

---

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

**CORSO DI LAUREA MAGISTRALE IN INGEGNERIA BIOMEDICA  
(LM)**

*Titolo della tesi*

**Progetto, sviluppo e test di una scheda di controllo  
per articolazione protesica di spalla  
in architettura distribuita**

*Tesi in*

**MECCANICA DEI TESSUTI BIOLOGICI LM**

*Relatore*  
**Prof. Ing. Luca Cristofolini**

*Presentata da*  
**Federica Innocente**

*Correlatori*  
**Prof. Ing. Emanuele Gruppioni**  
**Ing. Alberto Dellacasa Bellingegni**

*Sessione III*  
*Anno Accademico 2016/2017*



# INDICE

<b>Abstract</b> .....	4
<b>Sommario</b> .....	4

## Capitoli

<b>1 Introduzione</b> .....	<b>6</b>
1.1 Casi di protesizzazione di arto superiore.....	7
1.2 Fasi del progetto riabilitativo di arto superiore .....	8
1.3 Classificazione delle protesi di arto superiore.....	9
1.3.1 Classificazione strutturale .....	9
1.3.2 Classificazione funzionale.....	10
1.3.2.1 Protesi passive.....	10
1.3.2.2 Protesi attive ad energia corporea .....	12
1.3.2.3 Protesi attive ad energia extracorporea .....	13
1.3.2.4 Protesi ibride .....	15
1.4 Struttura della protesi mioelettrica di arto superiore .....	15
1.4.1 Bretellaggi .....	16
1.4.2 Invasatura .....	17
1.4.3 Sensori elettromiografici .....	18
1.4.3.1 Caratteristiche del segnale elettromiografico.....	20
1.4.3.2 Fonti di rumore e di disturbo del segnale elettromiografico .....	20
1.4.4 Elettronica integrata .....	22
1.4.4.1 Sistemi di controllo .....	22
1.4.5 Articolazioni elettromeccaniche.....	24
1.4.6 Elemento prensile .....	25
1.4.6.1 Manipolatore .....	26
1.4.6.2 Mano protesica.....	26
1.5 Stato dell'arte della protesica di spalla.....	27
1.5.1 Protesi del gruppo Sistemi Uomo-Macchina (Politecnico di Milano) .....	27
1.5.2 Modular Prosthetic Limb .....	29
1.5.3 DEKA "Luke" Arm.....	31
1.5.4 ProMAS-6, Centro Protesi INAIL .....	32
1.6 Reinnervazione muscolare mirata (TMR).....	34

1.7	Obiettivo.....	36
<b>2</b>	<b>Materiali e Metodi.....</b>	<b>38</b>
2.1	Hardware .....	38
2.1.1	Schema elettrico .....	38
2.1.1.1	Power .....	40
2.1.1.2	Canbus.....	41
2.1.1.3	Core.....	43
2.1.1.4	Driver .....	46
2.1.1.5	Motor.....	48
2.1.2	Bill of Materials .....	48
2.1.3	Circuito stampato (PCB) .....	50
2.1.3.1	TOP Layer.....	53
2.1.3.2	GND Layer.....	54
2.1.3.3	POWER Layer .....	55
2.1.3.4	BOTTOM Layer .....	55
2.1.4	File Gerber e prototipazione.....	56
2.2	Firmware .....	58
2.2.1	Strategia di controllo del movimento dei motori .....	60
2.2.2	Interfaccia QEI .....	61
2.2.3	Protocollo CANbus .....	61
2.2.4	Gestione ad Interrupt.....	62
2.2.5	Controllo del raggiungimento dei fine corsa.....	62
2.2.6	Struttura del Firmware .....	64
2.2.7	Firmware attraverso diagrammi di flusso.....	66
<b>3</b>	<b>Risultati.....</b>	<b>69</b>
<b>4</b>	<b>Conclusioni.....</b>	<b>70</b>
<b>5</b>	<b>Bibliografia e sitografia.....</b>	<b>72</b>
<b>6</b>	<b>Ringraziamenti.....</b>	<b>75</b>

## ***ABSTRACT***

The amputation of a limb leads limitations in daily tasks that technology aims to overcome in developing specific prosthetic devices. The control system for proximal prosthesis (e.g. shoulder disarticulation) is more complex than the control for distal prosthesis beyond the elbow. Indeed, to date, only passive solutions are available for proximal prosthesis.

