_r$  ( $= 12$ ), da cui si ricava il valore del raggio dei rulli  $R_r$  ( $< 2,5$  mm). L'eccentricità  $e$  viene quindi scelta rispettando il vincolo che impone:

$$e < \frac{R_e - R_r}{n_r} \cong 0,7 \text{ mm}$$

Come mostrato in Fig. 32 diminuendo il valore di  $e$  si diminuisce il valore massimo dell'angolo di pressione che porta a diminuire le forze scambiate.

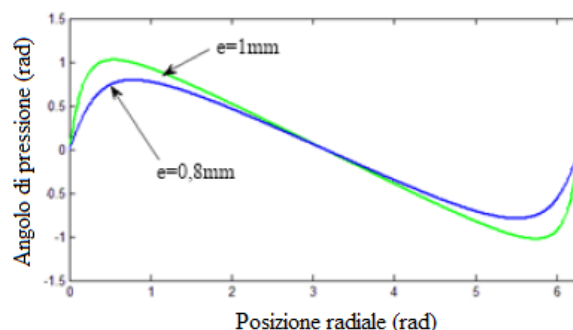


Fig. 32 Andamento dell'angolo di pressione al variare dell'eccentricità.

Negli ingranaggi, l'angolo di pressione  $\alpha$  è l'angolo formato dalla retta d'azione e la direzione orizzontale, su cui giace la forza efficace nella generazione della coppia trasmessa all'albero. Angoli di pressione elevati fanno aumentare la spinta  $F$  che i denti trasmettono, aumentando così la sollecitazione sui denti stessi.

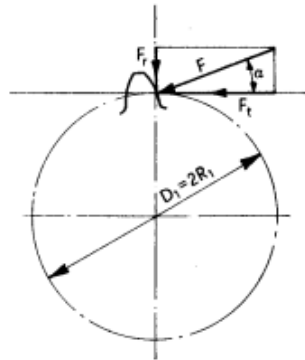


Figura 33 Forze agenti sui denti di ingranaggi cilindrici.

Quindi avere una eccentricità piccola porta al vantaggio di avere un angolo di pressione ridotto. Di contro, come già detto, valori troppo bassi di eccentricità sono di difficile realizzazione, aumentando il rischio di errori costruttivi.

Per questi motivi si è dovuto abbandonare l'idea di realizzare il riduttore cicloidale in senso stretto, nonostante godesse di ottime caratteristiche meccaniche.

Si è tuttavia realizzato con stampante 3D un prototipo del riduttore cicloidale per studiarne meglio il meccanismo e ragionare sulla progettazione di un "nuovo" riduttore che avesse principi di funzionamento e caratteristiche simili, e che fosse quindi in grado di contrastare la reversibilità dall'articolazione.



Fig. 34 Prototipo di riduttore cicloidale realizzato in stampa 3D.



### 2.1.3.2 Secondo modello di riduttore di velocità: riduttore cicloidale a disco doppio modificato

In questo secondo modello si è progettato un riduttore che sfrutta una logica di base simile a quella del riduttore cicloidale precedentemente descritto, ma che supera i vincoli dimensionali progettuali. Esso si compone di sei elementi principali: un eccentrico, due ruote dentate, una corona dentata in cui si ingranano le ruote, un disco intermedio per il trasporto del moto, e un porta-pignone in uscita.

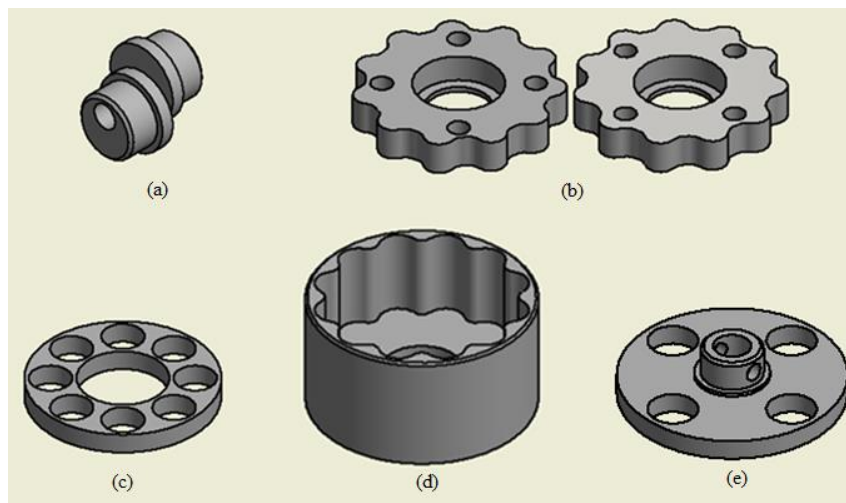


Fig. 35 Componenti principali del riduttore: (a) eccentrico, (b) ruote dentate, (c) disco intermedio, (d) corona dentata, (e) porta-pignone.

Le due ruote dentate, così come nel riduttore cicloidale, sono alloggiare tramite un cuscinetto nell'eccentrico che mette in controfase le ruote stesse. In questo modo, le vibrazioni che si creerebbero all'interno del dispositivo, vengono notevolmente ridotte. Il profilo del dente, tuttavia, si differenzia da quello cicloidale, in quanto, in questa versione, è stato ottenuto da una circonferenza. L'altezza del dente rappresenta un parametro fondamentale, poiché essa, se proporzionata adeguatamente, determina l'ingranamento tra ruota e corona dentata in grado di garantire l'irreversibilità e di trasportare la coppia. Per ottenere il valore del modulo del dente ci si è serviti del catalogo "Ruote dentate – ingranaggi dritti" di Ct Meca S.r.l. riportato in Appendice B. Prima di tutto si è scelto il materiale con cui si vuole realizzare la ruota dentata, il Delrin. Dal catalogo relativo agli ingranaggi dritti in plastica con modulo  $m=0,8$  si è

calcolata la potenza  $P$  in Watt a partire dalla coppia  $C$  ( $=0,3$  Nm) e dalla velocità angolare  $\omega$  ( $=1000$  giri/min). La potenza vale:

$$P = \frac{C \cdot 2\pi \cdot \omega}{60} = 31,4 \text{ W}$$

Con un modulo di 0.8 si ottiene quindi un dente che garantisce la trasmissione di una potenza di 31,4 W; essendo la potenza in uscita dal motore Faulhaber 2232U006SR di 11 W (come è possibile osservare dal datasheet in Appendice A.2) con il modulo sopra indicato si ottiene un fattore di sicurezza 3. La ruota dentata progettata deve perciò presentare un dente con altezza  $h$  data da:

$$h < m \cdot 2,25 = 1,8 \text{ mm}$$

Si è quindi disegnato il profilo del dente attraverso una circonferenza di raggio 1,4 mm, ottenendo un ingranamento che rispetta entrambi i vincoli progettuali di dimensione e di rapporto di trasmissione. Per completare il profilo del dente, si sono aggiunti dei raccordi di 2 mm di diametro, come illustrato in Fig. 36.

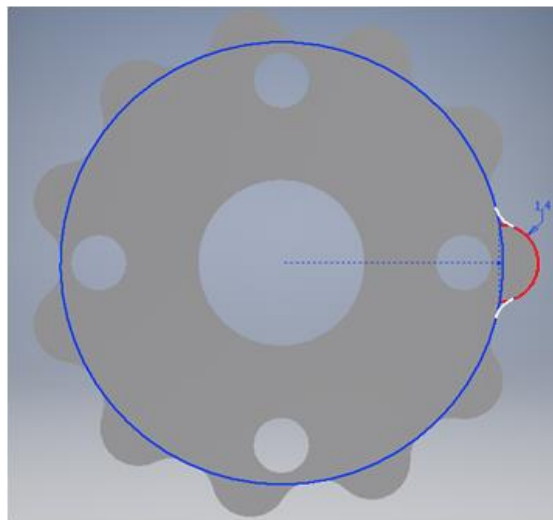
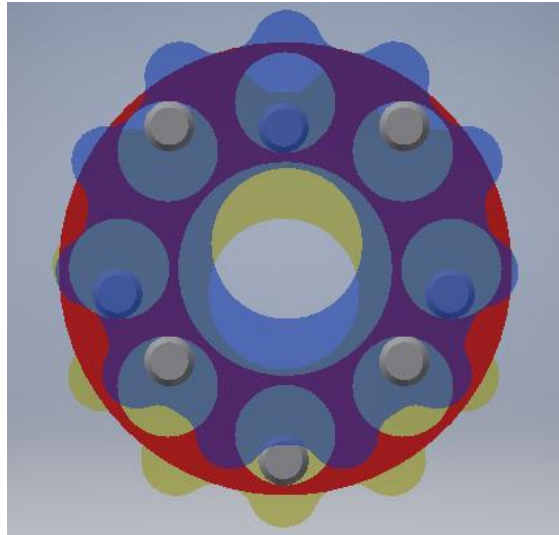


Fig. 36 Profilo del dente della ruota, ottenuta da una circonferenza (in rosso) di diametro 1,4 mm e raccordi (in bianco) di diametro 2 mm.

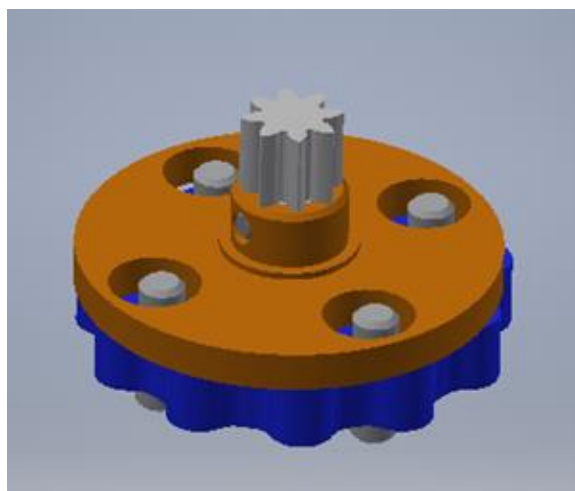
Le due ruote dentate presentano entrambe 4 fori di 2 mm di diametro, in cui vengono alloggiati altrettanti piccoli perni in tangenza con il disco intermedio interposto tra le ruote. Il disco intermedio consente di trasferire il moto da una ruota all'altra, creando un accoppiamento che altrimenti non sarebbe presente. Come è illustrato in Fig. 37, il disco (in rosso) è costituito da 8 fori, quattro dei quali in tangenza con i perni della ruota

dentata inferiore (in giallo), e quattro in tangenza con i perni della ruota dentata superiore (in blu).



*Fig. 37 Particolare della tangenza tra i perni delle ruote dentate e il disco intermedio.*

Alla ruota dentata superiore, in particolare, vengono alloggiati 4 piccoli perni su entrambe le facce, sia per accoppiarsi con il disco intermedio come già detto, sia per trasferire il moto al porta pignone in uscita. Quest'ultimo, così come il disco intermedio, è costituito da 4 fori tangenti ai perni della ruota dentata e alloggia il pignone di uscita che ingrana con la restante meccanica del gomito mioelettrico.



*Fig. 38 Perna della ruota dentata (in blu) in tangenza con il porta-pignone in uscita (in arancione).*

Terminata la fase di progettazione e disegno, si è realizzato il riduttore in prototipazione rapida per analizzare effettivamente le proprietà del dispositivo. Il test ha dato i risultati sperati per quel che riguarda il funzionamento, mostrando come il riduttore in esame riducesse la velocità di rotazione, dal pignone del motore in ingresso all'albero in uscita, in modo corretto. Ai fini delle verifiche relative a efficienza e irreversibilità è stato necessario eseguire un test banco mediante strumentazione sviluppata ad-hoc in precedenti attività.

Dopo la realizzazione del prototipo, si è quindi passati al progetto esecutivo del riduttore da realizzare mediante macchine utensili, adattandolo alle componenti del gomito mioelettrico EMEI 3.0. Sono stati selezionati i materiali e, in particolare, le due ruote dentate e l'eccentrico sono stati realizzati sia in Delrin che in bronzo: il Delrin è un materiale plastico ad alta resistenza e a costo relativamente basso, mentre il bronzo è una lega molto resistente che ha la caratteristica di essere autolubrificante. Proprio per questa proprietà, che si traduce in un basso coefficiente d'attrito anche in assenza di lubrificazione, si è scelto di realizzare in bronzo anche il disco intermedio. Per le restanti componenti (corona dentata, porta pignone e perni) si è scelto come materiale l'acciaio inox. La corona dentata è stata realizzata anche in alluminio. Infine il pignone di uscita è stato fabbricato in acciaio temprato e nitrurato. La nitrurazione è un particolare tipo di trattamento termico che consiste nell'indurimento della superficie di un acciaio. Questo processo, permette di migliorare le sue caratteristiche meccaniche, in particolare la durezza e la resistenza all'usura. In questo caso il materiale utilizzato per il pignone di uscita è il 39NiCrMo3, il quale è un acciaio da bonifica adatto a sopportare carichi elevati, urti e soprattutto a resistere a fatica. Possiede il miglior compromesso fra resistenza meccanica e tenacità. Contiene 0,39% di carbonio (valore a cui si ha la massima tenacità), 0,75% di nichel (elemento che migliora la tenacità, la temprabilità e le caratteristiche meccaniche) e infine meno dello 0,75% di cromo (aumenta la temprabilità) e molibdeno (evita la malattia di Krupp).

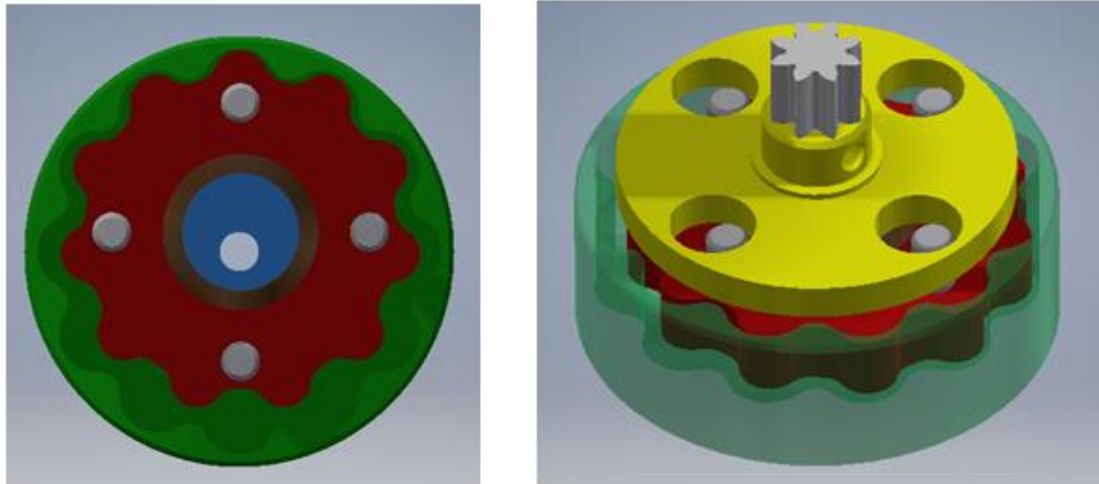
Successivamente alla realizzazione delle tavole tecniche (Appendice C), tutte le componenti del riduttore sono state messe in produzione presso un'officina meccanica specializzata.

Ricevuti i componenti, si è proceduto con l'assemblaggio del riduttore in modo da verificare che, complessivamente, non ci fossero errori di progettazione o di fabbricazione. Si è quindi proceduto all'effettuazione di una campagna d'acquisizione su due riduttori cicloidali che presentano, rispettivamente, ruote dentate ed eccentrico in Delrin alloggiati all'interno della corona dentata in alluminio, e ruote dentate ed eccentrico in bronzo alloggiati nella corona dentata in acciaio inox. In particolare, in quest'ultimo riduttore, è stato preferito associare il bronzo all'acciaio inox anziché all'alluminio, poiché il coefficiente d'attrito tra acciaio e bronzo può raggiungere valori molto bassi, addirittura intorno al 0,01.

### **2.1.3.3 Terzo modello di riduttore di velocità: riduttore cicloidale a disco singolo**

Il terzo ed ultimo modello di riduttore di velocità progettato è un riduttore cicloidale a disco singolo. In questo caso si è voluto testare se la presenza di una sola ruota dentata favorisse un miglior rendimento rispetto al modello con i due dischi cicloidali non a norma. Come già detto, utilizzando due ruote dentate in controfase tra loro si ottiene un bilanciamento del peso e un carico uniformemente distribuito, che limitano le vibrazioni generate dalla natura eccentrica del riduttore. Tuttavia la presenza di tante componenti, oltre ad aumentare la rumorosità, aumenta anche la presenza di attrito che può determinare valori di rendimento non ottimali. L'utilizzo di una sola ruota dentata, al contrario, comporterebbe una netta diminuzione dell'attrito e del rumore.

Il riduttore cicloidale in questione è quindi composto da una corona dentata di altezza ridotta rispetto a quella descritta nel paragrafo precedente, un eccentrico in cui è alloggiata una sola ruota dentata analoga a quelle progettate per il riduttore cicloidale modificato a disco doppio, e un porta-pignone in uscita. Anche in questo caso la ruota dentata è dotata di 4 fori di 2 mm di diametro, in cui vengono alloggiati altrettanti piccoli perni in tangenza con il porta-pignone.



*Fig. 39 Particolare del riduttore cicloidale a disco singolo: a sinistra, il disco cicloidale (in rosso) alloggiato nell'eccentrico (in blu) ingrana con la ruota dentata (in verde); a destra, i 4 perni della ruota dentata in tangenza con il porta-pignone (in giallo).*

Per la realizzazione del riduttore è stata utilizzata una parte delle componenti già fabbricate per il riduttore cicloidale a disco doppio modificato. In particolare si è ridotta l'altezza della corona dentata (sia in acciaio inox che in alluminio), diminuendola di 4,5 mm. Infine è stato modificato l'eccentrico in maniera tale da riuscire ad alloggiare una sola ruota dentata.

Il riduttore cicloidale a disco singolo, analogamente a quelli precedentemente descritti, è stato testato con il banco prova per protesi attive sviluppato all'interno del Centro Protesi INAIL. Anche in questo caso, è stata effettuata una campagna d'acquisizione su due riduttori cicloidali che presentano, rispettivamente, ruota dentata in Delrin alloggiata all'interno della corona dentata in alluminio, e ruota dentata in bronzo alloggiata nella corona dentata in acciaio inox.

## 2.2 Acquisizione dei dati elettrici e meccanici

Al fine di caratterizzare in modo significativo e oggettivo le prestazioni delle protesi mioelettriche di gomito è indispensabile allestire un banco prova adeguato. Non essendo disponibile un protocollo standardizzato per prove di questo genere, per il presente lavoro si è utilizzato il banco prova per articolazioni protesiche attive sviluppato

all'interno dell'Area Ricerca e Formazione del Centro Protesi INAIL [M. Cavallari 2014/2015]. Tramite questa modalità di test è possibile valutare la corrente e la tensione a monte dell'elettronica, la corrente e la tensione al motore e, grazie all'utilizzo della stereofotogrammetria, è possibile misurare gli angoli e le velocità angolari. In tal modo, per tutti i gomiti mioelettrici in analisi, si è potuto stimare il lavoro meccanico e la potenza elettrica utilizzata e quindi ricavare un indice di rendimento complessivo dei dispositivi.

La prova è stata svolta all'interno del laboratorio di analisi del movimento del Centro Protesi INAIL, su un banco di lavoro adatto, delle dimensioni di 1,45x1,15x1,89 m, dotato di impalcature laterali tubolari in alluminio (Fig. 40). Questa struttura ha permesso un ancoraggio ottimale delle telecamere per la stereofotogrammetria. Al disotto del pianale vi sono due ripiani nei quali si sono alloggiati i cavi di alimentazione per la strumentazione, l'alimentatore da laboratorio e lo switch PoE TCP/IP. Il CompactRIO è stato posizionato sopra il piano di lavoro, adiacente al bordo soprastante l'alimentatore.

