

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

CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA

TITOLO DELLA TESI

**Ottimizzazione di un'unità di controllo per protesi mioelettrica
di arto superiore e confronto prestazionale tramite
Programmable Automation Controller e Motion Capture**

Tesi in

MECCANICA DEI TESSUTI BIOLOGICI LM

Relatore

Prof. Ing. Luca Cristofolini

Presentata da

Stefano Maltoni

Correlatore

Ing. Emanuele Gruppioni

Prima Sessione - Secondo Appello
Anno Accademico 2015/2016

*Ad Irma,
Antionietta,
Moreno e
Rossella*

INDICE

Introduzione	1
Capitolo I: Stato dell'arte della protesica di arto superiore	3
1.1 Casi di protesizzazione	3
1.2 Classificazione delle protesi d'arto superiore	5
1.2.1 Normativa europea ISO 9999	5
1.2.2 Classificazione funzionale	6
1.2.2.1 Protesi passive	6
1.2.2.2 Protesi attive o funzionali	8
1.3 Protesi mioelettrica	12
1.3.1 Segnale elettromiografico	12
1.3.2 Sensori elettromiografici	13
1.3.3 Fonti di rumore e fattori di disturbo del segnale EMG	15
1.3.4 Struttura protesi mioelettrica	17
1.3.4.1 Mano protesica o elemento prensile	17
1.3.4.2 Parti di collegamento e articolazioni	19
1.3.4.3 Elettronica integrata	20
1.3.4.4 Invasatura	22
1.3.4.5 Bretellaggi	23
Capitolo II: Materiali e metodi	25
2.1 Unità di controllo integrata	27
2.1.1 Struttura e specifiche di progetto	27
2.1.2 Firmware	30

2.1.2.1 Funzioni del Firmware	32
2.1.2.1.1 Selezione del giunto attivo	32
2.1.2.1.2 Metodi di movimentazione del giunto attivo	35
2.1.2.1.3 Segnali EMG condizionati per la mano	38
2.1.2.1.4 Innalzamento della soglia di attivazione della protesi.....	39
2.1.2.1.5 Funzioni per la protezione e l'utilità della protesi.....	39
2.1.2.1.6 Protocollo UART.....	41
2.1.2.1.7 Servofreno (Selex).....	43
2.1.2.1.8 Modalità a basso consumo	44
2.1.2.2 Struttura del Firmware	46
2.1.2.3 Principi di funzionamento del Firmware.....	48
2.2 Parte meccanica	52
2.2.1 Software CAD (CAD 3D Autodesk Inventor).....	52
2.2.2 Materiali e metodi per l'acquisizione dei dati elettrici	54
2.2.2.1 Sistema di controllo acquisizione (NI-COMPACTRIO)	55
2.2.2.2 LabView project	56
2.2.2.3 Elettronica associata.....	56
2.2.3 Materiali e metodi per l'acquisizione dei dati meccanici	57
2.2.3.1 Software Vicon Nexus	57
2.2.3.2 Telecamera ad infrarossi (Vicon Bonita)	58
2.2.3.3 Protocollo utilizzato	59
2.2.4 Elaborazione dei dati	60
2.2.4.1 Struttura degli script Matlab.....	61
Capitolo III: Risultati	63
3.1 Risultati modalità di Sleep	63
3.2 Risultati campagna di acquisizione	64

3.2.1 Gomito Selex 1	64
3.2.1.1 Prima prova.....	64
3.2.1.2 Seconda prova.....	68
3.2.2 Gomito Selex 2.....	71
3.2.2.1 Prima prova.....	71
3.2.2.2 Seconda prova.....	74
Capitolo IV: Discussione e conclusioni	77
4.1 Ottimizzazione dell'unità di controllo	77
4.2 Confronto prestazionale meccanico	78
Bibliografia e sitografia	81
Appendici	83
Appendice A: Datasheet.....	83
Appendice B: Frame e puleggia Selex.....	89
Appendice C: Codice Matlab	93
Ringraziamenti	101

Introduzione

L'amputazione o la perdita di un arto rappresentano per il paziente un'elevata limitazione alla vita quotidiana. Per questo motivo sin dalla nascita delle sue prime civiltà, l'uomo è in cerca di nuove e sempre migliori soluzioni atte al superamento dei limiti associati a queste patologie. Con il passare dei secoli e con l'avanzamento delle tecnologie si è passati da protesi con scopo puramente funzionale a protesi sempre più performanti, permettendo all'amputato di recuperare, seppur in parte, la funzionalità dell'arto.

La protesi d'arto è quindi un dispositivo medico costruito su misura al paziente con il compito di recuperare, sia dal punto di vista estetico che funzionale, l'attività motoria dell'articolazione persa. In questi anni la strada che si sta percorrendo è quella del settore ingegneristico della biomeccatronica. Con questo termine si intende l'unione di nozioni di biomeccanica, elettronica, meccanica ed informatica che permettono la creazione di complessi dispositivi attivi alimentati a batteria i quali, grazie al continuo aggiornamento, conferiscono alle protesi sempre migliori e più complete funzionalità. Allo stesso tempo però non si possono dimenticare i vincoli di peso, ingombro e, non ultimi, quelli estetici. Questi, associati alla necessità di un massiccio uso di alta tecnologia, conferiscono alla progettazione un grado di complessità molto elevato.

Sia in campo nazionale che internazionale il "Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio (Bo)" rappresenta un fiore all'occhiello nel settore della protesica. Esso impiega le proprie risorse principalmente nella fornitura di protesi e presidi ortopedici ed in attività di ricerca scientifica ed applicata. Aspetto caratteristico del Centro Protesi è inoltre l'abbinamento delle forniture ai servizi di riabilitazione ed addestramento all'utilizzo delle stesse, senza trascurare gli aspetti psicologici e di reinserimento sociale e lavorativo dei pazienti.

Il presente elaborato, svolto presso l'Area Ricerca e Formazione del Centro Protesi INAIL, ha come obiettivo in prima analisi lo studio delle fasi di progetto e d'implementazione di un'unità di controllo per protesi mioelettrica di arto superiore per il livello trans-omerale. L'architettura si compone quindi di tre articolazioni elettromeccaniche, per mano, polso e gomito. In seconda analisi si è prestata attenzione ai consumi del motore elettrico dell'articolazione di gomito. Studi precedenti avevano infatti evidenziato un eccessivo consumo di quest'ultima per cui in questo elaborato si è cercato di analizzare la problematica e proporre soluzioni correttive.

Il progetto di tesi è inserito in un più ampio progetto di ricerca che ha come scopo quello di disporre di prodotti di derivazione interna al Centro Protesi al fine di potersi parzialmente svincolare dal mercato ed offrire prodotti con buone prestazioni ma a costi inferiori così da aumentare la platea dei potenziali utenti, essendo i prezzi dei dispositivi protesici commerciali spesso non sostenibili dai pazienti assistiti dal SSN.

Il Centro Protesi infatti ospita presso la propria struttura sia pazienti infortunati sul lavoro che in ambito civile. I primi, assistiti dall'INAIL, possono avere accesso anche a protesi ad alta tecnologia in virtù del fatto che i costi sono a carico dell'INAIL stesso. Discorso diverso per i secondi, assistiti dal SSN per tramite delle AUSL, i quali usufruiscono di agevolazioni economiche la cui entità non consente l'accesso alle soluzioni protesiche avanzate e che pertanto richiederebbero un sostanziale diretto contributo economico dei pazienti che spesso quindi scelgono soluzioni meno funzionali.

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

- *Primo capitolo*: fornisce una breve introduzione al campo della protesica, concentrandosi su quella di arto superiore. Si è partiti dalla normativa europea ISO 9999 per arrivare, infine, allo stato dell'arte dei dispositivi attualmente utilizzati, toccando le diverse tipologie di protesi esistenti.

- *Secondo capitolo*: descrive i materiali ed i metodi utilizzati nello sviluppo del firmware e dell'hardware ed in particolare si sono trattati:

- l'ambiente di sviluppo MPLAB X ed il compilatore XC8, per l'implementazione del firmware;
- l'ambiente OrCAD utilizzato per la progettazione dell'elettronica;
- il software di progettazione meccanica CAD 3D Autodesk Inventor utilizzato per la progettazione di un frame e di una puleggia e a seguire sul sistema LabView – CompactRIO mediante il quale si sono svolte le comparazioni relative ai consumi . Infine, si descriverà il sistema di stereofotogrammetria composto da cinque telecamere Vicon Bonita e il suo software applicativo Vicon Nexus.

- *Terzo capitolo*: riporta i risultati ottenuti rispetto alle modifiche attuate sul firmware e ai test svolti.

- *Quarto capitolo*: espone criticamente i risultati ottenuti e delinea i possibili sviluppi futuri.

Capitolo I: Stato dell'arte della protesica di arto superiore

In questo capitolo inizialmente verrà attuata una classificazione dei vari tipi di protesi, tenendo come riferimento la normativa europea ISO 9999. Di seguito si introdurranno i dispositivi protesici a comando mioelettrico attualmente in commercio, concentrandosi sulla loro struttura e sui loro sistemi di controllo.

1.1 Casi di protesizzazione

L'arto superiore nella vita quotidiana è in grado di esprimere un numero estremamente elevato e vario di funzioni e di abilità. Basti pensare come il sistema costituito da braccio e mano possa non solo effettuare la presa e la manipolazione di oggetti, ma anche, grazie alla sua elevata sensibilità, svolgere compiti che lo assimilano ad un vero e proprio organo di senso. Infatti, la sua sensibilità permette la protezione da lesioni, l'immagazzinamento di informazioni sulla forma e dimensione di oggetti ed inoltre la percezione della temperatura, della posizione, del movimento della forza esercitata, del rilievo delle caratteristiche superficiali, ecc.. Allo stesso tempo la mano è responsabile del cosiddetto "linguaggio del corpo", che, tramite la gestualità, permette la comunicazione tra soggetti. Con compiti di così primaria importanza, è stato quasi normale che la maggior parte degli sforzi profusi dalla ricerca siano stati attuati nel tentativo di realizzare una protesica che rispondesse nel migliore dei modi alle diverse esigenze dei soggetti amputati.

A monte della protesica c'è l'amputazione, intendendo con questo termine la rimozione di arti o parti di essi. Possiamo fare una suddivisione delle varie cause che possono portare all'amputazione:

- **Traumatica:** con prevalenza maggiore per il sesso maschile, vi rientrano tutti gli incidenti sul lavoro, domestici e automobilistici senza trascurare le amputazioni belliche.
- **Per malattia:** esse si presentano prevalentemente in età avanzata, oltre i 60 anni, dovute a patologie vascolari, diabetiche, tumorali o infiammatorie.

- **Malformazioni congenite:** casistica che presenta la maggiore difficoltà di trattamento. Esistono diversi tipi di malformazioni quali, ad esempio, amelie, focomelie, peromelie ecc. che, presentando una elevata varietà e soggettività, rendono indispensabile l'utilizzo di dispositivi protesici personalizzati già in età infantile.

Non è del tutto automatico il passaggio dall'amputazione all'applicazione della protesi di arto. Infatti l'amputato, prima di aver la possibilità di indossare la protesi, viene sottoposto ad un'attenta analisi sia da un punto di vista medico-tecnico che da quello psicologico. Quest'ultimo è necessario principalmente nel post-operatorio in modo da permettere il superamento del trauma di un'amputazione. Accettato il trauma, successivamente si passerà alla determinazione di obiettivi riabilitativi valutando anche il grado di motivazione del paziente che si sta accingendo ad intraprendere lo stesso iter riabilitativo. Durante questa analisi vengono tenuti maggiormente in considerazione età, contesto sociale e familiare, lavoro e capacità residue e di apprendimento del paziente.

In parallelo all'analisi psicologica viene fatta un'analisi tecnico-funzionale. Essa è incentrata sul tipo di amputazione, sia essa mono o bi-laterale. Nel primo caso l'uso dell'arto sano diviene preponderante, sia esso dominante o meno, migliorando la sua destrezza, per cui la protesi viene utilizzata principalmente come "supporto", nel tentativo di evitare o limitare patologie da sovraccarico dell'arto sano e per ripristinare l'integrità corporea.

Nel caso bilaterale, invece, la protesica è indispensabile per compiere anche le più piccole attività quotidiane.

Un fattore importante nella decisione di applicazione una protesi è lo stato del moncone e il suo trattamento pre-protesico. Un'accurata stoffatura del moncone (ricopertura dei capi ossei amputati mediante tessuti molli) da parte dei chirurghi permette di ridurre i problemi di dolore al moncone e di non perfetta aderenza con l'invasatura della protesi. Sarà poi compito del paziente mantenere o aumentare la tonicità della muscolatura residua, in modo da permettere sia il sostenimento del peso della protesi sia l'utilizzo di dispositivi mioelettrici il cui funzionamento si basa proprio sull'attività muscolare. Facendo riferimento a quest'ultimi, sarà comunque necessario che già nella fase pre-protesica i pazienti posseggano segnali elettromiografici idonei al controllo di tali dispositivi.

Osservando i dati del Ministero della Salute, è possibile constatare come le amputazioni di arto superiore si attestino a circa 3.000 all'anno; di questi ben il 95% hanno subito un

amputazione a livello della mano, sia essa parziale o totale, e delle dita. La causa principale è quella traumatica con una percentuale che è ben oltre il 50%. Questi dati sono un ulteriore incentivo per l'investimento nella ricerca di nuove e sempre più funzionali soluzioni, senza trascurare al contempo la loro accessibilità economica.

1.2 Classificazione delle protesi d'arto superiore

1.2.1 Normativa europea ISO 9999

La normativa europea ISO 9999 fornisce una definizione e una classificazione degli ausili tecnici per disabili, permettendo una facilitazione nella trattazione e fornitura degli stessi. Questa normativa prevede una suddivisione in capitoli tra i quali, al sesto, si trova la sezione dedicata alle protesi ortopediche indicata come "06. Protesi e ortesi". Qui viene data una precisa 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".

Il mondo della protesica può essere suddiviso in maniera macroscopica in due famiglie: endoprotesi ed esoprotesi. La prima comprende tutti quei dispositivi protesici che vengono impiantati all'interno del corpo umano; le più conosciute sono le protesi articolari di ginocchio e anca, le quali sostituiscono le articolazioni originali. Le esoprotesi, invece, sono dispositivi in sostituzione di parti del corpo amputate.

Il Centro Protesi INAIL è tra i maggiori centri a livello mondiale nel settore delle protesi esterne e dei dispositivi tecnici. Grazie infatti ad equipe composte da ingegneri, medici, tecnici ortopedici e fisioterapisti, il Centro lavora nella costruzione di un percorso riabilitativo personalizzato che prevede, tra i diversi servizi, l'installazione delle protesi e una corretta attività di addestramento al loro utilizzo.

La normativa prevede anche un insieme di sottoclassi tra cui si trovano le protesi di arto superiore. Queste vengono definite in maniera specifica come "un insieme di componenti compatibili, solitamente prodotti da un singolo produttore e commercialmente disponibile. I componenti possono essere integrati con qualsiasi altro componente fabbricato individualmente, per produrre una gamma di differenti protesi di arto superiore.". Nella normativa la generica protesi di arto superiore viene identificata con il codice "06 18"; sono poi presenti altre sottosezioni che identificano ulteriori classi di questi dispositivi medici.

Le protesi di arto superiore vengono classificate in base ai livelli di amputazione; in *Tabella 1* vengono riportati i codici identificativi contenuti nella norma ISO 9999.

<i>Codice</i>	<i>Descrizione</i>
06 18 03	Protesi di dito e amputazione di mano
06 18 06	Protesi per disarticolazione di polso
06 18 09	Protesi per amputazione transradiale
06 18 12	Protesi per disarticolazione di gomito
06 18 15	Protesi per amputazione transomeroale
06 18 18	Protesi per disarticolazione di spalla
06 18 21	Protesi per amputazione interscapolotoracica

Tabella 1: Codici identificativi delle protesi secondo la normativa europea ISO 9999

1.2.2 Classificazione funzionale

Finora ci si è concentrati su una classificazione di tipo strutturale delle protesi; in questo paragrafo si illustrerà invece una loro suddivisione su base funzionale. Si parlerà, quindi, di protesica di arto superiore attiva (o funzionale) e passiva.

1.2.2.1 Protesi passive

Le *protesi passive* sono dispositivi semplici e piuttosto robusti che non consentono il movimento intrinseco da parte dell’amputato ma sono protesi ideali per ricostruire l’integrità corporea, mantenendo minimo il peso e ideali nel caso in cui il paziente non possa utilizzare con successo protesi attive.

Possiamo citare due tipologie di protesi passive: protesi lavorative e protesi cosmetiche. Quest’ultime si possono ulteriormente suddividere in esoscheletriche o endoscheletriche.



Figura 1: Protesi lavorativa

Le **protesi lavorative** sono utilizzate su pazienti che hanno subito amputazioni a livello delle dita o della mano; queste protesi possono assolvere a specifiche funzioni mediante l'inserimento di strumenti, come pinze, uncini o simili, che consentono al paziente di reinserirsi nel contesto lavorativo. In Figura 1 si porta come esempio una protesi lavorativa.

I vantaggi di questo tipo di protesi sono da ricercare nella loro robustezza, simmetria, leggerezza e nella meccanica semplice. Tutti questi vantaggi rendono la protesi confortevole ed affidabile ma, allo stesso tempo, mancando di una funzionalità estrinseca, diviene utilizzabile solo nello specifico contesto. Ulteriore svantaggio, sempre da non trascurare, è la scarsa cosmesi fornita da queste protesi.

Le **protesi cosmetiche**, a differenza di quelle lavorative o di quelle attive, non si pongono come obiettivo quello di ricreare una funzionalità dell'arto sano bensì quello di riprodurre il più fedelmente possibile l'arto mancante. Alcuni soggetti, basti pensare alle donne, preferiscono sovente ricostruire il segmento corporeo mancante più da un punto di vista estetico piuttosto che da un punto di vista funzionale (*Figura 2 a sinistra*). È stato dimostrato come queste protesi permettano al soggetto di migliorare la propria autostima, andando ad agire sulla psiche del paziente. Ciò permette una maggiore facilità al reinserimento nella vita sociale dell'amputato.

Si vedranno ora nello specifico le due tipologie di protesi cosmetiche: esoscheletriche ed endoscheletriche.

Le **protesi esoscheletriche** o tradizionali sono caratterizzate da pareti esterne rigide che ricoprono le funzioni portanti, determinandone la forma cosmetica esteriore. Esse possono essere costruite con differenti materiali come il legno, resine sintetiche, silicone o materiali plastici, come il PVC, che rendono la protesi resistente ed affidabile.

Le **endoscheletriche** o modulari (*Figura 2 a destra*) sono caratterizzate da una struttura interna tubolare rigida e da una struttura esterna morbida e flessibile.

I vantaggi delle protesi cosmetiche, così come per le protesi lavorative, sono da ricercare nella loro semplicità. A differenza delle protesi lavorative, va però aggiunto un elevato miglioramento della cosmesi ma una pressoché assenza di funzionalità. Gli svantaggi sono

perciò quelli di una protesi passiva pertanto non trovano applicazione nelle amputazioni bilaterali. A questi vanno aggiunti gli elevati costi di produzione delle protesi cosmetiche in silicone, dovute ai processi di produzione e di personalizzazione.



Figura 2: Protesi cosmetica (sinistra) e modulare(destra)

1.2.2.2 Protesi attive o funzionali

Le *protesi attive* si pongono come obiettivo quello di ripristinare le caratteristiche funzionali di un arto amputato. Il problema principale della replicazione delle funzioni dell'arto superiore va ricercato nel numero elevatissimo di gradi di libertà di cui è dotato; basti pensare che solamente la mano possiede 23 gradi di libertà. Ciò permette ad un soggetto normodotato di compiere le più svariate traiettorie nello spazio, nel tentativo di afferrare indifferentemente oggetti di dimensione e forma completamente diversi tra di loro.

Le attuali protesi attive in commercio non presentano una così elevata gamma di movimenti ma, grazie ad un buon addestramento e al continuo esercizio, il paziente può ottenere un discreto recupero funzionale nell'utilizzo del dispositivo.

Le protesi funzionali si differenziano in protesi ad energia corporea, ad energia extracorporea o ibride rappresentando, queste ultime, protesi con caratteristiche di entrambe le categorie precedenti.

- ◆ **Protesi ad energia corporea:** esse sono anche dette cinematiche ed il loro principio funzionamento è bastato sull'utilizzo di muscolatura, quella residua o di altre regioni corporee, atta a comandare l'attivazione della protesi. Il movimento del dispositivo viene quindi generato tramite l'utilizzo di cavi a partire dai movimenti corporei; ad esempio, un paziente può controllare i movimenti della mano sfruttando l'energia meccanica prodotta da un semplice movimento della spalla. Le protesi cinematiche

vengono utilizzate per tutte le amputazioni fino al 3° medio transomerale, in quanto per amputazioni più prossimali si avrebbero leve di azionamento svantaggiose, dovute al moncone corto, che renderebbero più difficoltoso l'utilizzo dell'ausilio.



Figura 3: Protesi di arto superiore ad energia corporea o cinematica

Le funzionalità che si riescono a ricreare con questo dispositivo sono limitate ad apertura della mano o gancio, flesso-estensione e blocco/sblocco del gomito.

I materiali impiegati e la struttura cava e sottile conferiscono alla protesi grande leggerezza, permettendo inoltre di soddisfare sia esigenze funzionali che cosmetiche. Allo stesso tempo, a causa della sua natura intrinseca, il dispositivo offre bassi livelli di comfort e ridotti spazi di lavoro, dovuti alla presenza dei bretellaggi di ancoraggio e dei cavi. Occorre inoltre rilevare come che la forza di presa espressa sia di molto inferiore a quella di una mano sana.

Infine, per un corretto utilizzo della protesi, il paziente dovrà sottoporsi ad un adeguato percorso di addestramento svolto con personale specializzato.

- ◆ **Protesi ad energia extracorporea:** le prime tipologie di queste protesi iniziarono ad entrare in commercio sul finire degli anni 60. Oggi come allora rappresentano i dispositivi più all'avanguardia del panorama protesico e sono al centro di continui studi di ricerca scientifica. Essi utilizzano l'energia fornita da accumulatori per azionare motori elettrici che trasformano l'energia elettrica in meccanica e permettono la movimentazione delle varie parti della protesi.

Le strategie che comandano i movimenti sono principalmente due: una prevede l'utilizzo di segnali elettromiografici, ossia segnali di contrazione muscolare prelevati dai muscoli residui del paziente; l'altra utilizza un comando elettrico attivato da appositi interruttori. Le protesi mioelettriche sono soggette ad una continua evoluzione che mira a renderle più "customizzabili" e ad aumentarne le funzionalità.

Al giorno d'oggi è possibile realizzare protesi mioelettriche per pazienti con amputazione da transcarpale a disarticolazione di spalla. Per quest'ultima casistica sono disponibili dispositivi mioelettrici capaci di comandare fino a tre motori, permettendo la riproduzione delle funzioni di chiusura-apertura della mano, prono-supinazione del polso e flessione-estensione del gomito.



Figura 4: Protesi attiva ad energia extracorporea (Ottobock, Dynamic arm)

Discorso a parte va fatto per le amputazioni molto prossimali, come le disarticolazioni di spalla o interscapolotoraciche: per queste casistiche, relativamente all'articolazione di spalla, sul mercato sono presenti solo soluzioni protesiche passive. Attualmente le soluzioni attive sono in fase di sviluppo ma si nutrono dubbi sull'effettiva applicabilità di un'articolazione di spalla ad energia extracorporea. Infatti una protesi composta da mano, polso, gomito ed eventuale spalla mioelettrici raggiungerebbe un peso approssimativo di 3 kg, tale da comportare un rischio di sovraccarico al moncone e probabili problemi di comfort.

In generale, i vantaggi di questo tipo di protesi sono dati dall'elevato numero di funzionalità e dall'elevata forza di presa, entrambi di molto superiori rispetto agli altri dispositivi protesici di arto superiore visti poc'anzi. Oltre a questi pregi funzionali è anche presente un'ottima cosmesi grazie all'utilizzo di guanti in materiali morbidi, come il silicone, che vengono utilizzati per coprire la struttura.

Nonostante i vantaggi appena citati, non bisogna dimenticare alcune limitazioni associate a queste protesi. Esse infatti non sempre possono essere applicate: l'insufficiente entità del segnale elettromiografico o la non disponibilità di segnali indipendenti sono ragioni sufficienti, sebbene non comuni, a decretarne la non idoneità. Per avere un corretto utilizzo della protesi è necessario svolgere periodi di addestramento, che permettano al paziente di imparare i movimenti di attivazione della stessa.

Inoltre, un importante svantaggio a livello fisico è rappresentato dal peso complessivo, dovuto alla presenza maggiore componentistica meccanica inserita nella protesi. Ciò può portare ad un aumento del dolore al moncone ed un aumento dello sforzo muscolare da parte del paziente.

Si sono tenute volutamente per ultime le considerazioni sui costi. La protesica di alto livello tecnologico comporta costi di molto superiori a quelli di un qualsiasi altro dispositivo presentato in precedenza pertanto di norma non rientra tra i costi coperti dal SSN così come evidenziati nel Nomenclatore Tariffario. In questo senso il Centro Protesi INAIL da anni lavora nel tentativo di abbassare i costi cercando di rendere accessibile a tutti questo tipo di tecnologia. Per fare ciò si stanno progettando e producendo al proprio interno dispositivi mioelettrici, salvaguardando la qualità e le prestazioni delle protesi più costose.

- ◆ **Protesi ibride:** Esse presentano un'unione tra la protesica ad energia extracorporea, specialmente mioelettrica, e la protesica cinematica. Largamente presenti sul mercato, sono state prodotte per quei pazienti che presentano livelli di amputazione prossimali, superiori al 3° medio transomerale. Essi sono di più facile utilizzo rispetto alle protesi mioelettriche complete. Per pazienti monolaterali è previsto solitamente un accoppiamento tra mano mioelettrica e gomito cinematico, mentre per pazienti bilaterali è prevista l'aggiunta di un polso mioelettrico.

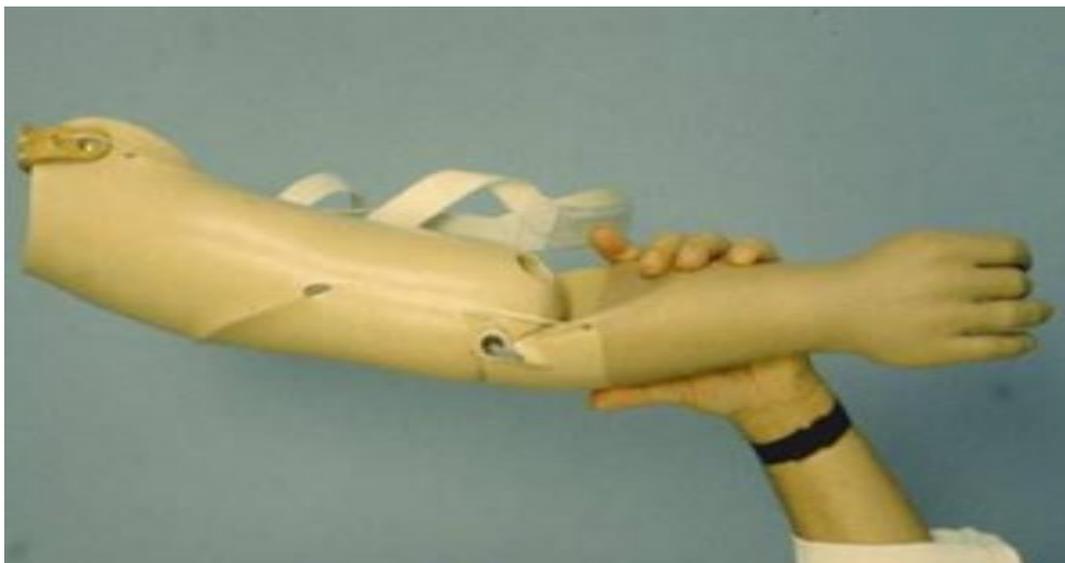


Figura 5: Protesi ibrida transomerale

I vantaggi sono una riduzione del peso della protesi unito ad un abbassamento rilevante dei costi, rispetto ad un dispositivo puramente mioelettrico, pur nel mantenimento di discrete funzionalità. La presenza di cavi e bretellaggi per la gestione del gomito sono uno dei limiti di questa tecnologia, in quanto essi sono responsabili della riduzione del comfort della protesi.

1.3 Protesi mioelettrica

1.3.1 Segnale elettromiografico

Indispensabile per avere una conoscenza della funzionalità dei nervi periferici e muscoli scheletrici, l'elettromiografia è una delle principali tecniche diagnostiche in campo ortopedico e neurologico. Questa tecnica permette di compiere studi a livello di connessioni nervose, sia motorie che sensitive, e contemporaneamente a livello di attività muscolare, sia durante l'attività volontaria sia durante la fase di riposo.

Il segnale elettromiografico è quindi una manifestazione elettrica associata all'attivazione muscolare. L'attivazione muscolare volontaria viene comandata dal Sistema Nervoso Centrale (SNC), il quale invia uno stimolo tramite il sistema piramidale. Esso è costituito da due neuroni, detti di moto o motoneuroni, e il secondo di questi, situato in prossimità del ventre del muscolo, è responsabile del rilascio del segnale chimico da cui si originano

le depolarizzazioni e ripolarizzazioni cellulari che, a livello del tessuto muscolare, si manifestano nel fenomeno macroscopico della contrazione.

I segnali elettromiografici sono alla base del controllo delle protesi di arto superiore ad energia extracorporea; esse sfruttano infatti i segnali EMG dei muscoli residui dell'arto per i controlli che comandano i movimenti della protesi.