In this thesis, an embedded control unit for a prosthetic shoulder joint was developed and realised at the Centro Protesi INAIL in Vigorso. This device aims to control the shoulder joint and it plays the role of “Slave” unit in a distributed electronic system developed during a collaboration between the Centro Protesi and the Istituto Italiano di Tecnologia (IIT). An high performance microcontroller has been interfaced with the Master unit through high-speed CAN bus communication protocol and a customisable firmware handles the operations to be performed by analysing the received informations allowing the speed control of intra/extra-rotation and the flexion/extension of the shoulder joint. The joint speed can be achieved driving two motors by means of PWM signals and a double motor-driver. Moreover, two incremental encoders allow the monitoring of the joint position and even the embedded implementation of position controls. The developed device meets the requirement of the project: low costs, reduced dimensions (30x60mm), easily and highly programmable and customisable.

## ***SOMMARIO***

La perdita di un arto o di una parte di esso comporta nell'uomo delle limitazioni nelle abitudini quotidiane che il costante sviluppo tecnologico di protesi ed ortesi cerca di superare. Il controllo di una protesi per amputazione molto prossimale, come quella per disarticolazione di spalla, è molto più complesso del controllo di una protesi per amputazioni al di sotto del gomito e, ad oggi, sono presenti sul mercato solamente soluzioni passive.

In questo lavoro di tesi si progetta e sviluppa un'unità di controllo embedded per un prototipo di protesi di spalla a controllo mioelettrico, realizzato all'interno del Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio. Tale dispositivo è dedicato al controllo del giunto

di spalla della protesi e riveste il ruolo di unità “Slave” all’interno di un’architettura elettronica distribuita sviluppata da una collaborazione tra il Centro Protesi e l’Istituto Italiano di Tecnologia (IIT). Un microcontrollore ad alte prestazioni si interfaccia con l’unità “Master” tramite protocollo di comunicazione high-speed CAN bus ed un firmware facilmente personalizzabile gestisce i movimenti da eseguire, utilizzando le informazioni ricevute dell’unità Master per un controllo in velocità di flesso-estensione e intra-extrarotazione del giunto di spalla. La velocità di movimento è controllabile modulando il duty cycle di segnali PWM in ingresso ad un driver motore. Inoltre, due encoder incrementali permettono il monitoraggio della posizione di ogni singolo giunto abilitando l’implementazione di un controllo in posizione. Il dispositivo realizzato ha pienamente soddisfatto le specifiche progettuali che prevedevano bassi costi, ingombri ridotti (30x60mm), flessibilità di programmazione e personalizzazione.

## 1 Introduzione

L'amputazione o la perdita di un arto rappresenta per il paziente un cambiamento radicale delle proprie abitudini e un'elevata limitazione nella vita quotidiana, che spesso si traducono in modifiche non trascurabili dell'aspetto psicologico.

Per superare i limiti associati a queste problematiche, l'uomo è costantemente alla ricerca di soluzioni innovative e sempre più vantaggiose.

Le protesi sono dei dispositivi medici che, a seconda del livello di amputazione, sostituiscono in parte o completamente le funzioni di un arto mancante. Grazie al continuo miglioramento delle tecnologie, nei secoli si è passati da protesi rudimentali puramente estetiche a protesi sempre più sofisticate ed efficienti, che possano restituire almeno parzialmente le performance dell'arto amputato. In particolare, a partire dagli anni '60 sono stati sviluppati dispositivi con nuove e più complete funzionalità, facendo ricorso al settore ingegneristico della biomeccatronica per la realizzazione di dispositivi attivi complessi.

Le protesi devono essere adattate per rispondere alle necessità dell'amputato e devono soddisfare esigenze individuali riguardanti stabilità, comfort e durata nel tempo. Pertanto è importante tener conto sia delle caratteristiche e condizioni del paziente (corporatura, altezza, età, tipo di amputazione, esigenze funzionali, abitudini di vita,..) sia dei vincoli estetici, di peso e di ingombro.