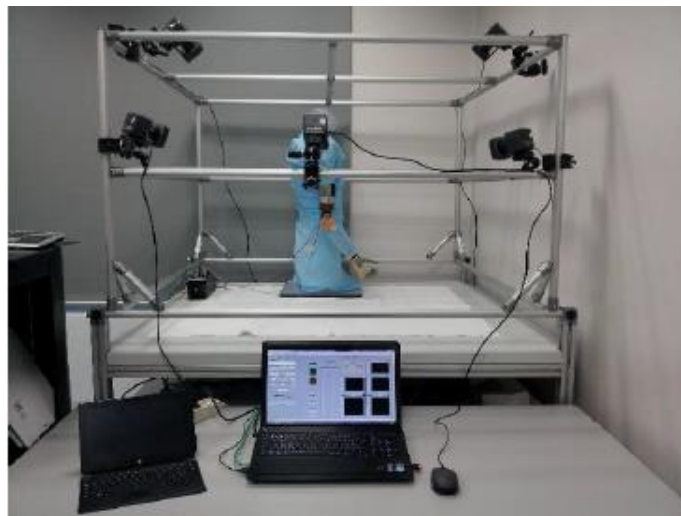


Fig. 40 Gomito INAIL EMEI 3.0 posizionato nel banco prova.

## 2.2.1 Sistema di controllo acquisizione

Per lo sviluppo del banco prova è stato scelto il PAC National Instruments – *CompactRIO*, grazie alla sua ottima versatilità e alle sue alte prestazioni. Il PAC CompactRIO è un sistema integrato riconfigurabile progettato per applicazioni che

richiedono affidabilità e prestazioni elevate, per gestire il controllo e l'acquisizione di dati. La programmazione, sviluppabile interamente su LabView, consente di impiegare il sistema in differenti contesti industriali.

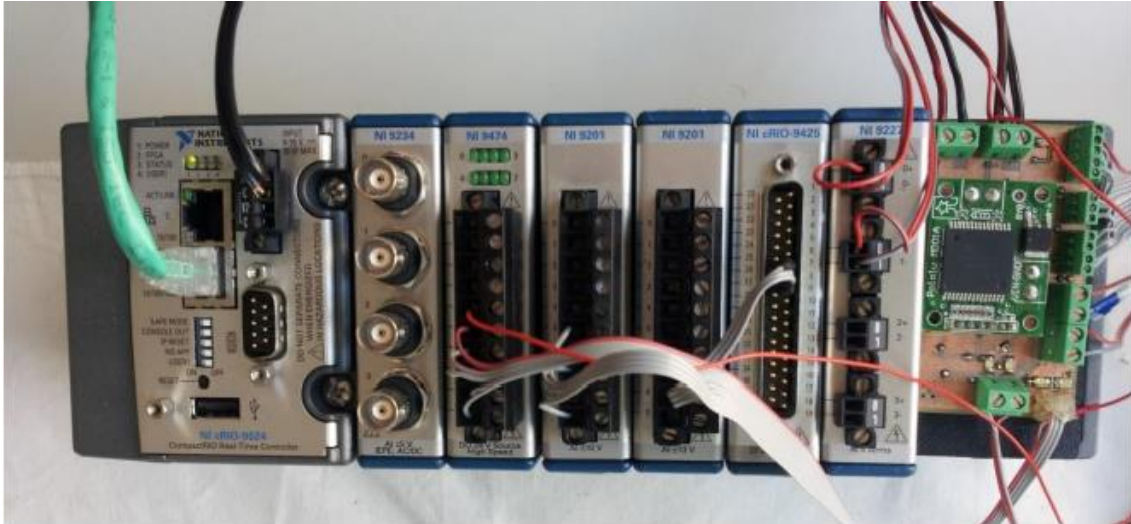


Fig. 41 PAC National Instruments - CompactRIO con i moduli I/O alloggiati. Sulla destra si trova la scheda elettronica sviluppata ad hoc per i collegamenti.

Il CompactRIO è costituito da tre componenti: un controller real-time, uno chassis con FPGA, e dei moduli di I/O che possono essere connessi.

Il **controller** utilizzato in questa sperimentazione, *cRIO9024*, ha al suo interno un processore dual-core (800 MHz) con sistema operativo real-time dedicato. Ci sono due tipi di memoria, una di massa per l'archiviazione dei dati e una, detta DRAM (*Dynamic Random Access Memory*), per eseguire le applicazioni in real-time. La connessione con il PC avviene tramite porta Ethernet 10/100 Mb/s via LAN e protocollo TCP/IP.

Lo **chassis** scelto per la prova è il *cRIO-9116*. Questo è un multi-slot metallico che permette l'alloggiamento dei moduli I/O e viene connesso al controller. Al suo interno è presente il chip FPGA, che viene configurato a livello fisico con codice grafico sul modulo FPGA di LabView, evitando la complessità di una programmazione in linguaggio macchina. Non essendoci bisogno di un sistema operativo aggiuntivo grazie alla possibilità di compilare e implementare il codice direttamente nello chassis, l'FPGA garantisce un'elevata velocità computazionale, permettendo un controllo ed una sincronizzazione molto precisi. Il passaggio di informazione avviene in maniera digitale, per cui ogni modulo I/O è dotato internamente di uno stadio di



condizionamento del segnale e ha la possibilità di convertire il segnale sia da analogico a digitale che da digitale ad analogico. I dati ottenuti dai moduli utilizzano il bus ad alta velocità dello chassis per essere trasportati al processore real-time, che comunica con il PC tramite porta Ethernet.

I **moduli I/O** sono responsabili delle comunicazioni tra il PAC e i vari dispositivi esterni, come attuatori e sensori. I moduli di input svolgono il compito di sensing, mentre i moduli di output permettono il controllo delle attuazioni. Entrambi questi moduli possono essere sia analogici che digitali e sono gestibili attraverso la sezione FPGA all'interno del Project di LabView. I moduli analogici utilizzati per questa prova sono l'NI-9201 e l'NI-9227, entrambi di input, mentre quelli digitali sono l'NI9425 di input e l'NI9474 di output. I primi due sono stati utilizzati per l'acquisizione dei dati di corrente e tensione, sia in ingresso che in uscita dall'elettronica. I moduli digitali, invece, sono stati utilizzati, rispettivamente, per la gestione dei fine corsa e per generare i segnali di controllo dei vari drivers presenti nel circuito.

### **2.2.2 Elettronica integrata**

Al fine di consentire l'attivazione del motore elettrico e il cablaggio dei cavi in uscita e in entrata del CompactRIO, è stata utilizzata una scheda elettronica ad-hoc. Quest'ultima è composta da connettori a vite, indispensabili per il collegamento dei cavi, da un regolatore di tensione a 5V, da alcuni indicatori LED per fornire il feedback all'utilizzatore, e dal driver di potenza, responsabile dell'attuazione del motore del gomito. L'energia per l'intero sistema viene offerta da un comune alimentatore stabilizzato da banco AIM-TTi EX354RT, con il quale si fornisce una tensione di 8 V al driver del motore del gomito e una tensione a 12 V ai fine corsa.

### **2.2.3 Motion capture**

Per ottenere una stima del lavoro compiuto dai gomiti mioelettrici sono stati acquisiti, grazie al software di acquisizione stereofotogrammetrica *Vicon – Nexus*, gli angoli di flessione-estensione e le velocità angolari. La stereofotogrammetria è una tecnica di rilevamento topografico che si avvale di telecamere ad infrarossi. Queste ultime illuminano il target e ricevono i raggi riflessi da speciali punti riflettenti (*marker*), i

quali sono applicati mediante supporto adesivo nei vari segmenti dell'oggetto di valutazione. Il dispositivo da testare è stato quindi posizionato al centro del banco di lavoro, dotato di struttura tubolare in alluminio per l'ancoraggio delle telecamere. Grazie al software dedicato, previa accurata calibrazione e setting delle telecamere, è possibile acquisire le posizioni dei marker e ricostruire un modello del target in movimento.

### 2.2.3.1 Protocollo utilizzato

Il caso in esame riguarda un movimento di pura rotazione sul piano sagittale che, in prima approssimazione, può essere considerato verticale.

Il gomito mioelettrico, retto da un busto, è montato su un'invasatura dotata di articolazione di spalla mioelettrica. Agli attacchi sull'asse di rotazione del gomito, è stato montato un'avambraccio protesico dotato di polso e mano mioelettrici. Si è scelto di fare due campagne d'acquisizione: la prima considerando solo il carico dovuto a polso e mano (il peso della struttura in vetroresina dell'avambraccio è stato trascurato), la seconda applicando alla mano chiusa un peso di circa 0,5 Kg (una bottiglietta piena di acqua, tipico valore di progetto). In entrambe le prove vengono svolti 100 cicli a duty cycle 100% costante. Partendo da gomito completamente esteso, il ciclo è composto da: flessione, pausa a flessione totale, estensione, pausa ad estensione totale.

Lo stesso tipo di protocollo è stato adottato per testare anche i gomiti con il gruppo di motorizzazione modificato.

Per i differenti gomiti in analisi, si è scelto un protocollo di posizionamento dei marker semplice ma efficace ai fini della valutazione (Fig. 42).

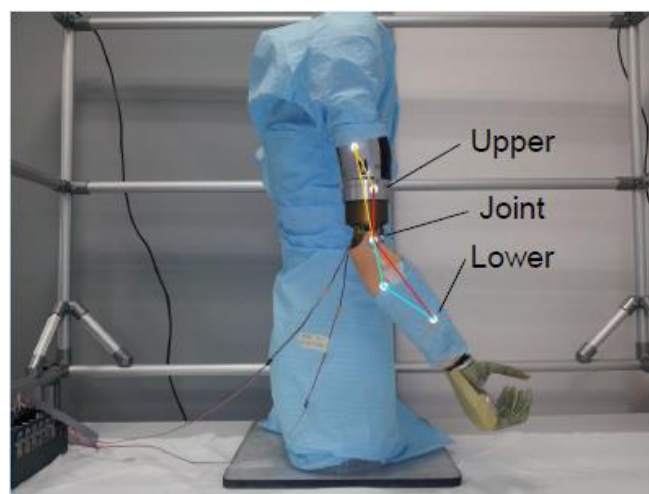


Fig. 42 Marker posizionati sui gomiti mioelettrici.

I due segmenti rossi evidenziati nella figura uniscono i marker denominati *Upper*, *Joint* e *Lower*. Questi sono stati disposti rispettivamente sull'omero in corrispondenza della verticale del centro articolare, nel centro di rotazione del gomito e sull'avambraccio. Quest'ultimo in particolare è stato posizionato tenendo conto dell'asse tra il "condilo" del gomito e quello del polso.

### **2.2.3.2 Software Vicon Nexus**

Per identificare ed interpretare i dati provenienti da ogni telecamera si è utilizzato il software *Vicon Nexus ver.1.7.2*. Grazie ad una grafica intuitiva e di facile utilizzo, questo software permette di effettuare la cattura e l'analisi del movimento dei marker in ambiente tridimensionale. L'interfaccia è strutturata in tre pannelli verticali: *Resources Pane*, *View Pane* e *Tools Pane*. Il primo pannello consente di visualizzare e gestire le periferiche di sistema e il soggetto creato con i marker. Il *View Pane* permette il passaggio in due differenti modalità di visualizzazione della scena, on-line e off-line. Nella modalità off-line, in particolare, è possibile ottenere i grafici e gli andamenti dei marker ed ottenere quindi la ricostruzione 3D del movimento. L'ultimo pannello, il *Tools Pane*, permette di gestire il software, sia per quel che concerne la calibrazione statica e dinamica delle telecamere, sia per quel che riguarda l'acquisizione e il passaggio dei dati al PC.

### **2.2.3.3 Telecamere ad infrarossi**

Le telecamere utilizzate per l'analisi stereofotogrammetrica sono le *Bonita*, prodotte dall'azienda Vicon. Queste telecamere di dimensione ridotta (122x80x79 mm) hanno un'elevata accuratezza di acquisizione, che le rende ottime per lo studio del movimento di un'articolazione protesica su un banco di lavoro. Ogni telecamera presenta una ghiera su cui alloggiato 68 LED ad emissione infrarossa, che irradiano efficacemente l'oggetto analizzato. I marker riflettono la luce incidente emessa dai LED, e vengono proiettati sul piano della telecamera con una frequenza di acquisizione di 100 Hz. Le cinque telecamere utilizzate nel banco prova sono alimentate e collegate alla porta Ethernet del PC mediante uno switch PoE, e trasmettono su protocollo TCP/IP. In Tab. 3 vengono riportate le proprietà delle telecamere Bonita.

Tab. 3 Specifiche tecniche delle telecamere Vicon Bonita.

<b>Frequenza di campionamento massima</b>	240 Hz
<b>Tempo di otturazione</b>	0,5 ms
<b>Risoluzione</b>	0,3 megapixel (640 x 480)
<b>Tipo di uscita delle telecamere</b>	Scala di grigi
<b>Interfaccia</b>	Gigabit Ethernet, connessione RJ
<b>Montatura</b>	2 z treppiede standard ¼
<b>Sistema di latenza</b>	2 ms
<b>Accuratezza</b>	1 mm
<b>Gamma operativa</b>	Fino a 12 m
<b>LED</b>	NIR 780 nm 68 LEDs Luminosità regolabile
<b>Potenza</b>	15 W PoE conforme a IEEE 802,3af
<b>Dimensioni</b>	122 x 80 x 79 mm (d x h x w)
<b>Specifiche delle lenti</b>	
<b>Lunghezza focale</b>	4-12 mm
<b>Iris range</b>	F/1,4-CLOSE
<b>Montatura</b>	Montatura Std C
<b>Angolo di campo</b>	Ampio: 82,7° x 66,85° Stretto: 32,7° x 24,81°
<b>Messa a fuoco</b>	0,3 m - inf

## 2.3 Elaborazione dei dati

I dati elettrici della FPGA e i dati di motion capture, ottenuti attraverso la stereofotogrammetria, vengono salvati in distinti file di testo. L'elaborazione di questi dati è stata eseguita attraverso l'utilizzo di alcuni script Matlab, nel tentativo di mettere in evidenza quelle grandezze che permettono il corretto confronto tra i due gomiti mioelettrici.

La prima analisi si è focalizzata sui dati relativi alla piena potenza di utilizzo (duty cycle 100%) e ha estrapolato, per i due dispositivi, le seguenti grandezze d'interesse:

- Velocità media in flessione
- Velocità media in estensione
- Angolo massimo in flessione (rispetto al segmento omerale)

- Angolo minimo in estensione (rispetto al segmento omerale)
- Spunto di corrente massimo
- Corrente media assorbita (in flessione)
- Caduta di tensione media ai capi del motore (in flessione)
- Potenza media assorbita (in flessione)
- Tempo per una flessione (alla velocità massima)
- Energia media assorbita per una flessione
- Rendimento globale mediato per intervalli di angolo
- Rendimento del motore mediato per intervalli di angolo
- Rendimento degli stadi di riduzione mediato per intervalli di angolo

La seconda analisi è stata effettuata per indagare l'efficienza del sistema in corrispondenza della coppia massima (angolo a  $90^\circ$ ). Per fare ciò è stato necessario mediare le potenze e i rendimenti in prestabiliti intervalli di angolo durante la flessione.

## 3 Risultati

---

In questo capitolo si riportano gli indici di prestazione ottenuti dalle campagne d'acquisizione sul gomito INAIL EMEI 3.0 e sul gomito con il gruppo di motorizzazione modificato. In particolare, si sono effettuati test sia sul riduttore cicloidale modificato con ruote dentate ed eccentrico in Delrin alloggiati all'interno della corona in alluminio, sia sul riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in bronzo accoppiati alla corona in acciaio inox. In maniera analoga sono stati testati anche i riduttori cicloidali a singolo disco (sia in Delrin che in bronzo).

Ogni paragrafo viene suddiviso in due sezioni relative alle due differenti prove eseguite, una con il solo peso di polso e mano, l'altra con il peso di polso, mano e bottiglietta d'acqua.

### 3.1 Risultati gomito di riferimento

Come già esposto, il gomito di riferimento INAIL EMEI 3.0 è stato inizialmente testato con applicati nell'avambraccio, polso e mano mioelettrici (590 grammi in totale). La seconda prova è stata eseguita aggiungendo una bottiglietta d'acqua piena (518 grammi), chiusa nella mano. Di seguito vengono riportati i risultati ottenuti dall'elaborazione Matlab dei dati acquisiti.

#### 3.1.1 Prima prova: flessione-estensione del gomito con “polso+mano”

La prima prova è quella eseguita con il solo peso di polso e mano applicati all'avambraccio protesico. Nella tabella seguente sono riportati i valori delle grandezze calcolate.

Tab. 4 Prestazioni gomito INAIL EMEI 3.0 alla prima prova (peso inferiore).

GRANDEZZA	VALORE	UNITÀ DI MISURA
Velocità media in flessione	57,9	°/sec
Velocità media in estensione	-68,0	°/sec
Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)	137,4	°
Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)	20,7	°
Spunto di corrente massimo	3,81	A
Corrente media assorbita (fless.)	0,59	A
Caduta in tensione media ai capi del motore (fless.)	7,20	V
Potenza media assorbita (fless.)	4,2	W
Tempo per una flessione (a velocità massima)	2,0	sec
Energia media assorbita per una flessione	8,2	J
Rendimento globale medio (fless.)	31	%
Rendimento del motore medio (fless.)	85	%
Rendimento degli stadi di riduzione medio (fless.)	36	%

In seguito sono riportati i grafici relativi alla prova in questione: il primo riporta l'escursione dell'angolo e la velocità angolare. Quest'ultima, per attenuare il rumore, è stata mediata con una media mobile di 5 campioni. Il secondo grafico mostra l'andamento di tensioni e corrente al motore. Il terzo evidenzia l'andamento dei rendimenti e della velocità angolare, mediati negli intervalli di angolo (tra 30° e 130°), e della coppia (legata anch'essa all'angolo).

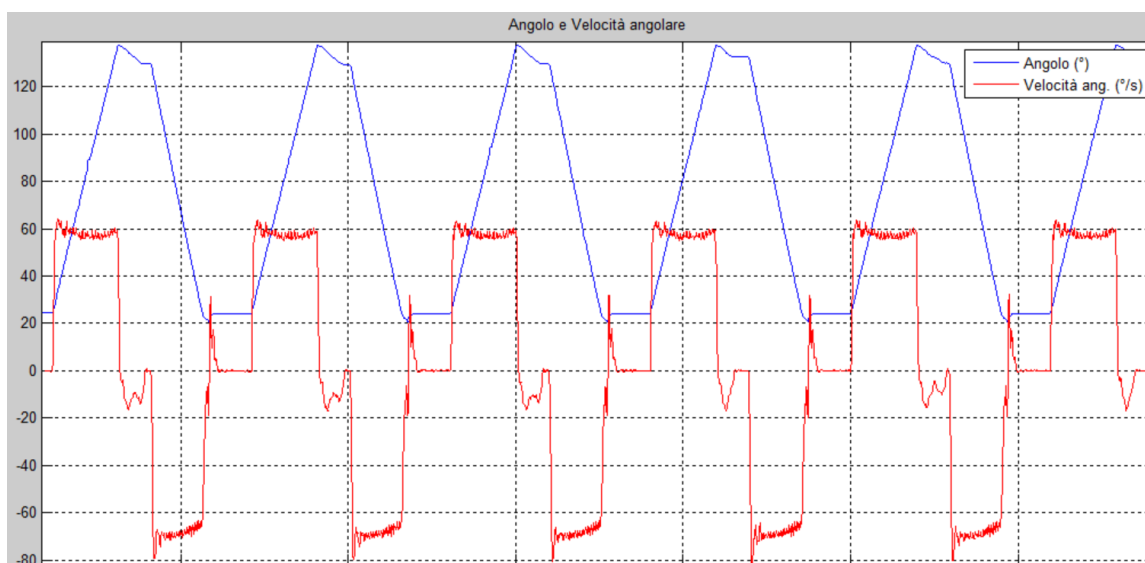


Fig. 43 Grafico dell'angolo e velocità angolare, gomito INAIL EMEI 3.0, prima prova (peso inferiore).