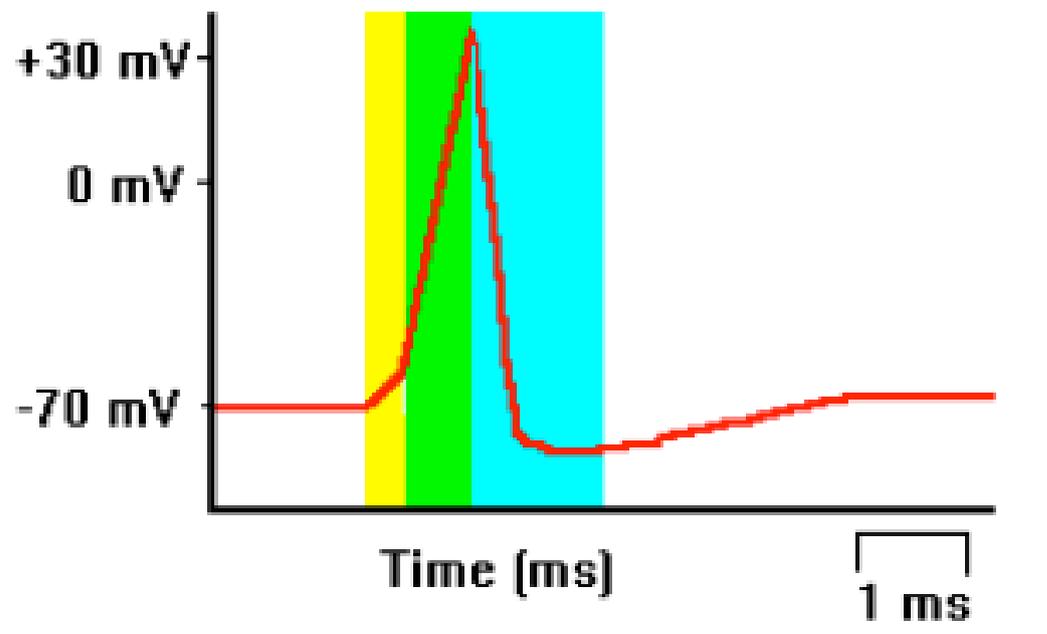


Figura 6: Potenziale d'azione di una cellula muscolare

1.3.2 Sensori elettromiografici

Sensori di questo tipo sono definiti come dei dispositivi in grado di misurare il potenziale di campo elettrico associato alla sovrapposizione di singoli potenziali d'azione delle fibre muscolari. Per rilevare il segnale EMG vengono utilizzati elettrodi in configurazione bipolare. Il segnale captato è molto basso, per cui sarà necessario uno stadio di amplificazione, solitamente di tipo differenziale. In commercio esistono una vasta gamma di sensori elettromiografici, ma possiamo raggrupparli tutti in due macro-famiglie: sensori superficiali e sensori invasivi.

I *sensori invasivi* sono costituiti da elettrodi che permettono di avere segnali molto accurati e permettono di avere misurazioni localizzate degli stimoli nervosi. Allo stesso tempo per avere queste prestazioni è necessario che gli elettrodi, solitamente ad ago o a filo, vengano inseriti all'interno del muscolo del paziente.

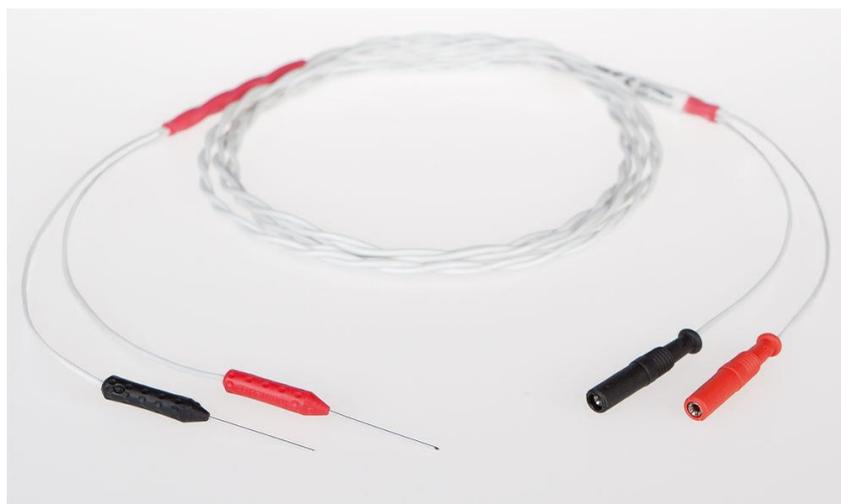


Figura 7: Sensori invasivi ad ago

Nel campo della protesica mioelettrica non sono necessarie informazioni di così alto dettaglio e alta localizzazione; inoltre il rischio di inserimento di corpi estranei all'interno dell'organismo supera di gran lunga i vantaggi dei sensori invasivi. Per tale ragione le protesi mioelettriche solitamente impiegano il segnale elettromiografico superficiale (sEMG).

Questo tipo di segnale prevede un'ampiezza che può variare dalle decine di microVolt a pochi milliVolt con una banda compresa tra i 10Hz e 1KHz. Attraverso la sperimentazione si è dimostrato che per avere un controllo ottimale della protesi ed elevate prestazioni è sufficiente una banda che non superi i 300/400Hz.

La **sensoristica mioelettrica superficiale** può essere attiva o passiva. I **sensori passivi** sono costituiti dall'elettrodo con singolo canale conduttore ed unità di elaborazione. A causa dei molti artefatti presenti, responsabili dell'aumento dell'impedenza dell'interfaccia, è necessario migliorare l'accoppiamento tra l'elettrodo e la cute. Per fare ciò si sfrutta la doppia azione di detergenti e gel conduttivi con l'obiettivo di ridurre lo strato epiteliale morto e di rimuovere oli protettivi. I vantaggi di questi dispositivi vanno ricercati nella loro semplice struttura e nella loro facilità di utilizzo, uniti ad un basso costo.

I **sensori attivi** sono largamente utilizzati nel campo della protesica mioelettrica, in quanto superano i limiti della sensoristica passiva. Questi particolari sensori superficiali presentano i primi stadi di elaborazione e amplificazione già all'interno dell'elettrodo. Ciò permette di evitare il trattamento superficiale necessario per migliorare l'accoppiamento elettrodo-cute. I sensori superficiali attivi possono essere capacitivi o resistivi. Quest'ultimi sono i maggiormente impiegati nella rilevazione del sEMG, in quanto uniscono ad una

elevata facilità di applicazione un'alta qualità di informazione. Esempi di questi sensori sono i MyoBock della Ottobock (*Figura 8*). Essi impiegano una configurazione bipolare con doppi elettrodi di sensing collocati ai lati, mentre l'elettrodo di riferimento viene collocato tra di essi. Gli stadi di elaborazione e amplificazione al loro interno sono costituiti da un preamplificatore per strumentazione, un filtro passa-basso, un filtro per tagliare la frequenza di rete a 50 Hz e un raddrizzatore d'onda. L'uscita da questi stadi fornisce un segnale che sarà proporzionale all'intensità del segnale EMG acquisito.

Infine è importante ricordare che, in generale, per aver un corretto controllo della protesi, è necessario che ogni movimento sia comandato da un sensore.



Figura 8: Sensore elettromiografico attivo (Ottobock, MyoBock)

1.3.3 Fonti di rumore e fattori di disturbo del segnale EMG

Come già detto nei paragrafi precedenti il segnale EMG si presenta di bassa intensità la quale, associata a sorgenti di rumore ambientale a più alta intensità, rende difficile l'acquisizione del segnale utile. Le componenti di rumore ambientale che interferiscono con l'acquisizione sono tra le più varie sebbene il preponderante sia rappresentato da quello di tensione di rete, che in Europa è alla frequenza di 50 Hz. Si può ridurre questo problema andando ad utilizzare un amplificatore con un CMRR elevato, associato ad una lettura differenziale.

Anche la *componentistica di acquisizione e misura* dà origine a fonti di rumore, seppur con ampiezze minori rispetto a quella del segnale utile. Per ridurre il problema bisogna prestare particolare attenzione alla scelta dei materiali e alle architetture circuitali degli apparati.

Il segnale utile può essere influenzato anche da **movimenti del paziente**: questi infatti creano artefatti con frequenze comprese tra 0 e 20 Hz, facilmente eliminabili con specifici filtri passa-alto.

A tutto questo va aggiunta la **natura stocastica** dell'attivazione delle unità motorie durante una contrazione. Questo porta ad un'instabilità del segnale a frequenze tra gli 0 e 20 Hz.

Per ottenere un buon segnale utile è necessario, oltre a cercare di ridurre queste fonti di rumore, prestare attenzione ad alcuni fattori: la **dimensione** e la **posizione** degli elettrodi. Questi hanno un'elevata influenza sul segnale in uscita infatti elettrodi con dimensione maggiori aumentano la probabilità di captare segnali da muscoli vicini alla zona di indagine mentre una eccessiva vicinanza tra gli stessi può portare ad una riduzione del campo d'indagine.

La banda del segnale è direttamente proporzionale alla **velocità di conduzione dei potenziali d'azione** per cui ad un aumento della velocità di conduzione sarà associato un aumento della banda del segnale. Infine, l'ampiezza del segnale è influenzata dalla **dimensione del muscolo** di interesse.

1.3.4 Struttura protesi mioelettrica

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

- ✓ *Mano protesica o elemento prensile*
- ✓ *Parti di collegamento e articolazioni*
- ✓ *Elettronica integrata*
- ✓ *Accumulatori*
- ✓ *Sensori elettromiografici* (Paragrafo 1.3.2)
- ✓ *Invasatura*
- ✓ *Bretellaggi*

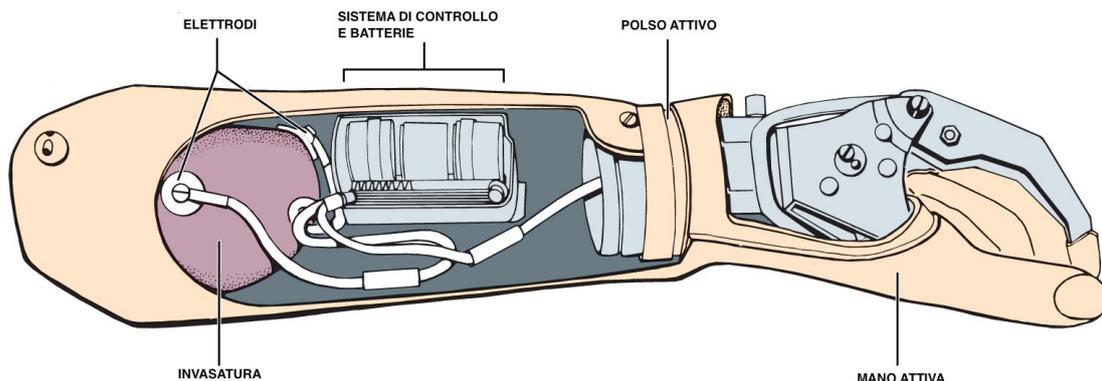


Figura 9: Schema generale di una protesi mioelettrica di arto superiore

1.3.4.1 Mano protesica o elemento prensile

Come già detto in precedenza la mano umana presenta un numero elevatissimo di funzionalità e gradi di libertà. Le attuali tecnologie non forniscono una soluzione unica che permetta di ricreare tutti i possibili movimenti di una mano, ciò rende la realizzazione di una mano protesica una sfida di alto profilo nell'ambito della ricerca.

Il mercato attuale delle protesi di mano offre tecnologie con tempi di risposta sempre più rapidi, elevata precisione di movimento e con un aspetto che le rende simili alle mani reali. Le varie soluzioni per l'elemento prensile possono essere distinte in due categorie: *manipolatore* e mano protesica.

Appartengono alla prima categoria quelle protesi che prediligono l'aspetto funzionale trascurando quello estetico. Questi dispositivi sono rivolti in generale a soggetti che necessitano di un'elevata precisione in ambito lavorativo, infatti il manipolatore offre un'ottima sensibilità e accuratezza di movimento durante la chiusura della pinza. Basato su un'apertura ad arco ganasse ad azionamento parallelo, il manipolatore prevede un'elevato set di impostazioni che permettono l'adattamento della protesi in particolare all'ambito lavorativo.



Figura 10: manipolatore mioelettrico (Ottobock)

Discorso diverso per la *mano protesica*. Essa cerca di trovare un ottimo compromesso tra funzionalità e aspetto estetico. Diversi sono i modelli associati a questa categoria: i più semplici e maggiormente utilizzati sono quelli "Tridigitali" che prevedono un movimento attivo di pollice, indice e medio, mentre le restanti due dita sono integrate al guanto di rivestimento e si muovono in maniera passiva. Attualmente questi dispositivi permettono una forza di presa superiore ai 100N, con una velocità di apertura nell'intorno dei 300 mm/s.

L'ultima innovazione in questo settore sono le mani "Poliarticolate". Esse sfruttano un movimento attivo da parte di tutte e cinque le dita, offrendo un movimento più fluido e naturale. La gestione del movimento da parte di queste protesi viene attuato con modalità simili a quelle delle Tridigitali, ma si pensa che in futuro si potranno programmare per riprodurre movimenti delle singole dita, sfruttando ad esempio studi sugli algoritmi di machine learning.

Le protesi di mano solitamente vengono ricoperte da un guanto in PVC o silicone che conferisce loro un'ottima estetica.



Figura 11: Protesi di mano Tridigitale (Ottobock, MyoHand)(sx) e guanto in PVC(dx)



Figura 12: Protesi di mano Poliarticolata (Touchbionics)

1.3.4.2 Parti di collegamento e articolazioni

Le articolazioni sono giunti che collegano le diverse parti di una protesi. Esse possono essere attive oppure passive a seconda della capacità di posizionamento attiva o passiva. Quelle di maggiore interesse per una protesica mioelettrica sono quelle attive le quali presentano un attuatore di tipo elettromeccanico (un motore elettrico) alla base del movimento. Questi motori convertono l'energia elettrica in meccanica fornendo in uscita

quelle caratteristiche di coppia e velocità ricercate. In cascata al motore elettromeccanico sono associati in generale alcuni stadi di riduzione di velocità i quali permettono di aumentare la coppia a discapito di una riduzione di velocità angolare. Il complesso formato da motore e riduttore di velocità viene comunemente chiamato motoriduttore. Occorre evidenziare come l'unione tra motore e riduttore introduca una significativa ed a volte drastica riduzione del rendimento del sistema complessivo.

Sono previste anche articolazioni attive cinematiche che sfruttano la residua funzionalità del moncone per attuare il moto.

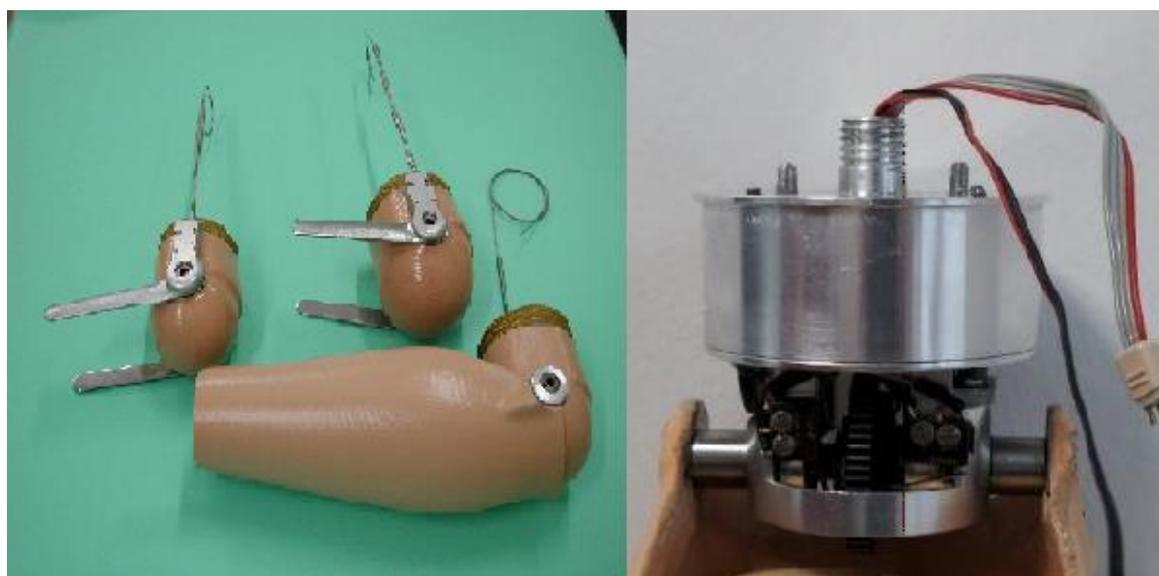


Figura 13: Articolazioni di gomito passive(sx) e attive(dx)

1.3.4.3 Elettronica integrata

Regione della protesi altamente progettata e programmata, l'elettronica integrata ha lo scopo iniziale di campionare ed interpretare il segnale sEMG, prelevati dai sensori, e successivamente di comandare l'attivazione dei motori elettromeccanici del dispositivo.

Le strutture fondamentali di una scheda elettronica sono le seguenti:

- ∇ **Microcontrollore:** è il cuore pulsante della protesi. Esso prevede una programmazione attraverso interfaccia PC che gli permette di svolgere le più svariate funzioni partendo dal campionamento del segnale EMG alla generazione dei controlli dei motori.

- ▽ **Driver:** Essi sono responsabili della conversione dei segnali elettrici, provenienti dal microcontrollore, in segnali di potenza responsabili dell'attuazione dei motori.
- ▽ **Sistemi di alimentazione:** inteso come il dispositivo che fornisce tensione/corrente all'intero sistema protesico.
- ▽ **Componentistica accessoria:** comprende tutte quelle funzionalità secondarie rispetto al funzionamento della protesi, ma che svolgono funzioni utili. Ne fanno parte buzzer, diodi led, moduli bluetooth, ecc

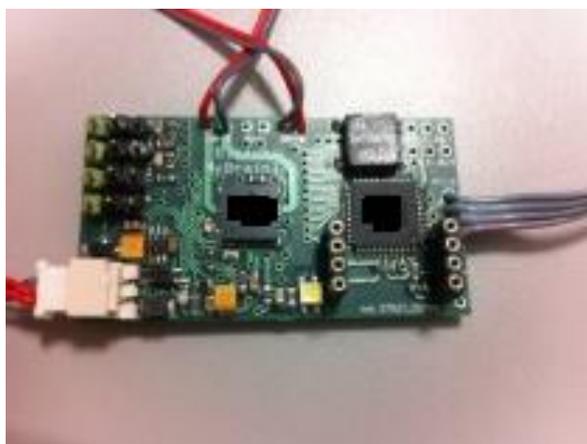


Figura 14: Elettronica Integrata di una protesi mioelettrica

Le strategie di comando di una protesi sono solitamente basate su segnali sEMG captati con specifici sensori posizionati su regioni muscolari a contrazione indipendente. Ogni movimento viene comandato da un sensore, per cui nel caso di un device con mano, polso e gomito mioelettrici sarebbero necessari sei elettrodi e sei fasci muscolari indipendenti. Questa è una condizione difficilmente riscontrabile in amputati transomerale. Per ovviare a questa problematica si sceglie solitamente di usare una configurazione composta da un numero di sensori variabile da due a quattro. Il singolo giunto attivo viene quindi selezionato mediante strategie differenti (solitamente cocontrazione o switch) riuscendo così a mantenere un controllo completo della protesi.

Una volta selezionato il giunto, il suo controllo può essere gestito in vari modi. Il primo è a **comando digitale** o **comando ON-OFF**: qui un generico segnale sEMG sopra una

specifica soglia comanda l'attivazione del motore ad una velocità preimpostata del tutto indipendente dalla ampiezza del segnale. Un'altra strategia di controllo è il comando ***Dynamic Mode Control (DCM)***, esso viene utilizzato su amputazioni molto prossimali che presentano pochi muscoli indipendenti. La strategia prevede l'utilizzo di un solo elettrodo grazie al quale è possibile determinare il movimento dell'arto attraverso l'intensità del segnale.

Un ulteriore strategia è quella ***Proporzionale*** che permette di realizzare un legame proporzionale tra la velocità del motore e l'ampiezza del segnale EMG.

Sono presenti anche strategie che sfruttano comandi provenienti dall'esterno per selezionare il giunto da muovere, ma presentano un basso apprezzamento dai pazienti a causa della loro scarsa intuitività.

1.3.4.4 Invasatura



Figura 15: Invasatura di una protesi ad energia extracorporea

L'invasatura è una parte della protesi che viene realizzata su misura. Essa, essendo l'interfaccia tra protesi e paziente, deve essere realizzata in modo da essere perfettamente a contatto con il moncone e non procurare fastidio o dolore al paziente.

Realizzate in resine plastiche e fibra di carbonio, le invasature per protesi d'arto superiore prevedono l'inserimento al loro interno dei sensori sEMG posti a contatto con i muscoli d'interesse. 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.

1.3.4.5 Bretellaggi

I bretellaggi sono un sistema di ancoraggio della protesi al paziente, che impediscono movimenti involontari e dislocazioni. Questi sistemi prevedono l'utilizzo di cinghie e bretelle.



Figura 16: Schema di un bretellaggio di arto superiore

Sul mercato sono presenti anche sistemi di sospensione a tenuta pneumatica che sfruttando un cuscinetto posizionato tra protesi e moncone. Questi sono principalmente utilizzati in protesi di arto inferiore transfemorali, mentre per le protesi di arto superiore è ancora preferibile e possibile utilizzare solo sistemi di bretelle o cinghie.

Capitolo II: Materiali e metodi

In questo capitolo verranno descritti i materiali e i metodi utilizzati nello sviluppo del lavoro di tesi svoltosi presso il Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio. Verrà quindi effettuata una descrizione dettagliata delle attività svolte nel rispetto, però, del segreto d'azienda. La trattazione sarà suddivisa in più paragrafi permettendo una migliore lettura e comprensione.

Nel primo paragrafo ci si concentrerà maggiormente sull'elettronica integrata, suddividendola e definendola brevemente nella sua struttura funzionale. Successivamente si parlerà del firmware, specificando la sua funzione, la sua struttura e i software utilizzati per implementarlo. Tra questi si descriveranno: il software MPLAB X della Microchip, il suo compilatore XC8 e il dispositivo ICD3 utilizzato per effettuare il debugging.

Nel secondo paragrafo inizialmente verrà introdotto il software CAD 3D Autodesk Inventor con esposizione delle strutture meccaniche progettate. Successivamente verranno esposti, in maniera molto rapida, l'ambiente di sviluppo LabView e il sistema PAC di National Instrument, CompactRIO. Di seguito verrà trattato il software Vicon Nexus, che prende informazioni dalle cinque telecamere Vicon Bonita utilizzate per l'acquisizione dei dati stereofotogrammetrici. Infine, verranno riportati gli script Matlab utilizzati per l'elaborazione dei dati ottenuti dai due sistemi precedentemente introdotti.

Il dispositivo studiato durante questo progetto di tesi è un prototipo di gomito mioelettrico prodotto dalla collaborazione tra il "Centro Protesi INAIL" e l'azienda del gruppo Finmeccanica "Selex ES".

Il gomito Selex (*Figura 19*), a differenza di altri gomiti di produzione INAIL, presenta una soluzione di un freno attivo. Uno degli scopi di questo elaborato è proprio quello di determinare una strategia di comando che permetta di attivare e disattivare il freno automaticamente attraverso il firmware.

Da progetto il gomito Selex prevedeva un motore Faulhaber 2342S006C, ma da studi precedenti si erano riscontrati consumi ottimizzabili. Ciò ha portato alla scelta di tentare la sostituzione del motore con un Faulhaber 2232U006S e nel proseguimento dell'elaborato ne verranno riportati i risultati di tale prova. Ulteriore peculiarità di tale meccanismo di

gomito sono sensori di fine corsa che sfruttando l'effetto hall sono in grado di rilevare la condizione di fine corsa in modalità contactless ma necessitano di essere alimentati.

Le prove sono state svolte all'interno dell'Area Ricerca e Formazione del Centro Protesi INAIL.

Per lo studio prestazionale si è utilizzato un banco prova di dimensioni 1.45x1.15x1.89 m per lo studio meccanico della protesi (*Figura 17*). Il banco prova utilizzato presenta impalcature in alluminio cilindriche che forniscono l'ancoraggio per telecamere del sistema stereofotogrammetrico. Le telecamere e il ComptactRIO sono collegate ad un unico PC attraverso uno switch TCP/IP.



Figura 17: Banco prova utilizzato per questo elaborato



*Figura 18: Motore
Faulhaber 2232U006S*



Figura 19: Gomito Selex

2.1 Unità di controllo integrata

2.1.1 Struttura e specifiche di progetto

L'unità di controllo utilizzata in questo elaborato ("Sinapsi MyBrain3J"), prevede una suddivisione in componenti funzionali. Di seguito verranno riportati questi componenti con una breve descrizione e i rispettivi schematici elettrici.

- **Connessioni per sensori EMG:** sono presenti 4 connettori per la connessione di altrettanti sensori elettromiografici preamplificati ed è implementato un filtraggio di tipo passa basso del segnale che permette di tener in considerazione solo la parte di segnale di maggiore interesse per il controllo della protesi. Questi sensori vengono normalmente alimentati con una tensione a 5V e permettono di avere in uscita un segnale compreso tra 0 e 4.8V.

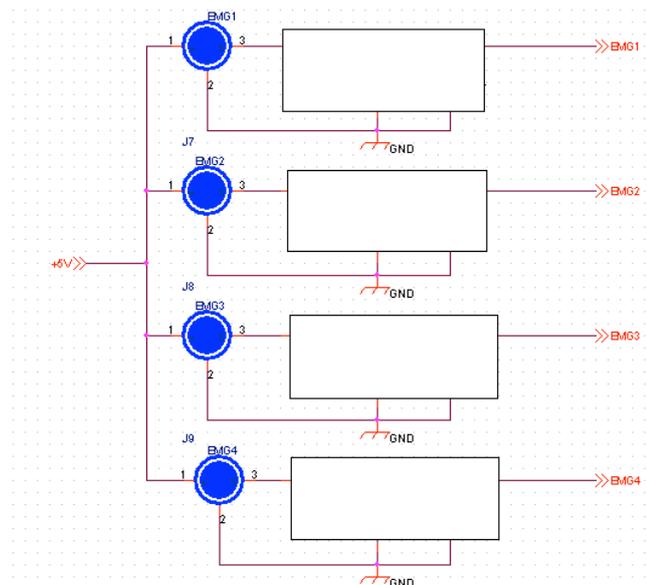


Figura 20: Schematico elettrico dei sensori EMG

- **Bluetooth:** unità responsabile della comunicazione senza fili sia in ricezione che in trasmissione, utile per la programmazione dei parametri dell'unità di controllo.

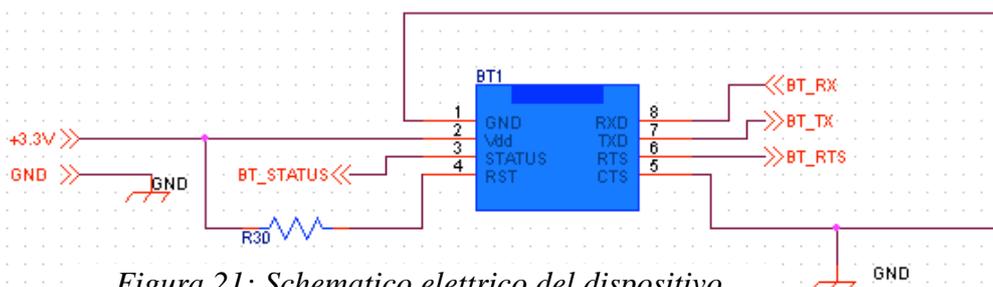


Figura 21: Schematico elettrico del dispositivo Bluetooth

- **Core:** è il cuore dell'unità di controllo in quanto contiene il microcontrollore, responsabile della gestione dei segnali. La scheda monta al suo interno un microcontrollore PIC prodotto dalla Microchip.

All'interno dello schematico "core" sono compresi anche i componenti elettrici accessori, come un diodo led di segnalazione status e un buzzer.

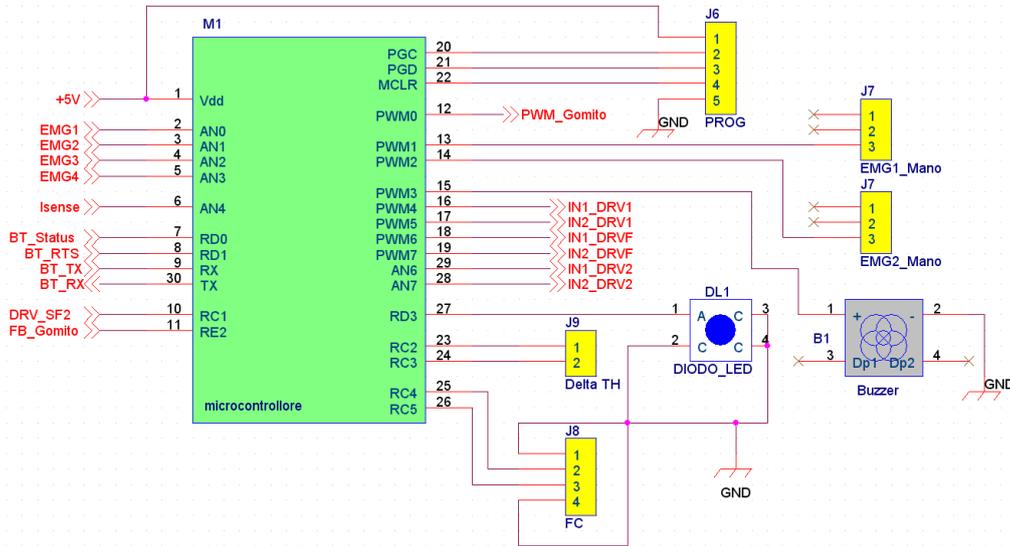


Figura 22: Schematico elettrico del core

- **Drivers:** sono dispositivi che consentono di pilotare segnali di potenza permettendo il controllo dei motori presenti nella protesi. Questi sfruttano il principio del "ponte ad H", grazie al quale è possibile comandare il verso di rotazione dell'attuatore tramite due ingressi (IN1 e IN2) di tipo digitale.

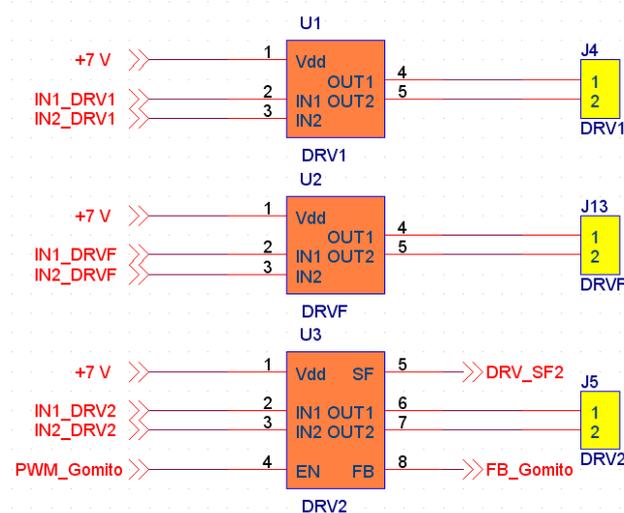


Figura 23: Schemi elettrici dei vari driver presenti nell'unità di controllo

- **Power:** L'alimentazione del sistema viene fornita mediante una batteria al litio da 7.2 V nominali. A valle della batteria si trovano dei regolatori switching che hanno il compito di rendere compatibile la tensione dell'alimentazione fornita con le necessità degli altri componenti. Infatti, per il modulo BT è necessaria una alimentazione costante a 3.3V, mentre per la sensoristica e il microcontrollore sono necessari 5V.