In Italia, l'unica struttura che unisce l'applicazione delle più aggiornate conoscenze nel campo dell'ortopedia tecnica con la ricostruzione del quadro funzionale e psico-sociale dell'amputato è il Centro protesi INAIL di Vigorso di Budrio (BO). Fondato nel 1961 dal professore Hannes Schmidl, il Centro protesi è una struttura pubblica che fa parte dell'Istituto Nazionale per l'Assicurazione contro gli Infortuni sul Lavoro (INAIL). I servizi sono rivolti sia ad infortunati sul lavoro sia ad invalidi civili assistiti dal servizio sanitario nazionale, al fine di ottenere un completo reinserimento sociale e lavorativo del paziente sia realizzando e fornendo dispositivi protesici ed ortopedici, sia fornendo servizi di riabilitazione funzionale ed addestramento all'uso delle protesi.

Mentre l'arto inferiore attua movimenti massimamente ripetitivi che consentono di adottare forti semplificazioni, la complessità delle funzioni che normalmente esegue l'arto superiore rende questa tipologia di protesi la sfida più grande per il settore protesico.

## 1.1 Casi di protesizzazione di arto superiore

L'arto superiore è uno dei distretti di maggior importanza per l'uomo, in quanto consente di realizzare un'ampia varietà di funzioni e abilità nella vita quotidiana. È suddivisibile in quattro sezioni che sono, procedendo in direzione cranio-caudale:

- *spalla* : zona che permette l'attacco dell'arto superiore al tronco.
- *braccio* : zona compresa tra spalla e gomito.
- *avambraccio*: zona compresa tra gomito e polso
- *mano*: organo prensile collegato al polso.

L'importanza del sistema spalla-mano è determinata non solo dalla possibilità di presa e manipolazione di oggetti, ma anche dalla realizzazione di un vero e proprio organo di senso. La mano, grazie alla sua elevata sensibilità propriocettiva, consente infatti la protezione del corpo da eventuali lesioni, la percezione della temperatura, la raccolta di informazioni circa forma e dimensione di oggetti. È inoltre responsabile del linguaggio del corpo, grazie alla gestualità che permette la comunicazione tra gli individui.

Nasce pertanto, nel caso di amputazione o malformazione congenita di arto superiore, la necessità di ricercare soluzioni protesiche che rispondano nel migliore dei modi alle diverse esigenze dei pazienti, ripristinando almeno parzialmente le funzionalità e le abilità fisiologiche dell'arto mancante.

Le cause che portano alla disabilità dovuta alla mancanza di un arto sono classificabili in:

- *amputazioni traumatiche*;
- *amputazioni per malattia*;
- *malformazioni congenite*.

Le amputazioni traumatiche sono prevalenti in soggetti di sesso maschile e con età inferiore ai 60 anni. Appartengono a questa categoria tutti gli incidenti di lavoro, automobilistici e domestici e le amputazioni per i mutilati di guerra.

Le amputazioni per malattia si verificano prevalentemente in età avanzata, in seguito all'insorgere di patologie vascolari, neoplasiche, diabetiche e infiammatorie.

Esistono poi diverse malformazioni congenite, caratterizzate dall'assenza totale (amelia) o parziale (meromelia) dell'arto, da dimensioni molto sproporzionate dell'arto (micromelia) o dall'attaccamento di mani e piedi al tronco per mancanza di ossa lunghe (focomelia). Pur occupando solo una piccola percentuale della casistica di amputazioni,

rappresentano l'evento più difficile da trattare, in quanto richiede l'utilizzo di dispositivi protesici altamente personalizzati sin dai primi anni di vita.

## **1.2 Fasi del progetto riabilitativo di arto superiore**

Il passaggio dall'amputazione all'applicazione di una protesi d'arto superiore richiede valutazioni sia di tipo medico-tecnico che di tipo psicologico. Durante tutto il trattamento protesico il paziente è affiancato da medici, terapeuti, tecnici e psicologi. L'apporto di questi ultimi è essenziale nelle fasi iniziali per aiutare il paziente a superare il trauma di un'amputazione e per valutare gli obiettivi e il grado di motivazione che garantiscano un iter riabilitativo adeguato.