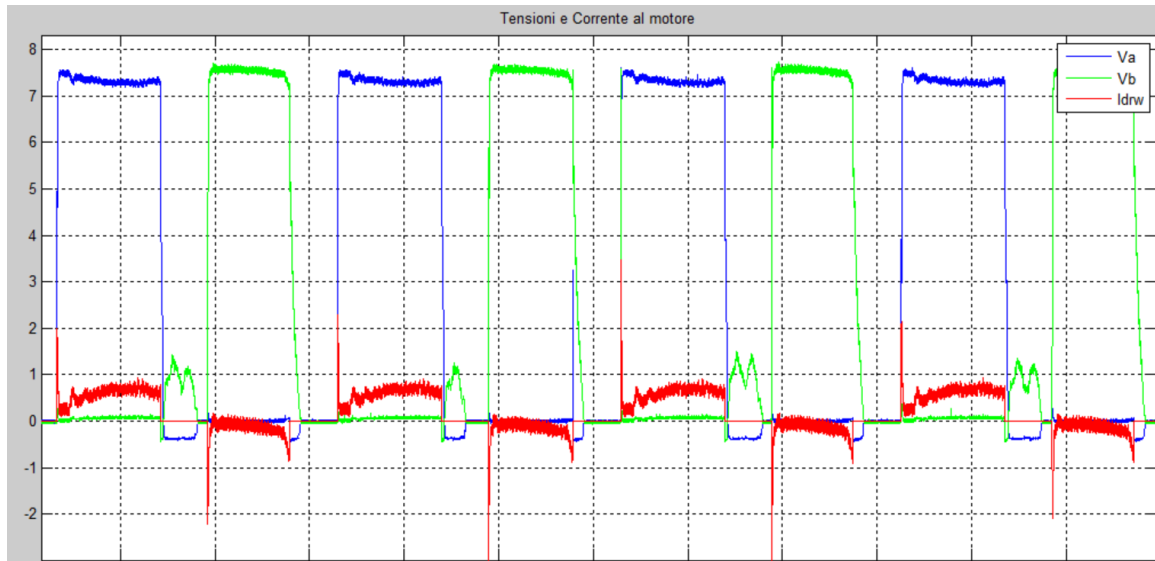


Fig. 44 Grafico delle tensioni (V) e corrente al motore (A), gomito INAIL EMEI 3.0, prima prova (peso inferiore).

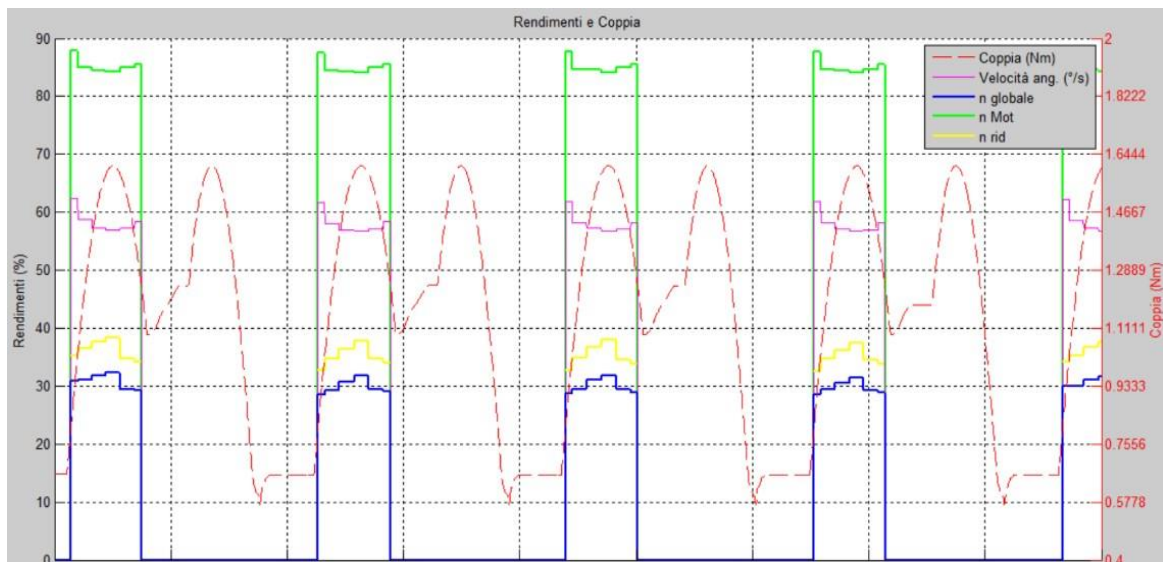


Fig. 45 Grafico dei rendimenti e coppia, gomito INAIL EMEI 3.0, prima prova (peso inferiore).



### 3.1.2 Seconda prova: flessione-estensione del gomito con “polso+mano+peso”

La seconda prova è stata eseguita applicando alla mano mioelettrica chiusa una bottiglietta d'acqua piena. Di seguito sono riportati i risultati ottenuti.

Tab. 5 Prestazioni gomito INAIL EMEI 3.0 alla seconda prova (peso superiore).

GRANDEZZA	VALORE	UNITÀ DI MISURA
<i>Velocità media in flessione</i>	52,6	°/sec
<i>Velocità media in estensione</i>	-77,2	°/sec
<i>Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)</i>	134,4	°
<i>Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)</i>	17,2	°
<i>Spunto di corrente massimo</i>	6,07	A
<i>Corrente media assorbita (fless.)</i>	0,69	A
<i>Caduta in tensione media ai capi del motore (fless.)</i>	7,13	V
<i>Potenza media assorbita (fless.)</i>	4,9	W
<i>Tempo per una flessione (a velocità massima)</i>	2,2	sec
<i>Energia media assorbita per una flessione</i>	10,7	J
<i>Rendimento globale medio (fless.)</i>	41	%
<i>Rendimento del motore medio (fless.)</i>	81	%
<i>Rendimento degli stadi di riduzione medio (fless.)</i>	51	%

In seguito sono riportati i grafici relativi a questa seconda prova. Il primo grafico riporta l'escursione dell'angolo e la velocità angolare. Il secondo grafico mostra l'andamento di tensioni e corrente al motore. Il terzo evidenzia l'andamento dei rendimenti, della velocità angolare e della coppia.



Fig. 46 Grafico dell'angolo e velocità angolare, gomito INAIL EMEI 3.0, seconda prova (peso superiore).

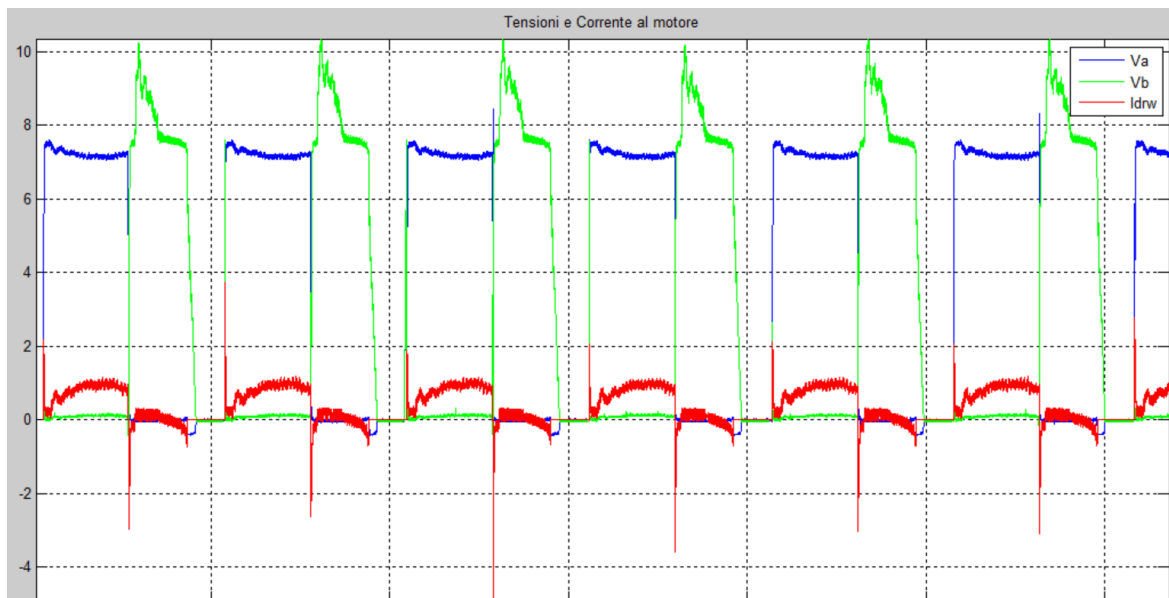


Fig. 47 Grafico delle tensioni (V) e corrente al motore (A), gomito INAIL EMEI 3.0, seconda prova (peso superiore).

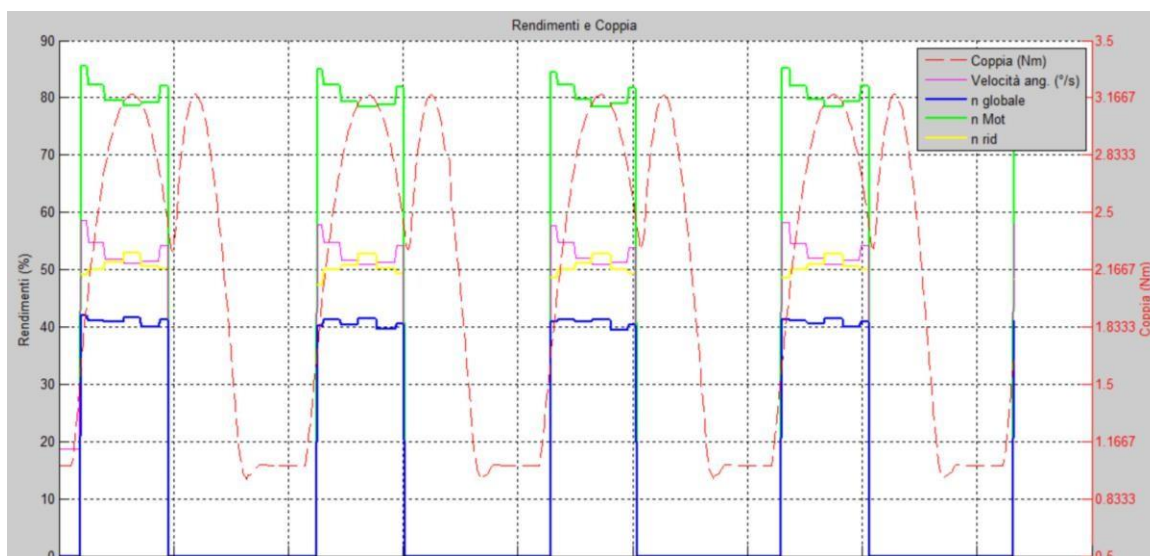


Fig. 48 Grafico dei rendimenti e coppia, gomito INAIL EMEI 3.0, seconda prova (peso superiore).

## 3.2 Risultati gomito con riduttore cicloidale a disco doppio: ruote dentate ed eccentrico in Delrin

Analogamente al gomito INAIL EMEI 3.0, il gomito con il gruppo di motorizzazione modificato con ruote dentate ed eccentrico in Delrin è stato testato in due differenti prove: la prima consiste in 100 cicli di flessione-estensione dell'articolazione con applicato all'avambraccio gomito e mano mioelettrici (590 grammi in totale); nella seconda prova la mano sorregge una bottiglietta d'acqua piena (518 grammi), che si aggiunge al peso totale. Di seguito vengono riportati i risultati ottenuti dall'elaborazione dei dati acquisiti.

### 3.2.1 Prima prova: flessione-estensione del gomito con “polso+mano”

Per una comparazione coerente tra i due modelli di gomito, nella prima prova il gomito con il gruppo di motorizzazione modificato con ruote dentate ed eccentrico in Delrin è stato analizzato con il solo peso di polso e mano applicati all'avambraccio protesico.

Tab. 6 Prestazioni gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in Delrin alla prima prova (peso inferiore).

GRANDEZZA	VALORE	UNITÀ DI MISURA
<i>Velocità media in flessione</i>	35,3	°/sec
<i>Velocità media in estensione</i>	-47,7	°/sec
<i>Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)</i>	122	°
<i>Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)</i>	39	°
<i>Spunto di corrente massimo</i>	3,4	A
<i>Corrente media assorbita (fless.)</i>	1,13	A
<i>Caduta in tensione media ai capi del motore (fless.)</i>	6,88	V
<i>Potenza media assorbita (fless.)</i>	7,8	W
<i>Tempo per una flessione (a velocità massima)</i>	2,3	sec
<i>Energia media assorbita per una flessione</i>	18,2	J
<i>Rendimento globale medio (fless.)</i>	10	%
<i>Rendimento del motore medio (fless.)</i>	56	%
<i>Rendimento degli stadi di riduzione medio (fless.)</i>	18	%

In seguito sono riportati i grafici relativi a questa prova. Come in precedenza, il primo riporta l'escursione dell'angolo e la velocità angolare. Il secondo grafico mostra l'andamento di tensioni e corrente al motore. Il terzo evidenzia l'andamento dei rendimenti e della velocità angolare, mediati negli intervalli di angolo, e della coppia (legata anch'essa all'angolo).

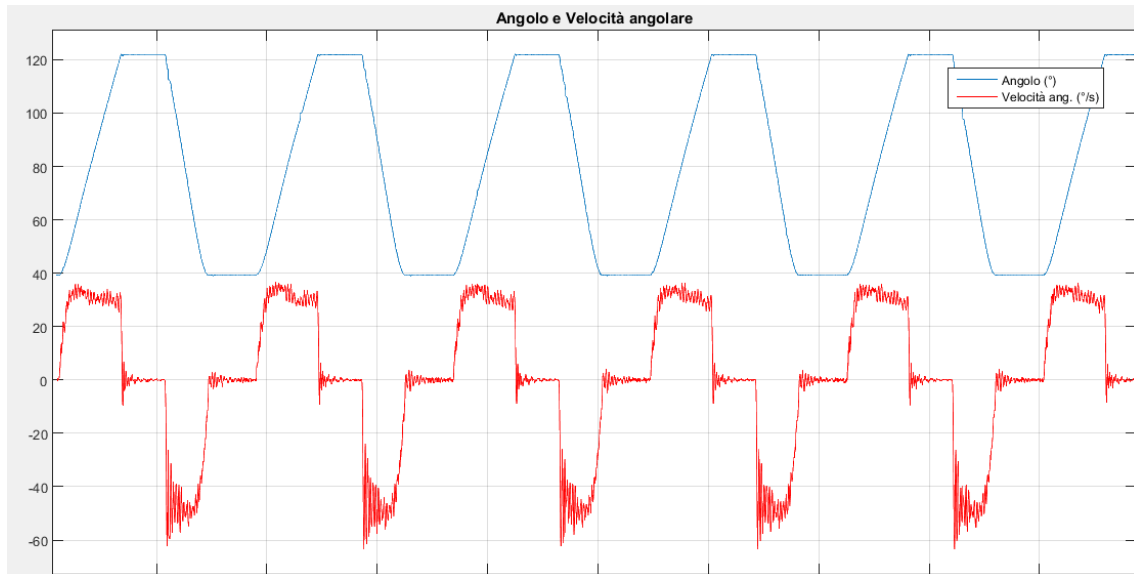


Fig. 49 Grafico dell'angolo e velocità angolare, gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in Delrin, prima prova (peso inferiore).

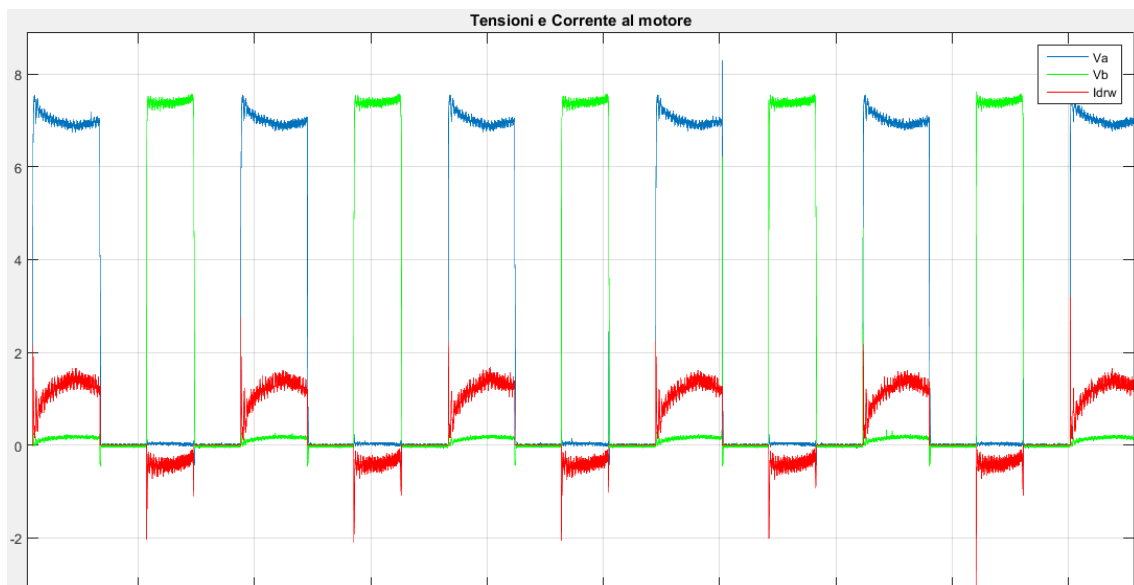


Fig. 50 Grafico delle tensioni (V) e corrente al motore (A), gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in Delrin, prima prova (peso inferiore).

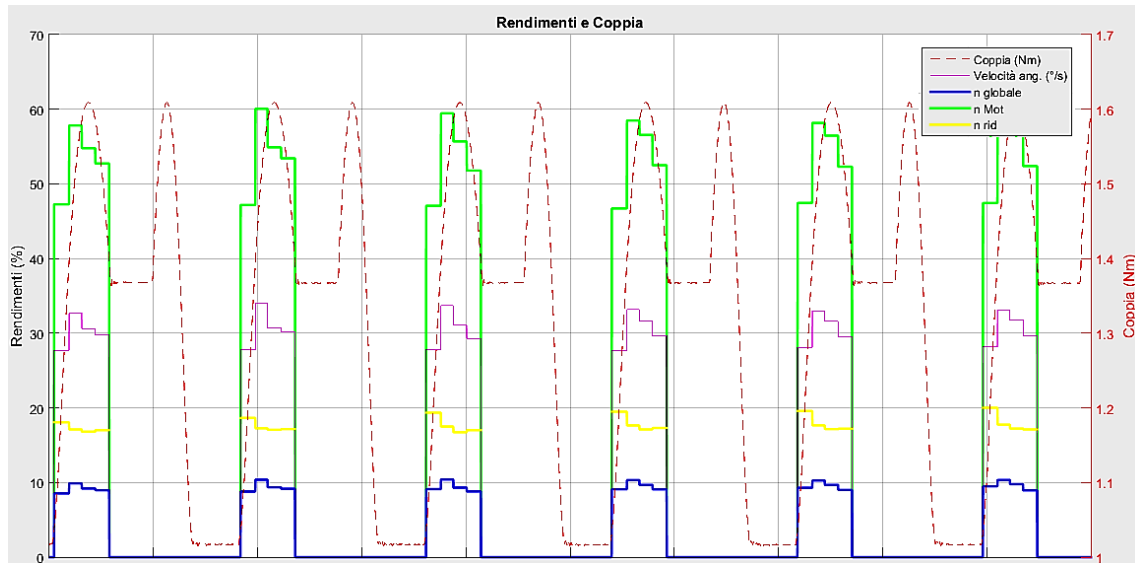


Fig. 51 Grafico dei rendimenti e coppia, gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in Delrin, prima prova (peso inferiore).