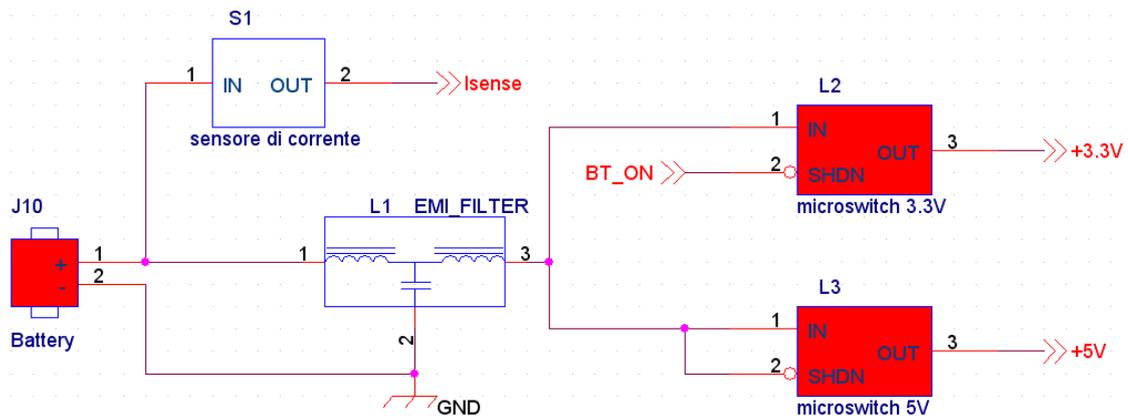


Figura 24: Schematico elettrico della Power unit

Per la realizzazione di questi schematici elettrici è stato utilizzato il software PC “OrCad 9.2_Capture” che, grazie alla sua applicazione integrata con “OrCad 9.2_Layout”, permette di ricreare la configurazione del Printed Circuit Board (PCB) necessaria alla prototipazione della scheda elettronica.

La realizzazione di questa unità di controllo si è basata su alcuni capi saldi individuati dopo un'accurata ricerca. Per prima cosa si è pensato di strutturarla in maniera tale che ingombrasse il *minor spazio possibile*, con una superficie che non superasse i 20x60 mm in modo da rendere più facile l'alloggiamento all'interno della protesi. Allo stesso tempo è stata tenuta in considerazione la necessità di avere la possibilità di *programmare dall'esterno i parametri del microcontrollore*, evitando così di dover smontare e rimontare la protesi ogni qualvolta si vogliono resettare. L'elettronica interna è stata progettata, inoltre, in maniera tale da permettere un'elevata *compatibilità con tutte le altre protesi mioelettriche in commercio*. Infatti Sinapsi MyBrain3J supporta, ad esempio, sia le mani mioelettriche Tridigitali, come MyoHand, che quelle Poliarticolate/polifunzionali, come iLimb (touschbiMichelangelo, Ottobock)

Infine, non va dimenticata la necessità di disporre di una componente a *basso costo*, infatti l'unità di controllo in questione fa parte di un progetto che ha come obiettivo la realizzazione e la successiva immissione nel mercato di dispositivi protesici di derivazione

interna ad INAIL. In questo modo si riuscirebbe a svincolarsi dai prezzi di mercato attuali, garantendo una protesica di alta fascia tecnologica ad una platea maggiore di pazienti.

Per una più completa esposizione dei processi che hanno portato alla creazione di questa unità di controllo si rimanda all'elaborato di laurea magistrale "Unità di controllo per gomito mioelettrico" di Dellacasa Bellingegni A.

2.1.2 Firmware

Con il termine "firmware" si intende un software memorizzato nella memoria non volatile di un dispositivo embedded (i.e. microcontrollore) con il compito far assumere allo stesso specifici comportamenti, dal calcolo alla comunicazione con le periferiche.

Nel microcontrollore utilizzato per la scheda di controllo della protesi è stato installato un firmware che gli permette di gestire l'elettronica con un sistema a loop a seguito di segnali EMG campionati dai sensori.

Per stilare un firmware è necessario un ambiente di sviluppo (IDE, Integrated Development Environment), che per quello che riguarda i PIC è solitamente l'MPLAB prodotto anch'esso dalla Microchip, in quanto è il maggiormente diffuso sul mercato e inoltre quello che offre le migliori prestazioni. Accanto all'IDE vi è la necessità di un compilatore che rappresenta il linguaggio di programmazione che si decide di utilizzare per scrivere il firmware.

In fase di creazione del primo firmware dell'unità di controllo in esame si era adottato l'IDE MPLAB 8 associato al compilatore C18, ma come primo obiettivo di questo elaborato si è deciso di passare alla nuova versione di MPLAB, denominata MPLAB X, e al nuovo compilatore XC 8. Tutto questo perché l'IDE precedente prevede il forte limite di poter essere utilizzato solo sulla piattaforma di Microsoft Windows XP o precedenti, mentre l'X è supportato sia dai nuovi sistemi Microsoft che da quelli Linux e Macintosh. Inoltre, il nuovo IDE prevede sessioni di debugging multiple e simultanee con la possibilità di avere una interfaccia grafica unica per i tool di Microchip e di terze parti. Per quanto riguarda il compilatore, invece, la scelta è ricaduta sul nuovo prodotto dalla stessa Microchip XC 8, in quanto il compilatore C 18 non viene supportato dal nuovo ambiente di sviluppo. XC 8, così come C 18, offre un numero molto elevato di librerie tra le quali vi sono quelle per la conversione analogica digitale dei segnali, per l'USART, per la creazione dei segnali PWM, per i timer e tantissime altre.

I motivi che hanno spinto l'impiego di un linguaggio di programmazione C sono da ricercare nel suo ampio utilizzo in programmazione e nella sua semplicità di lettura. A ciò va aggiunto anche il fatto che utilizzando un linguaggio di questo tipo si sono potute sfruttare le librerie implementate precedentemente da INAIL, permettendo di creare un firmware adattabile anche a future versioni dell'unità di controllo.

A fronte del cambio di IDE e di compilatore è nata la necessità di cambiare anche il programmatore che ha il compito di caricare sul microcontrollore il codice in linguaggio macchina tradotto dal compilatore. Fino ad ora si era utilizzato il programmatore ICD2 prodotto dalla Microchip, ma non essendo più riconosciuto dal nuovo IDE si è deciso di sostituirlo. Dopo un'attenta analisi dei vari programmatori in commercio si è scelto di utilizzare l'ICD3 (Figura 25). Esso, a fronte di una spesa piuttosto contenuta, offre migliori performance rispetto al precedente ed ai competitor.

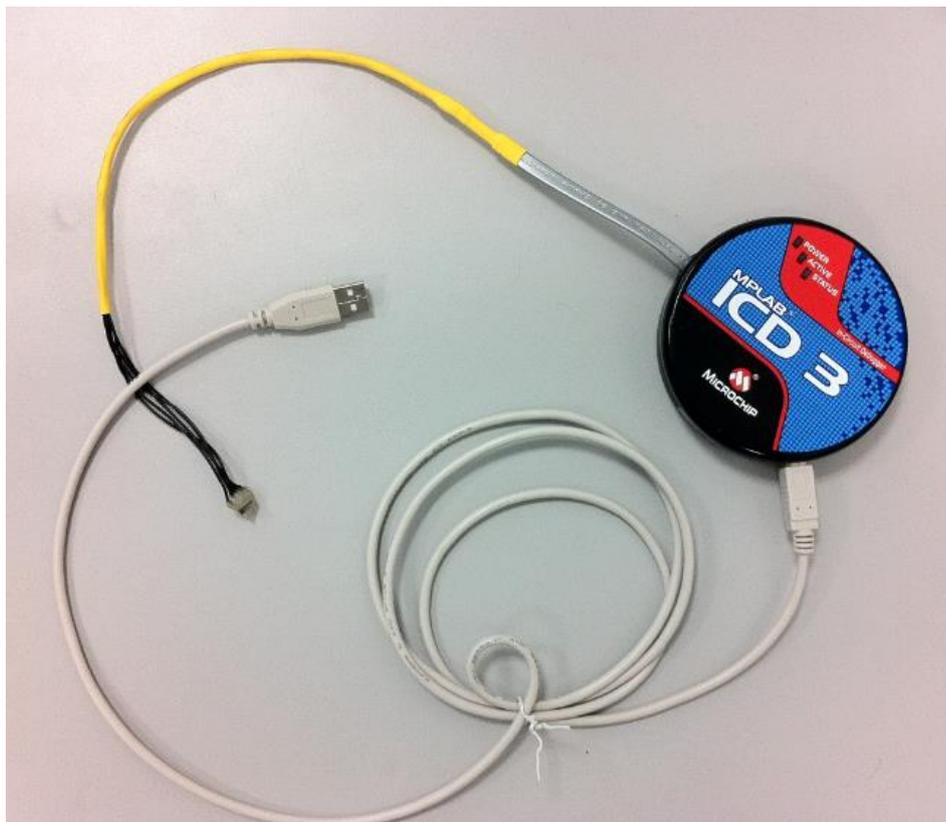


Figura 25: Programmatore ICD3 della Microchip

2.1.2.1 Funzioni del Firmware

I compiti che il firmware deve essere in grado di svolgere per garantire un corretto funzionamento della protesi mioelettrica sono:

- ⇒ Acquisizione del segnale EMG attraverso il campionamento dei sensori EMG
- ⇒ Selezione del giunto attivo (tra mano, polso e gomito)
- ⇒ Movimentazione del giunto attivo con implementazione del comando per il servofreno laddove il giunto attivo sia il gomito
- ⇒ Generazione di segnali EMG condizionati per il controllo della mano
- ⇒ Monitoraggio dello stato di utilizzo della protesi
- ⇒ Creazione di un protocollo di comunicazione seriale
- ⇒ Feedback all'utente
- ⇒ Implementazioni di funzioni di protezione e di utilità
- ⇒ Attivazione della modalità di Sleep utile per la riduzione dei consumi

La maggior parte di queste funzioni erano già state implementate in precedenza e già utilizzate in molti tipi di protesi mioelettriche. Di seguito verranno descritti nella maniera più dettagliata le funzionalità sopra elencate senza riportare, però, il codice a causa del segreto di azienda.

2.1.2.1.1 Selezione del giunto attivo

In una protesi mioelettrica di arto superiore si deve essere in grado di poter comandare l'attivazione di un numero di motori che può variare da uno a tre. In teoria per avere un controllo diretto su ogni giunto sarebbe necessario assegnare ad ogni movimento la contrazione di un singolo fascio muscolare. Ad esempio, nella casistica degli amputati transmerali, ciò comporterebbe la necessità di individuare ben sei muscoli con segnali indipendenti e di sufficiente entità, eventualità di fatto mai riscontrabile. Una possibile tecnica per ovviare a questa problematica è la strategia di selezione ciclica dei giunti da movimentare. Questo sistema prevede l'utilizzo di solamente due fasci muscolari antagonisti indipendenti, che, attraverso diverse strategie, permettono il controllo di tutti e tre i possibili giunti presenti nella protesi. In *Figura 26* viene riportato il funzionamento ciclico che si è utilizzato.

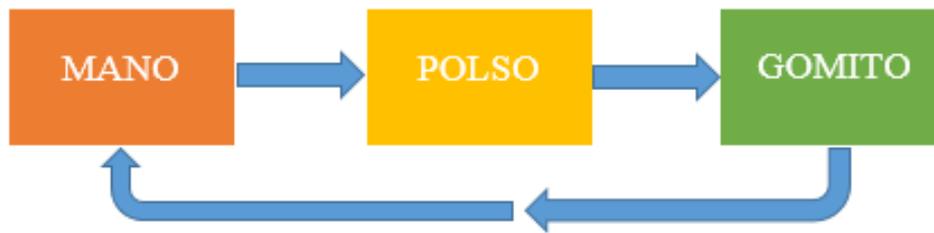


Figura 26: Schema a blocchi del funzionamento della selezione ciclica

Rimanendo nella casistica degli amputati transomerale, si vuole ricordare che i movimenti che la protesi mioelettrica deve essere in grado di svolgere sono l'apertura/chiusura della mano, la prono/supinazione del polso e la flessione/estensione del gomito. Ognuno di questi movimenti viene attuato da uno specifico motore, che riceve i segnali di attivazione dai drivers, che a loro volta vengono comandati dal microcontrollore, direttamente o per suo tramite. Nel microcontrollore viene stabilita, inoltre, la strategia di selezione e di attivazione dei motori. All'interno del firmware dell'unità di controllo Sinapsi MyBrain3J sono presenti quattro differenti modalità di selezione dei giunti, due a selezione ciclica, una basata su combinazione dei segnali EMG e una modalità che permette il comando da computer (usata per diagnostica). Per decidere quale strategia utilizzare si analizzano diversi fattori quali il livello di amputazione del paziente, lo stato di efficienza dei suoi muscoli e la sua capacità di coordinazione. Una volta stabilita la modalità di attivazione del giunto viene impostato in EEPROM un riferimento parametrico, che fissa e consente di richiamare la funzione di attivazione programmata per lo specifico paziente. Di seguito verranno riportate le varie strategie, con il proprio riferimento numerico, che sono state implementate nell'unità di controllo.

a. Modalità 0: Cocontrazione

Questa modalità prevede che la selezione del giunto attivo avvenga con la combinazione dei due segnali di comando del motore. La simultanea contrazione dei due muscoli di comando permette il passaggio al giunto successivo. Bisogna prestare attenzione, però, sia alla soglia di attivazione dei motori che al tempo di cocontrazione, in maniera da non incorrere in commutazioni dovute a movimenti involontari. I vantaggi di questa strategia sono da ricercare nella necessità di avere solamente due muscoli in idonea condizione per il comando della protesi. Questi devono avere un buon tono muscolare e il paziente deve possedere una buona coordinazione in modo

da evitare, o comunque diminuire, la probabilità che la protesi percepisca un comando diverso da quello che il paziente intende attuare.

b. Modalità 1: Selezione con 3 elettrodo o Switch

Con questa modalità il passaggio da un giunto all'altro viene attuato con l'introduzione di un terzo sensore che ha solo questo compito. L'attivazione di questo sensore, per un certo intervallo di tempo predefinito, porta all'arresto dei motori e alla disabilitazione del comando della protesi da parte del paziente. La protesi rimane disabilitata fino a quando il segnale mioelettrico proveniente dall'elettrodo di Switch non riceve più il segnale. In questo modo si azzerano i rischi di movimenti involontari della protesi causati da una scarsa coordinazione muscolare del soggetto.

A differenza della modalità di cocontrazione si ha una maggiore facilità di selezione del giunto, in quanto il paziente deve solamente contrarre un unico muscolo; ciò rende più stabile e intenso il segnale di cambio permettendo una più sicura selezione del giunto attivo. A sfavore di questa strategia vi è però la necessità di individuare tre muscoli in idonee condizioni, fatto piuttosto raro.

Con le stesse modalità sopra indicate il ruolo del terzo sensore viene spesso sostituito da un semplice microswitch posto sull'esterno della protesi e che comanda la selezione ciclica mediante successive sue pressioni, effettuabili dal paziente attraverso appositi cavi di trazione.

c. Modalità 2: Doppio comando

Il principio di funzionamento alla base di questa strategia prevede di assegnare particolari combinazioni dei segnali EMG, provenienti dai quattro elettrodi di comando, a specifiche azioni dei motori. I quattro elettrodi presenti sono distribuiti in maniera che uno comandi l'attuazione della mano in chiusura e del polso in pronazione, uno della mano in apertura e del polso in supinazione e due direttamente quello del gomito in flessione-estensione; essi permettono il movimento del giunto selezionato tenendo conto del muscolo contratto, della derivata del segnale EMG e della sua intensità di contrazione. I punti a sfavore di questa modalità sono la necessità di avere un maggior numero di muscoli indipendenti con un'elevata coordinazione del paziente e, inoltre, vi è la necessità da parte del soggetto di sottoporsi a lunghi periodi di addestramento.

d. Modalità 3: Comando da USART

Questa non è una vera e propria modalità di selezione del giunto da parte del paziente. Essa permette di comandare la protesi attraverso il PC con l'utilizzo di un emulazione a terminale. Implementata per scopi diagnostici, questa modalità, oltre a permettere la selezione diretta del giunto, permette anche la sua mobilitazione rendendola utile anche per la revisione e la presentazione della protesi. In *Tabella 2* sono riportati i comandi a PC.

TASTO	FUNZIONE
0	Arresto motori
1	Apertura della mano
2	Chiusura della mano
3	Pronazione del polso
4	Supinazione del polso
5	Flessione del gomito
6	Estensione del gomito

Tabella 2: Comandi tastiera in modalità comando da USART

2.1.2.1.2 Metodi di movimentazione del giunto attivo

I possibili metodi di attuazione del giunto attivo dell'unità di controllo sono tre, ognuno dei quali può essere selezionato impostando il valore di una specifica locazione della EEPROM; grazie a questo metodo il microcontrollore all'avvio è in grado di recuperare il tipo di segnale inviare al driver in base all'impostazione specificata per il paziente.

❖ *Controllo di velocità proporzionale*

Il firmware in esame prevede l'attivazione dei motori della protesi attraverso un'alimentazione in tensione che sia proporzionale all'entità del segnale elettromiografico campionato dai sensori. Con il microcontrollore è possibile settare le caratteristiche dei segnali di attivazione dei driver, di tipo Pulse Width Modulation (PWM) Ciò permette, agendo sul parametro di duty cycle, legato in maniera lineare al segnale EMG, di comandare i drivers che a loro volta attueranno la modulazione di tensione ai motori. Il legame tra la velocità dei motori e il segnale EMG permette al

paziente, tramite adeguata contrazione muscolare, di produrre movimenti più o meno dolci a seconda delle sue necessità.

Esempio lampante di un vantaggio di questa modalità di attuazione è la presa di un oggetto: con questa strategia si evita che, a causa di una contrazione involontaria, si possano generare segnali che potrebbero portare, ad esempio, alla perdita della presa o alla rottura di un oggetto afferrato. Un ulteriore vantaggio di questa modalità risiede nel miglioramento della vita del paziente; basti pensare che con questa strategia è possibile produrre una stretta di mano molto vicino alla normale fisiologia. È necessario ricordare che con questa modalità è indispensabile un addestramento e un continuo allenamento del paziente, in maniera tale che lo stesso possa acquisire una buona dimestichezza con il controllo.

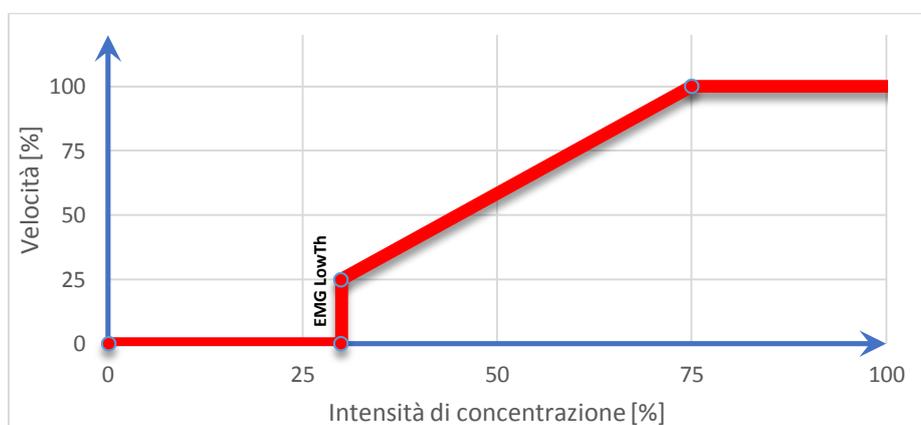


Figura 27: Grafico della velocità percentuale in funzione dell'intensità di concentrazione percentuale del controllo a singola velocità

Si riporta ora in figura seguente il concetto alla base del controllo proporzionale.

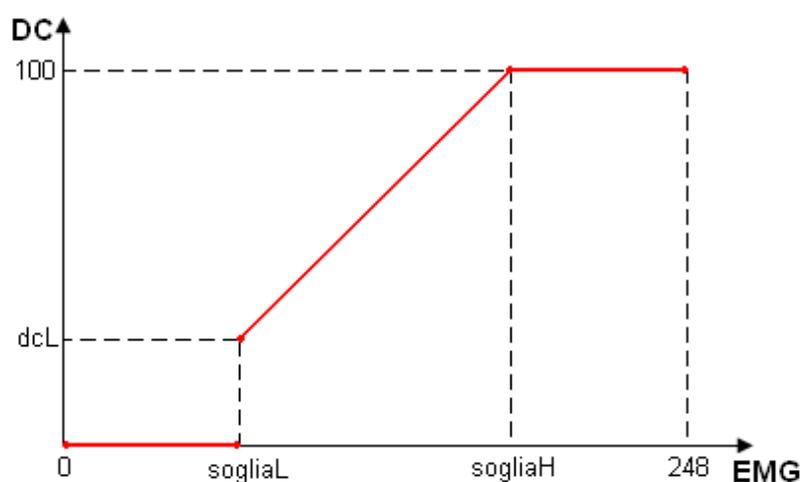


Figura 28: Grafico in cui di mostra la relazione tra segnale EMG e PWM in uscita dal microcontrollore

Come si può notare dal grafico, in presenza di una stimolazione sotto la soglia inferiore si avrà un duty cycle pari a 0 (motore fermo), mentre per una stimolazione superiore alla soglia minima, a partire da un valore di duty cycle minimo impostabile da EEPROM si arriverà ad valore di duty cycle massimo, anch'esso impostabile, in corrispondenza di una soglia massima. Per quello che riguarda l'intervallo compreso tra sogliaL e sogliaH viene ricavato il DC attraverso la seguente formula:

$$DC = \frac{100 - dcL}{sogliaH - sogliaL} \cdot (EMG - sogliaL) + dcL$$

❖ **Controllo a singola velocità**

Il controllo a singola velocità prevede che, ad un segnale EMG al di sopra una soglia prestabilita corrisponda l'attuazione del motore, e quindi del giunto, a velocità costante in una specifica direzione stabilita.

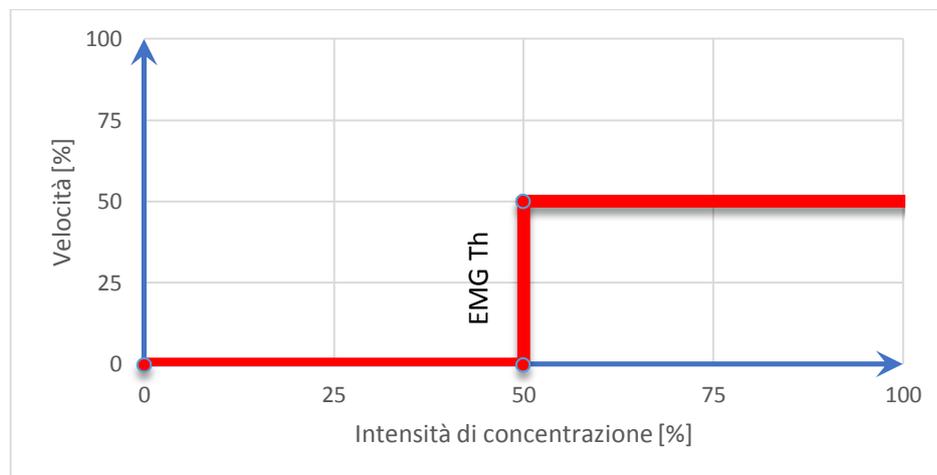


Figura 29: Grafico della velocità percentuale in funzione dell'intensità di concentrazione percentuale del controllo a singola velocità

La scelta di utilizzo di questa strategia è dovuta al fatto che sono necessari un basso numero di parametri per essere attuata e ciò la rende utilizzabile per la stragrande maggioranza dei pazienti. Il suo limite risiede, invece, nell'impossibilità di regolare la velocità dei giunti in tempo reale, portando degli svantaggi in particolare nella presa di precisione degli. Il valore di soglia viene deciso in presenza del paziente a seconda delle sue possibilità di controllo muscolare e delle sue preferenze.

❖ **Controllo a doppia velocità**

Questa rappresenta l'evoluzione del controllo a singola velocità e permette di muovere il giunto selezionato con due diverse velocità. Per fare ciò è necessario avere due soglie di contrazione muscolare, che devono essere memorizzate in allocazioni specifiche della EEPROM. Al superamento della prima soglia, il giunto si muoverà a bassa velocità mentre al superamento della seconda soglia si avrà un movimento più veloce. I miglioramenti associati all'utilizzo di questo controllo sono evidenti nella praticità d'uso della protesi, ma sono ancora presenti i problemi di "gradualità" comuni alla strategia a singola velocità.

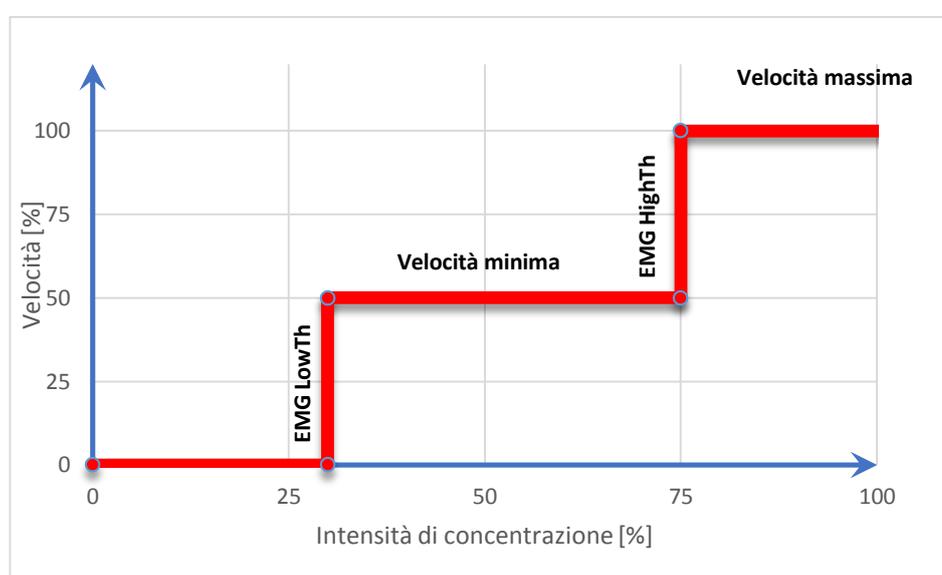


Figura 30: Grafico della velocità percentuale in funzione dell'intensità di concentrazione percentuale del controllo a doppia velocità

2.1.2.1.3 Segnali EMG condizionati per la mano

Il condizionamento dei segnali EMG è indispensabile per generare il movimento della mano; essa, a differenza del polso e del gomito, non necessita di un driver di potenza in quanto solitamente al suo interno è presente una specifica unità di controllo. Oltre a selezionare il giunto attivo e la modalità di attuazione, sarà quindi compito della scheda "Sinapsi MyBrain3J" quello di amplificare e modificare i segnali EMG, che saranno inviati all'elettronica integrata della mano.

La possibilità di generare segnali di questo tipo permette una loro caratterizzazione in base alle necessità del paziente.

2.1.2.1.4 Innalzamento della soglia di attivazione della protesi

Tra le peculiarità dell'unità di controllo "Sinapsi MyBrain3J" si trova la possibilità di aumentare di un determinato valore predefinito le soglie dei segnali EMG; questa funzione non si trova in nessun altro dispositivo attualmente sul mercato ed ha lo scopo di rendere più difficoltoso l'azionamento della protesi laddove ciò sia ricercato.

Come è possibile vedere nello schematico elettrico del core, esiste un connettore, chiamato DELTATH, sul quale è possibile collegare un pulsante. Se viene attivata questa funzionalità, tramite pressione del pulsante, si avrà una variazione delle soglie di attivazione di un determinato un valore, memorizzato in EEPROM, e successivamente richiamato nella funzione. Tutto ciò permette un aumento dell'intensità di contrazione necessaria per la selezione del giunto e per la strategia di attuazione. L'aumento della soglia di attivazione permette di diminuire i rischi associati a contrazioni involontarie durante attività che richiedono un livello maggiore di sicurezza per il paziente. Tramite un ulteriore pressione del pulsante vi è poi il ritorno alla modalità di controllo normale.

Esempio calzante di utilità di questa funzione è la guida di un'autovettura. Infatti, se la modalità delta è attiva, durante la fase di guida si avrà un presa più salda e un minor rischio di movimenti involontari della protesi. Allo stesso modo, in caso di incidente, è comunque possibile aprire la mano permettendo la fuori uscita dal veicolo.

2.1.2.1.5 Funzioni per la protezione e l'utilità della protesi

Queste funzioni non sono direttamente accessibili dal paziente, in quanto svolgono compiti atti al mantenimento della sicurezza e della gestione interna della protesi. In quest'ottica si è cercato di trovare un compromesso tra l'efficacia di queste funzioni e la libertà lasciata al paziente, in maniera tale che i controlli interni possano garantire un'elevata affidabilità senza però limitare le possibilità di funzionamento della protesi.

- ***Controllo di sovraccarico di corrente***

Questa funzione permette di monitorare ed eventualmente agire a seguito di un sovraccarico di corrente negli stadi di potenza dell'elettronica di controllo. Infatti, la presenza di una corrente al di sopra di specifiche soglie viene individuata dal microcontrollore, il quale ha la possibilità di disattivare il motore impedendone il controllo al paziente fino al rilassamento del muscolo attuatore. È indispensabile che

il processo di rilevamento attenda un certo intervallo di tempo in quanto ogni attivazione del motore comporta picchi di corrente dovuti allo spunto.

○ ***Controllo del raggiungimento di fine-corsa per il giunto di gomito***

A differenza di mano e polso, il gomito presenta delle limitazioni meccaniche di movimento che, se oltrepassate, potrebbero portare a danni al giunto. Per fare in modo che il paziente non superi queste limitazioni è stata ideata una funzione che rivela l'attivazione dei fine-corsa elettronici. Grazie a questa, quando viene attivato uno dei due fine corsa, avviene l'arresto del motore del gomito e l'innesto freno. Nel caso di raggiungimento del FC di estensione viene inoltre disimpegnata l'articolazione dal movente permettendo il libero movimento oscillatorio all'avambraccio. In questo modo si permette al paziente di avere un movimento a pendolo del gomito durante il cammino, rendendo l'andatura del paziente più naturale e riducendo gli stress meccanici sull'invasatura e quindi sul moncone del paziente.

Per quello che riguarda il gomito SELEX, i fine corsa utilizzati sono due sensori ad effetto Hall. I segnali d'uscita risultano normalmente a massa fino a quando il giunto arriva ad uno dei fine corsa; in questa condizione il sensore si attiva producendo un segnale con livello logico alto.