Il progetto riabilitativo è costituito da quattro fasi distinte:

- *Fase preoperatoria*
- *Fase postchirurgica preprotesica*
- *Fase protesica*
- *Fase del reinserimento sociale e professionale*

Nella fase preoperatoria si esegue una mobilizzazione passiva, che consiste nel movimento di un'articolazione in tutte le direzioni, senza il reclutamento del muscolo. In questo modo si cerca di preservare un completo range of motion (ROM) articolare. Per rinforzare la muscolatura residua dell'arto superiore e del tronco, in questa fase è prevista anche una metodica di riabilitazione nota come kinesi attiva ed assistita, attraverso i cui esercizi il paziente muove le articolazioni fino al raggiungimento della massima ampiezza di movimento.

L'obiettivo della fase postchirurgica preprotesica è quello di predisporre il moncone (residuo di un arto parzialmente amputato) e il paziente a ricevere la protesi, attraverso trattamenti di preparazione del moncone e trattamenti mirati ad uno specifico tipo di protesi. Quindi, è necessario valutare le caratteristiche del moncone (forma e misura della circonferenza), la forza muscolare residua (tramite test muscolari), il ROM delle articolazioni prossimali del moncone, lo stato della cute (patologie cutanee e tipologia di cicatrice) e la presenza di sensibilità e di disturbi di tipo neurale (neuromi e Sindrome dell'arto fantasma), linfatici (edema) e vascolari (ritorni venosi, vascolarizzazione dell'estremità del moncone).

Durante la fase protesica il paziente prende confidenza con la protesi e si abitua al peso della stessa, eseguendo tutti i movimenti dell'arto superiore protesizzato. Successivamente il paziente è sottoposto a prove di prensione (diverse a seconda del tipo di protesi fornita) e di destrezza, che prevedono movimenti combinati come l'apertura e la chiusura della mano associata a movimenti di gomito e spalla, e l'apertura delle dita in diverse posizioni di gomito e spalla.

L'ultima fase del progetto riabilitativo ha come obiettivo l'acquisizione del massimo livello di autonomia per l'integrazione socio-lavorativa: il paziente dovrà essere in grado di superare la disabilità, di disporre del più ampio ventaglio di scelta professionale e di raggiungere il livello più elevato di reinserimento sociale.

### 1.3 Classificazione delle protesi di arto superiore

#### 1.3.1 Classificazione strutturale

La norma internazionale ISO 9999, che classifica gli ausili tecnici per disabili in modo da renderne più facile la trattazione, definisce una protesi di arto superiore come segue: *“Una protesi di arto superiore è 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.”*

In base al livello di amputazione, le protesi di arto superiore sono suddivise in sette sottosezioni (Fig.1):

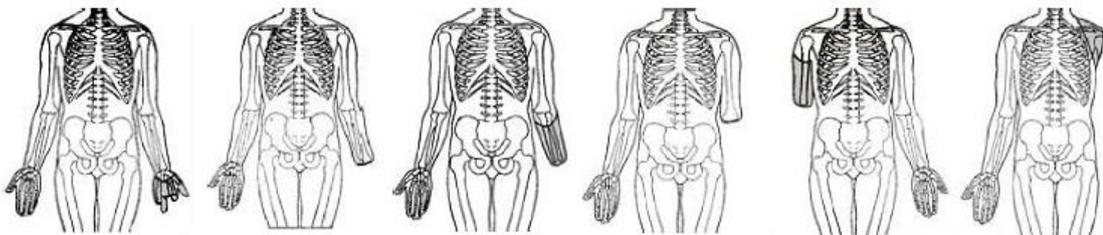


Fig.1. *Livelli di amputazione 06.18: da sinistra, 03, 06, 09, 12, 15, 18.*

- 06.18.03 - *Protesi di dito e amputazione di mano*: vicariano le amputazioni di una o più falangi, della diafisi di uno o più metacarpi.