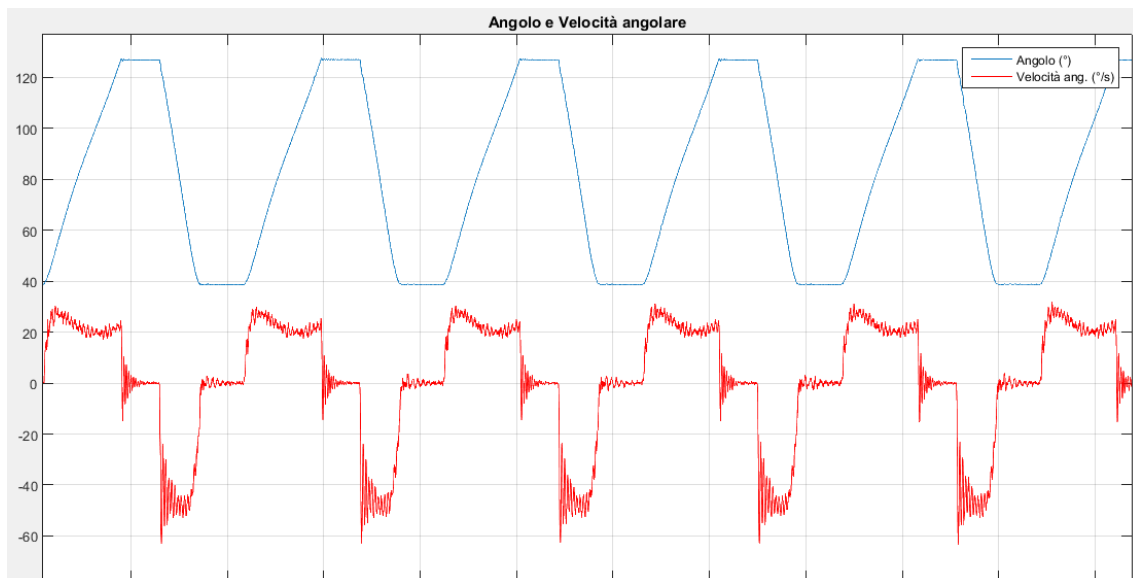
### 3.2.2 Seconda prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano+peso”

Analogamente al test fatto per il gomito EMEI 3.0, nella seconda prova è stata applicata alla mano mioelettrica chiusa una bottiglietta d’acqua piena. È stato valutato un peso complessivo di 1108 g, applicato a 29,3 cm dal centro articolare.

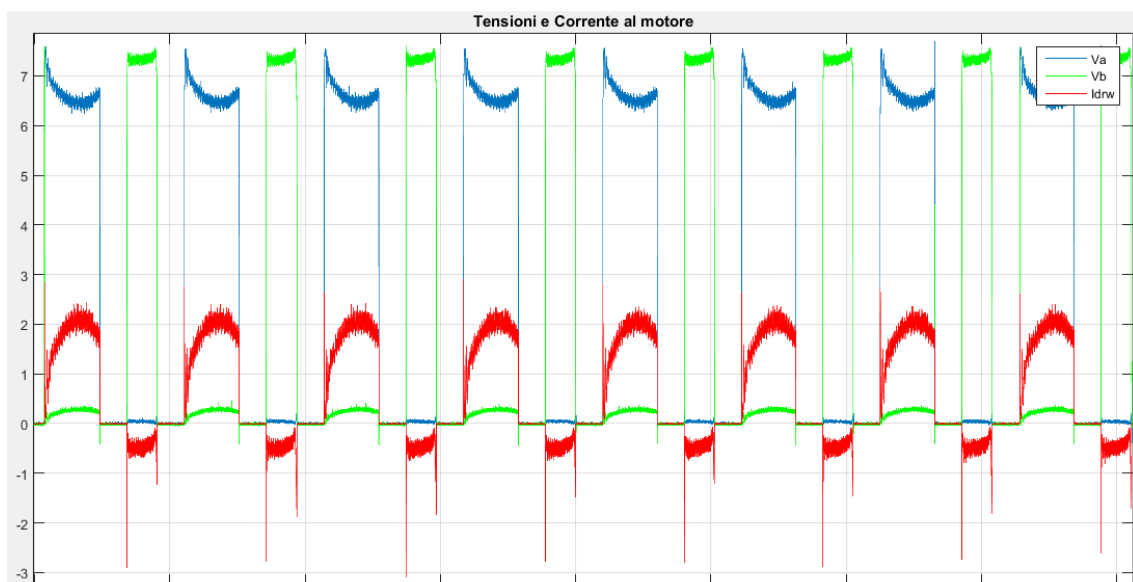
GRANDEZZA	VALORE	UNITÀ DI MISURA
Velocità media in flessione	23,9	°/sec
Velocità media in estensione	-43,9	°/sec
Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)	127,5	°
Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)	38,6	°
Spunto di corrente massimo	3,15	A
Corrente media assorbita (fless.)	1,68	A
Caduta in tensione media ai capi del motore (fless.)	6,43	V
Potenza media assorbita (fless.)	10,8	W
Tempo per una flessione (a velocità massima)	1,7	sec
Energia media assorbita per una flessione	23,7	J
Rendimento globale medio (fless.)	10	%
Rendimento del motore medio (fless.)	39	%
Rendimento degli stadi di riduzione medio (fless.)	26	%

Tab. 7 Prestazioni gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in Delrin alla seconda prova (peso superiore).

In seguito sono riportati i grafici relativi a questa prova. Il primo riporta l'escursione dell'angolo e la velocità angolare. Il secondo grafico mostra l'andamento di tensioni e corrente al motore. Il terzo evidenzia l'andamento dei rendimenti e della velocità angolare, mediati negli intervalli di angolo, e della coppia (legata anch'essa all'angolo).



*Fig. 52 Grafico dell'angolo e velocità angolare, gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in Delrin, seconda prova (peso superiore).*



*Fig. 53 Grafico delle tensioni (V) e corrente al motore (A), gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in Delrin, seconda prova (peso superiore).*

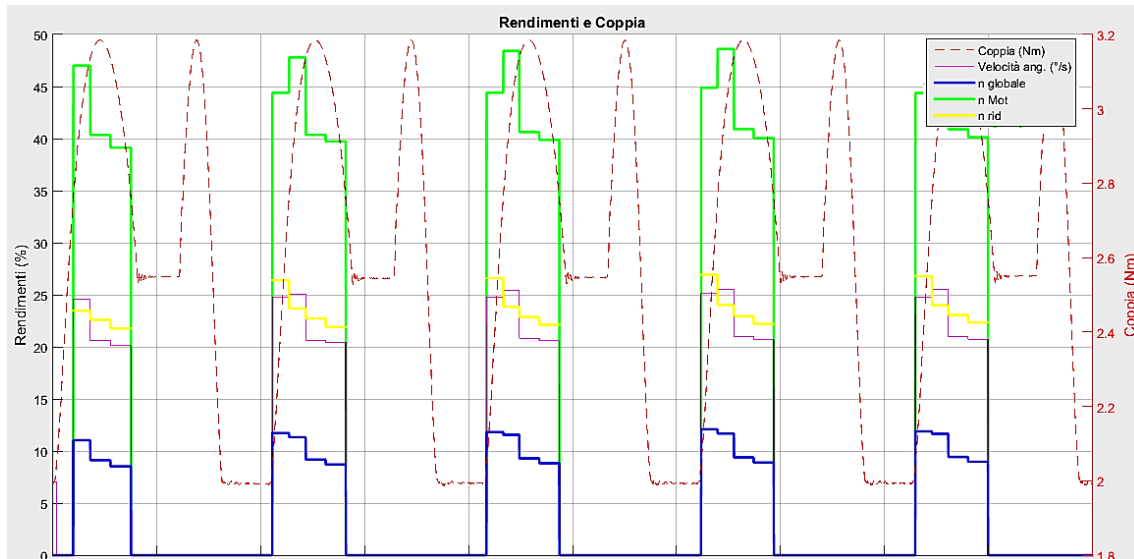


Fig. 54 Grafico dei rendimenti e coppia, gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in Delrin, seconda prova (peso superiore).

### 3.3 Risultati gomito con riduttore cicloidale a disco doppio: ruote dentate ed eccentrico in bronzo

La caratterizzazione del gomito mioelettrico con gruppo di motorizzazione modificato con ruote dentate ed eccentrico in bronzo è analoga alle precedenti. Si compone quindi di due prove in cui si testa l'articolazione protesica con un peso dato dal solo polso e mano e, nella seconda acquisizione, da polso, mano e bottiglietta d'acqua. L'unica differenza rispetto alle prove precedenti riguarda il numero di cicli svolti: in questo caso vengono eseguiti 10 cicli di flessione-estensione anziché 100, a causa della maggiore difficoltà del gomito ad eseguire il movimento e della maggiore corrente assorbita dal motore. Si è deciso infatti di imporre una pausa a flessione completa e una pausa ad estensione completa di 10 secondi, in quanto la corrente fornita dall'alimentatore si aggira intorno ai 2 A, valore a cui il motore Faulhaber 2232U006SR non è solito lavorare e che può danneggiare il motore stesso.



### 3.3.1 Prima prova: flessione-estensione del gomito con “polso+mano”

Il gomito con gruppo di motorizzazione modificato con ruote dentate ed eccentrico in bronzo, equivalentemente ai gomiti elettromeccanici precedenti, è stato analizzato nella prima prova con il peso di polso e mano applicati all'avambraccio protesico.

Tab. 8 Prestazioni gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in bronzo alla prima prova (peso inferiore).

GRANDEZZA	VALORE	UNITÀ DI MISURA
Velocità media in flessione	40,8	°/sec
Velocità media in estensione	-55,6	°/sec
Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)	122	°
Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)	39	°
Spunto di corrente massimo	3,32	A
Corrente media assorbita (fless.)	0,94	A
Caduta in tensione media ai capi del motore (fless.)	6,98	V
Potenza media assorbita (fless.)	6,6	W
Tempo per una flessione (a velocità massima)	2,8	sec
Energia media assorbita per una flessione	18,3	J
Rendimento globale medio (fless.)	13	%
Rendimento del motore medio (fless.)	58	%
Rendimento degli stadi di riduzione medio (fless.)	23	%

In seguito sono riportati i grafici relativi a questa prova. Come in precedenza, il primo riporta l'escursione dell'angolo e la velocità angolare. Il secondo grafico mostra l'andamento di tensioni e corrente al motore. Il terzo evidenzia l'andamento dei rendimenti.

## Risultati

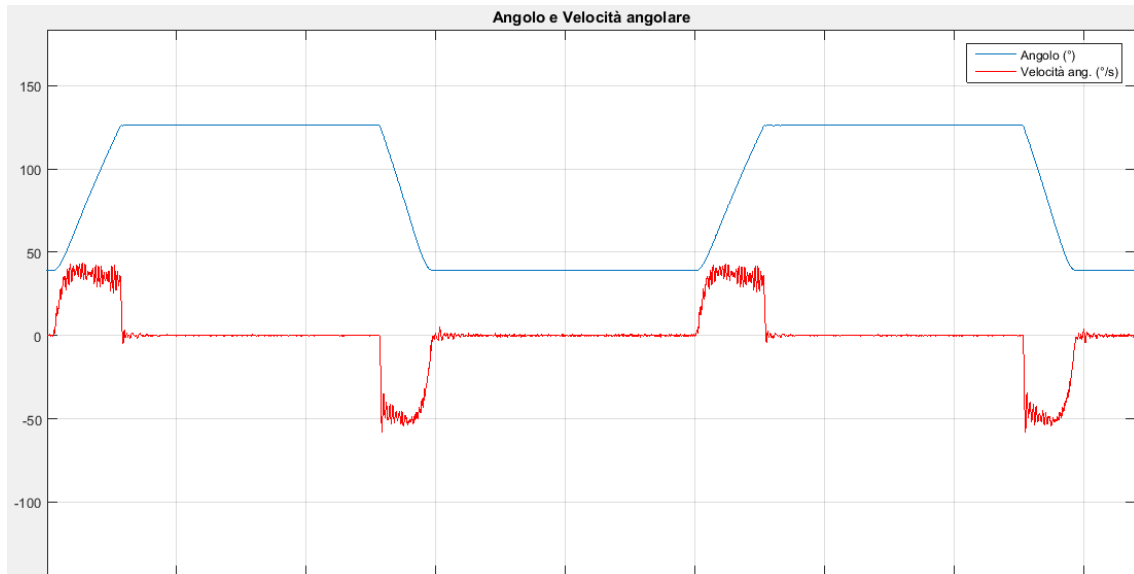


Fig. 55 Grafico dell'angolo e velocità angolare, gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in bronzo, prima prova (peso inferiore).

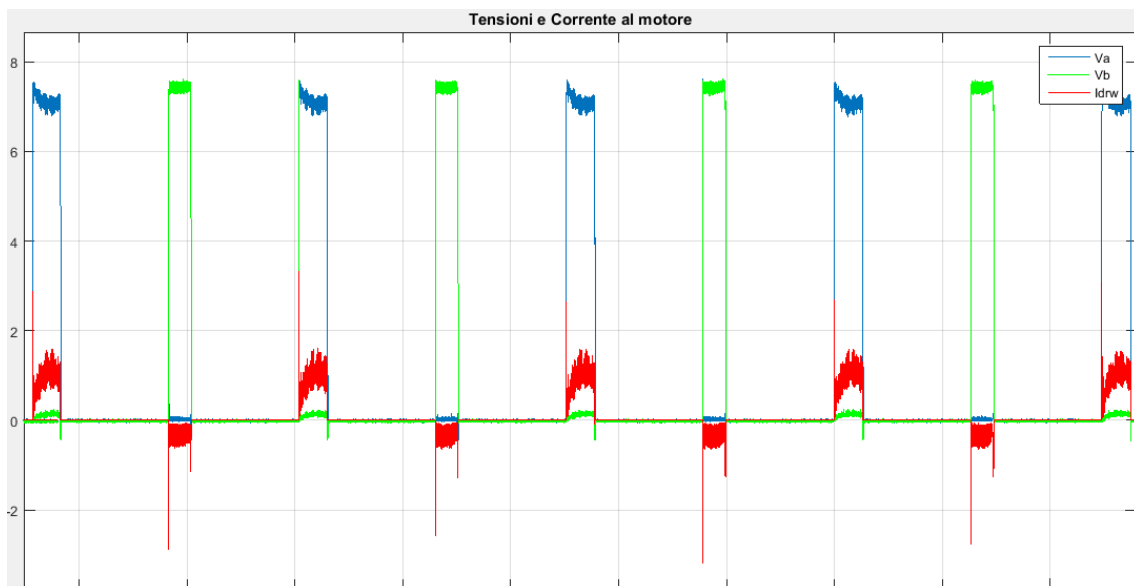


Fig. 56 Grafico delle tensioni (V) e corrente al motore (A), gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in bronzo, prima prova (peso inferiore).



Fig. 57 Grafico dei rendimenti, gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in bronzo, prima prova (peso inferiore).

### 3.3.2 Seconda prova: flessione-estensione del gomito con “polso+mano+peso”

Nella seconda prova, analogamente ai dispositivi precedenti, è stata applicata alla mano mioelettrica chiusa una bottiglietta d'acqua piena. Nella tabella seguente (Tab. 9) vengono riportati i valori ottenuti dall'elaborazione dei dati.

Tab. 9 Prestazioni gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in bronzo alla seconda prova (peso superiore).

GRANDEZZA	VALORE	UNITÀ DI MISURA
Velocità media in flessione	27,6	°/sec
Velocità media in estensione	-44,2	°/sec
Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)	124	°
Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)	38	°
Spunto di corrente massimo	3,14	A
Corrente media assorbita (fless.)	1,68	A
Caduta in tensione media ai capi del motore (fless.)	6,50	V
Potenza media assorbita (fless.)	10,9	W
Tempo per una flessione (a velocità massima)	4,2	sec
Energia media assorbita per una flessione	45,8	J
Rendimento globale medio (fless.)	10	%
Rendimento del motore medio (fless.)	43	%
Rendimento degli stadi di riduzione medio (fless.)	22	%

Di seguito sono riportati i grafici relativi a questa prova. Il primo riporta l'escursione dell'angolo e la velocità angolare. Il secondo grafico mostra l'andamento di tensioni e corrente al motore. Il terzo evidenzia l'andamento dei rendimenti.

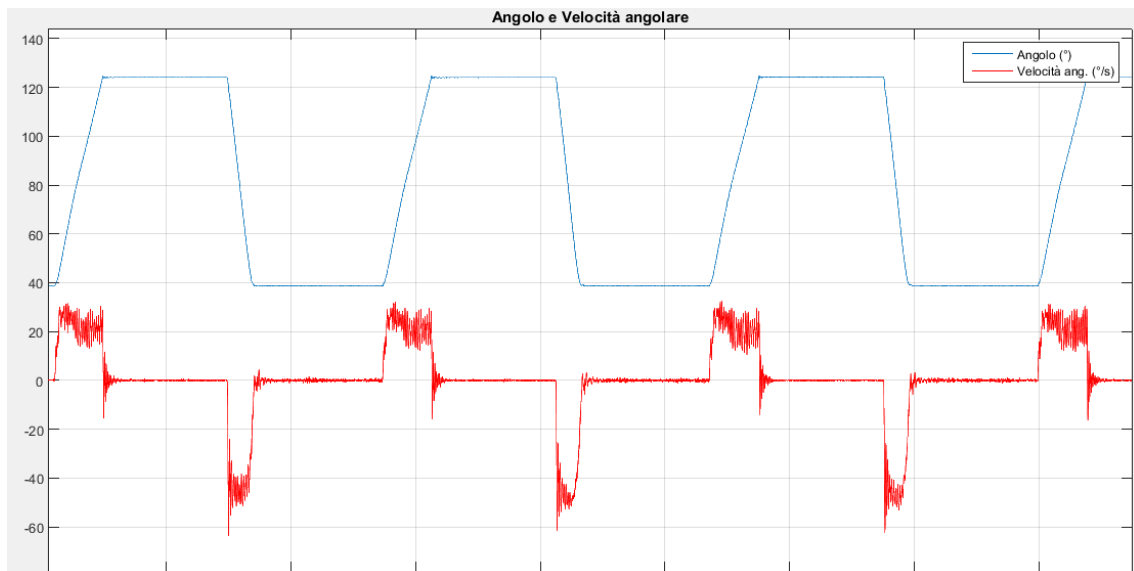


Fig. 58 Grafico dell'angolo e velocità angolare, gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in bronzo, seconda prova (peso superiore).