○ ***Modalità di AutoTest***

Questa modalità ha lo scopo di testare la protesi a seguito di una sostituzione di una delle sue parti o di svolgere delle prove sulla resistenza a stress dei suoi componenti. Durante l'attivazione della suddetta modalità la protesi compie per un certo numero di cicli di una determinata sequenza dei giunti. Rimangono comunque attivi i controlli sui sovraccarichi di corrente che permettono al microprocessore di intervenire in caso di problematiche sulla protesi.

○ ***Selezione del giunto di default***

Durante la pratica clinica di addestramento all'uso della protesi in modalità ciclica, si è riscontrato come dopo un certo intervallo temporale, stimato sui 5-10 minuti, i pazienti non ricordassero immediatamente quale fosse l'ultimo giunto selezionato. Ciò costringeva il soggetto ad una attivazione della protesi in modo tale da scoprire quale motore fosse il giunto selezionato. Questa pratica è particolarmente rischiosa nel caso

in cui il giunto selezionato fosse la mano e si stesse stringendo un oggetto che, così facendo, potrebbe essere rilasciato.

Per non correre questo rischio si è pensato di introdurre una funzione di timer che superato un certo intervallo di tempo riporta il giunto selezionato sempre ad uno di default. In questa maniera il soggetto che non invia comandi alla protesi per un certo tempo, sa quale giunto è attivo eliminando questo problema. La selezione del giunto di default viene decisa dal paziente stesso durante le fasi di addestramento.

- ***Controllo dello stato di utilizzo della protesi***

In questa funzione vengono contati separatamente il numero di attivazioni dei vari giunti. Questi valori vengono salvati in celle EEPROM per poi essere recuperati con il software di programmazione/monitoraggio.

- ***Feedback all'utente***

Appartenenti alla parte di elettronica ausiliaria, il buzzer e il diodo LED vengono utilizzati per rendere più facile l'uso e la programmazione della protesi mioelettrica. L'attivazione di questi due "accessori" viene comandata dal firmware ed è possibile disattivarli senza intaccare il corretto utilizzo della protesi, tramite la variazione di un determinato parametro salvato in EEPROM.

La funzione del LED è quella di permettere la conoscenza dello stato della connessione wireless. La luce lampeggiante sta ad indicare che l'unità di controllo si trova ricerca di una connessione. L'avvenuta connessione viene annunciata tramite buzzer e accensione continua del LED.

I compiti del buzzer, oltre a quello appena citato, sono quelli di informare l'avvenuto cambio di giunto selezionato e di informare sulle avarie del sistema.

2.1.2.1.6 Protocollo UART

Come si è detto durante questo capitolo tutti i parametri che permettono di configurare la protesi sono contenuti all'interno della memoria statica EEPROM. Il contenuto di questa memoria, oltre ad essere facilmente accessibile, è modificabile attraverso un protocollo di alto livello. Esso comunica con gli stati inferiori attraverso comunicazione seriale asincrona. Quest'ultima viene fornita dalla periferica UART, acronimo di Universal Asynchronous Receiver/Trasmitter. I compiti che questa periferica deve svolgere sono la

serializzazione dei dati in trasmissione, la deserializzazione dei dati in ricezione, la temporizzazione e l’inserimento/eliminazione dei vari bit di avvio, di stop e di parità.

L’UART ha la forma di un segnale alto/basso e lavora con livelli TTL in un range compreso tra 0 e 5 V. In questo tipo di comunicazione il dispositivo trasmittente e quello ricevente si sincronizzano tramite l’utilizzo degli stessi dati. La struttura di questo protocollo prevede una comunicazione basata su un bit per lo start, otto per la comunicazione dati, uno per il controllo di errori e uno o due per lo stop.

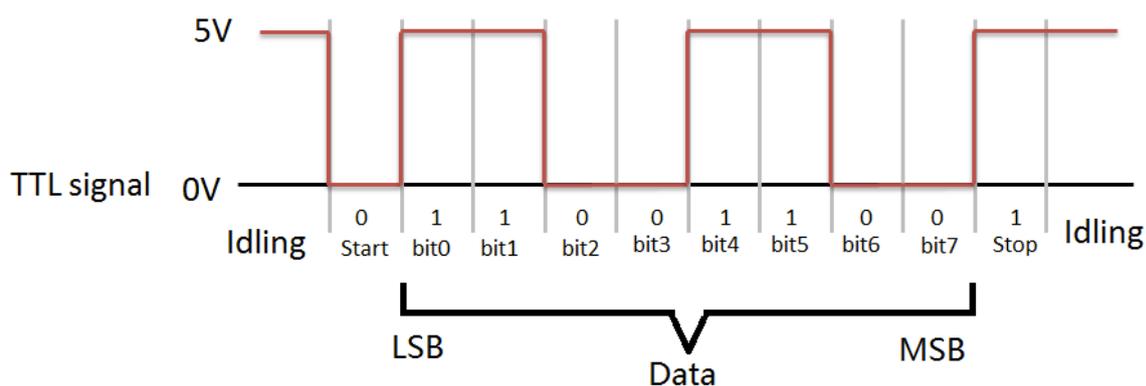


Figura 31: Esempio di segnale di comunicazione seriale asincrona e protocollo UART

Per quello che riguarda “Sinapsi MyBrain3J” si è utilizza un baud rate di 19200 bit/s senza controllo di flusso, con un bit di stop. Ricordando che il pacchetto standard di un protocollo ad alto livello è costituito da 11 byte, si può determinare, nel modo seguente, il tempo necessario per inviare i caratteri:

$$T_{seriale} = \frac{n^{\circ} \text{ caratteri} \cdot 10 \left(\frac{\text{bit}}{\text{carattere}} \right)}{\text{baud rate} \left(\frac{\text{bit}}{\text{s}} \right)} = \frac{11 \cdot 10 \text{ (bit)}}{19200 \left(\frac{\text{bit}}{\text{s}} \right)} = 5.8 \text{ ms}$$

Settando in questo modo il protocollo di comunicazione ed utilizzando un modulo bluetooth con interfaccia UART, gli operatori potranno comunicare programmare i parametri della protesi e monitorarne il funzionamento senza la necessità di smontarla.

Il protocollo di comunicazione permette, inoltre, di inviare in real-time i principali parametri di stato attraverso porta seriale, favorendo il controllo sul corretto stato di funzionamento della protesi.

2.1.2.1.7 Servofreno (Selex)

Una delle problematiche dell'articolazione di gomito artificiale è la garanzia di non reversibilità. Per ovviare a questa l'azienda "Selex Es" ha deciso di utilizzare un attuatore lineare a solenoide, comandato in corrente continua, che svolge un'azione di push-pull sulla puleggia.

A differenza di altre articolazioni artificiali ideate e costruite al "Centro Protesi" (EMEI 3.0), il gomito Selex prevede, quindi, un freno attivo che contrasta la reversibilità dall'articolazione e ne impedisce la discesa passiva quando flessò. Per ulteriori informazioni sulle caratteristiche elettromeccaniche di questo freno si rimanda al datasheet riportato in Appendice A.



Figura 32: Freno Selex

Per avere un corretto funzionamento del gomito Selex è necessario che il freno si disimpegni in corrispondenza del comando di attivazione del motore del gomito e si innesti al comando di stop.

Inizialmente si pensava di comandare l'attivazione del freno attraverso un segnale di potenza comandato dal microcontrollore; durante la fase di test ci si è accorti che un segnale di questo tipo portava ad una continua ed indesiderata attivazione e disattivazione del servofreno, non garantendo l'irreversibilità del giunto gomito.

Per cui si è pensato di andare a modificare l'uscita del microcontrollore responsabile del comando del freno, settandola con un segnale di tipo alto-basso. In questo modo in presenza di un uscita alta si disattiva il freno, mentre in corrispondenza di un segnale basso si attiva. In questo modo si è riusciti ad eliminare il problema garantendo il corretto funzionamento del dispositivo frenante e l'irreversibilità del giunto.

In *Figura 33* si è rappresentato il diagramma di flusso che spiega il funzionamento dell'attuazione del servofreno.

2.1.2.1.8 Modalità a basso consumo

Le protesi mioelettriche vengono solitamente alimentate con batterie al litio con tensione nominale di 7.5 V (2 celle in serie) e la durata di vita di questi alimentatori rappresenta uno dei limiti della tecnologia. Uno degli obiettivi della ricerca è quello di determinare nuovi metodi che garantiscano un allungamento della vita della batteria, in quanto i consumi di una protesi attiva sono sufficientemente elevati da poter consumare in tempi brevi alimentatori di questo tipo.

Proprio per questo motivo all'interno del firmware di "Sinapsi MyBrain3J" è stata implementata una particolare funzione che permette di mandare il microcontrollore, dopo un determinato intervallo di tempo, in una modalità di riposo abbassando di molto i consumi. Allo stesso tempo durante questa fase il microcontrollore deve essere in grado di continuare a campionare i segnali EMG provenienti dagli elettrodi e di attivarsi in caso di stimolazione sopra la soglia.

Quando non arrivano comandi di movimentazione o attivazione del bluetooth l'unità di controllo programmata con il firmware senza questa funzione consuma intorno ai 6,53 mA, mentre grazie all'introduzione della modalità Sleep si può arrivare a un consumo di solo poco più di 2 mA.

Si è pensato successivamente ad una evoluzione di questa funzione che permettesse al microcontrollore di entrare in questa modalità ogni qualvolta non riceva un segnale EMG sopra soglia o che il BT non sia attivo. La funzione consiste in un abbassamento della frequenza di oscillazione interna del processore ad una frequenza scelta sulla base del compromesso tra prontezza della protesi e consumi in modalità di Sleep. Questo compromesso si è trovato con una frequenza di campionamento di 1 MHz associato ad una risposta alla stimolazione di circa 40 ms, il che porta ad un consumo di 2.3 mA del PIC. Per la determinazione della risposta allo stimolo è stato utilizzato un oscilloscopio "TDS 3012B" della e*Scope. Esso dispone di due canali di acquisizione, uno dei quali è stato utilizzato per vedere il segnale EMG, mentre l'altro è stato utilizzato per campionare il PWM uscente dal microcontrollore. Questo studio è stato svolto su tutte le possibili frequenze di campionamento del PIC e tramite il confronto dei risultati si è scelta quella più appropriata.

In *Figura 33* viene riportato il diagramma di flusso del funzionamento della modalità di Sleep insieme a quella di attuazione del servofreno.

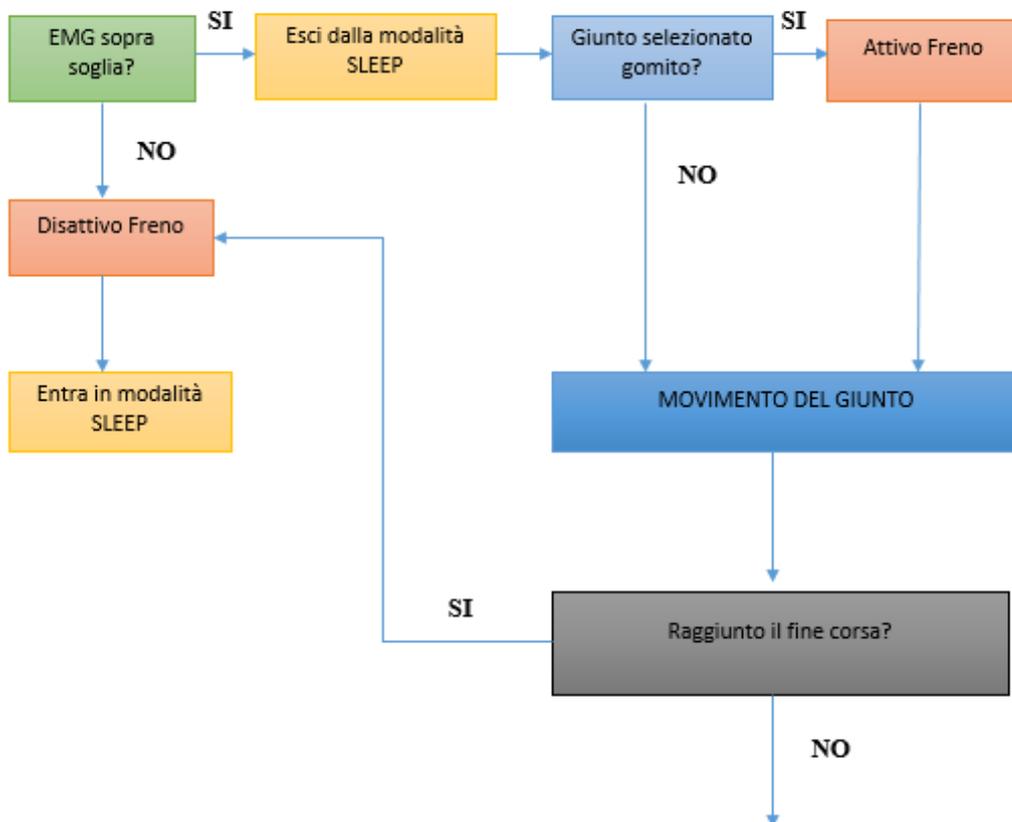


Figura 33: Diagramma di flusso per il funzionamento del servofreno e modalità SLEEP

2.1.2.2 Struttura del Firmware

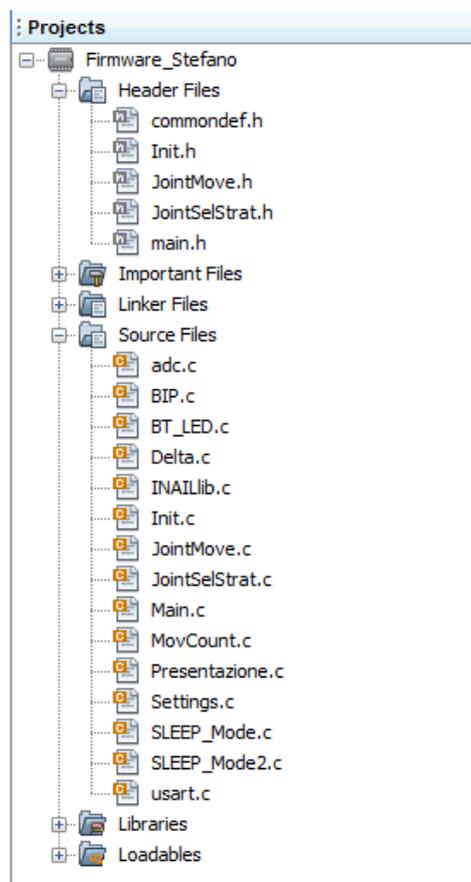


Figura 34: Project del firmware in MPLAB X

La struttura del firmware prevede un'organizzazione basata su più file per permettere una migliore lettura e comprensione del codice. In *Figura 34* viene riportato il projects di MPLAB X che contiene i file del firmware.

Come si può vedere le funzioni che il microcontrollore potrà svolgere sono contenute all'interno della cartella "Source Files", mentre all'interno della cartella "Header Files" sono contenuti dei prototipi delle funzioni descritte nel rispettivo file della cartella "Source Files".

Si analizzeranno ora le singole funzioni che compongono il firmware:

- *adc.c*: funzione che permette di effettuare la conversione analogica/digitale dei segnali provenienti dai sensori tra cui il segnale EMG, monitor di corrente e tensione della batteria.
- *Delta.c*: codice che implementa la funzione di aumento e abbassamento della soglia di attivazione previa pressione di un interruttore esterno.

- *INAILib.c*: il codice contenuto al suo interno consente la lettura/scrittura nella memoria statica, il reset della CPU e la generazione dei segnali di potenza PWM.
- *Init.c*: costituito anch'esso da più funzioni, il codice svolge i compiti di inizializzazione del microcontrollore, delle sue periferiche e di alcune variabili.
- *JointMove.c*: al suo interno sono contenute le varie modalità di controllo dei giunti
- *JointSelStrat.c*: contiene le possibili strategie di selezione del giunto attivo
- *Main.c*: rappresenta il cuore del firmware; al suo interno avviene l'inizializzazione dei vari parametri su EEPROM, l'inizializzazione delle variabili e lo sviluppo del ciclo a loop alla base del funzionamento del dispositivo.
- *MovCount.c*: conta e salva su specifiche allocazioni di memoria EEPROM i movimenti compiuti da tutti i giunti.
- *Presentazione.c*: funzione con utilità squisitamente espositiva che permette di muovere in successione tutti i giunti.
- *Setting.c*: svolge il compito di inizializzare le variabili ai rispettivi valori contenuti in EEPROM e contiene la funzione responsabile dell'attivazione della comunicazione via bluetooth.
- *SLEEP_Mode.c*: contiene il codice che permette di entrare in modalità di basso consumo di corrente dopo un certo intervallo di tempo.
- *SLEEP_Mode2.c*: contiene il codice che fa entrare l'unità di controllo in modalità sleep non appena non riceve più segnali EMG o non si attiva il bluetooth.
- *Usart.c*: al suo interno si trova il codice che permette di configurare e utilizzare l'UART del microcontrollore sia come trasmettitore che come ricevitore.

2.1.2.3 Principi di funzionamento del Firmware

Dopo aver descritto le attività del Firmware e le funzioni che lo compongono adesso descriveranno i principi generali del suo funzionamento. Per facilitare la comprensione del paragrafo si è deciso di utilizzare una trattazione basata sul diagramma di flusso così da non si infrangere i limiti di riservatezza imposti dal Centro Protesi.



Figura 35: Diagramma di flusso delle azioni a seguito dell'accensione del microcontrollore

In *Figura 35* viene riportato schematicamente ciò che avviene all'accensione del microcontrollore: il compito del firmware è quello di inizializzare le variabili utilizzate dalle funzioni che lo compongono. Successivamente si passa allo svolgimento di alcune routines di inizializzazione che prevedono una elevata serie di compiti da svolgere che vengono rappresentate in *Figura 36*.

Come si può vedere, come prima azione si ha il settaggio dei parametri e delle periferiche del PIC, mentre successivamente vengono selezionate le impostazioni di default utilizzate nel main loop e nelle funzioni dipendenti.

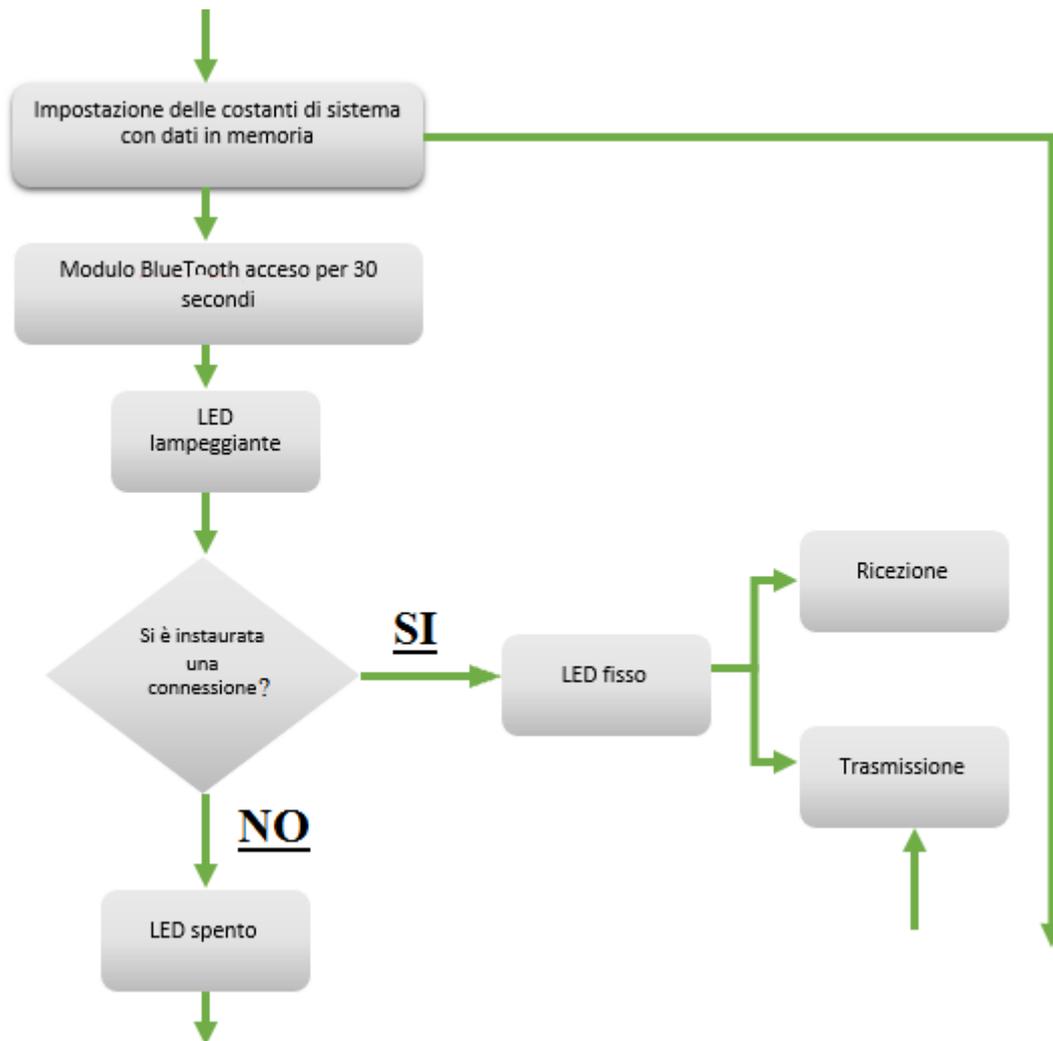


Figura 36: Diagramma di flusso delle routines di inizializzazione

Inizialmente vengono settati i parametri per il microcontrollore e le su periferiche oltre alle impostazioni di default, queste saranno poi utilizzate nel loop per la selezione del giunto attivo e strategie di controllo.

Conclusa la fase di impostazione delle variabili, si accende il modulo BT, che comunica con l'utente attraverso il lampeggiamento di un LED come indicato nel diagramma di flusso; il dispositivo di comunicazione resta attivo nel tentativo di determinare una connessione per un tempo impostato da specifiche. Finito questo intervallo di tempo se non viene trovata una connessione il LED si spegne così come il modulo BT, mentre se si instaura una connessione il BT rimane alimentato e il LED rimane acceso. Ciò permette all'unità di controllo sia di trasmettere informazioni che di ricevere comandi tramite uno specifico software su PC che consentirà al tecnico la programmazione dei parametri

dell'elettronica. Nel caso in cui non venga instaurata nessuna connessione viene tolta l'alimentazione al modulo BT ed il flusso di codice continua con il main loop.

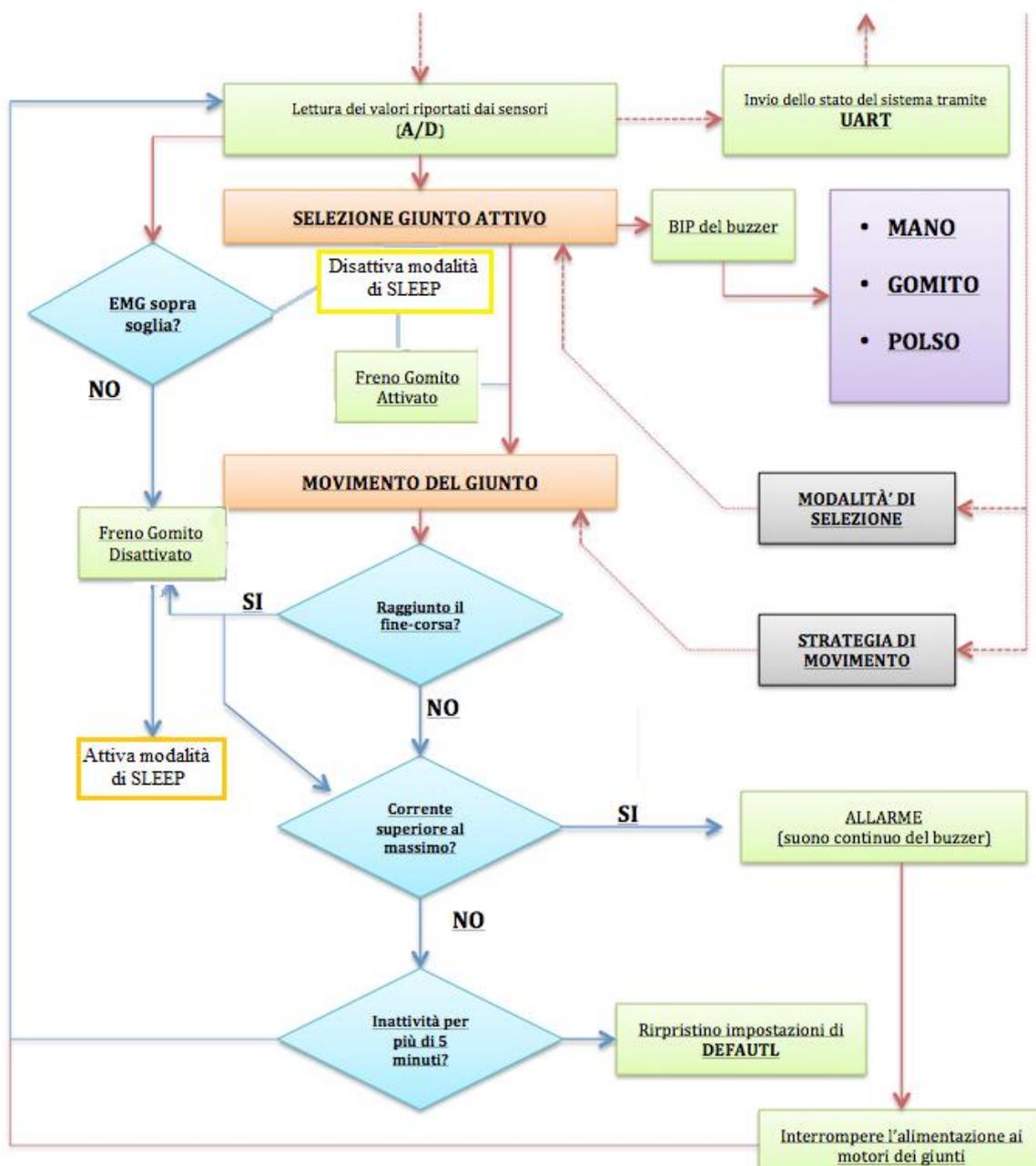


Figura 37: Diagramma di flusso del funzionamento del main loop

Il main loop è la parte centrale del firmware che ha il compito di eseguire, in un arco temporale di circa una decina di millisecondi, determinate istruzioni che permettono il controllo della protesi. In Figura 37 viene riportato il diagramma di flusso del funzionamento del main loop.

Per prima cosa il main legge i valori che arrivano dai sensori elettromiografici, che possono essere inviati alla UART, in presenza di una connessione bluetooth, rendendoli

visualizzabili da un software esterno. In mancanza di una connessione con l'esterno i segnali EMG vengono utilizzati per la selezione del giunto attivo attraverso la strategia selezionata nelle routines. Per rendere più facile l'utilizzo della protesi a pazienti poco esperti, il cambio di giunto attivo può essere segnalato tramite un BIP del buzzer. Allo stesso tempo, però, questa funzionalità può risultare fastidiosa su pazienti più esperti e andando ad agire sulle impostazioni del firmware è possibile disabilitarla.

Se il segnale EMG proveniente dai sensori è al di sotto della soglia salvata su memoria EEPROM, si controlla che il freno sia disattivato (se il giunto selezionato è il gomito) e si entra in modalità a basso consumo. In questo modo si garantisce la non reversibilità del giunto gomito, il bloccaggio dell'articolazione artificiale e, grazie alla modalità di SLEEP, un minor consumo di corrente da parte del microcontrollore. La presenza di un segnale EMG al di sopra della soglia provoca la fuoriuscita dalla modalità di SLEEP e, nel caso in cui si abbia come giunto selezionato il gomito, il disimpegno del freno.

A questo punto il main loop prevede una serie di verifiche sullo stato della protesi tra le quali controlli del raggiungimento dei fine corsa e sulla corrente. In particolare viene attuato un confronto sulla corrente che scorre nell'unità di controllo, la quale non deve essere superiore di un certo valore massimo perimpostato per un determinato intervallo di tempo (in questo modo non si considerano eventuali picchi dovuti allo spunto dei motori). La rivelazione di un'intensità di corrente troppo elevata provoca l'attivazione continua del buzzer, segnalando al paziente un eccessivo sforzo della protesi. Per ovviare a danni della componentistica elettrica e meccanica viene interrotta l'alimentazione ai motori, provocando il bloccaggio della protesi e permettendo al paziente di adottare le giuste contromisure per evitare il danneggiamento della protesi.

Una volta che il dispositivo entra in modalità di SLEEP il software inizia un conteggio che misura il tempo di inattività della protesi, se questo supera una soglia impostata il microcontrollore ritorna alle sue impostazioni di default.

2.2 Parte meccanica

2.2.1 Software CAD (CAD 3D Autodesk Inventor)

Sin dalla sua messa in commercio nel 1999 il software CAD 3D Inventor della Autodesk mette a disposizione dei tecnici strumenti professionali volti alla progettazione meccanica, alla documentazione e alla simulazione di prodotti tridimensionali. Esso è composto su più moduli di cui uno per la creazione delle parti, uno per l'assemblaggio di più parti (Assieme), e uno per la realizzazione di disegni tecnici costruttivi con viste e quote indispensabili per la produzione delle parti.

La necessità di utilizzo di questo software va ricercata nel fatto che dopo le analisi effettuate sul gomito Selex si erano riscontrati eccessivi consumi; per questo si è pensato di andare a sostituire il motore in dotazione con uno di taglia leggermente più piccola. Il cambio di dimensione di questo motore ha fatto nascere la necessità di progettare un nuovo frame di alloggiamento del motore e una nuova puleggia. In *Figura 38* è riportato il progetto su Inventor del frame del nuovo motore, le cui misure sono state prese, per quello che riguarda il cilindro, dal datasheet del nuovo motore Faulhaber 2232U006S (vedi Appendice), mentre per la sua parte sottostante si sono utilizzate le precedenti misure.