- 06.18.06 - *Protesi per disarticolazione di polso*: vicariano le amputazioni della mano e del carpo; i processi stiloidei di radio e ulna sono preservati e il gomito conservato consente la prono-supinazione.
- 06.18.09 - *Protesi per amputazione transradiale*: vicariano le amputazioni della diafisi del radio e dell'ulna.
- 06.18.12 - *Protesi per disarticolazione di gomito*: vicariano le amputazioni dell'avambraccio lussando l'articolazione del gomito.
- 06.18.15 - *Protesi per amputazione transomeroale*: vicariano le amputazioni della diafisi dell'omero.
- 06.18.18 - *Protesi per disarticolazione di spalla*.
- 06.18.21 - *Protesi per amputazione interscapolotoracica*: vicariano le amputazioni in cui si asporta anche la scapola.

### ***1.3.2 Classificazione funzionale***

Rispetto alle caratteristiche costruttive e funzionali, le protesi di arto superiore sono classificabili in:

- Protesi passive
- Protesi attive ad energia corporea (cinematiche)
- Protesi attive ad energia extracorporea (o mioelettriche)
- Protesi ibride.

#### ***1.3.2.1 Protesi passive***

Le protesi passive mirano alla ricostruzione estetica di un segmento scheletrico mancante e sono utilizzate nei casi di mancato successo delle protesi funzionali (ad esempio nelle amputazioni più prossimali o nella maggior parte delle amputazioni parziali di mano) o di rinuncia alla funzionalità dell'arto da parte del paziente.

Le *protesi passive esoscheletriche* o *tradizionali* (Fig.2) hanno funzione strutturale e portante. Sono realizzate a partire da prefabbricati in materiali come legno o schiuma, sottoposti man mano a modifiche per il raggiungimento di un allineamento e una

conformazione statica ben precisi. La solidità e un buon aspetto estetico sono conferiti da un rivestimento in materiale plastico.



Fig.2. *Protesi passiva esoscheletrica (o tradizionale)*

Le *protesi passive endoscheletriche* (Fig.3) sono costituite da singoli componenti detti moduli intercambiabili. La funzione portante è svolta da questi componenti tubolari modulari, alloggiati all'interno di un rivestimento in materiale espanso morbido, sagomato con riferimento all'arto residuo, che ne conferisce l'aspetto estetico.



Fig.3. *Protesi passiva endoscheletrica*

Sia nel caso di protesi passiva esoscheletrica che endoscheletrica, l'organo di presa è generalmente mantenuto in posizione di chiusura da un meccanismo a molla, ed è possibile aprirlo all'occorrenza per azione dell'arto controlaterale.

Molte persone dopo un'amputazione desiderano ricreare l'aspetto naturale del proprio arto nella maniera più dettagliata possibile. Esistono pertanto *protesi passive interamente realizzate in silicone* (Fig.4): la forma, il colore e la texture di questo tipo

di protesi ripristinano l'aspetto estetico con una somiglianza sorprendente all'arto controlaterale, senza tralasciare dettagli come unghie, peli e pliche cutanee.

Le protesi in silicone presentano una buona resistenza alle alte temperature, ai raggi UV; lo svantaggio risiede però in un peso maggiore e nei costi elevati di produzione e personalizzazione, che ricadono interamente sul paziente quando assistito dal Sistema Sanitario Nazionale (SSN), in quanto non previste all'interno del Nomenclatore Tariffario.



*Fig.4. Protesi passiva realizzata in silicone*

### ***1.3.2.2 Protesi attive ad energia corporea***

Le protesi *attive ad energia corporea* o *cinematiche* (Fig.5) sfruttano il movimento di una regione corporea ancora attiva per l'attivazione della protesi, attraverso l'utilizzo di cavi azionati da bretellaggi con cui il paziente può eseguire movimenti controllati, come l'apertura della mano e la flessione-estensione del gomito

Nel caso in cui sia presente un moncone molto corto le leve in gioco rendono difficile l'azionamento delle protesi cinematiche, pertanto queste trovano utilizzo per tutte le amputazioni fino al 3° medio transomerale.

Le protesi cinematiche, grazie ai materiali robusti e alle meccaniche semplici di cui sono composte, mostrano un'elevata affidabilità. Inoltre, il peso ridotto le rende leggere. La limitata funzionalità e forza di presa del manipolatore o del gancio terminale rappresenta uno degli svantaggi più rilevanti, oltre alla presenza dei bretellaggi di sostegno e dei cavi di trazione che comportano un ridotto spazio di lavoro e un basso livello di comfort.