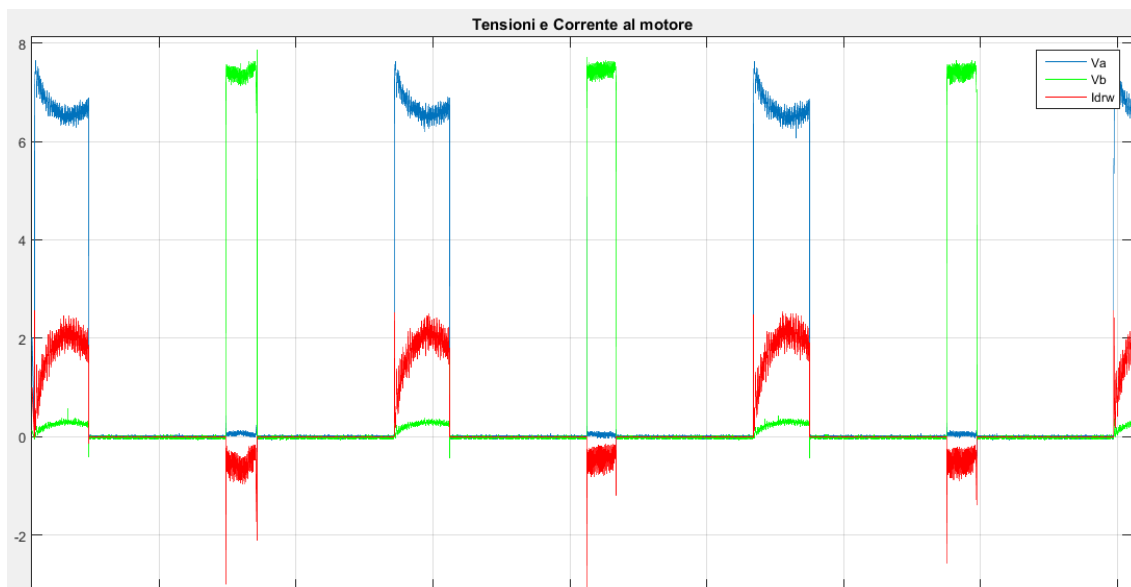


Fig. 59 Grafico delle tensioni (V) e corrente al motore (A), gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in bronzo, seconda prova (peso superiore).



Fig. 60 Grafico dei rendimenti, gomito con riduttore cicloidale con ruote dentate ed eccentrico in bronzo, seconda prova (peso superiore).

### 3.4 Risultati gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin

Il gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin è stato testato in maniera analoga a quella con cui sono stati valutati i gomiti mioelettrici precedenti. Inizialmente si è fatta una campagna d'acquisizione con applicati all'avambraccio, polso e mano mioelettrici (590 grammi in totale). La seconda prova è stata eseguita aggiungendo una bottiglietta d'acqua piena (518 grammi), chiusa nella mano. Così come per il riduttore cicloidale a disco doppio con ruote dentate ed eccentrico in bronzo, anche il riduttore a disco singolo in Delrin è stato sottoposto a pochi cicli di fesso-estensione, con pausa a flessione ed estensione totale di 5 secondi. Nei paragrafi seguenti vengono riportati i risultati ottenuti dall'elaborazione Matlab dei dati acquisiti.

#### 3.4.1 Prima prova: fesso-estensione del gomito con “polso+mano”

In Tab. 10 sono riportati i valori acquisiti durante la prova.

Tab. 10 Prestazioni gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin alla prima prova (peso inferiore).

GRANDEZZA	VALORE	UNITÀ DI MISURA
Velocità media in flessione	40,7	°/sec
Velocità media in estensione	-52,8	°/sec
Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)	121	°
Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)	34	°
Spunto di corrente massimo	3,29	A
Corrente media assorbita (fless.)	0,7	A
Caduta in tensione media ai capi del motore (fless.)	7,08	V
Potenza media assorbita (fless.)	5,0	W
Tempo per una flessione (a velocità massima)	2,8	sec
Energia media assorbita per una flessione	13,98	J
Rendimento globale medio (fless.)	18	%
Rendimento del motore medio (fless.)	64	%
Rendimento degli stadi di riduzione medio (fless.)	28	%

Di seguito sono riportati i grafici relativi a questa prova. Il primo riporta l'escursione dell'angolo e la velocità angolare. Il secondo grafico mostra l'andamento di tensioni e corrente al motore. Il terzo evidenzia l'andamento dei rendimenti.

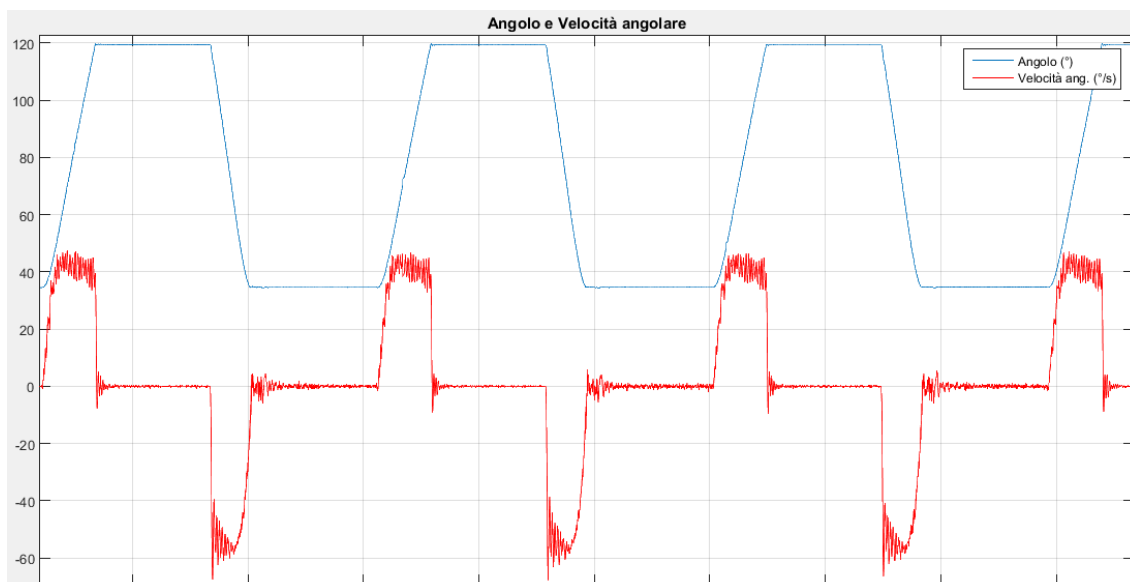


Fig. 61 Grafico dell'angolo e velocità angolare, gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin, prima prova (peso inferiore).

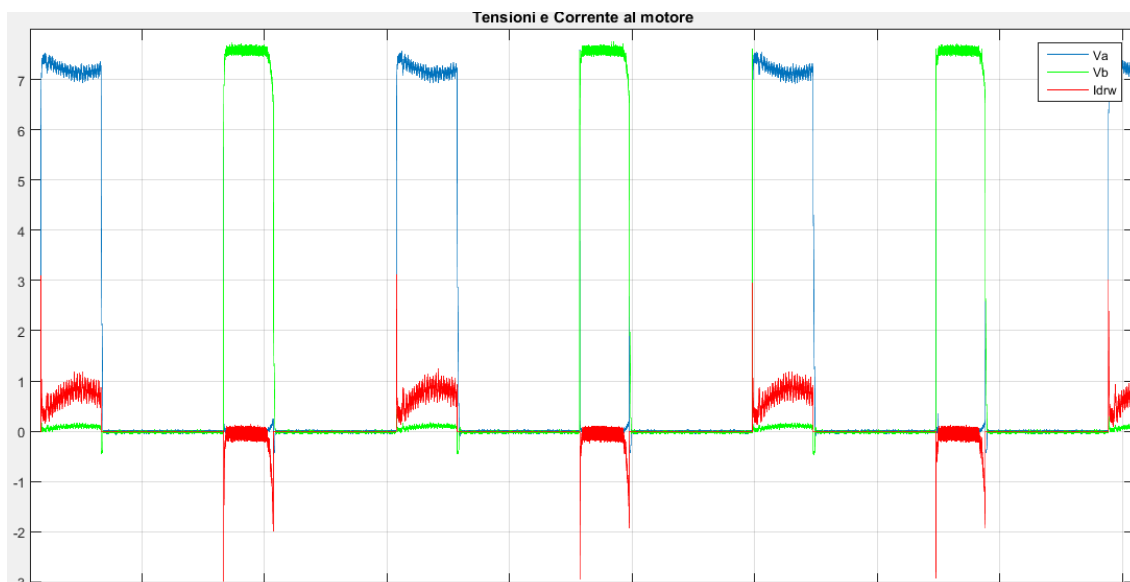


Fig. 62 Grafico delle tensioni (V) e corrente al motore (A), gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin, prima prova (peso inferiore).



Fig. 63 Grafico dei rendimenti, gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin, prima prova (peso inferiore).

### 3.4.2 Seconda prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano+peso”

Nella tabella seguente (Tab. 11) vengono riportati i valori ottenuti dall’elaborazione dei dati nella seconda prova.

GRANDEZZA	VALORE	UNITÀ DI MISURA
Velocità media in flessione	35,5	°/sec
Velocità media in estensione	-53,6	°/sec
Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)	121	°
Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)	34	°
Spunto di corrente massimo	3,28	A
Corrente media assorbita (fless.)	1,2	A
Caduta in tensione media ai capi del motore (fless.)	6,74	V
Potenza media assorbita (fless.)	8,1	W
Tempo per una flessione (a velocità massima)	3,2	sec
Energia media assorbita per una flessione	26,4	J
Rendimento globale medio (fless.)	17	%
Rendimento del motore medio (fless.)	56	%
Rendimento degli stadi di riduzione medio (fless.)	30	%

Tab. 11 Prestazioni gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin alla seconda prova (peso superiore).



Di seguito sono riportati i grafici relativi a questa prova. Il primo riporta l'escursione dell'angolo e la velocità angolare. Il secondo grafico mostra l'andamento di tensioni e corrente al motore. Il terzo evidenzia l'andamento dei rendimenti.

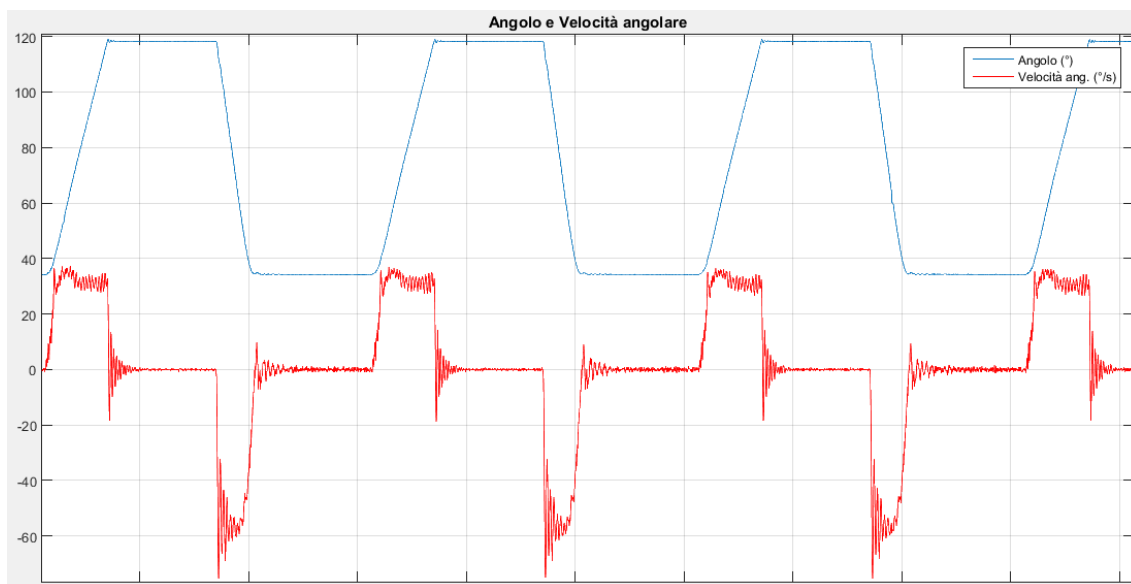


Fig. 64 Grafico dell'angolo e velocità angolare, gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin, seconda prova (peso superiore).

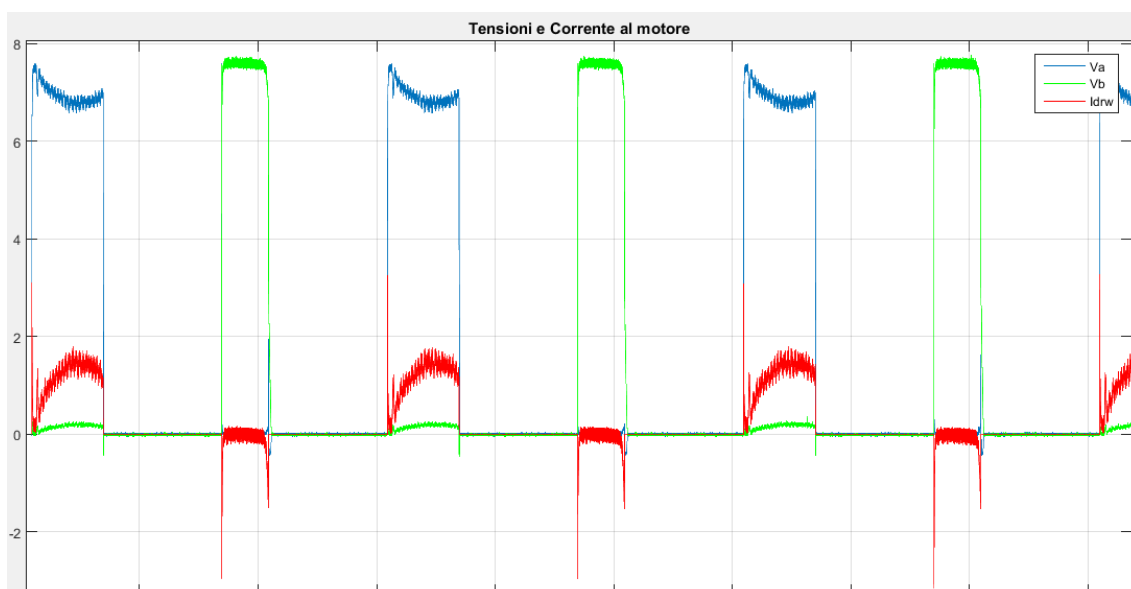


Fig. 65 Grafico delle tensioni (V) e corrente al motore (A), gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin, seconda prova (peso superiore).

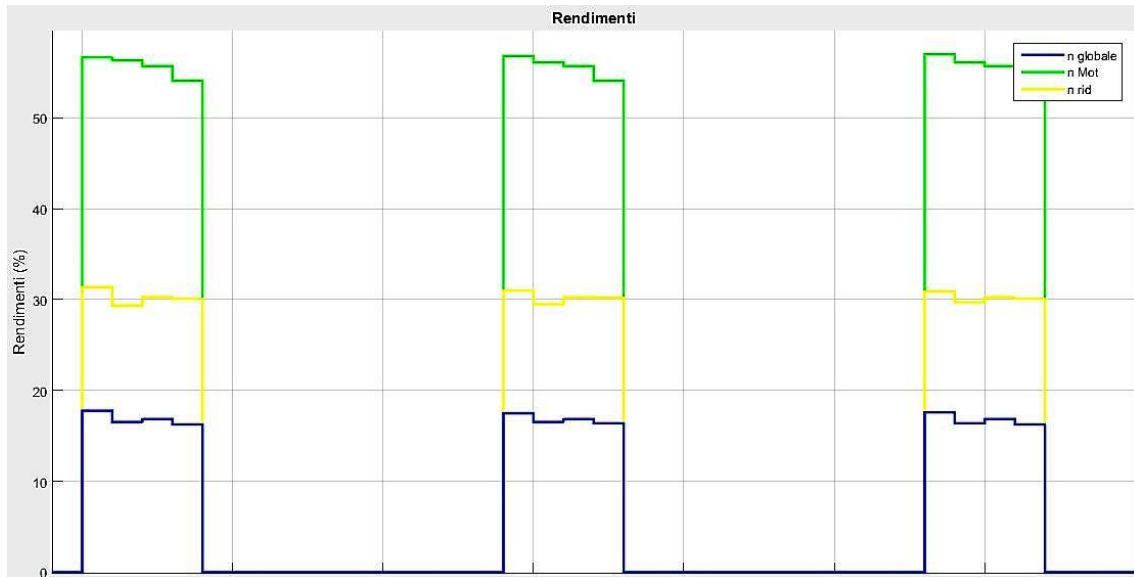


Fig. 66 Grafico dei rendimenti, gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin, seconda prova (peso superiore).

### 3.5 Risultati gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in bronzo

Il gomito con il riduttore cicloidale modificato a disco singolo in bronzo è stato testato nelle due prove già note: nella prima viene sottoposto a cicli di flessione-estensione dell'articolazione con applicato all'avambraccio gomito e mano mioelettrici (590 grammi in totale); nella seconda prova la mano sorregge una bottiglietta d'acqua piena (518 grammi), che si aggiunge al peso totale. Il riduttore a disco singolo in bronzo, allo stesso modo del riduttore a disco singolo in Delrin, è stato sottoposto a pochi cicli di flessione-estensione, con pausa a flessione ed estensione totale di 5 secondi. Di seguito vengono riportati i risultati ottenuti dall'elaborazione dei dati acquisiti.

### 3.5.1 Prima prova: flesso-estensione del gomito con “polso+mano”

Nella prima prova il gomito con il riduttore a disco singolo in bronzo è stato analizzato con il solo peso di polso e mano applicati all'avambraccio protesico. Nella Tab. 12 sono elencati i risultati ottenuti.

Tab. 12 Prestazioni gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in bronzo alla prima prova (peso inferiore).

GRANDEZZA	VALORE	UNITÀ DI MISURA
<i>Velocità media in flessione</i>	38,7	°/sec
<i>Velocità media in estensione</i>	-51,6	°/sec
<i>Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)</i>	122	°
<i>Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)</i>	34	°
<i>Spunto di corrente massimo</i>	3,31	A
<i>Corrente media assorbita (fless.)</i>	0,76	A
<i>Caduta in tensione media ai capi del motore (fless.)</i>	7,08	V
<i>Potenza media assorbita (fless.)</i>	5,4	W
<i>Tempo per una flessione (a velocità massima)</i>	2,9	sec
<i>Energia media assorbita per una flessione</i>	15,9	J
<i>Rendimento globale medio (fless.)</i>	16	%
<i>Rendimento del motore medio (fless.)</i>	70	%
<i>Rendimento degli stadi di riduzione medio (fless.)</i>	22	%

Di seguito sono riportati i grafici relativi a questa prova. Il primo riporta l'escursione dell'angolo e la velocità angolare. Il secondo grafico mostra l'andamento di tensioni e corrente al motore. Il terzo evidenzia l'andamento dei rendimenti.