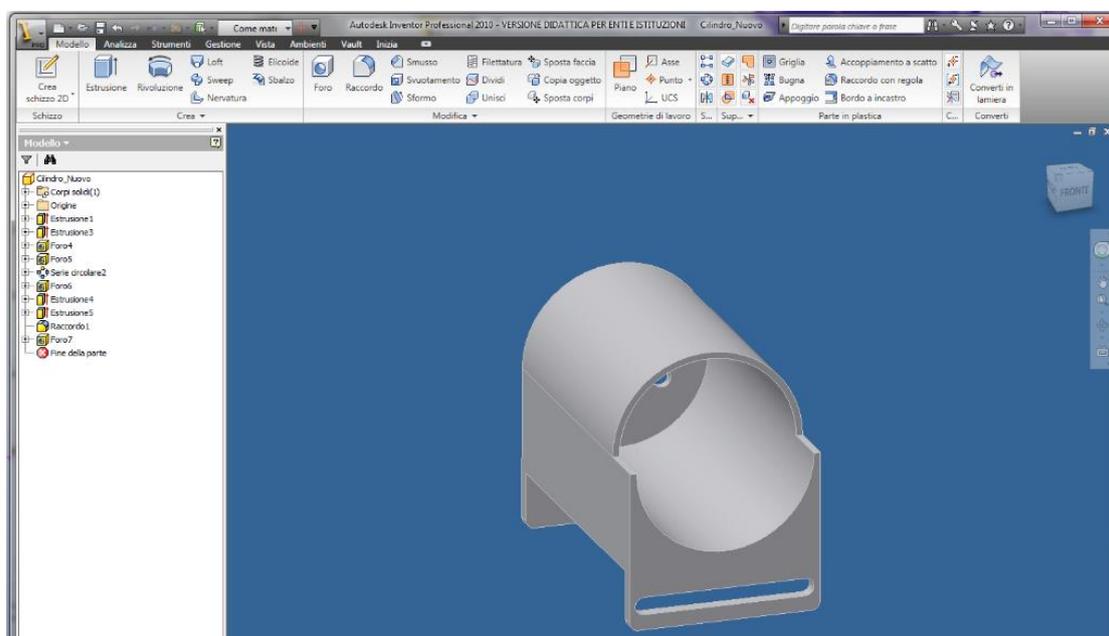


Figura 38: Interfaccia di Inventor per il frame del motore

In *Figura 39* viene riportata, invece, la puleggia per la quale non sono state effettuate modifiche sostanziali se non nel diametro del foro nel quale andrà ad inserirsi l'albero motore. Nella parte posteriore della puleggia è stato inserito uno spessore, visibile nella *Figura 41* in basso a destra, che permette di avere il corretto allineamento delle cinghie di trasmissione che dal motore vanno al riduttore.

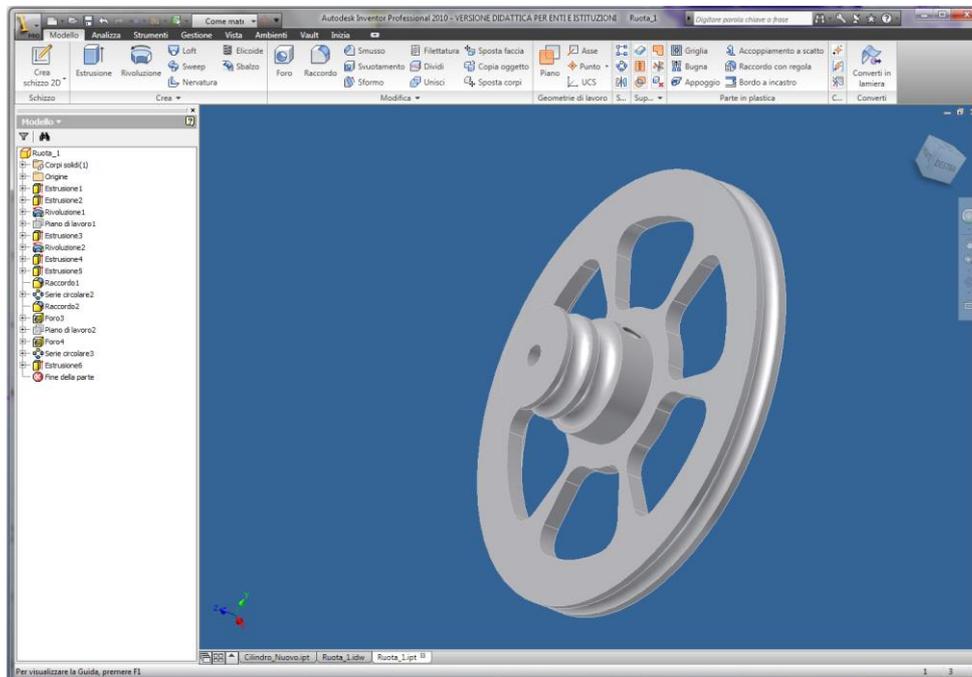


Figura 39: Interfaccia Inventor per la puleggia del motore

Come già detto in precedenza è possibile unire le varie parti di un progetto in uno specifico modulo e, dopo aver scaricato il disegno CAD del motore Faulhaber, formare il file di assieme del progetto (vedi *Figura 40*).

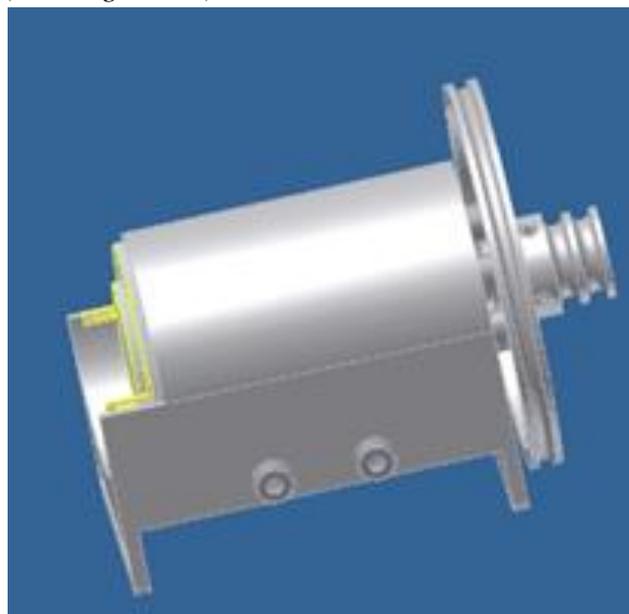


Figura 40: Interfaccia Inventor per l'assieme del progetto

Dopo aver stampato le messe in tavola, si sono mandati in produzione i pezzi che sono stati successivamente montati sul gomito Selex. In *Figura 41* sono riportati i due pezzi a produzione ultimata.



Figura 41: Frame e puleggia progettati a lavorazioni ultimate

2.2.2 Materiali e metodi per l’acquisizione dei dati elettrici

Per l’acquisizione dei dati sul comportamento elettrico della protesi Selex con il motore Faulhaber 2232U006S si sono utilizzati il software LabView e il sistema PAC della National Instruments-CompactRIO. Si darà ora una breve spiegazione del sistema PAC, dell’organizzazione dei Labview project e dei moduli utilizzati in questa prova. Per approfondimenti si rimanda alla tesi di laurea denominata “Progetto e sviluppo di un banco prova per articolazioni protesiche attive ad un grado di libertà basato su Programmable Automation Controller e Motion Capture” di Cavallari M.

2.2.2.1 Sistema di controllo acquisizione (NI-COMPACTRIO)

Il sistema CompactRIO appartiene alla famiglia dei PAC, acronimo di Programmable Automation Controller; esso è quindi un sistema embedded per il controllo, il monitoraggio e l'acquisizione dei dati in applicazioni che necessitano alta affidabilità e alte prestazioni. Il vantaggio di utilizzo di questo sistema PAC risiede nel suo sistema compatto e flessibile che permette la sua integrazione con hardware concorrendo alla realizzazione di sistemi personalizzati.

Il CompactRIO presenta una struttura standard basata su tre componenti quali un controller real-time, uno chassis con FPGA ed i moduli di I/O che possono essere connessi.

- **Controller:** in questa sperimentazione si è utilizzato il controller cRIO9024. Esso prevede un processore dual-core con sistema operativo real-time dedicato e due tipi di memoria, una di massa per il salvataggio dei dati e una, detta DRAM (Dynamic Random Access Memory), per eseguire le applicazioni in real-time. Tramite porta Ethernet via LAN e protocollo TCP/IP si ottiene la connessione con il PC.
- **Chassis:** il modello scelto per la prova è il cRIO-9116. Questo è un multi-slot nel quale vengono alloggiati tutti i necessari moduli di Input/Output e permette il loro collegamento al controller. All'interno di questo componente è presente il chip FPGA, che viene configurato a livello fisico con codice grafico sul modulo FPGA di LabView, evitando così la programmazione mediante linguaggio VHDL. L'FPGA garantisce una elevata velocità computazionale in quanto non necessita di un sistema operativo in più, essendo direttamente integrato nello chassis e quindi collegato ai moduli I/O, permette un controllo ed una sincronizzazione molto precise. Il passaggio di informazione avviene in maniera digitale, per cui ogni modulo I/O prevede al suo interno già una stadio di condizionamento del segnale e 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 a real-time che comunica con il PC tramite porta Ethernet.
- **Moduli I/O:** Questi dispositivi sono responsabili delle comunicazioni tra il sistema PAC e i vari attuatori e sensori esterni. I moduli di input svolgono il compito di sensing, mentre i moduli di output permettono l'attivazione degli attuatori. Entrambi questi

moduli possono essere analogici che digitali e sono strutturati in maniera tale da potere essere gestiti e gestire dall'hardware custom. All'interno dei moduli Input sono contenuti alcuni stadi di condizionamento del segnale e uno stadio di campionamento. Per questa prova sono stati utilizzati moduli analogici di input, l'NI9201 e l'NI9227, e due digitali, 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. Mentre quelli digitali sono stati utilizzati rispettivamente per la gestione dei fine corsa e per generare i segnali di controllo dei vari drivers presenti nel circuito.

2.2.2.2 LabView project

Il progetto LabView è stato strutturato in maniera tale che venga garantito il controllo della protesi in movimento e contemporaneamente vengano acquisiti i segnali in maniera corretta. In questa elaborato sono stati utilizzati due di VI: uno è FPGA Gomito Selex.vi e l'altro è il file PC-Host.vi.

Il VI FPGA Gomito Selex.vi ha come compiti di base la formazione di un segnale PWM, l'attivazione e la disattivazione del freno, la gestione della direzione del movimento, la gestione dei fine corsa e l'acquisizione dei dati dai moduli di input analogici. Questa funzione offre un'interfaccia PC molto intuitiva nella quale si possono settare i dati iniziali e dare il comando di avvio dell'acquisizione. Il VI in questione nasce per acquisire dati solamente su un movimento di base come, ad esempio, la singola flessione o la singola estensione.

Per avere, invece, una corretta campagna di acquisizione si utilizza il file PC-Host.vi che garantisce un corretto salvataggio dei dati letti attraverso buffer FIFO, la possibilità di comunicare con il software di stereofotogrammetria permettendo un'acquisizione di dati cinematici. Infine, anche questa funzione prevede un'interfaccia grafica divisa in due parti: in una vengono settati i dati iniziali e le direttive di salvataggio dei dati acquisiti, mentre nell'altra è possibile vedere lo stato di avanzamento del campionamento.

2.2.2.3 Elettronica associata

Per permettere 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.

La scheda elettronica è composta da connettori a vite, indispensabili per permettere il collegamento dei cavi, da un regolatore di tensione a 5V, da alcuni indicatori LED per permettere il feedback all'utilizzatore e dai driver di potenza responsabili dell'attuazione del motore del gomito e del freno.

La realizzazione della scheda è stata possibile grazie all'uso del pacchetto OrCAD v. 9.2, che, come già detto, permette la realizzazione di schede elettroniche, dagli schemi elettrici alla progettazione del PCB. La prototipazione e l'assemblaggio di tutti i componenti è avvenuta presso il laboratorio di elettronica del Centro Protesi.

L'alimentazione di questa scheda elettronica viene offerta dall'alimentatore stabilizzato da banco AIM-TTi EX354RT, con il quale si fornisce una tensione di 8V al driver del motore del gomito e una tensione a 12V per il motore del freno e i fine corsa.

2.2.3 Materiali e metodi per l'acquisizione dei dati meccanici

Per ottenere una corretta stima del rendimento del sistema di gomito protesico si è reso necessario acquisire alcuni dati cinematici quali l'angolo di flessione-estensione e la velocità angolare. Per l'acquisizione di queste informazioni si è utilizzato un sistema stereofotogrammetrico Vicon Bonita con cinque telecamere a infrarossi in combinazione con il software Vicon Nexus v. 1.7.2.

2.2.3.1 Software Vicon Nexus

Il software Vicon Nexus prevede un'interfaccia grafica di facile utilizzo che permette l'identificazione e lo studio del movimento dei marker in ambiente tridimensionale. All'apertura del software si incontrano tre pannelli verticali, quali il Resources Pane, View Pane e Tools Pane. Il primo pannello ha il compito di gestire e visualizzare le periferiche di sistema e permette l'identificazione del soggetto creato con i markers. Il View Pane consente il passaggio da una visualizzazione on-line ad una visualizzazione off-line. In quest'ultima modalità è possibile determinare i grafici sull'andamento dei markers ed ottenere la ricostruzione tridimensionale del movimento. Infine l'ultimo pannello permette la gestione del software sia per ciò che riguarda la calibrazione statica e dinamica che per l'acquisizione e il passaggio di dati al PC.

2.2.3.2 Telecamera ad infrarossi (Vicon Bonita)

Questo tipo di telecamere dalle dimensioni ridotte (122x80x79 mm), ma con elevata accuratezza di acquisizione, si sono dimostrate perfette per lo studio del movimento di un articolazione protesica sul banco di prova utilizzato.

La telecamera presenta attorno all'obiettivo una ghiera su cui alloggiato 68 LED ad emissione infrarossa, che permettono di irradiare efficientemente il target di studio. La luce emessa dai LED viene riflessa dai marker ed acquisita dalle telecamere come proiezioni degli stessi marker sul piano della telecamera. La frequenza di acquisizione è pari a 100 Hz. L'alimentazione delle cinque telecamere e il collegamento con il PC avviene, tramite uno switch PoE collegato alla porta Ethernet trasmettendo mediante protocollo TCP/IP.

In *Tabella 3* vengono riportate le proprietà di queste telecamere:

<i>Frequenza di campionamento massima</i>	240 Hz
<i>Tempo di otturazione</i>	0.5 ms
<i>Risoluzione</i>	0.3 megapixel (640x480)
<i>Tipo di uscita dalle telecamere</i>	Scala di grigi
<i>Interfaccia</i>	Gigabit Ethernet, connessione RJ
<i>Montatura</i>	2 z. treppiede standard ¼
<i>Sistemi di latenza</i>	2 ms
<i>Accuratezza</i>	1 mm
<i>Gamma operativa</i>	Fino a 12 m
<i>LED</i>	NIR 780 nm, 68 LEDs, luminosità regolabile
<i>Potenza</i>	15 W PoE conforme a IEEE 802.3af
<i>Dimensione</i>	122 x 80 x 79 mm (d x h x w)
<i>Specifiche delle lenti</i>	
<i>Lunghezza focale</i>	4-12 mm
<i>Iris range</i>	F/1.4-CLOSE
<i>Montatura</i>	Montatura std C
<i>Angolo di campo</i>	Ampio: 82.7° x 66.85°; Stretto: 32.7° x 24.81°
<i>Messa a fuoco</i>	0.3 m- inf

Tabella 3: Caratteristiche tecniche delle telecamere Vicon Bonita

2.2.3.3 Protocollo utilizzato

Per lo studio elettromeccanico della protesi di gomito Selex si è deciso di attuare una doppia campagna di acquisizione dei dati. Nella prima si è considerato solamente la presenza di mano e polso mioelettrici mentre nella seconda si è aggiunto un peso di 0.5 Kg, ipotizzando che si voglia sollevare una bottiglietta d'acqua da mezzo litro.

Essendo il gomito Selex un prototipo non è stato possibile montare un avambraccio protesico. Per la prova si è quindi deciso di applicare pesi così da raggiungere le coppie corrispondenti ai pesi trasportati precedentemente indicati.

Per quello che riguarda il motion capture si è deciso di applicare 3 marker principali che sono denominati Upper, Joint e Lower, più altri due ausiliari che sono stati inseriti per permettere al software l'acquisizione di un oggetto più stabile e la formazione di segmenti di omero e di avambraccio. Il marker Upper è stato posizionato in corrispondenza dell'omero, lungo la verticale del centro articolare, il marker Joint nel centro dell'articolazione di gomito mentre il terzo marker è stato disposto nella parte più distale della scocca.

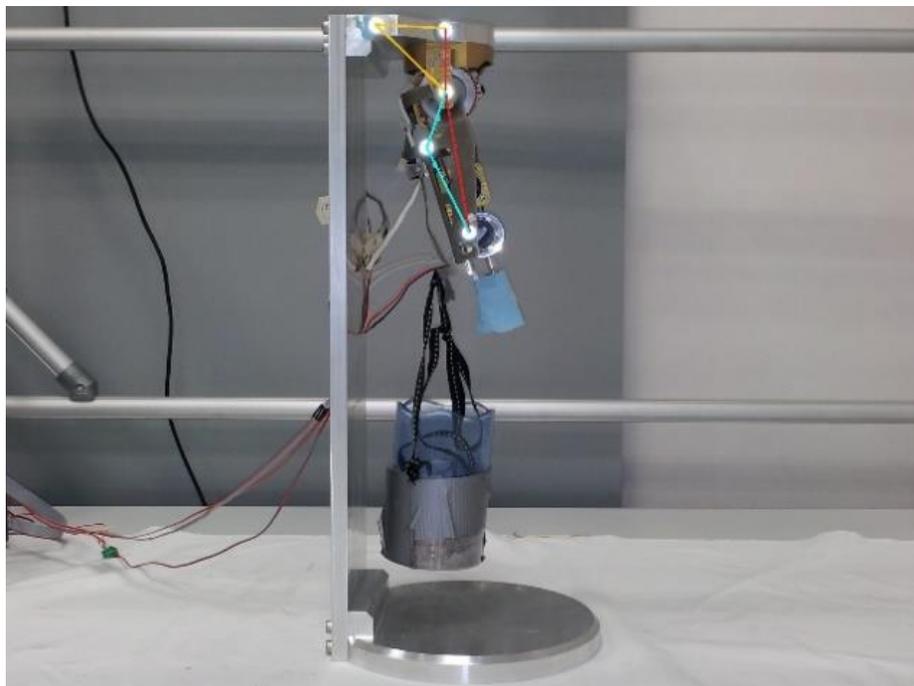


Figura 42: Gomito Selex con i segmenti di omero e Avambraccio per Motion capture

2.2.4 Elaborazione dei dati

Sia i dati elettrici, ottenuti tramite il file Pc-Host.vi, che i dati cinematici, ottenuti attraverso la stereofotogrammetria, vengono salvati in semplici file di testo. Questi file di testo prevedono una struttura a matrice in cui i dati sono disposti lungo le colonne. In *Tabella 4* sono riportate rispettivamente le colonne che compongono il file proveniente dall'analog input del CompactRIO e quelle che compongono il file di testo di Nexus.

Duty cycle (%)	Numero di cicli	Massa movimentata(kg)	Numero progressivo FPGA	Corrente a monte dell'elettronica (A)	Corrente in ingresso al motore (A)	Tensione al motore lato A (V)	Tensione al motore lato B (V)	Tensione di alimentazione (V)

Duty cycle(%)	Numero di cicli	Massa movimentata(kg)	Angolo (°)	Velocità angolare (°/s)	Numero progressivo FPGA

Tabella 4: Tabella dei file di testo FPGA(sopra) e Nexus (sotto)

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 motori.

In prima analisi si è effettuato un confronto sulle grandezze, riportate di seguito, durante l'utilizzo della piena potenza (duty cycle 100%) da parte di entrambi i motori. Le grandezze sulle quali si è svolto il confronto sono:

- 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

In seconda analisi si è svolta un'indagine sull'efficienza del sistema in corrispondenza delle diverse coppie generate durante la flessione in base alla variazione dell'angolo. Per fare ciò si sono mediate sia le potenze che i rendimenti in prestabiliti range di angolo durante la flessione.

Questi range di angolo partono dall'estensione massima (circa 30°) e arrivano fino alla flessione massima (circa 135°), attraverso finestre di 20°. In questo modo si riescono ad avere sei intervalli di angolo da esaminare.

2.2.4.1 Struttura degli script Matlab

La struttura degli script presenta un main, chiamato MainScript.m, che è il cuore dell'elaborazione dei dati. Qui avviene il load dei dati e il salvataggio in specifiche matrici di Matlab.

Svolte queste operazioni di base, il main invoca le funzioni che permetteranno di determinare quelle grandezze citate in precedenza. Di seguito si sono riportate le varie function files con i rispettivi scopi e grandezze che indentificano.

IndexCalc.m e *ELindexCalc.m* ⇒ allineare le matrici dei dati FPGA e NEXUS

PElgradoni.m ⇒ valuta la coppia sull'albero motore

PMecgradoni.m ⇒ valuta potenza meccanica del sistema globale

MainScript.m ⇒ determina il rendimento globale, del motore e degli stadi di riduzione

I risultati ottenuti sono salvati nel pannello della command window e tramite specifici comandi di plot si sono ottenuti grafici di alcune di queste grandezze.

Per permettere un confronto più accurato e per ridurre il numero di grafici è stato deciso di mettere più grandezze nello stesso plot, come si vedrà nel capitolo successivo: si metteranno nello stesso grafico velocità angolare e angolo, correnti e tensioni assorbite dal motore, angoli e rendimenti mediati negli intervalli di angolo.

Capitolo III: Risultati

Nel seguente capitolo sono esposti i risultati ottenuti da questo elaborato di tesi. Il capitolo è suddiviso in due paragrafi, dove nel primo saranno evidenziati i consumi in corrente e i tempi di risposta al variare della frequenza di campionamento del microcontrollore in modalità di Sleep, mentre nel secondo saranno riportati i risultati delle campagne di acquisizione con i due diversi attuatori meccanici.

3.1 Risultati modalità di Sleep

Di seguito, in *Tabella 5*, vengono riportati i consumi e la velocità di riaccensione del microcontrollore in funzione delle frequenze di campionamento.

Si fa presente come in assenza di questa modalità di Sleep si avrebbe un consumo in corrente di 6,53 mA.

<i>Frequenza (Hz)</i>	<i>Tempo di risposta (msec)</i>	<i>Consumo in corrente (mA)</i>
<i>125 k</i>	<i>180</i>	<i>1,68</i>
<i>250 k</i>	<i>110</i>	<i>1,73</i>
<i>500 k</i>	<i>60</i>	<i>2,13</i>
<i>1 M</i>	<i>40</i>	<i>2,35</i>
<i>2 M</i>	<i>24</i>	<i>2,74</i>
<i>4 M</i>	<i>12</i>	<i>3,71</i>

Tabella 5: Confronto tra frequenza di campionamento, tempo di risposta e consumo in corrente

La scelta della frequenza di campionamento da utilizzare in sede di applicazione si è basata sul migliore compromesso tra tempo di risposta, che comunque non dev'essere percepito come un ritardo dal paziente, e consumo in corrente.

3.2 Risultati campagna di acquisizione

In questo paragrafo si farà riferimento al gomito Selex equipaggiato con motore Faulhaber 2342S006C come “Gomito Selex 1”, mentre per l’arto artificiale con motore Faulhaber 2232U006S “Gomito Selex 2”.

3.2.1 Gomito Selex 1

Come già descritto in precedenza, il gomito Selex è stato sottoposto a due diverse campagne di acquisizione dati, sfruttando lo stesso banco prova già utilizzato in passato per test analoghi, sia su Selex che su gomiti di produzione interna INAIL. Nella prima è stata testata l’articolazione artificiale con la sola coppia equivalente a quella generata da un polso e una mano protesici, mentre nella seconda prova a questa coppia è stata aggiunta quella generata da una bottiglietta d’acqua da ½ litro piena.

Non essendo ancora disponibile un avambraccio protesico sul quale applicare polso e mano, ci si è serviti di pesetti di piombo, applicati al telaio della protesi, per ottenere le stesse coppie equivalenti.

La scelta del carico è ragionevole dal punto di vista funzionale, in quanto le coppie in gioco sono rappresentative di un effettivo funzionamento del dispositivo. Inoltre, come già detto, questo protocollo di test è stato sfruttato in passato, quindi i dati ottenuti possono fornire un confronto diretto.

3.2.1.1 Prima prova

Per calcolare il peso da applicare al telaio, per ottenere le coppie date da avambraccio con polso e mano protesici, è stato calcolato il braccio di leva su Selex, che per la precisione è di 13.7 cm. Determinato ciò attraverso le formule inverse dei momenti si è trovato il peso da applicare che è risultato pari a 1197 grammi.

Di seguito verranno riportati in *Tabella 6* i valori delle grandezze ricercate tramite gli script Matlab:

GRANDEZZA	VALORE	U.D.M
<i>Velocità media in flessione</i>	53.2	%sec
<i>Velocità media in estensione</i>	-63.8	%sec
<i>Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)</i>	137.2	°
<i>Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)</i>	23.4	°
<i>Spunto di corrente massimo</i>	4.67	A
<i>Corrente media assorbita (fless.)</i>	1.11	A
<i>Caduta di tensione media ai capi del motore (fless.)</i>	6.83	V
<i>Potenza media assorbita (fless.)</i>	7.45	W
<i>Tempo per una flessione (a massima velocità)</i>	2.0	Sec
<i>Energia media assorbita per una flessione</i>	15.5	J
<i>Rendimento globale medio (fless.)</i>	17.8	%
<i>Rendimento del motore medio (fless.)</i>	50.9	%
<i>Rendimento degli stati di riduzione (fless.)</i>	35.3	%

Tabella 6: Risultati prima prova del gomito Selex con motore Faulhaber 2342S006C

Si riporteranno ora i tre grafici relativa alla prova svolta. Nel primo si mette in relazione l'escursione dell'angolo e la velocità angolare, nel secondo l'andamento di tensioni e correnti che giungono al motore e nel terzo si evidenziano la coppia, i rendimenti e le velocità angolari mediati negli intervalli di angolo.

Solo sul primo grafico si è applicato un filtro a media mobile di cinque campioni in quanto il dato mostrava un rumore tale da non rendere immediata la comprensione dei risultati.

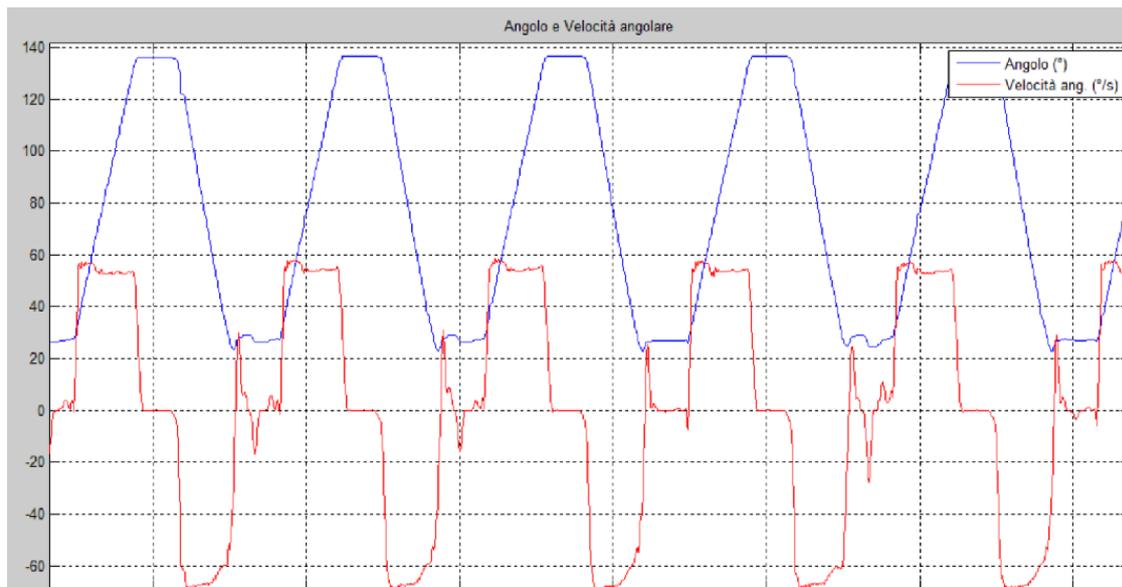


Figura 43: Grafico dell'angolo e velocità angolare, prima prova, gomito Selex, Faulhaber 2342S006C

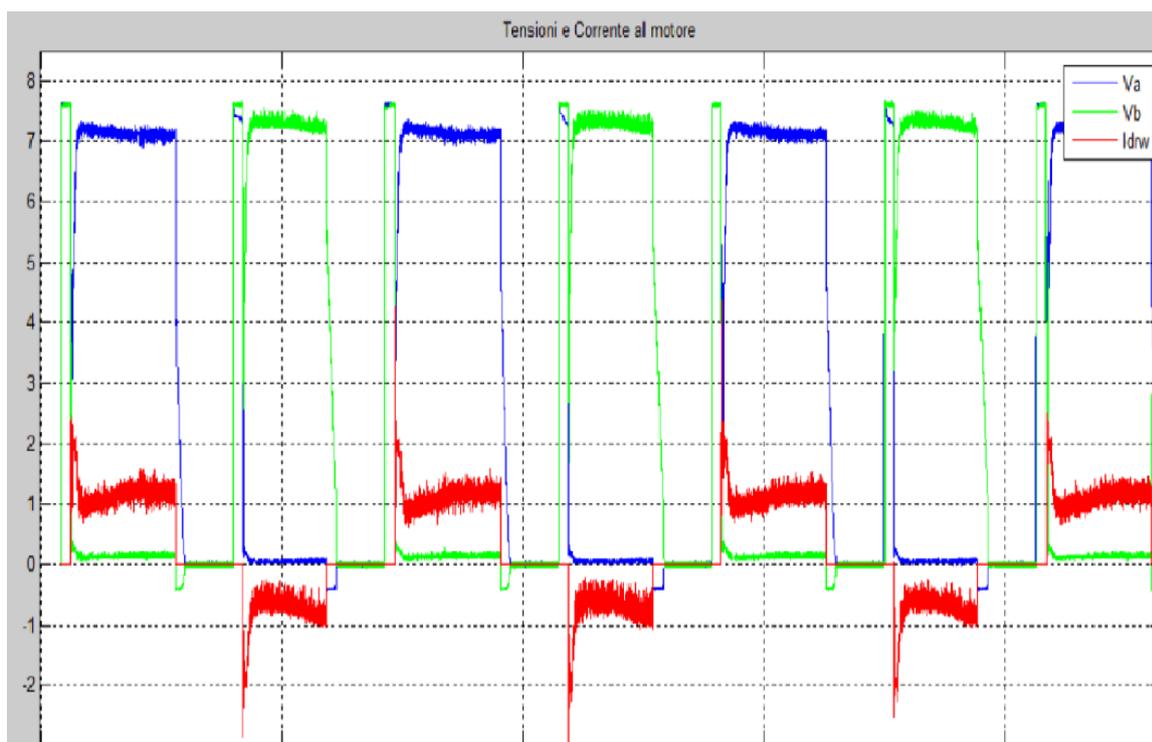


Figura 44: Grafico delle tensioni in entrata e uscita al motore, prima prova, gomito Selex, Faulhaber 2342S006C

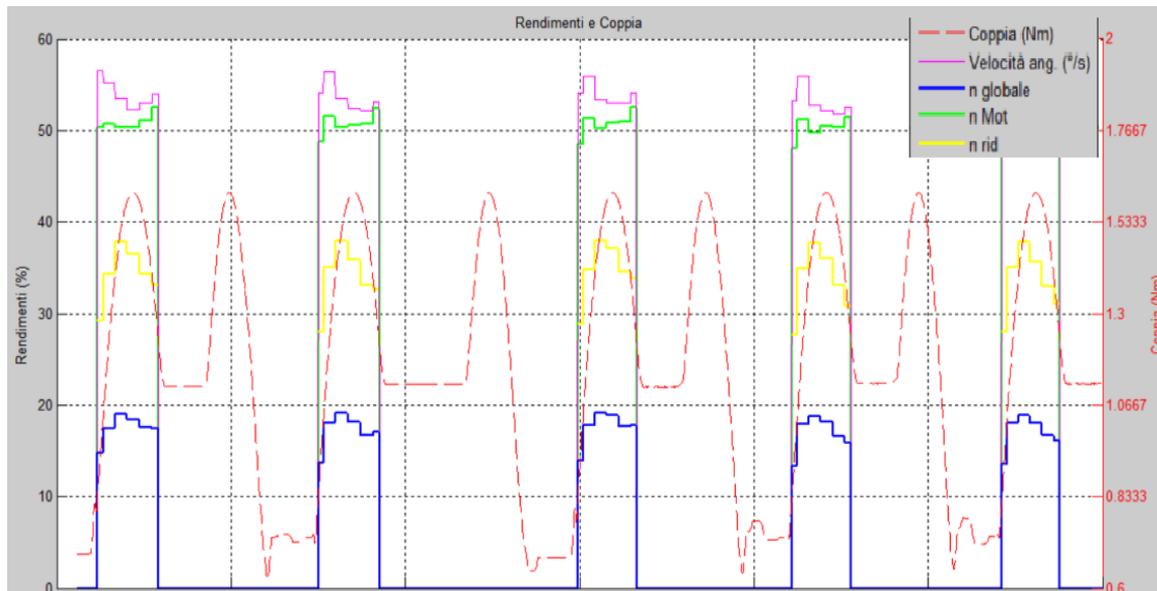


Figura 45: Grafico dei rendimenti e coppia, prima prova, gomito Selex, Faulhaber
2342S006C

3.2.1.2 Seconda prova

Anche in questa prova si è determinato, in maniera del tutto analoga alla precedente, il peso equivalente da aggiungere per ottenere le coppie equivalenti a un sistema “avambraccio, polso, mano e bottiglietta d’acqua”. Dai calcoli si è determinato un peso da applicare pari a 2370 grammi ad una distanza di 13,7 cm dal centro articolare.