Fig.5. *Protesi attiva ad energia corporea (o cinematica)*

### ***1.3.2.3*** *Protesi attive ad energia extracorporea*

Le protesi attive ad energia extracorporea (Fig.6) sfruttano fonti di energia fornite da accumulatori per azionare motori elettrici e produrre quindi l'energia meccanica necessaria per il movimento della protesi.

A questa categoria appartengono:

- *protesi a comando mioelettrico*, che regolano i movimenti attraverso segnali elettromiografici (segnali di contrazione muscolare prelevati dai muscoli residui del paziente)
- *protesi a comando elettrico*, attivate da appositi interruttori.

Le protesi mioelettriche, con un'introduzione relativamente recente (le prime installazioni in Italia risalgono al 1965), grazie agli sviluppi dell'innovativo paradigma della biomeccatronica sono soggette ad una continua evoluzione che mira ad aumentarne le funzionalità e a renderle più adeguate alle esigenze del singolo paziente.



*Fig.6. Protesi ad energia extracorporea per amputazione transomerale (Ottobock Dynamic Arm)*

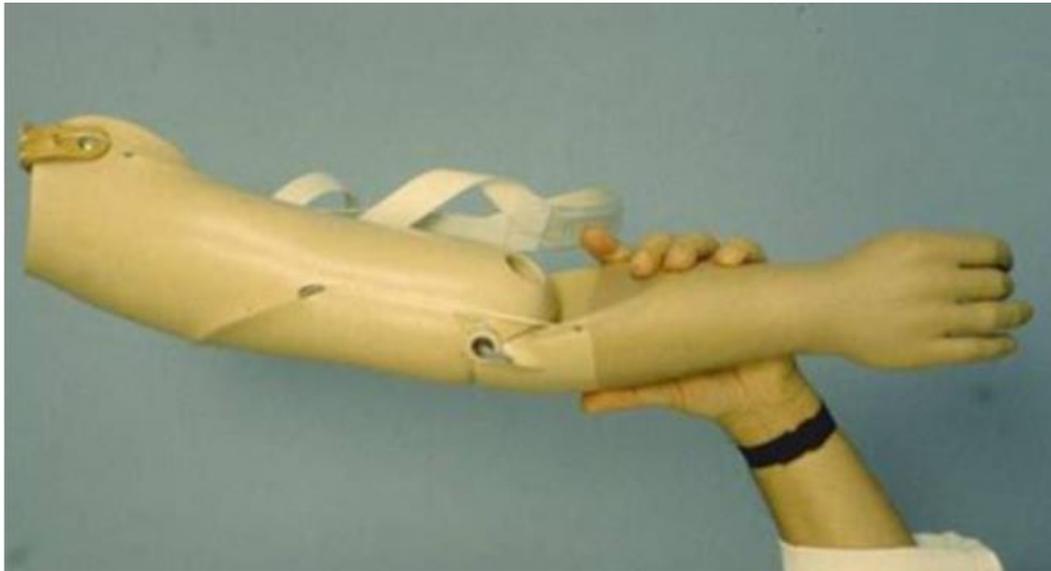
Il vantaggio di questo tipo di protesi sta proprio nell'elevato numero di funzionalità e nella forza di presa che supera di molto quella degli altri dispositivi protesici di arto superiore. Inoltre la copertura della struttura con guanti in materiale morbido come il silicone fa sì che si abbia anche un'ottima cosmesi.

Le alte prestazioni funzionali richiedono la presenza di un numero maggiore di componentistica meccanica, che influisce sul peso complessivo della protesi. Questo rappresenta uno svantaggio a livello fisico, perché porta ad un aumento sia dello sforzo muscolare richiesto al paziente e sia del possibile dolore percepito al moncone. Inoltre è bene sottolineare che un'insufficiente entità del segnale elettromiografico o l'assenza di segnali indipendenti rendono l'applicazione della protesi non idonea.