## Risultati

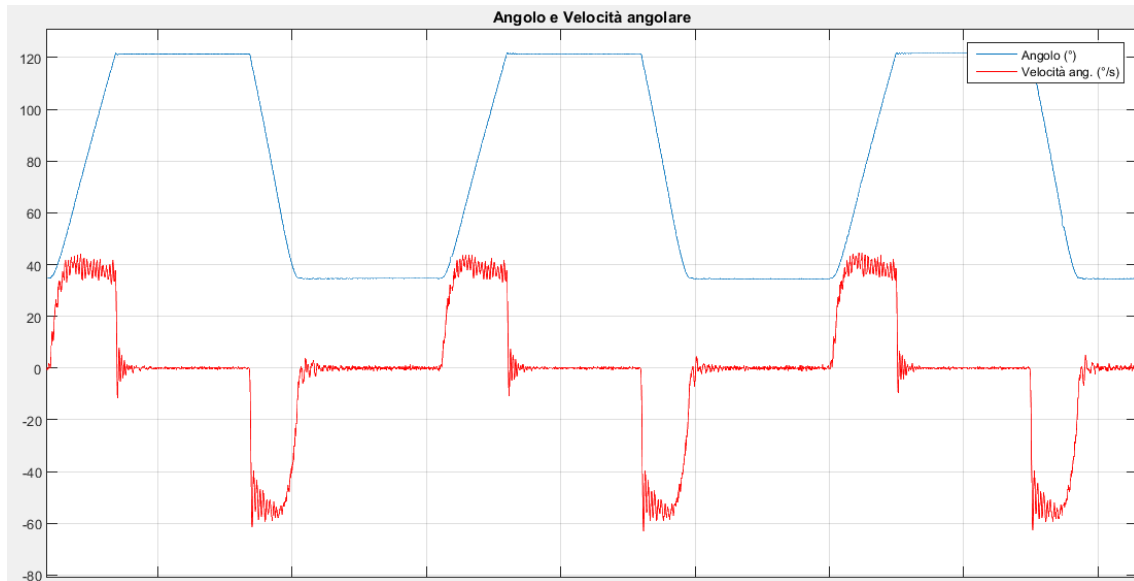


Fig. 67 Grafico dell'angolo e velocità angolare, gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in bronzo, prima prova (peso inferiore).

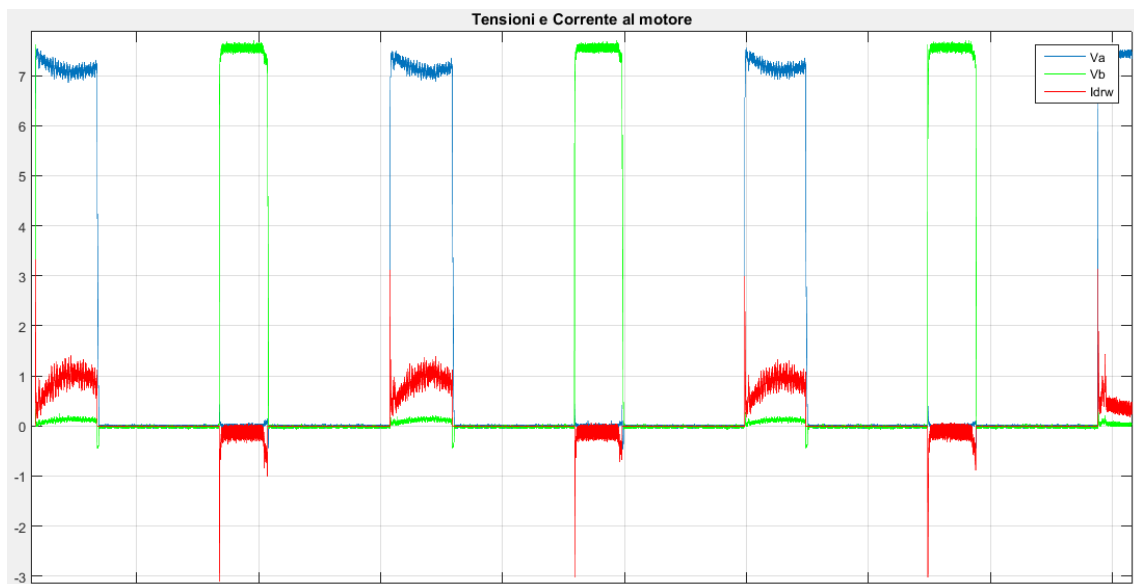


Fig. 68 Grafico delle tensioni (V) e corrente al motore (A), gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in bronzo, prima prova (peso inferiore).



Fig. 69 Grafico dei rendimenti, gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in bronzo, prima prova (peso inferiore).

### 3.5.2 Seconda prova: flessione-estensione del gomito con “polso+mano+peso”

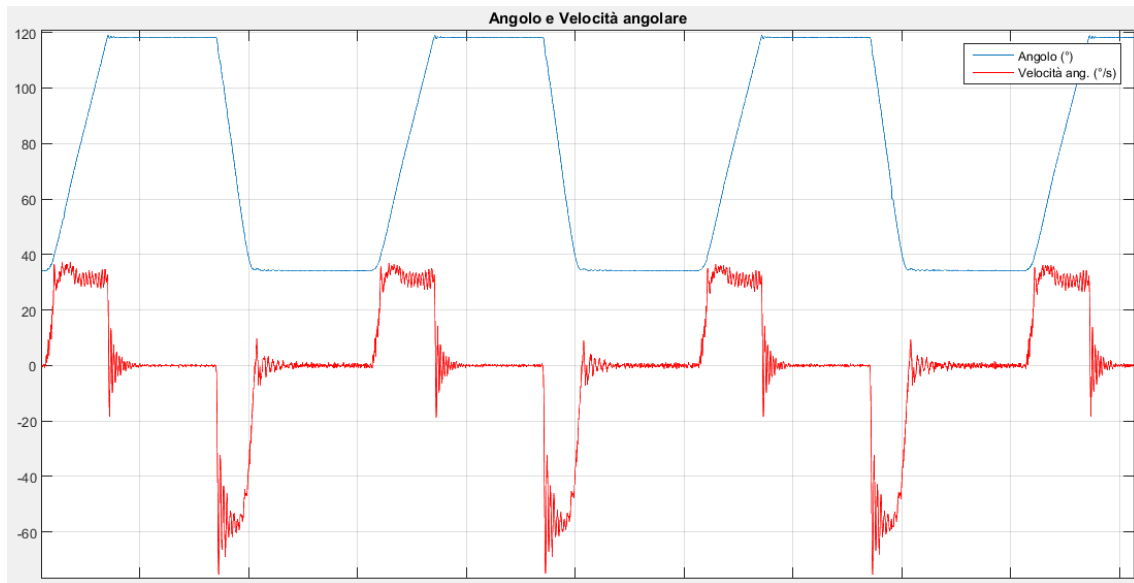
Nella seconda prova alla mano protesica chiusa è applicata una bottiglietta d'acqua piena. In Tab. 13 sono riportati i valori ottenuti dall'elaborazione.

GRANDEZZA	VALORE	UNITÀ DI MISURA
Velocità media in flessione	35,9	°/sec
Velocità media in estensione	-48,7	°/sec
Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)	122	°
Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)	34	°
Spunto di corrente massimo	2,59	A
Corrente media assorbita (fless.)	1,26	A
Caduta in tensione media ai capi del motore (fless.)	6,80	V
Potenza media assorbita (fless.)	8,6	W
Tempo per una flessione (a velocità massima)	3,2	sec
Energia media assorbita per una flessione	27,6	J
Rendimento globale medio (fless.)	16	%
Rendimento del motore medio (fless.)	55	%
Rendimento degli stadi di riduzione medio (fless.)	29	%

Tab. 13 Prestazioni gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin alla seconda prova (peso superiore).

## Risultati

Di seguito sono riportati i grafici relativi a questa seconda prova. Il primo riporta l'escursione dell'angolo e la velocità angolare. Quest'ultima, per attenuare il rumore, è stata mediata con una media mobile di 5 campioni. Il secondo grafico mostra l'andamento di tensioni e corrente al motore. Il terzo evidenzia l'andamento dei rendimenti.



*Fig. 70 Grafico dell'angolo e velocità angolare, gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in bronzo, seconda prova (peso superiore).*

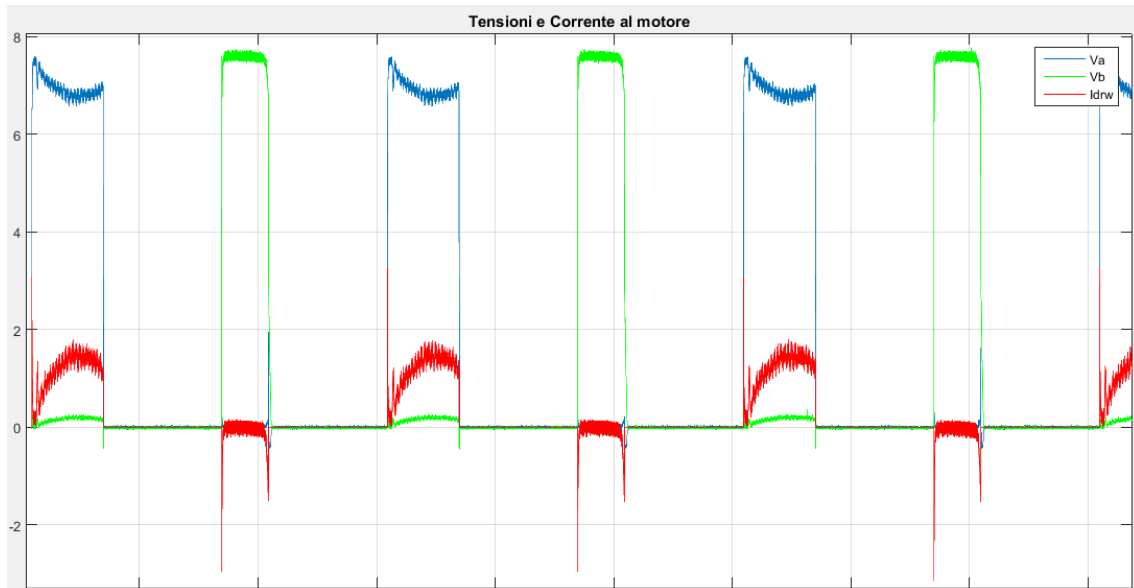


Fig. 71 Grafico delle tensioni (V) e corrente al motore (A), gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in bronzo, seconda prova (peso superiore).



Fig. 72 Grafico dei rendimenti, gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in bronzo, seconda prova (peso superiore).

# 4 Discussione

---

L'elaborazione dei dati sperimentali hanno consentito di avere una stima di base sulle prestazioni dei dispositivi ed hanno offerto utili indicazioni di progetto. In particolare si sono confrontati i dispositivi concentrandosi sul rendimento percentuale degli stadi di riduzione, parametro che definisce l'irreversibilità meccanica.

## 4.1 Prestazione del gomito INAIL EMEI 3.0

Il gomito mioelettrico INAIL EMEI 3.0 dimostra, in entrambe le prove, buone prestazioni in termini di velocità del movimento e consumi, seppur l'aggiunta di un piccolo peso (518 g) determina la reversibilità meccanica.

Nella prova in cui il gomito deve sollevare il solo peso di polso e mano mioelettrici, la flessione completa impiega 2 secondi, richiedendo poco più di 4 W di potenza. Il motore Faulhaber 2232U006SR dimostra in questo caso di lavorare nel suo punto di lavoro ideale, con un rendimento quasi massimale. Si valuta il rendimento del sistema complessivo attorno al 31% e il **rendimento degli stadi di riduzione** sul 36%. Questo valore in particolare, porta alla considerazione dell'**irreversibilità meccanica teorica** del sistema, confermata dalla prova. L'articolazione infatti non subisce movimento passivo di estensione, fatta eccezione per un piccolo ritorno, di pochi gradi, in corrispondenza della massima flessione, come si può notare dalla Fig. 43 (pag. 57). Questo comportamento però non è da attribuire alla reversibilità meccanica quanto più a una leggera spinta dello switch di fine corsa di flessione. L'irreversibilità è stata più volte testata, con esito positivo, fermando l'articolazione a 90° (coppia massima), sia durante la flessione che durante l'estensione.

Non si può fare la stessa considerazione sulla seconda prova. Con l'aggiunta della bottiglietta d'acqua (500 g), infatti, si ottiene un incremento del rendimento globale, che



raggiunge il 41% circa. Questo è dovuto al maggiore rendimento degli stadi di riduzione in questo punto di lavoro. Come si evince, si ha un calo del 5% del rendimento del motore, ma un 51% per quanto riguarda il rendimento del motoriduttore. Questo porta alla **reversibilità meccanica teorica**, confermata dal fatto che l'articolazione cede non appena terminata l'azione del motore (Fig. 46, pag. 60). Provando a bloccare il movimento per diversi angoli di flessione, si evince che il sistema è sempre al limite (e anche oltre) della reversibilità. Osservando la Fig. 48 (pag.61) infatti, si nota che il rendimento degli stadi di riduzione si mantiene sempre superiore o appena inferiore al 50%, confermando la tesi anche dal punto di vista teorico.

## 4.2 Prestazioni del gomito con riduttore cicloidale a disco doppio con ruote dentate ed eccentrico in Delrin

Il gomito mioelettrico con gruppo di motoriduzione composto da un riduttore cicloidale a doppio disco con ruote dentate ed eccentrico in Delrin soddisfa le aspettative di irreversibilità in entrambe le prove, seppur con prestazioni non ottimali.

Nella prima prova, infatti, si è valutato un rendimento globale del sistema del 10%, valore molto basso se paragonato al gomito INAIL EMEI 3.0, il cui valore si aggira invece attorno al 31%. Questo calo drastico del valore del rendimento complessivo è riconducibile all'aumento dell'ingombro all'interno del riduttore: anziché favorire prestazioni migliori in termini di vibrazioni, le due ruote dentate aumentano l'attrito che porta il riduttore cicloidale ad essere tre volte meno efficiente del gomito INAIL. Il **rendimento degli stadi di riduzione** si aggira intorno al 18%. Questo valore, seppur inferiore rispetto al gomito EMEI 3.0, induce alla considerazione teorica dell'**irreversibilità meccanica**. L'articolazione, infatti, durante la flessione non subisce un ritorno passivo, confermando quanto appena detto. L'irreversibilità è stata più volte testata, con esito positivo, fermando l'articolazione a 90° (coppia massima), sia durante la flessione che durante l'estensione.

La conferma che il riduttore cicloidale a doppio disco garantisce irreversibilità meccanica si è ottenuta con la seconda prova. Osservando la Fig. 54 (pag. 66), con l'aggiunta della bottiglietta d'acqua (518 g), si ottiene un rendimento degli stadi di riduzione intorno al 26%, superiore a quello ottenuto nella prima prova ma inferiore al 50%. Questa considerazione teorica dell'irreversibilità è confermata dalla prova, in cui l'articolazione in flessione non cede passivamente ma rimane nella posizione desiderata anche per diversi angoli di flessione. Tuttavia il rendimento complessivo del sistema e il rendimento del motore hanno dei valori molto bassi (rispettivamente del 10% e del 39%) che mettono fortemente in discussione tale soluzione.

### **4.3 Prestazioni del gomito con riduttore cicloidale a disco doppio con ruote dentate ed eccentrico in bronzo**

Il riduttore cicloidale a disco doppio con ruote ed eccentrico in bronzo, analogamente a quello con ruote dentate ed eccentrico in Delrin, soddisfa il requisito di irreversibilità meccanica in entrambe le prove, pur dimostrando basse prestazioni in termini di rendimento del sistema globale.

Nella prova in cui il gomito è sottoposto a cicli di flesso-estensione con il solo peso di polso e mano, il **rendimento degli stadi di riduzione** si aggira intorno al 23%, valore paragonabile a quello ottenuto con il riduttore cicloidale in Delrin. L'**irreversibilità meccanica** è tuttalpiù confermata dalla prova stessa, in cui fermando l'articolazione a flessione completa e a 90° (coppia massima), non si ha il ritorno passivo del gomito. Il rendimento percentuale del sistema complessivo, anche in questo caso, risulta però notevolmente inferiore a quello del gomito INAIL EMEI 3.0 e si aggira intorno al 13%. La presenza delle due ruote dentate accoppiate tra loro dal disco intermedio aumenta sensibilmente l'attrito che determina il conseguente calo delle prestazioni dell'articolazione protesica.

Discorso analogo per la seconda prova, in cui la mano afferra la bottiglietta d'acqua piena aumentando il peso complessivo sollevato dal gomito. Anche in questo caso, il riduttore cicloidale a doppio disco in bronzo dimostra di essere irreversibile, con un rendimento degli stadi di riduzione del 22%, osservabile in Fig. 60 (pag. 71). Nonostante l'irreversibilità meccanica, la modifica del gruppo di motorizzazione comporta una diminuzione importante del rendimento globale del sistema, che si aggira, anche in questo caso, intorno al 10%.

## **4.4 Prestazioni del gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin**

La versione del riduttore cicloidale modificato a disco singolo in Delrin mostra, in entrambe le prove, prestazioni molto promettenti in termini di rendimento degli stadi di riduzione e di rendimento del sistema complessivo.

Nella prima prova, si valuta il **rendimento degli stadi di riduzione** attorno al 28%, valore leggermente inferiore a quello del gomito INAIL EMEI 3.0 (36%). Questo valore porta alla considerazione teorica dell'**irreversibilità meccanica** del sistema. In particolare, durante la prova, bloccando il movimento a flessione totale e per diversi angoli di flessione, il gomito rimane nella posizione richiesta, evitando il ritorno passivo dell'articolazione. La differenza sostanziale rispetto ai riduttori cicloidale a doppio disco è data dal rendimento del sistema globale in cui, in questo caso, risulta quasi raddoppiato (18%). Questo risultato è dovuto esclusivamente al minore ingombro delle componenti del riduttore. Infatti, l'utilizzo di una sola ruota dentata dimezza l'attrito legato all'ingranamento tra corona dentata e ruote cicloidali; inoltre, l'assenza del disco intermedio riduce ulteriormente l'attrito dato dal movimento dei perni tangenti ai fori del disco stesso. Il risultato di questa semplificazione è un riduttore che, oltre ad essere irreversibile, garantisce prestazioni accettabili.

La stessa considerazione può essere fatta sulla seconda prova. Con l'aggiunta del mezzo chilo infatti si ottiene un rendimento degli stadi di riduzione del 30% che porta alla considerazione teorica di irreversibilità meccanica, confermata anche dalla prova. Non appena terminata la trazione attiva, l'articolazione rimane bloccata nella posizione richiesta (Fig. 64, pag. 75). L'irreversibilità del gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin è ben garantita per qualunque angolo, anche fermando l'articolazione in prossimità della coppia massima a 90°. Per lo stesso motivo precedentemente descritto, anche in questa seconda prova il rendimento globale risulta quasi raddoppiato rispetto a quello dei riduttori con disco doppio.

## **4.5 Prestazioni del gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in bronzo**

Analogamente al gomito con riduttore cicloidale a disco singolo in Delrin, anche quello a disco singolo in bronzo garantisce l'irreversibilità meccanica in entrambe le prove con rendimenti del sistema globale accettabili.

Nelle due prove, il **rendimento degli stadi di riduzione** (22% nella prima prova, 29% nella seconda prova) risulta sempre inferiori al 50%, portando alla considerazione teorica di **irreversibilità meccanica** (Fig. 69, pag. 79 e Fig. 72, pag. 82). Questa proprietà è confermata nella pratica, in cui l'articolazione rimane bloccata per ogni angolo di flessione in cui è stata testata, anche in presenza della coppia massima a 90°. Per quel che riguarda il rendimento del sistema complessivo, in entrambe le prove è leggermente inferiore al valore ottenuto con il riduttore a disco singolo in Delrin (16% nella prima prova, 17% nella seconda prova), dimostrando ancora una volta il miglioramento prestazionale ottenuto rispetto ai modelli di riduttori a disco doppio.

## 5 Conclusioni e sviluppi futuri

---

Gli obiettivi preposti da questo lavoro di tesi sono stati raggiunti, verificando la fattibilità di realizzazione di un riduttore di velocità irreversibile per l'azionamento di un'articolazione protesica di gomito.