<i>GRANDEZZA</i>	<i>VALORE</i>	<i>U.D.M</i>
<i>Velocità media in flessione</i>	48.5	%sec
<i>Velocità media in estensione</i>	-66.1	%sec
<i>Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)</i>	133.2	°
<i>Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)</i>	23.3	°
<i>Spunto di corrente massimo</i>	4.48	A
<i>Corrente media assorbita (fless.)</i>	1.31	A
<i>Caduta di tensione media ai capi del motore (fless.)</i>	6.78	V
<i>Potenza media assorbita (fless.)</i>	8.8	W
<i>Tempo per una flessione (a massima velocità)</i>	2.2	sec
<i>Energia media assorbita per una flessione</i>	19.1	J
<i>Rendimento globale medio (fless.)</i>	27.5	%
<i>Rendimento del motore medio (fless.)</i>	48.4	%
<i>Rendimento degli stati di riduzione (fless.)</i>	57.1	%

Tabella 7: Prestazioni, seconda prova, gomito Selex, Faulhaber 2342S006C

Qui di seguito sono riportati i tre grafici relativi alla prova, dove nel primo si mette in relazione l’escursione dell’angolo e la velocità angolare, nel secondo l’andamento di tensioni e correnti che giungono al motore e nel terzo si evidenziano la coppia, i rendimenti e le velocità angolari mediati negli intervalli di angolo.

Solo sul primo grafico si è applicato un filtro a media mobile di cinque campioni per facilitare la lettura e la comprensione.

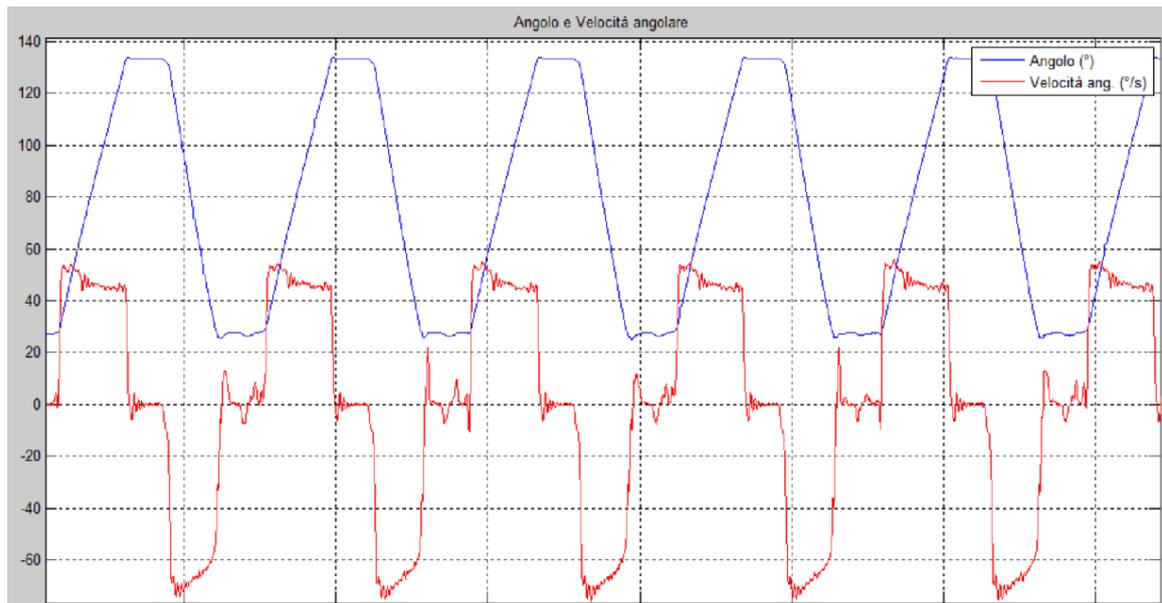


Figura 46: Grafico dell'angolo e velocità angolare, seconda prova, gomito Selex, Faulhaber 2342S006C

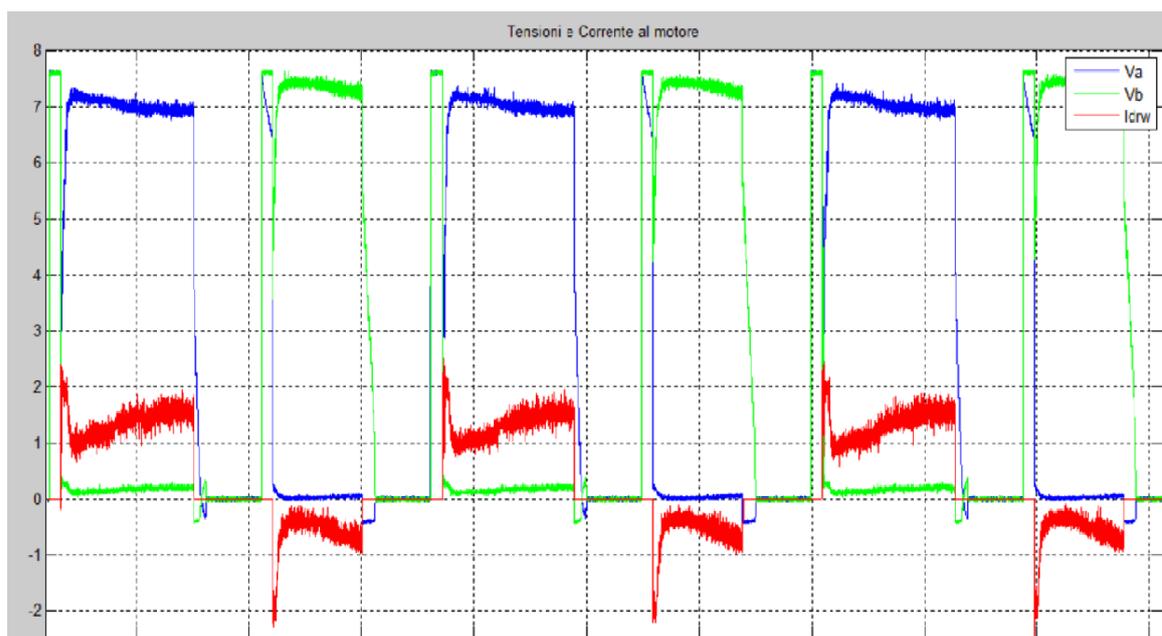


Figura 47: Grafico della corrente al motore e delle tensioni in ingresso e in uscita al motore, seconda prova, gomito Selex, Faulhaber 2342S006C

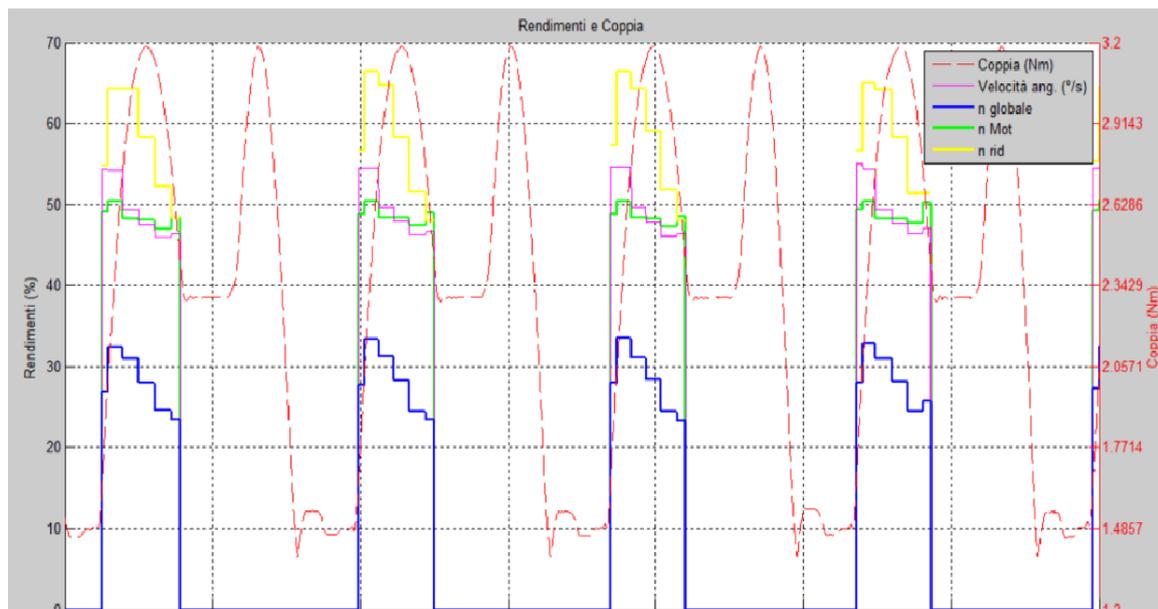


Figura 48: Grafico dei rendimenti e coppie, seconda prova, gomito Selex, Faulhaber 2342S006C

3.2.2 Gomito Selex 2

Dopo aver sostituito l'attuatore meccanico con quello di taglia più piccola, si sono ripetute le due prove, con le stesse modalità operative. Anche in questo sottoparagrafo verranno esposti in maniera separata i risultati delle due prove.

3.2.2.1 Prima prova

Come per Selex con Faulhaber 2342S006C, si è applicato il peso equivalente di “Mano+Polso”, 1197 grammi, ad una distanza di 13.7 cm dal centro articolare. I risultati ottenuti sono stati riportati in *Tabella 8*, mentre nelle *Figure da 49 a 51* vengono riportati i grafici relativi alla prova. Si tratta di tre grafici: nel primo si mette in relazione l'escursione dell'angolo e la velocità angolare, nel secondo l'andamento di tensioni e correnti che giungono al motore e nel terzo si evidenziano la coppia, i rendimenti e le velocità angolari mediati negli intervalli di angolo.

<i>GRANDEZZA</i>	<i>VALORE</i>	<i>U.D.M</i>
<i>Velocità media in flessione</i>	49.7	%sec
<i>Velocità media in estensione</i>	-60.7	%sec
<i>Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)</i>	134.6	°
<i>Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)</i>	23.5	°
<i>Spunto di corrente massimo</i>	3.39	A
<i>Corrente media assorbita (fless.)</i>	1.24	A
<i>Caduta di tensione media ai capi del motore (fless.)</i>	6.64	V
<i>Potenza media assorbita (fless.)</i>	8.2	W
<i>Tempo per una flessione (a massima velocità)</i>	2.2	Sec
<i>Energia media assorbita per una flessione</i>	18.0	J
<i>Rendimento globale medio (fless.)</i>	15.0	%
<i>Rendimento del motore medio (fless.)</i>	78.9	%
<i>Rendimento degli stati di riduzione (fless.)</i>	19.0	%

Tabella 8: Prestazioni, prima prova, gomito Selex, Faulhaber 2232U006S

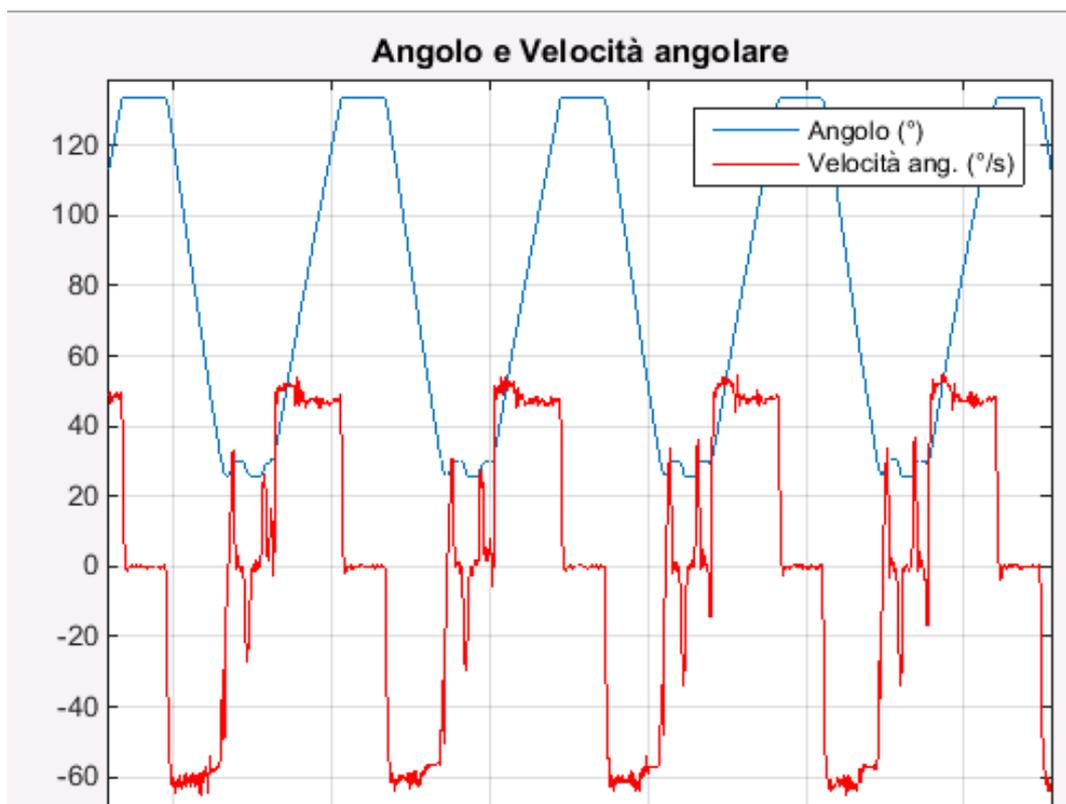


Figura 49: Grafico dell'angolo e velocità angolare, prima prova, gomito Selex, Faulhaber 2232U006S

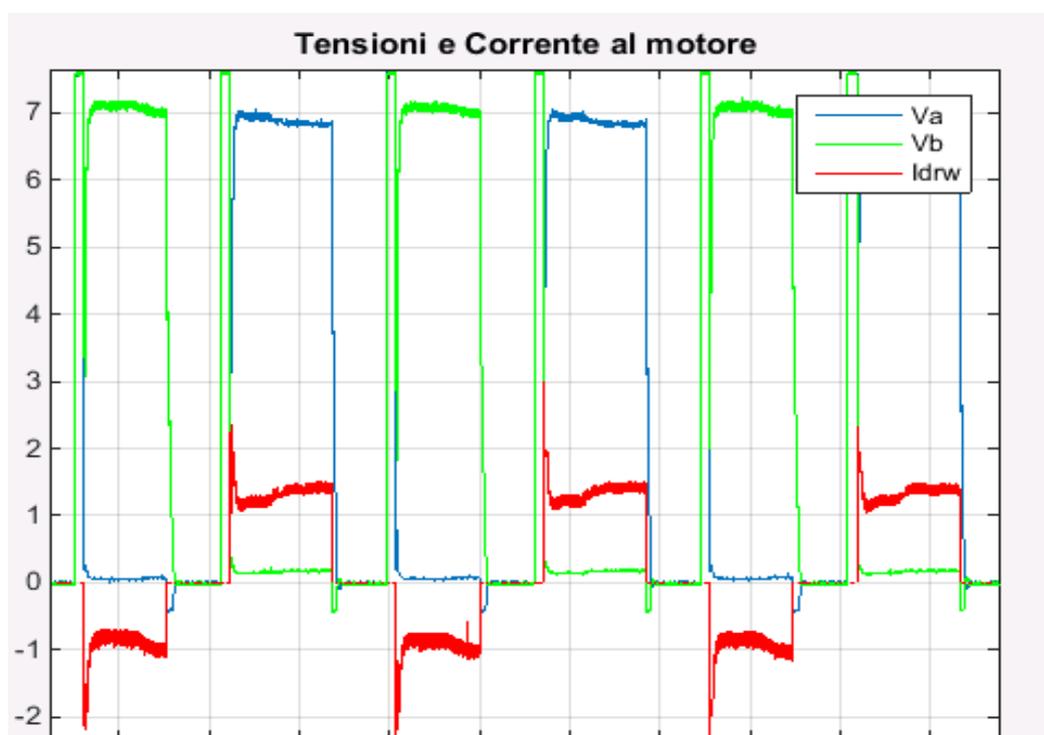


Figura 50: Grafico della corrente al motore e delle tensioni in ingresso e in uscita al motore, prima prova, gomito Selex, Faulhaber 2232U006S

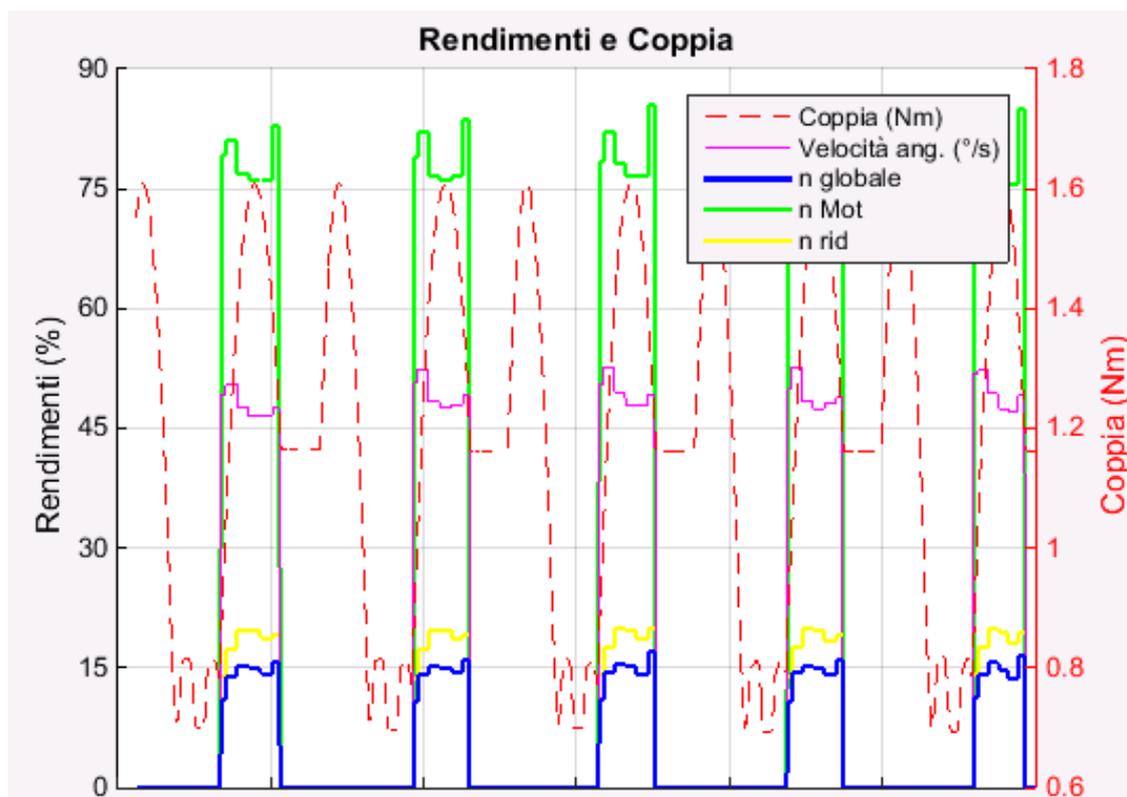


Figura 51: Grafico dei rendimenti e coppie, prima prova, gomito Selex, Faulhaber 2232U006S

3.2.2.2 Seconda prova

In maniera del tutto analoga si è applicato un peso di 2370 grammi sempre alla distanza di 13,7 cm dal centro articolare. In *Tabella 9* sono riportate le grandezze determinate tramite gli Script Matlab, mentre nelle *Figure da 52 a 54* vengono riportati i tre grafici relativi alla prova. In particolare nel primo si mette in relazione l'escursione dell'angolo e la velocità angolare, nel secondo l'andamento di tensioni e correnti che giungono al motore e nel terzo si evidenziano la coppia, i rendimenti e le velocità angolari mediati negli intervalli di angolo.

Solo sul primo grafico si è applicato un filtro a media mobile di cinque campioni per facilitare la lettura e la comprensione.

GRANDEZZA	VALORE	U.D.M
<i>Velocità media in flessione</i>	46.0	%sec
<i>Velocità media in estensione</i>	-63.7	%sec
<i>Angolo massimo in fless. (rispetto al segmento omerale)</i>	133.5	°
<i>Angolo massimo in estens. (rispetto al segmento omerale)</i>	24.5	°
<i>Spunto di corrente massimo</i>	3.68	A
<i>Corrente media assorbita (fless.)</i>	1.37	A
<i>Caduta di tensione media ai capi del motore (fless.)</i>	6.60	V
<i>Potenza media assorbita (fless.)</i>	9.0	W
<i>Tempo per una flessione (a massima velocità)</i>	2.24	sec
<i>Energia media assorbita per una flessione</i>	20.2	J
<i>Rendimento globale medio (fless.)</i>	24.8	%
<i>Rendimento del motore medio (fless.)</i>	73.9	%
<i>Rendimento degli stati di riduzione (fless.)</i>	33.5	%

Tabella 9: Prestazioni, seconda prova, gomito Selex, Faulhaber 2232U006S

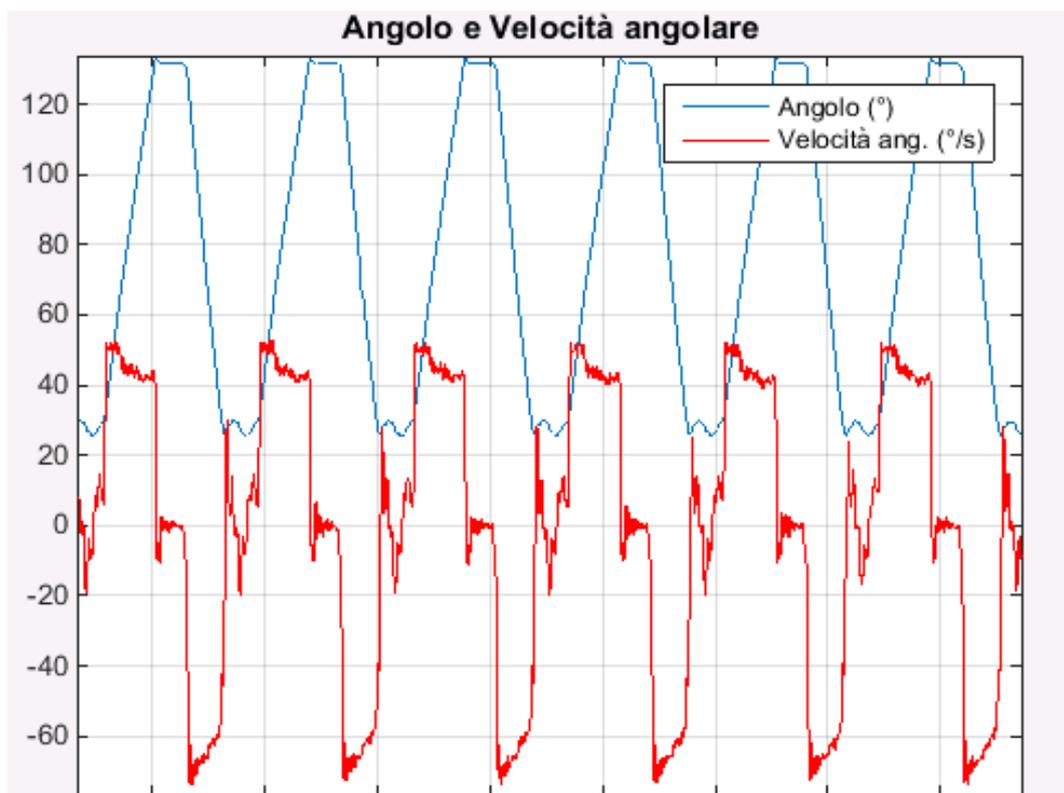


Figura 52: Grafico dell'angolo e velocità angolare, seconda prova, gomito Selex, Faulhaber 2232U006S

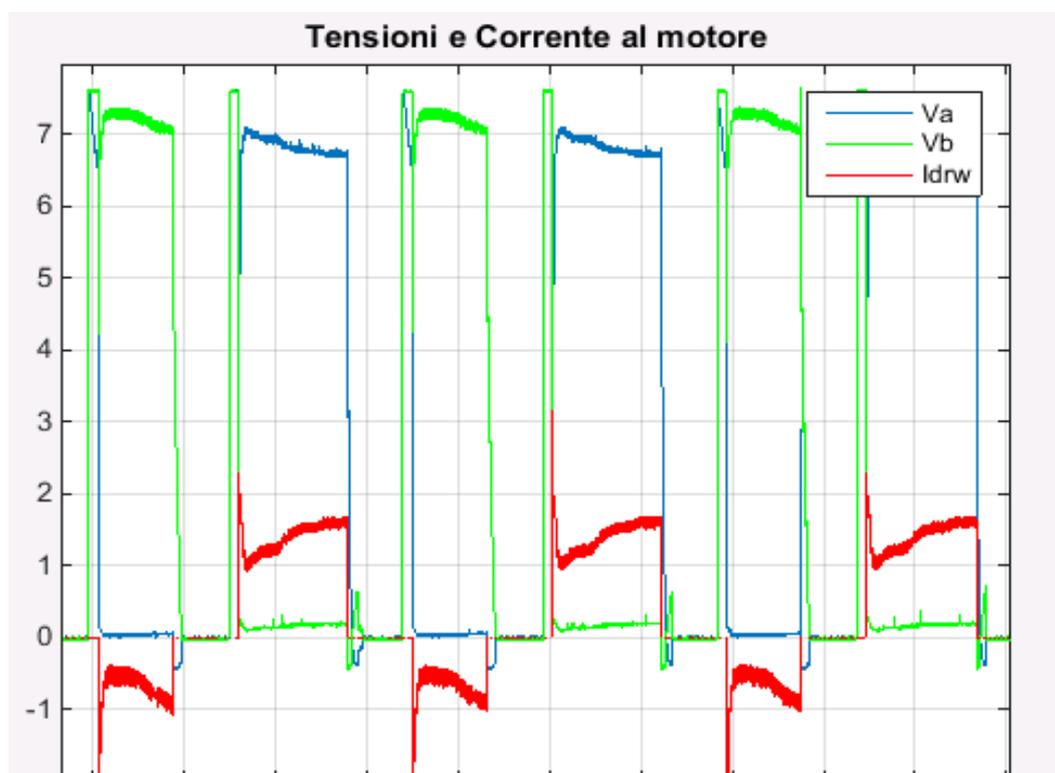


Figura 53: Grafico della corrente al motore e delle tensioni in ingresso e in uscita al motore, seconda prova, gomito Selex, Faulhaber 2232U006S

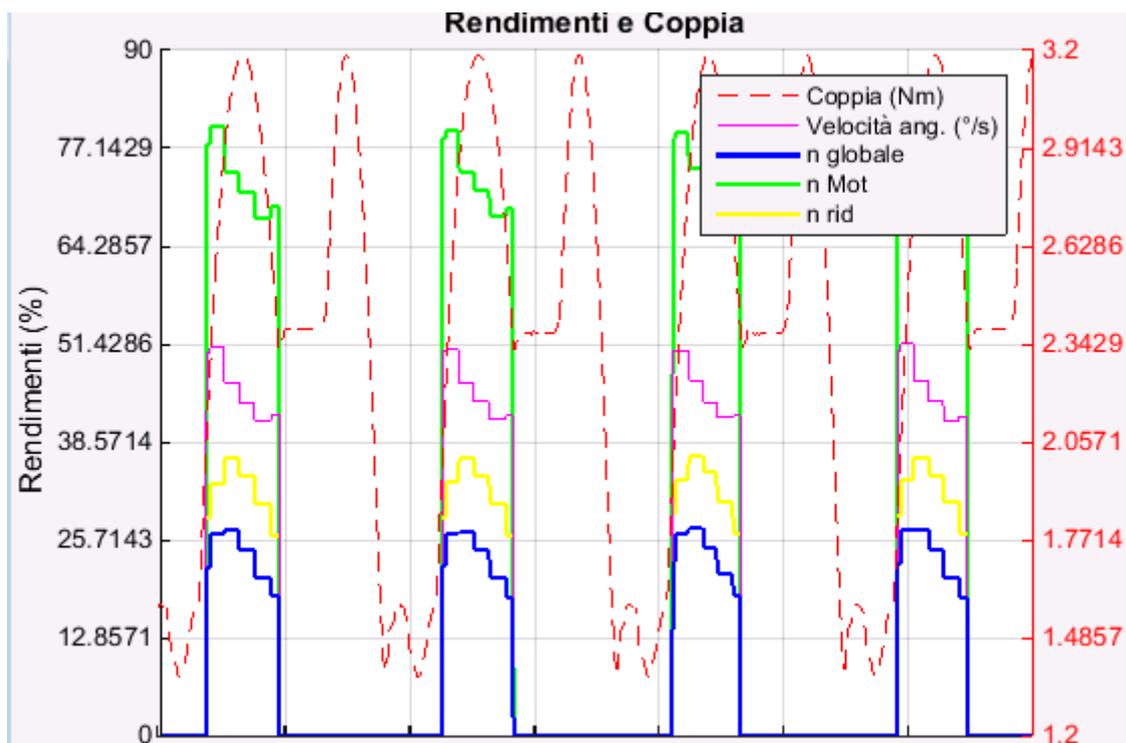


Figura 54: Grafico dei rendimenti e coppie, seconda prova, gomito Selex, Faulhaber 2232U006S

Capitolo IV: Discussione e conclusioni

Prima di discutere i risultati ottenuti si vogliono ricordare gli obiettivi dell'elaborato. In prima analisi si ha lo scopo di studiare le fasi di progetto e d'implementazione di un'unità di controllo per protesi mioelettrica di arto superiore per il livello trans-omerale. In secondo luogo ci si è concentrati sui consumi dell'articolazione artificiale a seguito della sostituzione dell'attuatore meccanico con uno di taglia e potenza inferiore.