L'alto livello tecnologico è accompagnato necessariamente da un costo elevato, che supera di molto quello di un qualsiasi altro dispositivo finora descritto, senza rientrare nella copertura del SSN come previsto da Nomenclatore Tariffario.

#### ***1.3.2.4 Protesi ibride***

Le protesi ibride (Fig.7) uniscono l'energia extracorporea (principalmente mioelettrica) a segmenti passivi o cinematici. Largamente presenti sul mercato, sono indicate per pazienti che presentano amputazione transomerale e dispongono tipicamente di una mano mioelettrica e di un gomito cinematico.



*Fig.7. Protesi ibrida transomerale*

I costi e il peso della protesi risultano contenuti rispetto ad un dispositivo puramente mioelettrico, pur mantenendo funzionalità adeguate. Lo svantaggio di questa tecnologia risiede nella presenza dei cavi per la gestione del movimento del gomito, che riduce il comfort della protesi stessa.

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

Le protesi mioelettriche di arto superiore sono costituite internamente da interfacce di comando, come sensori elettromiografici (EMG) o microswitch, da accumulatori elettrici che forniscono l'energia della protesi e da un'unità di controllo che elabora i segnali in ingresso ad un controllore e che produce una risposta in uscita in grado di generare il movimento di mano, polso e gomito.

La struttura di una protesi mioelettrica di arto superiore (Fig.8), indipendentemente dal tipo di protesi e dal produttore, presenta una serie di componenti che, a partire dal moncone, sono:

- Bretellaggi

- Invasatura
- Sensori elettromiografici
- Elettronica integrata
- Parti di collegamento e articolazioni
- Elemento prensile

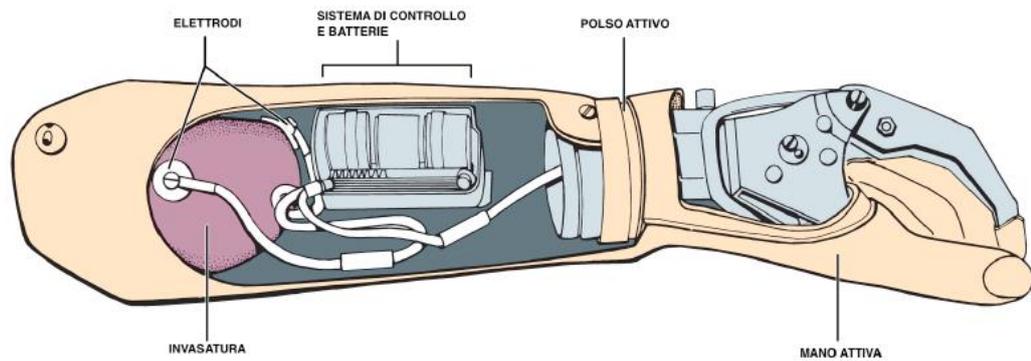


Fig.8. *Struttura generale di una protesi mioelettrica di arto superiore*

#### 1.4.1 Bretellaggi

I bretellaggi (Fig.9) sono un insieme di cinghie e imbragature che impediscono dislocazioni e movimenti involontari della protesi, garantendone un ancoraggio sicuro sul paziente.



Fig.9. *Bretellaggio di una protesi di arto superiore*

In commercio sono presenti anche protesi con sistemi di sospensione a tenuta pneumatica, che prevedono l'inserimento di un cuscinetto sottovuoto tra protesi e

moncone. Tuttavia per le protesi di arto superiore risultano più affidabili i bretellaggi classici oppure, per amputazioni transradiali, ancoraggi ai condili del gomito.

Il bretellaggio deve permettere il movimento nel caso di dispositivo protesico ad azionamento fisiologico.

#### ***1.4.2 Invasatura***

L'invasatura (Fig.10) è l'interfaccia tra il paziente e la protesi. Rappresenta la componente più delicata e importante, in quanto deve garantire un'aderenza perfetta con il moncone per un miglior controllo della protesi e per ottenere la massima comodità. Per queste ragioni è necessario realizzare l'invasatura su misura per ciascun paziente, tramite rilievo del calco gessato negativo-positivo. Tipicamente sono semirigide, realizzate con resine plastiche e fibra di carbonio.