Il riduttore cicloidale a disco singolo si è dimostrato efficace ed irreversibile, proprietà fondamentale per la finalità del progetto. Infatti, dai test eseguiti nel banco prova si è osservato come il riduttore cicloidale a disco singolo (sia in Delrin che in bronzo) abbia un rendimento percentuale degli stadi di riduzione paragonabile a quello del riduttore epicicloidale del gomito INAIL EMEI 3.0. Nonostante un rendimento del sistema complessivo minore rispetto a quello del gomito INAIL, il gomito con gruppo di motorizzazione modificato mostra dei valori di efficienza accettabili allo scopo preposto. Per tutti questi motivi il gomito con riduttore cicloidale a disco singolo può rientrare in produzione. In particolare, il riduttore studiato, con specifiche variazioni, è stato inserito anche nella nuova mano INAIL-IIT e nel sistema di prono-supinazione attivo. Lo stesso meccanismo, inoltre, sarà oggetto di valutazione anche nel progetto di ideazione del nuovo gomito INAIL.

In futuro, potrà rivelarsi utile migliorare il rendimento del sistema globale del riduttore cicloidale a disco singolo. Una soluzione potrebbe essere quella di rettificare la superficie dei componenti in bronzo e in acciaio: in questo modo si garantisce un alto grado di finitura e si riduce ulteriormente il coefficiente d'attrito tra questi due materiali (il coefficiente d'attrito tra bronzo e acciaio inox con superfici rettificate varia da un massimo di 0,05 ad un minimo di 0,01).

Un altro accorgimento interessante può essere quello di studiare una differente catena cinematica che preveda l'inserimento di questo riduttore in uno stadio diverso dal primo (quindi più lento e di conseguenza meno rumoroso) e che ottimizzi il punto di lavoro così che possa migliorare anche il rendimento elettrico.

Infine, nell'immediato futuro si effettueranno prove di vita accelerata con i vari materiali, in modo da definire quali siano gli accoppiamenti migliori in termini di attrito, rumore, rendimento e durata.

Non si può fare la stessa considerazione sulla caratterizzazione del riduttore cicloidale a disco doppio, sia in Delrin che in bronzo, in cui si è invece ottenuto un risultato deludente. Come precedentemente descritto, la causa di tale insuccesso è riconducibile al massivo ingombro all'interno della corona dentata, che comporta un aumento dell'attrito e quindi una diminuzione significativa delle prestazioni del gomito protesico. Nonostante questo aspetto, anche il riduttore a doppio disco garantisce irreversibilità meccanica.

Prima di abbandonare completamente l'idea del riduttore cicloidale a doppio disco, può essere utile, anche in questo caso, rettificare le superfici dei componenti in bronzo e in acciaio inox per osservare se si ottengono prestazioni migliori.

Un aspetto negativo che accomuna entrambe le soluzioni del riduttore cicloidale riguarda il rumore acustico emesso dal dispositivo. Infatti, anche con la soluzione a singolo disco, nonostante la minore sonorità, si ha un rumore eccessivo indesiderato. Una soluzione al problema può essere quella di inserire all'interno del bossolo di copertura del gomito protesico un rivestimento di materiale isolante fonoassorbente come lana di vetro e lana di roccia, o materiali sintetici (polistirolo o poliuretano espanso).

# Bibliografia e sitografia

---

- ❖ E. Biotto – *Le protesi di arto superiore*. Università Cattolica del Sacro Cuore, Milano, a.a. 2008/2009.
- ❖ P. Konrad – *The ABC of EMG*. A practical introduction to Kinesiological Electromyography, 2005.
- ❖ 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.
- ❖ C. Costantino, G. Cavallari – *Riabilitazione in esiti di amputazione degli arti superiori*. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Medicina Riabilitativa, 26-270-A-15, 2008.
- ❖ A. Amoresano, A. G. Cutti, E. Gruppioni, G. Verni – *Nuove tecnologie e innovazioni nelle protesi di arto superiore*. Centro Protesi INAIL, Vigorso di Budrio (BO), 2008.
- ❖ M. Cavallari – *Progetto e sviluppo di un banco prova per articolazioni protesiche attive ad un grado di libertà basato su Programmable Automation Controller e Motion Capture*. Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica. UNIBO, Sede di Cesena, a.a. 2014/2015.
- ❖ 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. UNIBO, Sede di Cesena, a.a. 2015/2016.
- ❖ The War Amps – *Prosthetic elbows*. Prosthetic limbs and devices.
- ❖ A. G. Cutti, A. Davalli, V. Gazzotti, A. Ninu – *Performance evaluation of the new Otto Bock "DynamicArm" by means of biomechanical modelling*. MEC '05 Integrating Prosthetics and Medicine, Canada, 2005.
- ❖ Otto Bock – *DynamicArm 12K100N*. Technical Information, 2012.

- ❖ Otto Bock – *Elbow Components – At a Glance*. Information for Practitioners, 2012.
- ❖ Motion Control – *U3*. Instruction Manual, 2006.
- ❖ Hosmer Dorrance Corporation – *Elbows, Hinges, and Connectors*. 18<sup>th</sup> Edition Hosmer Catalog.
- ❖ Hosmer Dorrance Corporation – *Externally Powered Systems*. 18<sup>th</sup> Edition Hosmer Catalog.
- ❖ M. Carricato – Materiale didattico dell’insegnamento “Meccanica degli Azionamenti”. Corso di Laurea in Ingegneria Meccanica, UNIBO, Sede di Forlì, a.a. 2014/2015.
- ❖ P. M. Martinelli – *Analisi teorica e studio di fattibilità di un riduttore cicloidale*. Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Meccanica. UNIBO, Sede di Forlì, a.a. 2011/2012.
- ❖ E. Funaioli, A. Maggiore, U. Meneghetti – *Lezioni di meccanica applicata alle macchine. Vol.1: Fondamenti di meccanica delle macchine*. Pàtron Editore, Bologna, 2006.
- ❖ [www.wikipedia.com](http://www.wikipedia.com) (consultato principalmente a Luglio e Settembre 2016).
- ❖ [www.inail.it](http://www.inail.it) (consultato principalmente a Ottobre 2016).
- ❖ [www.ottobock.it](http://www.ottobock.it) (consultato principalmente a Settembre 2016).
- ❖ [www.UtahArm.com](http://www.UtahArm.com) (consultato principalmente a Settembre 2016).
- ❖ [www.hosmer.com](http://www.hosmer.com) (consultato principalmente a Settembre 2016).
- ❖ [www.stratasys.com](http://www.stratasys.com) (consultato principalmente a Settembre e Ottobre 2016).



# Appendice A: Datasheets

## • A.1: Datasheet motore Faulhaber 2224006SR



### DC-Micromotors

Precious Metal Commutation

5 mNm

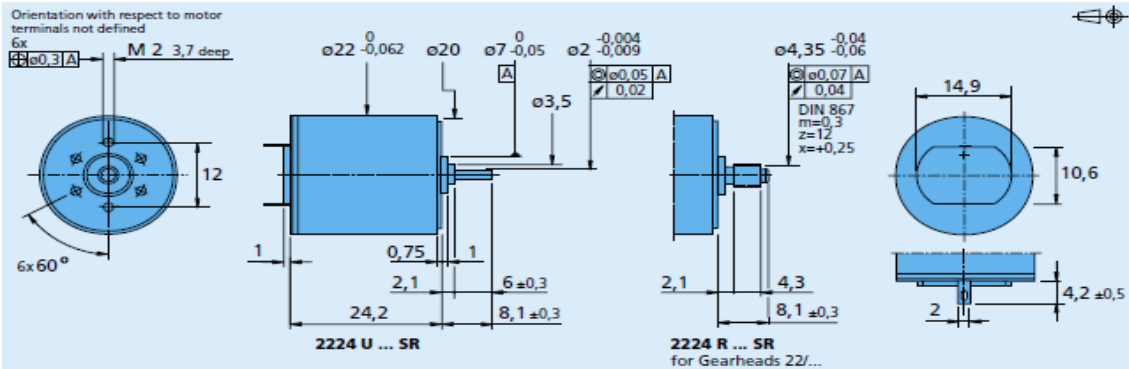
For combination with  
Gearheads:  
20/1, 22E, 22/2, 22/5, 22/6, 23/1, 38/3  
Encoders:  
IE2 – 16 ... 512

### Series 2224 ... SR

	2224 U	003 SR	006 SR	012 SR	018 SR	024 SR	036 SR	
1 Nominal voltage	$U_N$	3	6	12	18	24	36	Volt
2 Terminal resistance	$R$	0,56	1,94	8,71	17,50	36,30	91,40	$\Omega$
3 Output power	$P_{2\max}$	3,92	4,55	4,05	4,54	3,88	3,46	W
4 Efficiency	$\eta_{\max}$	80	82	82	82	81	80	%
5 No-load speed	$n_0$	8 100	8 200	7 800	8 100	7 800	7 800	rpm
6 No-load current (with shaft $\varnothing$ 2,0 mm)	$I_0$	0,066	0,029	0,014	0,010	0,007	0,005	A
7 Stall torque	$M_{st}$	18,5	21,2	19,8	21,4	19,0	16,9	mNm
8 Friction torque	$M_{fr}$	0,23	0,2	0,2	0,21	0,2	0,22	mNm
9 Speed constant	$k_n$	2 730	1 380	657	454	328	219	rpm/V
10 Back-EMF constant	$k_c$	0,366	0,725	1,520	2,200	3,040	4,560	mV/rpm
11 Torque constant	$k_{Mf}$	3,49	6,92	14,50	21,00	29,10	43,50	mNm/A
12 Current constant	$k_i$	0,286	0,144	0,069	0,048	0,034	0,023	A/mNm
13 Slope of n-M curve	$\Delta n/\Delta M$	438	387	394	379	411	462	rpm/mNm
14 Rotor inductance	$L$	11	45	200	450	800	1 800	$\mu$ H
15 Mechanical time constant	$\tau_m$	11	11	11	11	11	11	ms
16 Rotor inertia	$J$	2,4	2,7	2,7	2,8	2,6	2,3	gcm <sup>2</sup>
17 Angular acceleration	$\alpha_{\max}$	77	78	74	77	74	74	10 <sup>3</sup> rad/s <sup>2</sup>
18 Thermal resistance	$R_{th1} / R_{th2}$	5 / 20						K/W
19 Thermal time constant	$\tau_{w1} / \tau_{w2}$	6,8 / 440						s
20 Operating temperature range:		-30 ... + 85 (optional -55 ... + 125)						°C
- motor								°C
- rotor, max. permissible								°C
21 Shaft bearings		sintered bronze sleeves		ball bearings		ball bearings, preloaded		
22 Shaft load max.:		(standard)		(optional)		(optional)		
- with shaft diameter		2,0		2,0		2,0		mm
- radial at 3 000 rpm (3 mm from bearing)		1,5		8		8		N
- axial at 3 000 rpm		0,2		0,8		0,8		N
- axial at standstill		20		10		10		N
23 Shaft play:								
- radial	$\leq$	0,03		0,015		0,015		mm
- axial	$\leq$	0,2		0,2		0		mm
24 Housing material		steel, black coated						
25 Weight		46						g
26 Direction of rotation		clockwise, viewed from the front face						

### Recommended values

27 Speed up to	$n_{0\max}$	8 000	8 000	8 000	8 000	8 000	8 000	rpm
28 Torque up to	$M_{f\max}$	5	5	5	5	5	5	mNm
29 Current up to (thermal limits)	$I_{0\max}$	2,200	1,200	0,570	0,400	0,280	0,180	A



• **A.2: Datasheet motore Faulhaber 2232006SR**



**DC-Micromotors**

**10 mNm**

Precious Metal Commutation

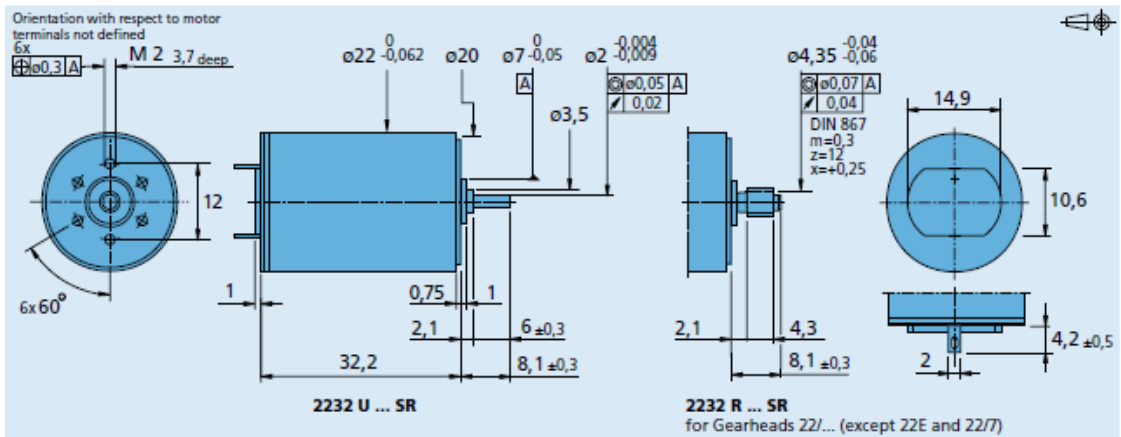
For combination with  
Gearheads:  
20/1, 22E, 22F, 22/2, 22/5, 22/6, 22/7, 23/1, 26A, 38/3  
Encoders:  
IE2 - 16 ... 512

**Series 2232 ... SR**

	2232 U	006 SR	009 SR	012 SR	015 SR	018 SR	024 SR	
1 Nominal voltage	U <sub>N</sub>	6	9	12	15	18	24	Volt
2 Terminal resistance	R	0,81	2,14	4,09	6,61	9,04	16,4	Ω
3 Output power	P <sub>2 max.</sub>	11,0	9,35	8,70	8,41	8,86	8,68	W
4 Efficiency	η <sub>max.</sub>	87	86	86	85	86	86	%
5 No-load speed	n <sub>0</sub>	7 100	7 400	7 100	7 100	7 100	7 100	rpm
6 No-load current (with shaft ø 2,0 mm)	I <sub>0</sub>	0,0350	0,0241	0,0175	0,0139	0,0116	0,0087	A
7 Stall torque	M <sub>st</sub>	59,2	48,3	46,8	45,2	47,6	46,7	mNm
8 Friction torque	M <sub>fr</sub>	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	mNm
9 Speed constant	k <sub>n</sub>	1 190	827	595	476	397	298	rpm/V
10 Back-EMF constant	k <sub>e</sub>	0,84	1,21	1,68	2,10	2,52	3,36	mV/rpm
11 Torque constant	k <sub>M</sub>	8,03	11,5	16,0	20,1	24,1	32,1	mNm/A
12 Current constant	k <sub>i</sub>	0,125	0,087	0,062	0,050	0,042	0,031	A/mNm
13 Slope of n-M curve	Δn/ΔM	120	153	152	157	149	152	rpm/mNm
14 Rotor inductance	L	45	90	180	280	400	710	μH
15 Mechanical time constant	τ <sub>m</sub>	6	6	6	6	6	6	ms
16 Rotor inertia	J	4,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	gcm <sup>2</sup>
17 Angular acceleration	α <sub>max.</sub>	120	120	120	120	120	120	10 <sup>3</sup> rad/s <sup>2</sup>
18 Thermal resistance	R <sub>th 1</sub> / R <sub>th 2</sub>	4 / 13						K/W
19 Thermal time constant	τ <sub>w1</sub> / τ <sub>w2</sub>	7 / 340						s
20 Operating temperature range:								
- motor		- 30 ... + 85 (optional - 55 ... + 125)						°C
- rotor, max. permissible		+ 125						°C
21 Shaft bearings		sintered bronze sleeves		ball bearings (optional)		ball bearings, preloaded (optional)		
22 Shaft load max.:		(standard)		(optional)		(optional)		
- with shaft diameter		2,0		2,0		2,0		mm
- radial at 3 000 rpm (3 mm from bearing)		1,5		8		8		N
- axial at 3 000 rpm		0,2		0,8		0,8		N
- axial at standstill		20		10		10		N
23 Shaft play:								
- radial	≤	0,03		0,015		0,015		mm
- axial	≤	0,2		0,2		0		mm
24 Housing material		steel, black coated						
25 Weight		62						g
26 Direction of rotation		clockwise, viewed from the front face						

**Recommended values - mathematically independent of each other**

27 Speed up to	n <sub>0 max.</sub>	8 000	8 000	8 000	8 000	8 000	8 000	rpm
28 Torque up to	M <sub>0 max.</sub>	10	10	10	10	10	10	mNm
29 Current up to (thermal limits)	I <sub>0 max.</sub>	1,87	1,30	0,94	0,74	0,63	0,46	A



# Appendice B: Catalogo Ct Meca

## Ingranaggio dritto in plastica

Modulo

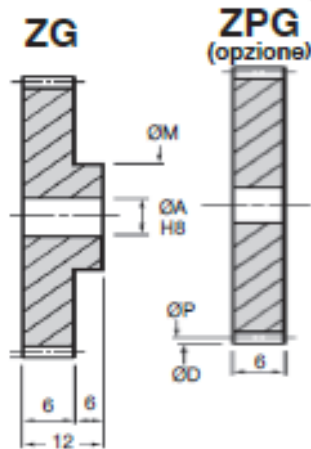
Delrin **lavorato**

**0,8**



- Componenti lavorati
- Classe di precisione 9
- Angolo di pressione 20°
- T° d'utilizzo: da -50°C a +80°C