La struttura del capitolo prevede una suddivisione in due paragrafi, in particolare nel primo si esporranno le migliorie dell'unità di controllo, mentre nel secondo verranno confrontati i risultati delle prove meccaniche.

4.1 Ottimizzazione dell'unità di controllo

Le nuove funzioni introdotte nella unità di controllo "Sinapsi MyBrain3J" sono state testate in laboratorio tramite l'utilizzo di appropriate strumentazioni come sensori elettromiografici di superficie (sEMG), alimentatore stabilizzato AIM-TTi EX354RT e oscilloscopio per determinare le forme d'onda in uscita dal microcontrollore e dai drivers. I risultati dei test sono stati più che soddisfacenti permettendo la corretta implementazione del comando di attuazione del servofreno meccanico, miglioramenti alla funzione "Delta.c" d'innalzamento della soglia di attivazione della protesi e l'inserimento della modalità di Sleep.

A seguito dei risultati mostrati in *Tabella 5* si è deciso di settare la frequenza di del PIC in modalità Sleep a 1 MHz, ottenendo il giusto compromesso tra consumo e risposta in attivazione. La scelta di tale frequenza ha portato ad una riduzione di circa il 65% del consumo in corrente rispetto all'unità di controllo.

Questo permette di migliorare ulteriormente il sistema di controllo "Sinapsi MyBrain3J", offrendo le medesime prestazioni ad un minor consumo di energia, garantendo un aumento della durata di vita delle batterie di alimentazione.

Le funzioni implementate per lo svolgimento di questo elaborato, essendo complete e funzionanti, rimangono a disposizione del Centro Protesi INAIL e, soprattutto per quello che riguarda la modalità di Sleep, verranno utilizzate nei passati e futuri dispositivi di protesica mioelettrica di produzione INAIL.

Come già sottolineato, questo lavoro di tesi si è inserito in un più ampio progetto che si pone come fine ultimo quello di immettere nel mercato sistemi protesici completi di arto superiore, con prestazioni paragonabili a quelle dei leader di mercato, ma con prezzi ridotti e una maggiore adattabilità al paziente. In questo modo si cerca di rendere questa tecnologia non più di nicchia, bensì accessibile a un maggior numero di pazienti.

Per quello che riguarda gli sviluppi futuri di questa unità di controllo si potrebbero cercare nuove e più funzionali strategie di comando del gomito e cercare nuovi metodi di selezione del giunto attivo. Inoltre, si potrebbe sviluppare maggiormente e in maniera più accurata la funzione di innalzamento della soglia di attivazione della protesi, che rappresenterebbe una innovazione nel campo della protesica.

4.2 Confronto prestazionale meccanico

Grandezza, [Unità di misura]	Faulhaber 2232U006S	Faulhaber 2342S006C
<i>Corrente media assorbita (fless.), [A]</i>	1.24	1.11
<i>Potenza media assorbita (fless.), [W]</i>	8.2	7.45
<i>Tempo per una flessione (a massima velocità), [sec.]</i>	2.2	2.0
<i>Rendimento globale medio (fless.), [%]</i>	15.0	17.8
<i>Rendimento del motore medio (fless.), [%]</i>	78.9	50.9
<i>Rendimento degli stati di riduzione (fless.), [%]</i>	19.0	35.3

Tabella 10: Confronto prestazionale per la prima prova con motori diversi

Lo studio prestazionale svolto sul gomito Selex ha permesso d'evidenziare alcune differenze sul comportamento dell'articolazione mioelettrica con installati motori elettrici diversi. Prima di discutere i risultati si vuole sottolineare un pregio di questo dispositivo rispetto ad altri, tra cui il gomito INAIL EMEI 3.0, in quanto la sua struttura meccanica ne consente una maggiore applicabilità su pazienti con amputazioni transomerale distali. Ciò è dovuto all'alloggiamento dei meccanismi all'interno della regione antebrachiale della protesi e ad un frame che quindi, nella regione omerale, occupa poco meno di 4 cm. Allo stesso tempo, però, sarà opportuno cambiare il servofreno in quanto, oltre ad una difficile

gestione a livello di microcontrollore, lo stesso occupa un eccessivo spazio all'interno dell'avambraccio protesico, rendendo poco compatta la soluzione.

Prima dello svolgimento delle prove ci si aspettava che sostituendo il motore in dotazione da Selex con uno di taglia e potenza inferiori (11 W contro i 20,5 W, Appendice A), si riuscisse a trovare un migliore compromesso tra il rendimento globale del sistema e il consumo di corrente.

Nella prima prova con una coppia bassa, dovuta all'applicazione di un peso equivalente di polso e mano protesici, si è riscontrato come i risultati ottenuti si discostassero rispetto alle aspettative. Infatti, confrontando *Tabella 6* e *Tabella 8*, possiamo notare come vi sia un aumento del rendimento del motore a favore dell'attuatore di taglia inferiore, ma aumenta sia la corrente e di conseguenza anche la potenza assorbita. Questi dati concorrono sicuramente all'abbassamento del *rendimento globale* del sistema, a favore del gomito Selex equipaggiato con il Faulhaber 2342S006C (15% contro 17.8%).

Grandezza, [Unità di misura]	Faulhaber 2232U006S	Faulhaber 2342S006C
<i>Corrente media assorbita (fless.), [A]</i>	1.37	1.31
<i>Potenza media assorbita (fless.), [W]</i>	9.0	8.8
<i>Tempo per una flessione (a massima velocità), [sec.]</i>	2.24	2.2
<i>Rendimento globale medio (fless.), [%]</i>	24.8	27.5
<i>Rendimento del motore medio (fless.), [%]</i>	73.9	48.4
<i>Rendimento degli stati di riduzione (fless.), [%]</i>	33.5	57.1

Tabella 11: Confronto prestazionale per la seconda prova con motori diversi

Per quello che riguarda, invece, la seconda prova si è riscontrato un abbassamento di 4 punti percentuali del rendimento motore, sicuramente dovuto all'aumento della coppia (polso+mano+bottiglietta d'acqua). A fronte di questo leggero abbassamento del rendimento del motore si può notare come vi sia un netto aumento, di circa il 10%, del rendimento globale e degli stati di riduzione. Nonostante questo aumento, però, i rendimenti globali e degli stadi di riduzione sono inferiori a quelli ottenuti con il motore Faulhaber 2342S006C.

Come ci si aspettava l'irreversibilità meccanica non è stata influenzata dalla sostituzione del motore. Questa proprietà dell'articolazione Selex viene garantita a fronte però di un

consumo di energia elettrica non trascurabile e della necessità di un controllo specifico da parte dell'elettronica. Immaginando di utilizzare un servofreno di questo tipo su un paziente si avrebbe un consumo di energia troppo elevato che andrebbe a ridurre la durata della batteria. Questo insieme agli altri motivi esposti nell'elaborato, consigliano, come sviluppo futuro, quello di sostituire il freno fornito da Selex, con un altro, possibilmente meccanico, che permetta la riduzione dei consumi e una maggiore affidabilità.

Grandezza, [Unità di misura]	Prima prova	Seconda prova
<i>Corrente media assorbita (fless.), [A]</i>	1.24	1.37
<i>Potenza media assorbita (fless.), [W]</i>	8.2	9.0
<i>Tempo per una flessione (a massima velocità), [sec.]</i>	2.2	2.24
<i>Rendimento globale medio (fless.), [%]</i>	15.0	24.8
<i>Rendimento del motore medio (fless.), [%]</i>	78.9	73.9
<i>Rendimento degli stadi di riduzione (fless.), [%]</i>	19.0	33.5

Tabella 12: Confronto prestazionale tra le due prove con Faulhaber 2232U006

Come ci si aspettava non si è riscontrata una differenza di rumorosità percepita a seguito della sostituzione del motore. Infatti la bassa rumorosità viene garantita da sistemi di riduzione a O-ring e da un riduttore di tipo Harmonic Drive.

Si vuole ricordare come la protesi Selex attualmente non rientri negli standard dei costi di produzione che il Centro Protesi INAIL vorrebbe mantenere. Basti pensare come solamente il telaio di Selex abbia un costo di più che doppio rispetto a quello dell'ultima protesi di gomito prodotta dall'INAIL (EMEI 3.0). Inoltre, anche l'Harmonic Drive risulta causa di un accrescimento dei costi rispetto ai più economici sistemi di riduzione dei gomiti di produzione interna.

Da queste campagne di acquisizione si evidenzia come la sostituzione del motore con uno di taglia e potenza inferiori non abbia portato a risultati sperati. Ciò suggerisce come il problema del rendimento sia da indagare rispetto ai meccanismi a valle. In tal senso si ipotizza che la causa possa essere l'influenza della running torque dell'Harmonic Drive sul consumo minimo del motore, da cui una revisione degli stadi di riduzione sarebbe auspicabile.

Bibliografia e sitografia

- A. Davalli, A. G. Cutti, Protesi d'arto superiore e inferiore, Area Ricerca, Centro Protesi INAIL, Vigorso di Budrio (BO), 2008
- R. Sacchetti, A. Davalli, Protesi d'arto, Centro Protesi INAIL, Vigorso di Budrio (BO), 2009
- A. Cappello, Materiale didattico dell'insegnamento, "Bioingegneria della Riabilitazione LM", Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, UNIBO, Sede di Cesena, a.a. 2013/2014
- E. Biotto, Le protesi di arto superiore, Università Cattolica del Sacro Cuore, Milano, a.a. 2008/2009
- A. Dellacasa Bellingegni, Unità di controllo per gomito mioelettrico, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, Campus Biomedico di Roma, a.a. 2012/2013
- M. Cavallari, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, UNIBO, Sede di Cesena, a.a. 2014/2015
- Ottobock, DynamicArm 12K100N Technical Information. 2012
- National Instruments, CompactRIO and LabVIEW Development Fundamentals, Course Manual, National Instruments Corporation, 2008
- M. Chiossi, E. Gruppioni, Banco prova per protesi di arto superiore elettromeccniche, Centro Protesi INAIL, Vigorso di Budrio (BO), 2008
- A. Ricci, Architettura dei Sistemi Embedded, Fisica ed Elettronica, Programmazione Sistemi Embedded, Ingegneria e Scienze Informatiche, UNIBO, a.a. 2014/2015
- G. D'Amico, Analisi cinematica di un dito poliarticolato per mani protesiche a controllo mioelettrico, Tesi di Laurea in Ingegneria Biomedica, UNIBO, Sede di Cesena, a.a. 2010/2011
- Vicon, Vicon DataStream SDK Developer's Manual, Vicon Motion Systems Limited, 2013
- C. Lake and R. Dodson, Progressive Upper Limb Prosthetics, Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America, 2006
- E.J. Davies, B.R. Friz and F.W. Clippinger, Amputees and their Prostheses, Artificial Limbs, Vol. 14, No 2, p. 19-48, Autumn 1970

- C. Toledo, L. Leija, R. Munos, A. Vera and A. Ramirez, Upper limb prostheses for amputation above elbow, Health Care Exchanges, PAHCE Pan American, p. 104- 108, 2009
- E. Mainardi and A. Davalli, Controlling a prosthetic arm with a throat microphone, Engineering in Medicine and Biology Society, p. 3035-3039, EMBS 2007
- A.A. Ali, EMG signals detection technique in voluntary muscle movement, Information Science and Service Science and Data Mining (ISSDM), 6th International Conference on New Trends, p. 738 – 742, 2012
- C. Castellini, E. Gruppioni, A. Davalli and G. Sandini, Fine detection of grasp force and posture by amputees via surface electromyography, Journal of Physiology, p. 255-262, 2009
- F. Valerio, Tesi di dottorato: Sistema di controllo per una protesi di arto superiore. Politecnico di Milano, 2011
- Norma EN ISO 9999
- D.U. Silverthorn, FISILOGIA: Un approccio integrato, Ed. Ambrosiana
- Robert H. Bishop, The Mechatronics Handbook, Second Edition, CRC Pres
- P. Chiacchio, PLC e Automazione Industriale, McGraw-Hill Libri Italia, Milano, I, 1996.
- De Silva, Mechatronics, CRC Press
- E. Mainardi, Strategie di controllo e monitoraggio per protesi di arto superiore, tesi dottorato 2002-2005
- www.wikipedia.com (consultato principalmente a Maggio e Giugno 2015)
- www.farnell.com (consultato principalmente a Marzo e Aprile 2015)
- www.inail.it (consultato principalmente a Maggio 2015)
- www.ottobock.it (consultato principalmente a Maggio 2015)

Appendici

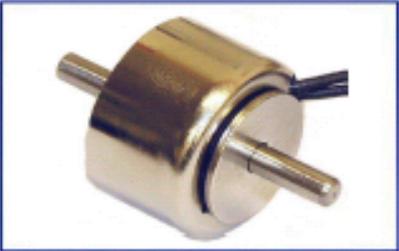
Appendice A: Datasheet

A.1: Datasheet servofreno Selex:

Solenoids

Series 151

Compact, Push-Pull Solenoid



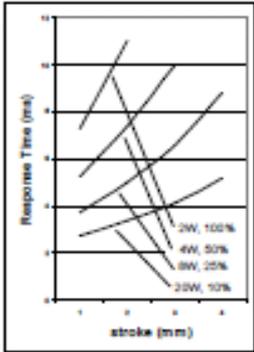
GENERAL DESCRIPTION

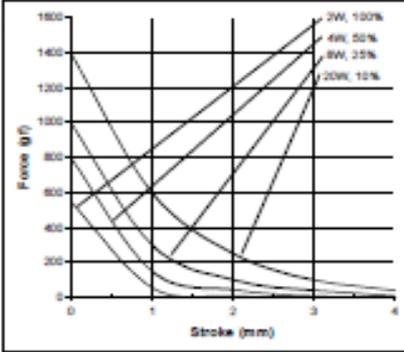
- Compact with a Small Diameter
- DC Powered
- Push/Pull Action in One Stroke

PERFORMANCE

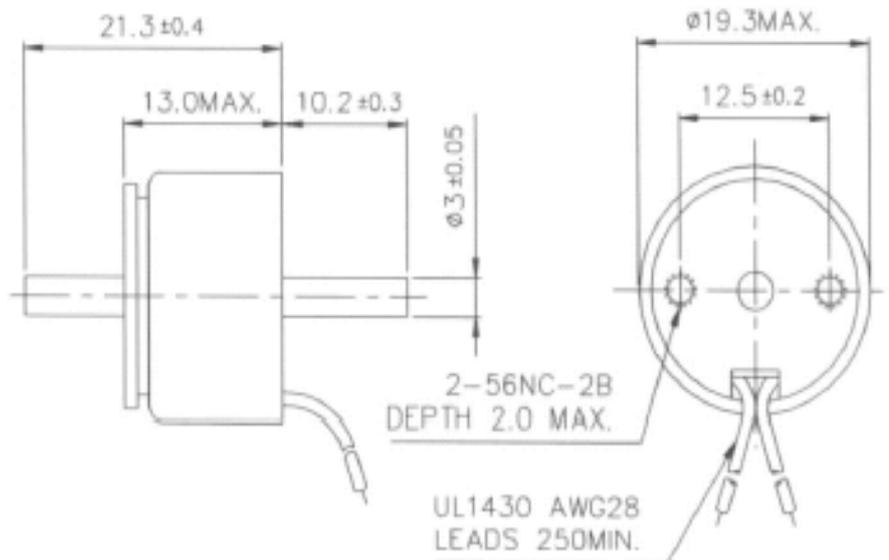
	ITEM	SPECIFICATION
Electrical	Closed power (continuous rating)	2W
	Dielectric strength	1000V RMS 50Hz
	Insulation	All coils tested to frame at 1000V RMS 50Hz
Mechanical	Weight	Total: 20g. approx. Plunger: 4g
	Ambient temperature	The information given on this page is based on a room temperature of 20°C allowing for a nominal 75°C temperature rise in the coil.
	Force stroke curve	This force stroke curve shows average performance only. In addition to normal manufacturing tolerances, deviations can be expected at some voltages due to the coil winding tolerances.

FORCE/STROKE CURVES





DIMENSIONS (mm)



CODING

Type No.	Resistance (Ohms) ±10% @ 20°C	Voltage dc			
		Continuous 100%	50% Or less	25% Or less	10% Or less
151-191-330-300	4.9	3	4.2	6	9.5
151-191-330-540	21.5	6	8.5	12	19
151-191-330-620	89	12	17	24	38
151-191-330-720	307	24	34	48	76
Maximum 'on' time (seconds)		∞	100	36	7
Watts at 20 °C		2	4	8	20

$$\text{Duty Cycle (\%)} = \frac{\text{'ON' time}}{\text{'ON' time} + \text{'OFF' time}} \times 100$$



components

BLP is a trade mark of BLP Components

BLP products are designed, manufactured and tested to quality standards approved by BSI.
BLP reserve the right to change without prior notice the information contained in this leaflet.

BLP, Eoring Road, Newmarket, Suffolk CB8 0AX, England
Tel: +44 (0)1638 665181 Fax: +44(0)1638 660715 e.mail: sales@blpcomp.com web site: www.blpcomp.com
A Roibors Group company

A.2: Datasheet motore Faulhaber 2232U006S



DC-Micromotors
Precious Metal Commutation

10 mNm
8,5 W

Series 2232 ... SR

Values at 22°C and nominal voltage	2232 U	006 SR	009 SR	012 SR	015 SR	018 SR	024 SR		
1 Nominal voltage	U_n	6	9	12	15	18	24	V	
2 Terminal resistance	R	0,81	2,14	4,09	6,61	9,04	16,4	Ω	
3 Output power	P_{out}	11	9,35	8,7	8,41	8,86	8,68	W	
4 Efficiency, max.	η_{max}	87	86	86	85	86	86	%	
5 No-load speed	n_0	7 100	7 400	7 100	7 100	7 100	7 100	min ⁻¹	
6 No-load current, typ. (with shaft \varnothing 2 mm)	I_0	0,035	0,0241	0,0175	0,0139	0,0116	0,0087	A	
7 Stall torque	M_{st}	59,2	48,3	46,8	45,2	47,6	46,7	mNm	
8 Friction torque	M_f	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	0,28	mNm	
9 Speed constant	k_n	1 190	827	595	476	397	298	min/V	
10 Back-EMF constant	k_e	0,84	1,21	1,68	2,1	2,52	3,36	mV/min ⁻¹	
11 Torque constant	k_M	8,03	11,5	16	20,1	24,1	32,1	mNm/A	
12 Current constant	k_i	0,125	0,087	0,062	0,05	0,042	0,031	A/mNm	
13 Slope of n-M curve	$\Delta n/\Delta M$	120	153	152	157	149	152	min/mNm	
14 Rotor inductance	L	45	90	180	280	400	710	μ H	
15 Mechanical time constant	τ_m	6	6	6	6	6	6	ms	
16 Rotor inertia	J	4,8	3,8	3,8	3,8	3,8	3,8	gcm ²	
17 Angular acceleration	α_{max}	120	120	120	120	120	120	$\cdot 10^4$ rad/s ²	
18 Thermal resistance	R_{th} / R_{th2}	4 / 13						K/W	
19 Thermal time constant	τ_{th} / τ_{th2}	7 / 340						s	
20 Operating temperature range:									
- motor		-30 ... +85 (optional version -55 ... +125)							°C
- winding, max. permissible		+125							°C
21 Shaft bearings		sintered bearings (standard)			ball bearings, preloaded (optional version)				
22 Shaft load max.:									
- with shaft diameter		2			2			mm	
- radial at 3 000 min ⁻¹ (3 mm from bearing)		1,5			8			N	
- axial at 3 000 min ⁻¹		0,2			0,8			N	
- axial at standstill		20			10			N	
23 Shaft play:									
- radial	\leq	0,03			0,015			mm	
- axial	\leq	0,2			0			mm	
24 Housing material		steel, black coated							
25 Mass		62						g	
26 Direction of rotation		clockwise, viewed from the front face							
27 Speed up to	n_{max}	8 000						min ⁻¹	
28 Number of pole pairs		1							
29 Magnet material		NdFeB							

Rated values for continuous operation

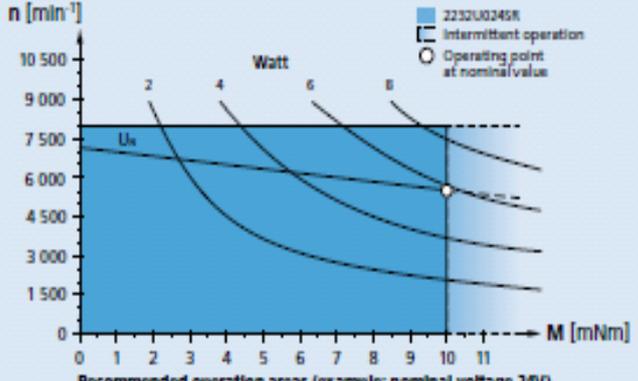
	2232 U	006 SR	009 SR	012 SR	015 SR	018 SR	024 SR	
30 Rated torque	M_n	10	10	10	10	10	10	mNm
31 Rated current (thermal limit)	I_n	1,3	0,93	0,67	0,53	0,44	0,33	A
32 Rated speed	n_n	5 900	5 810	5 510	5 420	5 530	5 490	min ⁻¹

Note: Rated values are calculated with nominal voltage and at a 22°C ambient temperature. The R_{th} value has been reduced by 0%.

Note:
The diagram indicates the recommended speed in relation to the available torque at the output shaft for a given ambient temperature of 22°C.

The diagram shows the motor in a completely insulated as well as thermally coupled condition (R_{th} 50% reduced).

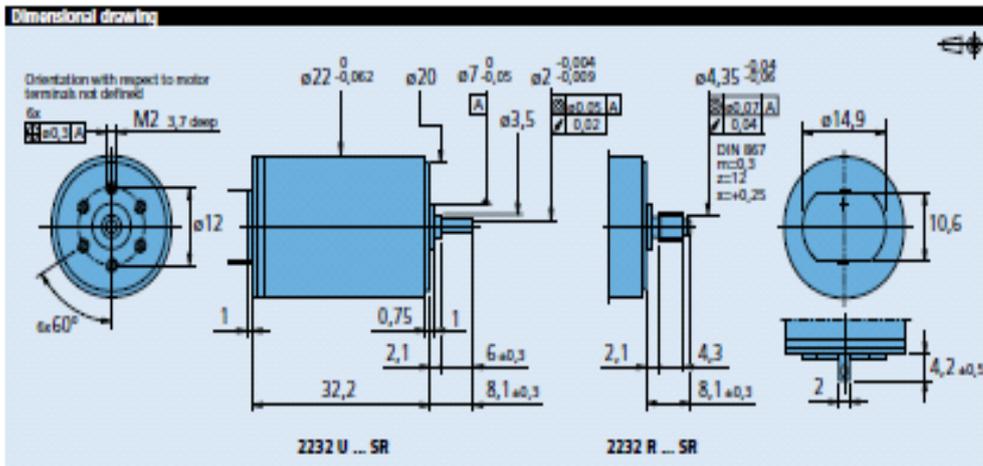
The nominal voltage (U_n) curve shows the operating point at nominal voltage in the insulated and thermally coupled condition. Any points of operation above the curve at nominal voltage will require a higher operating voltage. Any points below the nominal voltage curve will require less voltage.



Recommended operation areas (example: nominal voltage 24V)

For notes on technical data and lifetime performance refer to "Technical Information".
Edition 2015

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG
Specifications subject to change without notice.
www.faulhaber.com



Options

Example product designation: 2232U0125R-277

Option	Type	Description
L	Twin Leads	For motors with twin leads (PVC), length 150 mm, red (+) / black (-)
4524	Twin Leads	For motors with twin leads (PVC), length 300 mm, red (+) / black (-)
X4924	Twin Leads	For motors with twin leads (PVC), length 600 mm, red (+) / black (-)
4925	Twin Leads	For motors with twin leads (PVC), length 150 mm, red (+) / black (-), with connector AMP 1762B-2
X4925	Twin Leads	For motors with twin leads (PVC), length 300 mm, red (+) / black (-), with connector AMP 1762B-2
Y4925	Twin Leads	For motors with twin leads (PVC), length 600 mm, red (+) / black (-), with connector AMP 1762B-2
F	Single Lead	For motors with single lead (PTFE), length 150 mm, red (+) / black (-)
277	Bearings	2 preloaded ball bearings

Product Combination

Precision Gearheads / Lead Screws	Encoders	Drive Electronics
20/1	IE2-16	SC 1801
22E	IE2-1024	SC 2402
22EKV	IEH2-4096	SC 2804
22F	IEH3-4096	MCDC 3002
22/7		MCDC 3003
23/1		MCDC 3006
26A		
22/2		
22/5		

For notes on technical data and lifetime performance refer to "Technical Information".
Edition 2016

© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG
Specifications subject to change without notice.
www.faulhaber.com

A.3: Datasheet motore Faulhaber 2342U006C



DC-Micromotors

Graphite Commutation

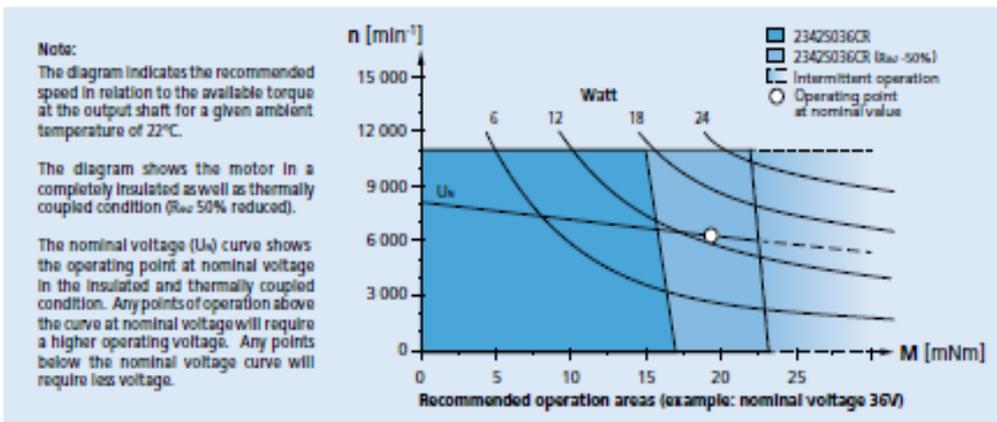
19 mNm

24 W

Series 2342 ... CR

Values at 22°C and nominal voltage	2342 S	006 CR	012 CR	018 CR	024 CR	036 CR	048 CR	
1 Nominal voltage	U_N	6	12	18	24	36	48	V
2 Terminal resistance	R	0,4	1,9	4,1	7,1	15,9	31,2	Ω
3 Output power	P_{out}	20,5	17	18,1	19	19,4	17,7	W
4 Efficiency, max.	η_{max}	81	80	81	81	81	81	%
5 No-load speed	n_0	9 000	8 100	8 000	8 500	8 100	8 000	min ⁻¹
6 No-load current, typ. (with shaft \varnothing 3 mm)	i_0	0,17	0,075	0,048	0,038	0,024	0,017	A
7 Stall torque	M_{st}	87,2	80	86,5	85,4	91,4	84,4	mNm
8 Friction torque	M_f	0,98	1	0,99	0,99	0,99	0,95	mNm
9 Speed constant	k_n	1 650	713	462	366	231	170	min ⁻¹ /V
10 Back-EMF constant	k_b	0,604	1,4	2,16	2,73	4,34	5,87	mV/min ⁻¹
11 Torque constant	k_M	5,77	13,4	20,7	26,1	41,4	56,1	mNm/A
12 Current constant	k_i	0,173	0,075	0,048	0,038	0,024	0,018	A/mNm
13 Slope of n-M curve	$\Delta n/\Delta M$	103	101	92,5	99,5	88,6	94,8	min ⁻¹ /mNm
14 Rotor inductance	L	13,5	65	150	265	590	1 050	μ H
15 Mechanical time constant	τ_m	6	6	6	6	6	6	ms
16 Rotor inertia	J	5,6	5,7	6,2	5,8	6,5	6	gcm ²
17 Angular acceleration	α_{max}	160	140	140	150	140	140	$\cdot 10^4$ rad/s ²
18 Thermal resistance	R_{th} / R_{th2}	3 / 15						K/W
19 Thermal time constant	τ_{th} / τ_{th2}	6,5 / 490						s
20 Operating temperature range:								
- motor		-30 ... +100						°C
- winding, max. permissible		+125						°C
21 Shaft bearings		ball bearings, preloaded						
22 Shaft load max.:								
- with shaft diameter		3						mm
- radial at 3 000 min ⁻¹ (3 mm from bearing)		20						N
- axial at 3 000 min ⁻¹		2						N
- axial at standstill		20						N
23 Shaft play								
- radial	$l_{r,c}$	0,015						mm
- axial	$l_{a,c}$	0						mm
24 Housing material		steel, black coated						
25 Mass		88						g
26 Direction of rotation		clockwise, viewed from the front face						
27 Speed up to	n_{max}	11 000						min ⁻¹
28 Number of pole pairs		1						
29 Magnet material		NdFeB						
Rated values for continuous operation								
30 Rated torque	M_N	14	17	18	17	19	18	mNm
31 Rated current (thermal limit)	i_N	2,9	1,5	1	0,78	0,53	0,38	A
32 Rated speed	n_N	7 140	6 090	6 040	6 470	6 160	5 910	min ⁻¹

Note: Rated values are calculated with nominal voltage and at a 22°C ambient temperature. The R_{th2} value has been reduced by 25%.

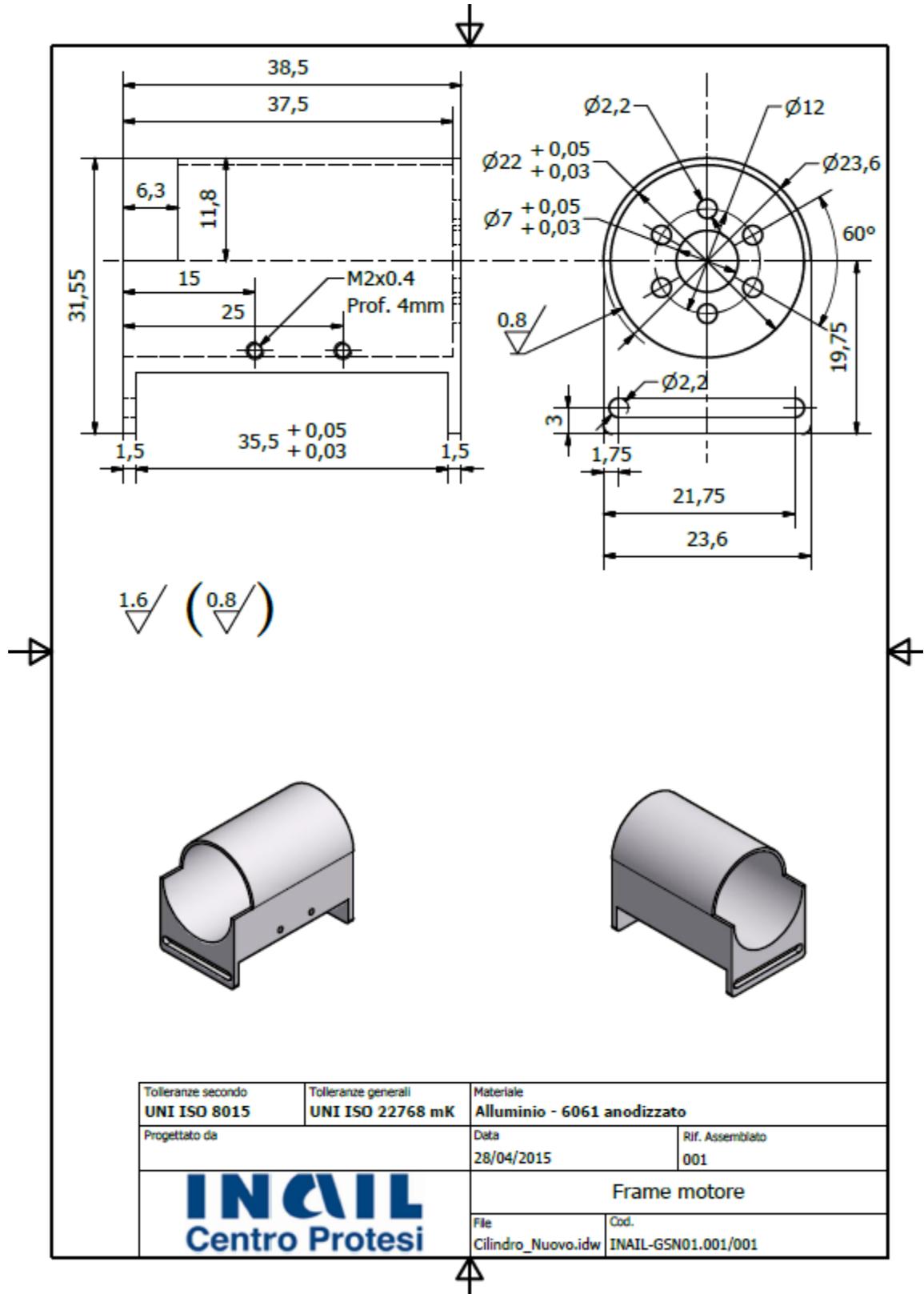


For notes on technical data and lifetime performance refer to "Technical Information".

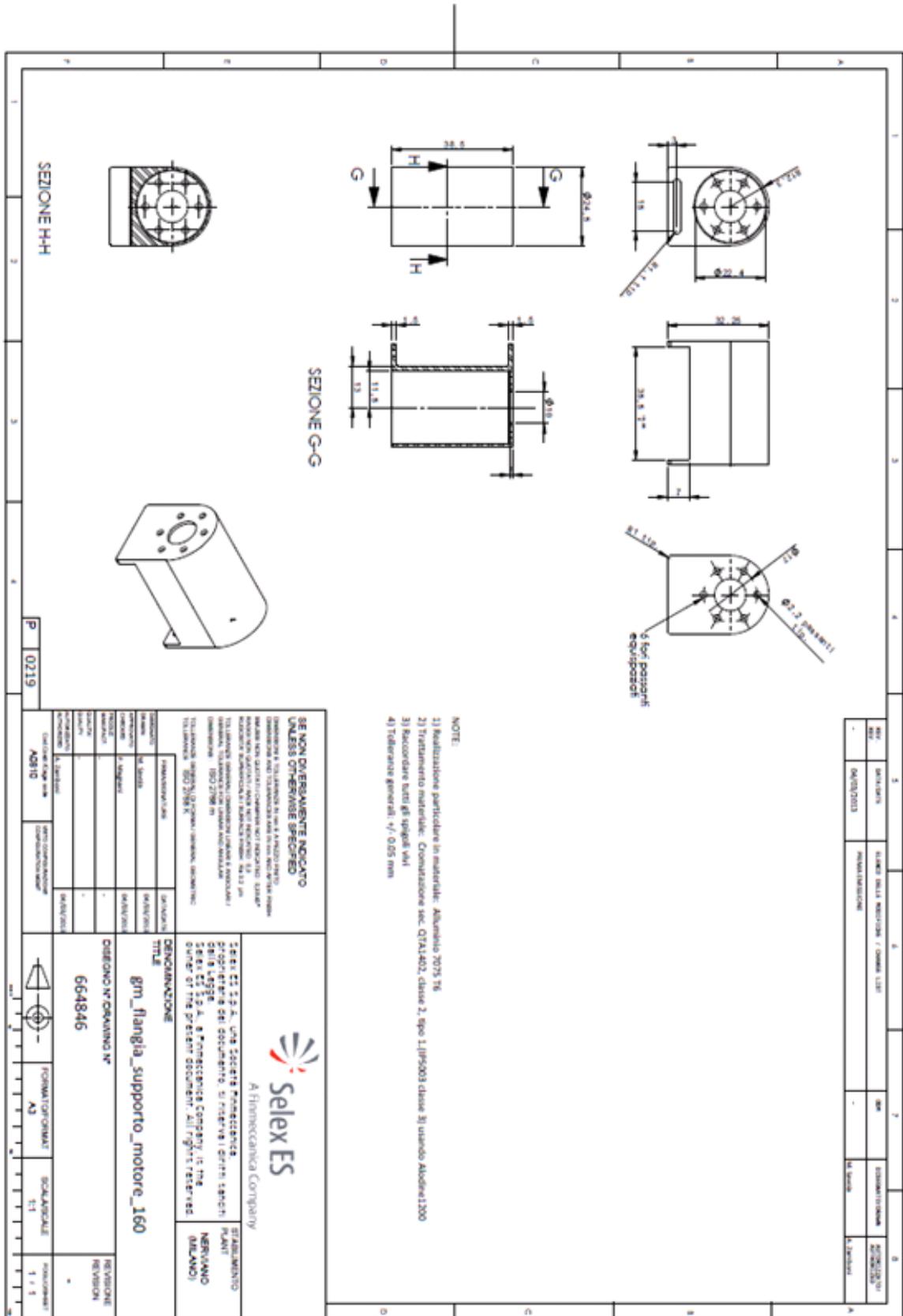
© DR. FRITZ FAULHABER GMBH & CO. KG
Specifications subject to change without notice.

Appendice B: Frame e puleggia Selex

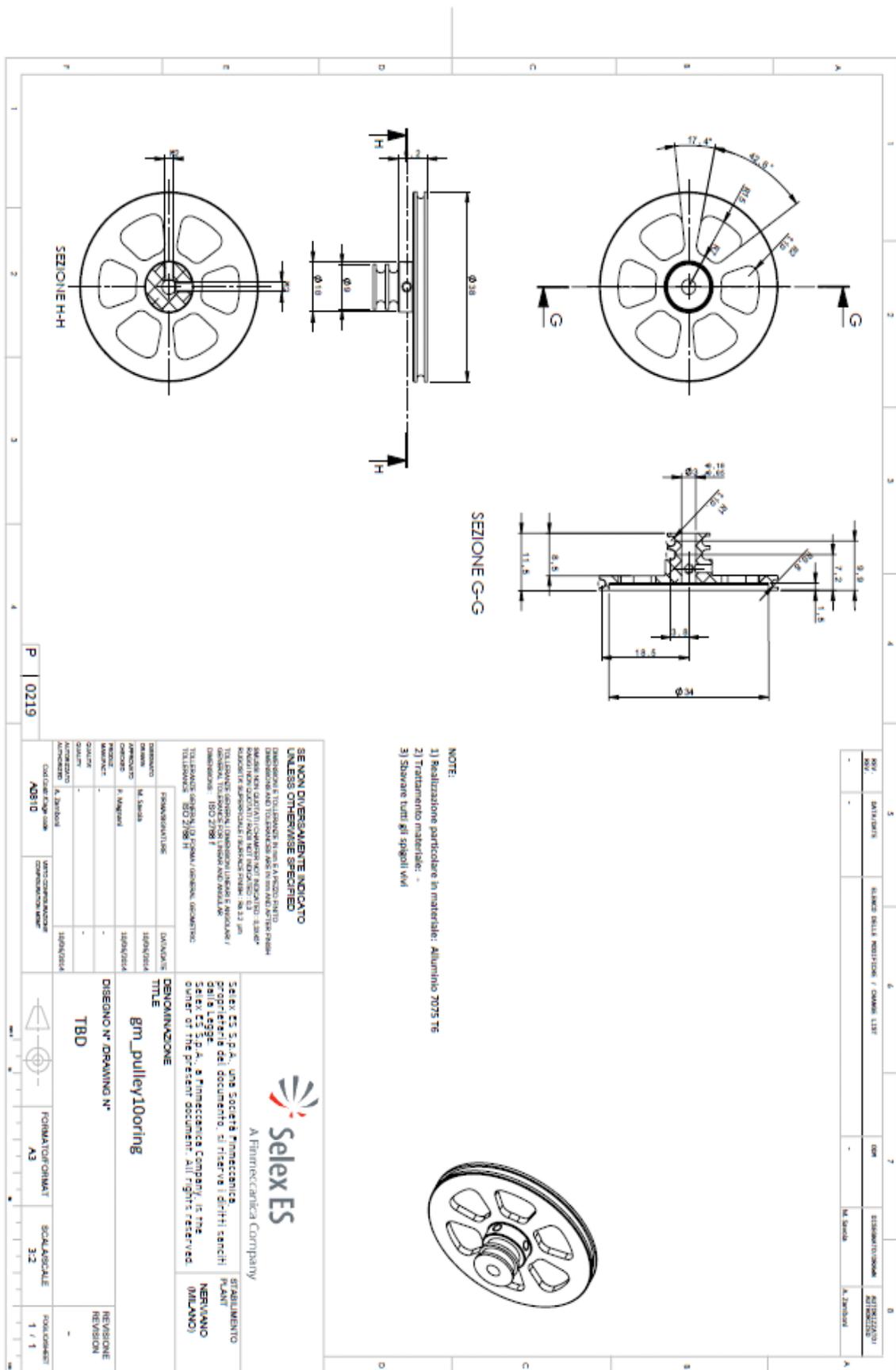
B.1: Frame motore Faulhaber 2232U006S



B.3: Frame motore Faulhaber 2342U006C



B.2: Puleggia motore Faulhaber 2342U006C



Appendice C: Codice Matlab

C.1: Codice di MainScript.m

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% MAIN SCRIPT %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
clear all
close all
clc

load('CentoDC1002.mat');
load('CentoDC100Nexus2.mat');

FPGA=CentoDC1002(1:end,1:end);
NEXUS=CentoDC100Nexus2(1:end,1:end);

VmDC100=Median(NEXUS(:,5),5);
Va=FPGA(:,7)*2;
Vb=FPGA(:,8)*2;
NEXUS(:,4)=NEXUS(:,4)+15;

figure(1)
plot(NEXUS(:,6),NEXUS(:,4),NEXUS(6:end,6),VmDC100,'r');
grid on
title('Angolo e Velocità angolare')
legend('Angolo (°)', 'Velocità ang. (°/s)')

figure(2)
plot(FPGA(:,4),Va,FPGA(:,4),Vb,'g',FPGA(:,4),FPGA(:,6),'r')
grid on
title('Tensioni e Corrente al motore')
legend('Va', 'Vb', 'Idrw')

Imax=max(abs(FPGA(:,6)))
[Imup]=lmedie(FPGA(:,6))
[Vmup]=Vabmedie(Va,Vb)
[Velm100up Velm100down]=Vmcalc(43,VmDC100)
Pmassup=Vmup*Imup
Angmax=max(NEXUS(:,4))
Angmin=min(NEXUS(:,4))
Tmedioup=(136.1-27.7)/Velm100up
Emassup=Pmassup*Tmedioup

%% CALCOLO DELLE POTENZE "A GRADONI DI ANGOLO"
%
% LEGENDA: PELg = Pot. Elettrica assorbita dal motore, mediata nei gradoni di angolo;
%          PMotg = Pot. meccanica in uscita dal motore, mediata nei gradoni di angolo;
%          PMecg = Potenza meccanica globale, mediata nei gradoni di angolo.

Lg=length(NEXUS(:,1));
Cop=0.137*1.197*9.81*sind(NEXUS(:,4));

dV=Va-Vb;
[ index ] = IndexCalc( NEXUS(:,4) );
ELnumbers=NEXUS(index,6);
[ ELindex ] = ELindexCalc( ELnumbers,FPGA(:,4) );
```

Appendice C: Codice Matlab

```
[ PELg,PMotg,Velmg ] = PEIgradoni( ELindex,FPGA(:,6),dV,index,NEXUS(:,5) );  
[ PMecg ] = PMecgradoni( index,NEXUS(:,4),NEXUS(:,5) );
```

%% ISOLAMENTO DELLE POTENZE NEI GRADONI DI ANGOLO

```
PROVAPELg(1)=0.001;  
PROVAPMecg(1)=0;  
PROVAPMotg(1)=0;  
PROVAVelmg(1)=0;  
for l=2:7:(length(PELg)-6)  
    PROVAPELg=[PROVAPELg,PELg(l:l+5),ones(1,1)*0.001];  
    PROVAPMecg=[PROVAPMecg,PMecg(l:l+5),zeros(1,1)];  
    PROVAPMotg=[PROVAPMotg,PMotg(l:l+5),zeros(1,1)];  
    PROVAVelmg=[PROVAVelmg,Velmg(l:l+5),zeros(1,1)];  
end
```

%% CALCOLO DEL RENDIMENTI A GRADONI DI ANGOLO

```
ngrad=(PROVAPMecg./PROVAPELg)*100;  
nMotg=(PROVAPMotg./PROVAPELg)*100;  
nrid=(ngrad./nMotg)*100;  
  
ngradgraf(1:index(1))=ngrad(1);  
nMotggraf(1:index(1))=nMotg(1);  
nridgraf(1:index(1))=nrid(1);  
Velgradgraf(1:index(1))=PROVAVelmg(1);  
for j=2:(length(index))  
    ngradgraf((index(j-1)+1):index(j))=ngrad(j);  
    nMotggraf((index(j-1)+1):index(j))=nMotg(j);  
    nridgraf((index(j-1)+1):index(j))=nrid(j);  
    Velgradgraf((index(j-1)+1):index(j))=PROVAVelmg(j);  
end  
j=j+1;  
ngradgraf((index(j-1)+1):Lg)=ngrad(j);  
nMotggraf((index(j-1)+1):Lg)=nMotg(j);  
nridgraf((index(j-1)+1):Lg)=nrid(j);  
Velgradgraf((index(j-1)+1):Lg)=PROVAVelmg(j);
```

%% RENDIMENTI MEDI: medie dei valori a gradoni %%

```
n=1;  
nn=1;  
nnn=1;  
for m=1:length(ngradgraf)  
    if ngradgraf(m)>5  
        npermedia(n)=ngradgraf(m);  
        n=n+1;  
    end  
    if nMotggraf(m)>5  
        nMotpermedia(nn)=nMotggraf(m);  
        nn=nn+1;  
    end  
    if nridgraf(m)>5  
        nridpermedia(nnn)=nridgraf(m);  
        nnn=nnn+1;  
    end  
end  
end
```

```

nmedio=mean(npermedia)    % RENDIMENTO PERCENTUALE MEDIO IN SALITA
nMotmedio=mean(nMotpermedia) % RENDIMENTO PERCENTUALE MEDIO DEL MOTORE IN SALITA
nRIDmedio=mean(nridpermedia) % RENDIMENTO PERCENTUALE MEDIO DELLO STADIO DI RIDUZIONE

%% Grafico rendimenti a gradoni e medi

nmediograf(1:2,1)=nmedio;
nmediografx(1:2,1)=[1 length(ngradgraf)];
nMotmediograf(1:2,1)=nMotmedio;
nMotmediografx(1:2,1)=[1 length(nMotggraf)];
nridmediograf(1:2,1)=nRIDmedio;
nridmediografx(1:2,1)=[1 length(nridgraf)];

figure(4)
xax=[15550:1:18000];

ax1 = axes('AxisLocation','left','XColor','k','YColor','k');

grid on
ylabel('Rendimenti (%)')
hold on
ax2 = axes('Position',get(ax1,'Position'),'YAxisLocation','right','Color','none','YColor','r');
ylabel('Coppia (Nm)');
h12=line(xax,Cop(15550:18000),'Color','r','LineStyle','--','Parent',ax2);

h14=line(xax,nMotggraf(15550:18000),'Color','g','LineWidth',1.7,'Parent',ax1);
h11=line(xax,Velgradgraf(15550:18000),'Color','m','Parent',ax1);
h15=line(xax,nridgraf(15550:18000),'Color','y','LineWidth',1.7,'Parent',ax1);
h13=line(xax,ngradgraf(15550:18000),'Color','b','LineWidth',1.7,'Parent',ax1);

x1limits = get(ax1,'XLim');
y1limits = get(ax1,'YLim');
xinc = (x1limits(2)-x1limits(1))/6;
yinc = (y1limits(2)-y1limits(1))/6;
set(ax1,'XTick',[x1limits(1):xinc:x1limits(2)],'YTick',[y1limits(1):yinc:y1limits(2)])

x2limits = get(ax2,'XLim');
y2limits = get(ax2,'YLim');
x2inc = (x2limits(2)-x2limits(1))/6;
y2inc = (y2limits(2)-y2limits(1))/6;
set(ax2,'XTick',[x2limits(1):x2inc:x2limits(2)],'YTick',[y2limits(1):y2inc:y2limits(2)])
legend([h12 h11 h13 h14 h15],'Coppia (Nm)','Velocità ang. (°/s)','n globale','n Mot','n rid')
title('Rendimenti e Coppia')

figure(5)
plot(Cop*10)
hold on
plot(Velgradgraf,'k')
plot(ngradgraf,'r')
plot(nMotggraf,'g')
plot(nridgraf,'m')
grid on
title('Grafico angolo e rendimento')
legend('Coppia (Nm x 10)','Velocità (°/s)','n globale','n Mot','n rid')
plot(nmediografx,nmediograf,'--r')
plot(nMotmediografx,nMotmediograf,'--g')

```

```
plot(nridmediografx,nridmediograf,'--m')
```

C.2: Codice di Function files

PElgradoni.m

```
function [ PEIlg,PMotg,Velmg ] = PElgradoni( i,l,V,index,Vel ) %inputs: EIndex,Corrente al
motore,differenza di tensione A-B
% Calcolo della potenza elettrica utilizzata e potenza meccanica in uscita dal motore, "a gradoni" di angolo

R=0.81; % Ohm
Ke=0.84; % mV*min
Km=8.03; % mNm/A
Mr=0.28; % mNm
N=783.3; % rapporto di riduzione Selex

Im(1)=mean(l(1:i(1)));
Vm(1)=mean(V(1:i(1)));
Velmg(1)=mean(Vel(1:index(1)));
vmot(1)=Velmg/6*N; % VELOCITA' MOTORE in rpm sfruttando la stereo e il rapporto di riduzione
Mmot(1)=Im(1)*Km-Mr; % coppia al motore
for k=2:(length(i))
    Im(k)=mean(l((i(k-1)+1):i(k)));
    Vm(k)=mean(V((i(k-1)+1):i(k)));
    Velmg(k)=mean(Vel((index(k-1)+1):index(k)));
    vmot(k)=Velmg(k)/6*N;
    Mmot(k)=Im(k)*Km-Mr;
end
k=k+1;
Im(k)=mean(l((i(k-1)+1):end));
Vm(k)=mean(V((i(k-1)+1):end));
Velmg(k)=mean(Vel((index(k-1)+1):end));
vmot(k)=Velmg(k)/6*N;
Mmot(k)=Im(k)*Km-Mr;

PEIlg=Im.*Vm; % Potenza Elettrica assorbita (gradoni)
PMotg=Mmot.*vmot*pi/30000; % Potenza Meccanica in uscita dal motore (gradoni)

end
```

PMecgradoni.m

```
function [ x ] = PMecgradoni( index,Ang,Vel )
% calcolo Potenza meccanica media nei "gradoni di angolo"

Angm(1)=mean(Ang(1:index(1)));
Velm(1)=mean(Vel(1:index(1)));
for k=2:(length(index))
    Angm(k)=mean(Ang((index(k-1)+1):index(k)));
    Velm(k)=mean(Vel((index(k-1)+1):index(k)));
end
k=k+1;
```

```

Angm(k)=mean(Ang((index(k-1)+1):end));
Velm(k)=mean(Vel((index(k-1)+1):end));

x=(0.137*1.197*9.81*sind(Angm)).*(Velm*2*pi/360);

```

```
end
```

Imedie.m

```

function [ Imup Imdown ] = Imedie( I )
% Function per calcolare la corrente media positiva e quella negativa
k=1;
j=1;
for i=1:length(I)
    if I(i)>0.1
        Isu(k)=I(i);
        k=k+1;
    else
        if I(i)<0.1
            lgiu(j)=I(i);
            j=j+1;
        end
    end
end
Imup=mean(Isu);
Imdown=mean(lgiu);

end

```

MediaN.m

```

function [ Vmed ] = MediaN( x,N )
L=length(x);
for i=1:(L-N)
    Vmed(i)=mean(x(i:i+N));
end

end

```

Vabmedie.m

```

function [ dVupm dVdownm ] = Vabmedie(Va,Vb)
%Function per fare Va-Vb, in salita e in discesa, e calcolarne il valor
%medio

j=1;
k=1;

for i=1:length(Va)
    if Va(i)>2.5 && Vb(i)<0.5
        Vup(j)=Va(i)-Vb(i);
        j=j+1;
    end
end

```

Appendice C: Codice Matlab

```
    if Va(i)<0.5 && Vb(i)>2.5
        Vdown(k)=Vb(i)-Va(i);
        k=k+1;
    end
end
```

```
dVupm=mean(Vup);
dVdownm=mean(Vdown);
```

```
end
```

Vmcalc.m

```
function [ Vmpos Vmneg ] = Vmcalc( soglia, Vel )
% input: soglia = soglia minima per la quale calcolare la velocità media di salita e
% discesa; Vel = vettore delle velocità angolari
L=length(Vel);
k=1;
j=1;
for i=1:L
    if Vel(i)>soglia
        Vmed1(k)=Vel(i);
        k=k+1;
    end
    if Vel(i)<(-soglia)
        Vmed2(j)=Vel(i);
        j=j+1;
    end
end
Vmpos=mean(Vmed1);
Vmneg=mean(Vmed2);
end
```

IndexCalc.m

```
function [ index ] = IndexCalc( Angolo )
n=1;
for i=1:(length(Angolo)-1)
    if Angolo(i)<=28 && Angolo(i+1)>28
        index(n)=i;
        n=n+1;
    end
    if Angolo(i)<=40 && Angolo(i+1)>40
        index(n)=i;
        n=n+1;
    end
    if Angolo(i)<=60 && Angolo(i+1)>60
        index(n)=i;
        n=n+1;
    end
    if Angolo(i)<=80 && Angolo(i+1)>80
        index(n)=i;
        n=n+1;
    end
    if Angolo(i)<=100 && Angolo(i+1)>100
        index(n)=i;
        n=n+1;
    end
end
```

```
end
if Angolo(i)<=120 && Angolo(i+1)>120
    index(n)=i;
    n=n+1;
end
if Angolo(i)<=132 && Angolo(i+1)>132
    index(n)=i;
    n=n+1;
end
end
end
for k=1:(length(index)-1)
    if index(k)>index(k+1)
        print('Errore nell array index')
        break
    end
end
end
```

ELindexCalc.m

```
function [ ELindex ] = ELindexCalc( ELnumbers,FPGAnum )
for i=1:length(ELnumbers)
    ELindex(i)=find(FPGAnum==(ELnumbers(i)));
end

end
```


Ringraziamenti

Finalmente eccoci qua, dopo un percorso lungo e pieno di difficoltà anche io sono riuscito ad arrivare alla fine della mia carriera universitaria. Mi sembra doveroso a questo punto guardarsi indietro, ripensare a tutti i momenti passati e alle persone che più mi sono state vicino nel periodo universitario.

Devo essere sincero nel momento in cui sto scrivendo queste righe conclusive ho i brividi lungo la schiena dall'emozione e a stento trattengo le lacrime. Questi sono stati anni lunghi e pieni di sacrifici per me, per la mia famiglia e per gli amici più cari. Mi avete sopportato nei miei sbrocchi e nei miei sbalzi d'umore, senza mai farmi mancare la vostra presenza e il vostro appoggio. Per questo prima dei soliti ringraziamenti personali ho voluto descrivere il mio stato d'animo attuale sperando di farvi capire, nonostante la mia scarsa dimestichezza con le parole, quanto i ringraziamenti che seguiranno siano veramente sentiti e non la classica proforma che lascia il tempo che trova.

Inizialmente vorrei ringraziare il Prof. Cristofolini per la possibilità concessami di poter intraprendere un percorso di tesi presso il "Centro Protesi INAIL", permettendomi di mettere in pratica le nozioni teoriche apprese all'università. Inoltre, vorrei ringraziarla per la disponibilità e professionalità dimostrata nei miei confronti.

Il secondo ringraziamento non può che andare ad Emanuele, sinceramente non penso di aver mai conosciuto una persona così intelligente e preparata, ma allo stesso tempo sempre disponibile e simpatica. La sua guida mi ha insegnato a non accontentarmi e non arrendermi mai, avendo come fine ultimo quello di ricercare sempre la soluzione più giusta. Per questo vorrei ringraziarlo con tutto il cuore.

Non posso dimenticarmi di ringraziare Alberto, che per tutta la mia permanenza al "Centro Protesi" mi ha aiutato dandomi sempre i giusti consigli e spunti. Grazie perché in te ho trovato un amico, che mi ha permesso di superare le iniziali difficoltà di ambientamento, rendendo ancora più spensierata e leggera la mia esperienza al Centro Protesi.

Ringraziamenti

Vorrei ringraziare i miei compagni di disavventure al “Centro Protesi” Clemente, Giorgio e Tonia. Grazie per la compagnia, le chiacchierate e le risate durante questo periodo di tirocinio.

Un sentito ringraziamento va ai compagni di Facoltà Alberto, Alessandro e Giulia, grazie per aver condiviso con me questo percorso di studio ed avermi aiutato a superare il trauma delle lezioni e degli esami.

Grazie a tutti i miei compagni di squadra AICS, perché soprattutto in quest’ultimo anno mi avete aiutato a staccare la spina e a non pensare all’università con serate e bevute.

Un grazie a Fabio e Giacomo, per esserci stati sempre ed essere stati disponibili ad ascoltarmi nei miei momenti più difficili al di fuori dell’università.

Grazie a Mario, Enrico, Pietro e Alberto compagni di vita e serate sempre pronti a correre in mio soccorso nel momento del bisogno.

Desidero ringraziare Maikol, persona che ammiro molto perché nonostante i suoi mille impegni riesce sempre a fare tutto e farlo in maniera corretta. Grazie per essere allo stesso tempo un compagno di serata ed un confidente, sempre pronto ad aiutarmi e darmi consigli.

Grazie a Giulia, compagna di studi prima e amica fidata poi. Grazie per avermi stimolato a non mollare mai, a non arrendermi davanti alle difficoltà, ma soprattutto per essere sempre disponibile per ogni mia minima cavolata.

Un enorme grazie va alla persona con la quale condivido ormai 3 anni della mia vita. Grazie Federica, per essermi stata vicino in questi anni e avermi spinto sempre a fare quel passo in più, sopportando il mio carattere a volte burbero e scontroso. Vorrei ringraziarti per avermi aperto gli occhi permettendomi di vedere il mondo sotto un nuovo punto di vista. Per tutto questo e per altre mille cose, grazie di cuore.

Infine vorrei ringraziare la mia famiglia, per la quale non esistono parole per spiegare quanto vi sia grato di tutto. Siete stati, siete e sarete per sempre la mia fonte di sicurezza e forza, ma anche un po’ di ansia. In particolare vorrei ringraziare mia sorella Rossella, Alex e il piccolo Leonardo, voi mi avete insegnato che rimanendo uniti e al fianco della persona amata si possono superare ostacoli che sembrano insormontabili.

Grazie a papà Moreno e a mamma Antonietta, i vostri sacrifici in questi anni mi hanno fatto capire quanto due persone siano disposte a fare per amore di un figlio. Vi ringrazio per avermi dato la possibilità di studiare nella speranza di realizzare i miei sogni e avermi insegnato a credere sempre in me stesso.

Vorrei concludere questo mio elaborato di tesi ringraziando nonna Irma, per me tu sei stata la valvola di sfogo dopo un litigio con i miei genitori, sei stata la nonna che mi viziava e che ricordava quanto importante fosse studiare. Per tutte queste cose grazie. Questa tesi è dedicata a te. Mi sarebbe piaciuto che stasera, una volta tornato a casa, tu mi avessi visto finire il mio percorso di studi. Sono certo, però, che anche oggi tu mi stia osservando da qualche parte dall'alto di un balcone guardandomi compiere i miei primi passi nel mio prossimo futuro.

Ringraziamenti