Indicazione di coppia Per 50 denti a 1000 giri/mn.	
	Delrin
Nm	0,3



### SCONTI PER QUANTITÀ

Qtà	1+	6+	30+
Sc.	Prezzo	-22%	Su richiesta

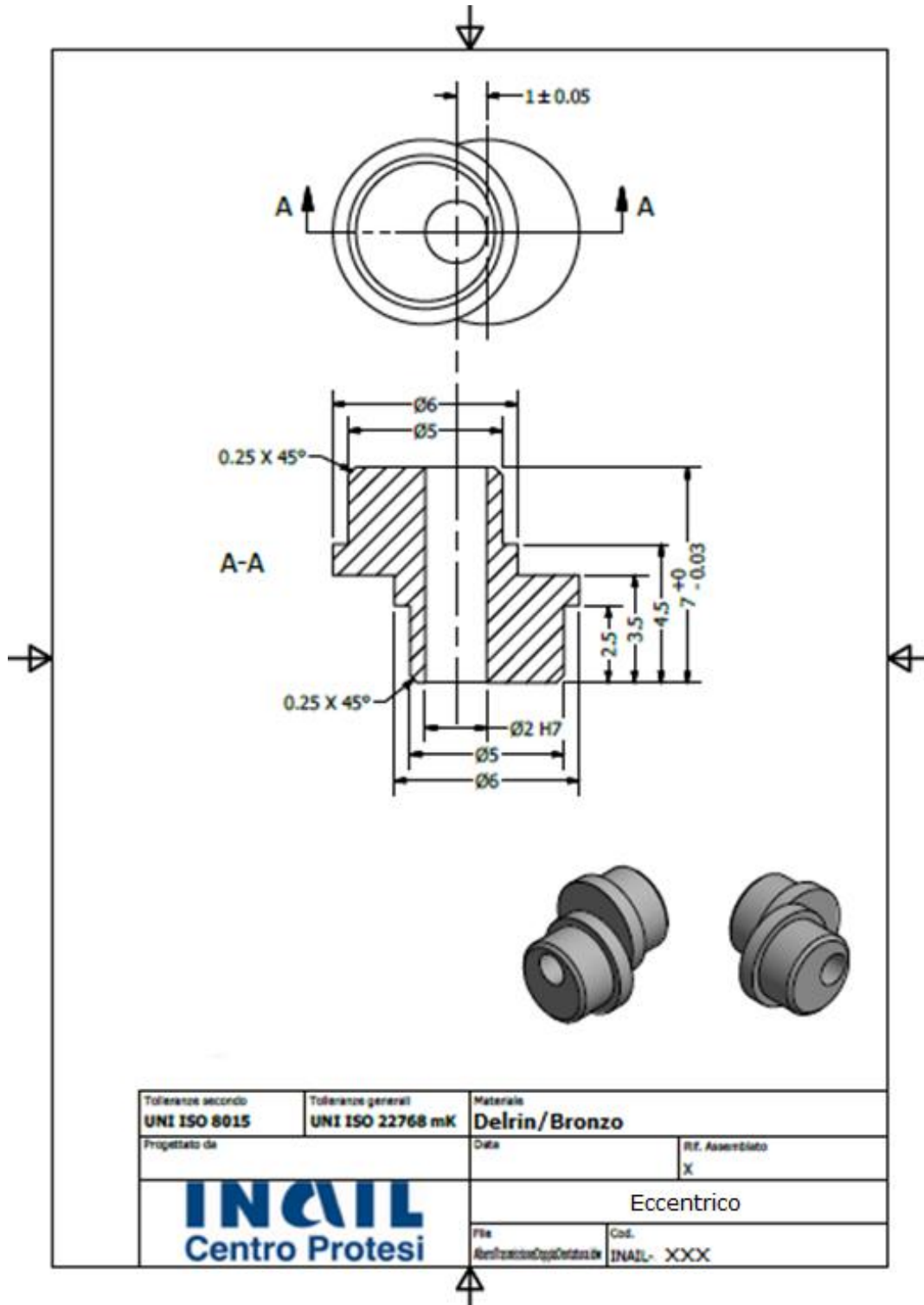
Codice	Z Denti	ØP Primitivo	ØD Esterno	ØM Mozzo	ØA Alesaggio	Pesi (kg)		Prezzo unit. da 1 a 5	
						ZG	ZPG	ZG	ZPG
ZG0.8-9	9	8,00	9,60	9,60	3	0,0008	0,0003	8,81 €	
ZG0.8-10	10	8,80	10,40	10,40	3	0,0010	0,0004	8,81 €	
ZG0.8-11	11	9,60	11,20	11,20	3	0,0012	0,0005	8,81 €	
ZG0.8-12	12	9,60	11,20	11,20	3	0,0012	0,0005	8,81 €	
ZG0.8-13	13	10,40	12,00	12,00	3	0,0014	0,0006	9,11 €	
ZG0.8-14	14	11,20	12,80	12,80	3	0,0016	0,0007	9,23 €	
ZG0.8-15	15	12,00	13,60	13,60	3	0,0019	0,0008	9,53 €	
ZG0.8-16	16	12,80	14,40	14,40	3	0,0021	0,0009	9,70 €	
ZG0.8-17	17	13,60	15,20	15,20	3	0,0024	0,0011	9,95 €	
ZG0.8-18	18	14,40	16,00	14,00	4	0,0023	0,0012	10,27 €	
ZG0.8-19	19	15,20	16,80	14,00	4	0,0024	0,0013	10,33 €	
ZG0.8-20	20	16,00	17,60	14,00	4	0,0025	0,0015	10,43 €	
ZG0.8-21	21	16,80	18,40	14,00	4	0,0027	0,0016	10,54 €	
ZG0.8-22	22	17,60	19,20	14,00	4	0,0029	0,0018	10,67 €	
ZG0.8-23	23	18,40	20,00	14,00	4	0,0030	0,0020	10,78 €	
ZG0.8-24	24	19,20	20,80	14,00	4	0,0032	0,0021	10,83 €	
ZG0.8-25	25	20,00	21,60	14,00	4	0,0034	0,0023	10,93 €	
ZG0.8-26	26	20,80	22,40	14,00	4	0,0036	0,0025	11,10 €	
ZG0.8-27	27	21,60	23,20	14,00	4	0,0038	0,0027	11,23 €	
ZG0.8-28	28	22,40	24,00	14,00	4	0,0040	0,0029	11,26 €	
ZG0.8-29	29	23,20	24,80	14,00	4	0,0043	0,0032	11,33 €	
ZG0.8-30	30	24,00	25,60	15,00	5	0,0046	0,0033	11,41 €	
ZG0.8-31	31	24,80	26,40	15,00	5	0,0048	0,0036	11,41 €	

Su richiesta

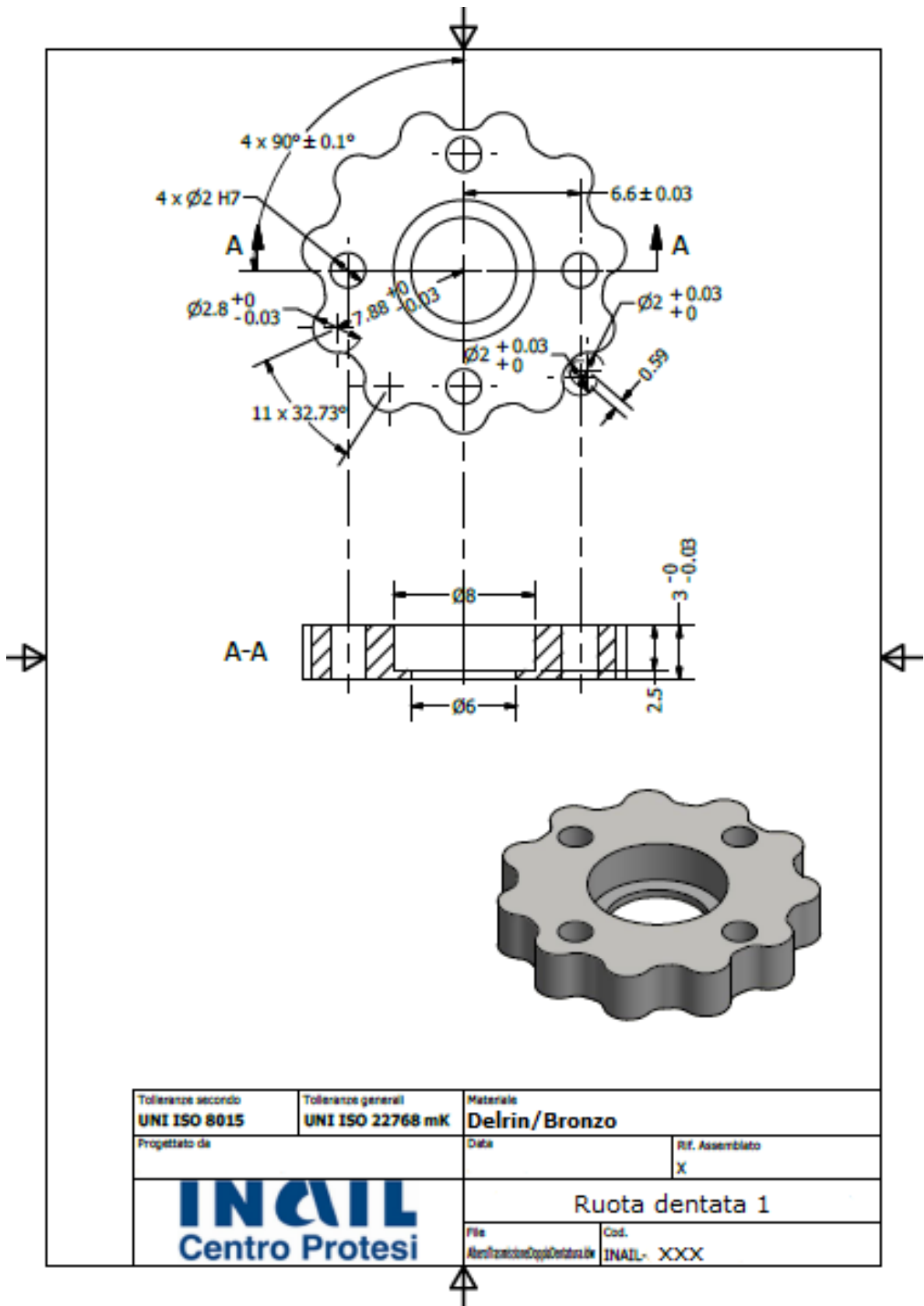
Dimensioni in mm

# Appendice C: Tavole tecniche

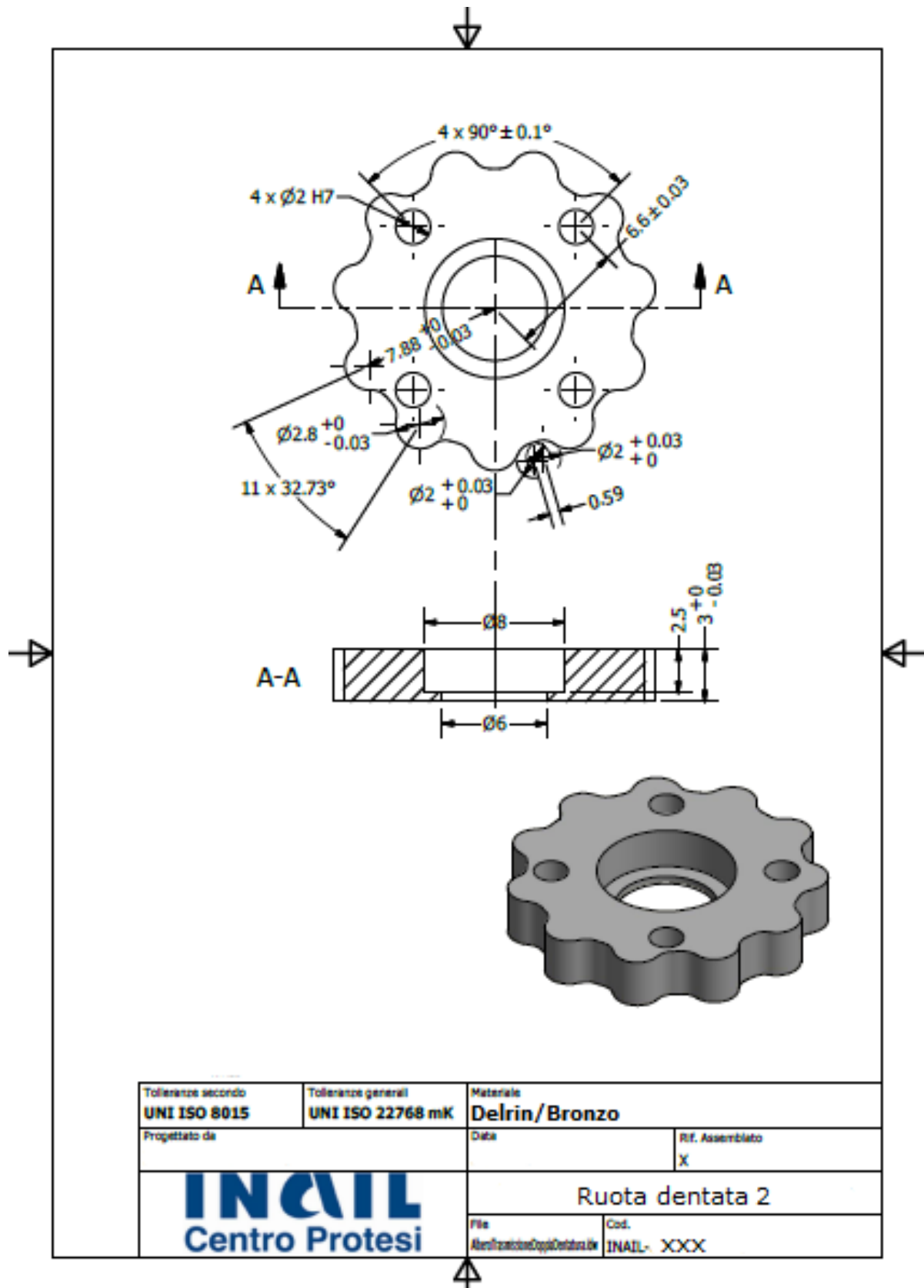
- *C.1: Eccentrico*



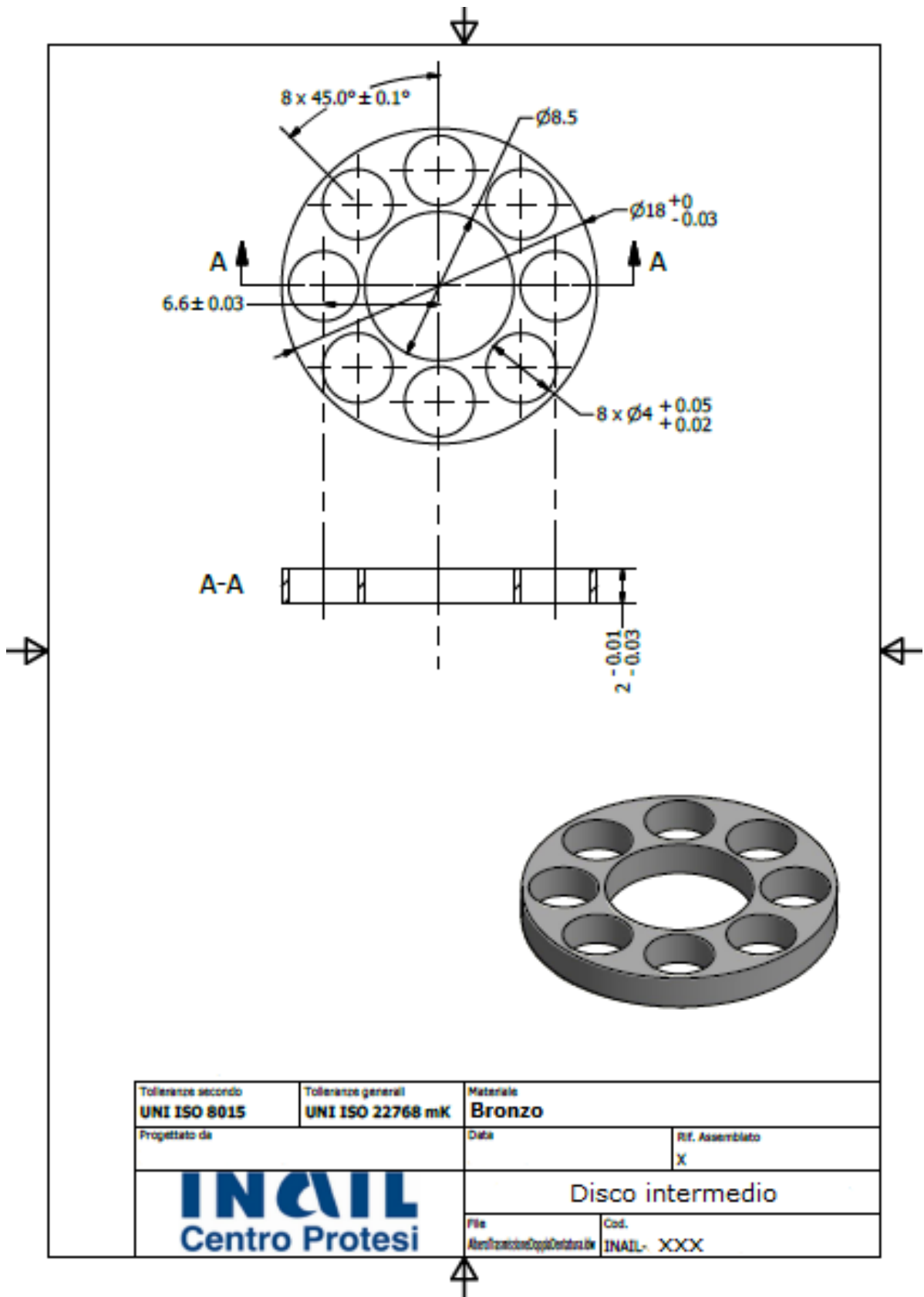
• C.2: Ruota dentata 1



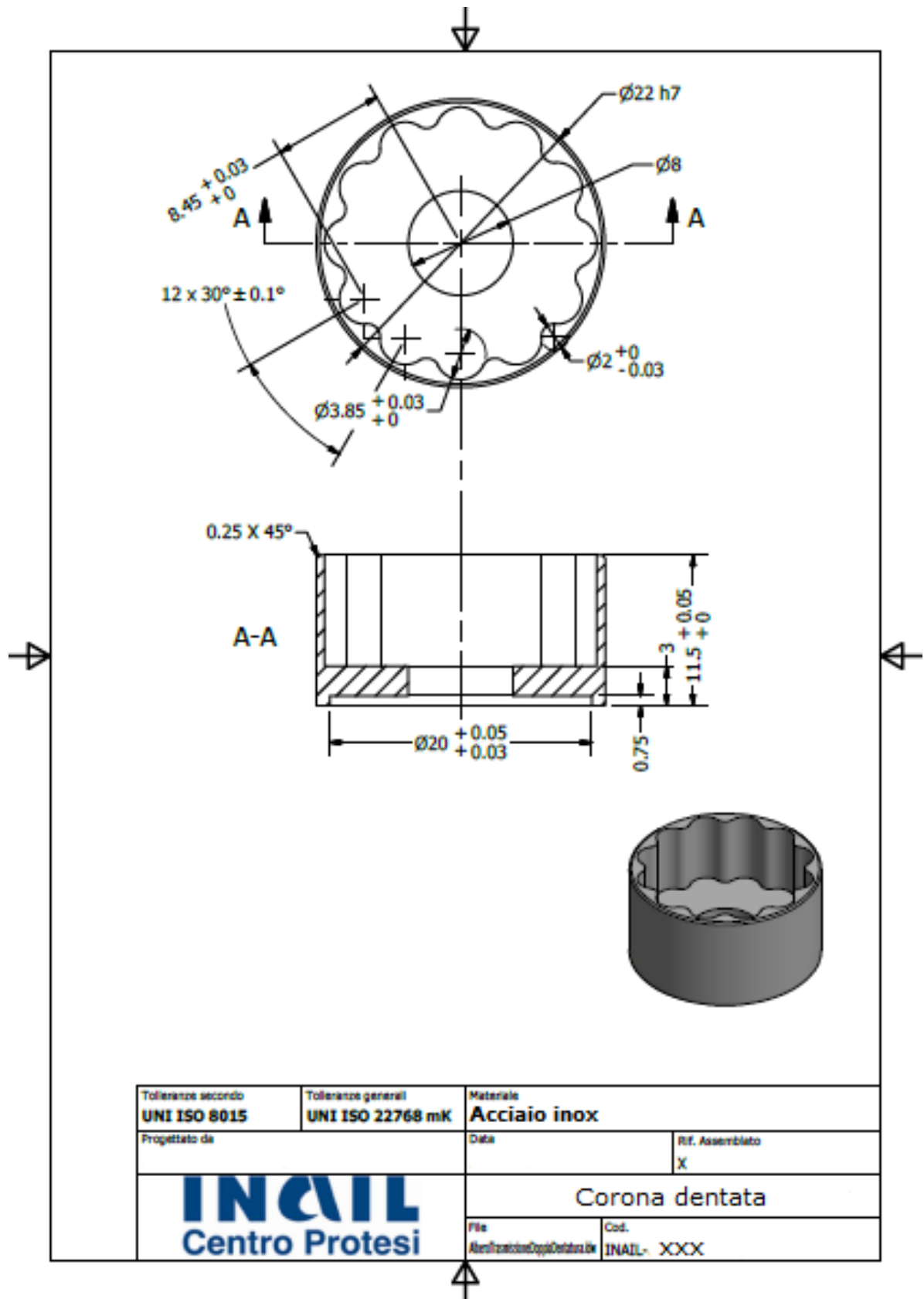
• **C.3: Ruota dentata 2**



• **C.4: Disco intermedio**



• **C.5: Corona dentata**





• **C.6: Porta-pignone**