*Fig.10. Invasature per diverse modalità di amputazione di arto superiore*

All'interno dell'invasatura sono inseriti i sensori elettromiografici, posti a contatto con i muscoli d'interesse e posizionati in modo tale da ridurre il fastidio per il paziente.

Un'invasatura adeguata deve soddisfare i seguenti requisiti minimi:

- buona escursione articolare
- libera contrazione dei muscoli necessari al controllo della protesi
- corretto sostegno del peso della protesi e dei carichi che questa dovrà manipolare.

### ***1.4.3 Sensori elettromiografici***

Un sensore elettromiografico è un dispositivo che, opportunamente posizionato sulla pelle, permette di rilevare e misurare il potenziale di campo elettrico generato dalla sovrapposizione dei potenziali d'azione delle singole fibre muscolari in risposta all'arrivo di un impulso elettrico della sinapsi neuromuscolare.

Possiamo distinguere due principali categorie di sensori elettromiografici: *sensori invasivi* e *sensori superficiali*.

I sensori invasivi (con elettrodi ad ago o a fili sottili) sono inseriti all'interno del muscolo del paziente. Oltre ai rischi intrinseci dovuti all'inserimento della sonda di misura nel corpo del soggetto, le misure accurate ed altamente localizzate degli stimoli nervosi sono poco adatte all'applicazione protesica, che richiede una misura dell'attività globale dell'intero muscolo e non della singola fibra. Per questo motivo, per il controllo di una protesi mioelettrica, si preferisce l'utilizzo di sensori superficiali (sEMG), i quali forniscono indicazioni sia sulla durata ed entità di attivazione di un muscolo durante il movimento, sia sull'attività globale di un muscolo o di un gruppo muscolare.

Esistono due principali tipologie di sensori superficiali, che sono i *sensori superficiali passivi* e i *sensori superficiali attivi*.

I sensori passivi (o a elettrodi superficiali passivi, Fig.11) sono costituiti da un elettrodo, un canale conduttore e un'unità di elaborazione. Rappresentano la soluzione più semplice ed economica, ma per migliorare l'accoppiamento elettrodo-cute è necessario trattare la pelle del paziente con gel conduttivi e leggermente abrasivi, che eliminino almeno in parte il sottile strato di cellule epiteliali morte; diversamente, si

avrebbe un aumento di impedenza e conseguentemente un degrado della qualità del segnale acquisito.

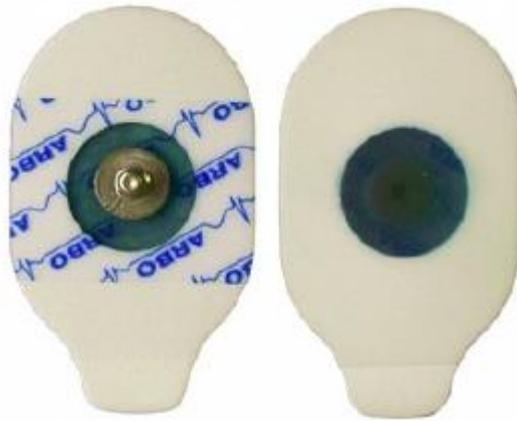


Fig.11. *Elettrodi superficiali passivi*

Questo limite viene superato dai sensori attivi, dotati internamente di stadi di elaborazione del segnale (condizionamento e amplificazione) che evitano il trattamento superficiale per aumentare l'efficacia di accoppiamento elettrodo-cute.

I sensori attivi (Fig.12) sono quelli più comunemente utilizzati in applicazioni protesiche mioelettriche e sono, a loro volta, suddivisibili in *sensori attivi capacitivi* e *sensori attivi resistivi*.



Fig.12. *Sensore superficiale attivo (Ottobock - myobock)*

I sensori capacitivi presentano un rumore di misura intrinseco maggiore rispetto a quelli resistivi e la mancanza di proprietà dielettriche costanti a contatto con la pelle (per via dei prodotti della traspirazione) rendono inaffidabile la loro misura. Per tali ragioni, in ambito biomedicale sono più utilizzati i sensori resistivi per la rilevazione di segnali elettromiografici, in quanto forniscono informazioni di alta qualità unitamente ad

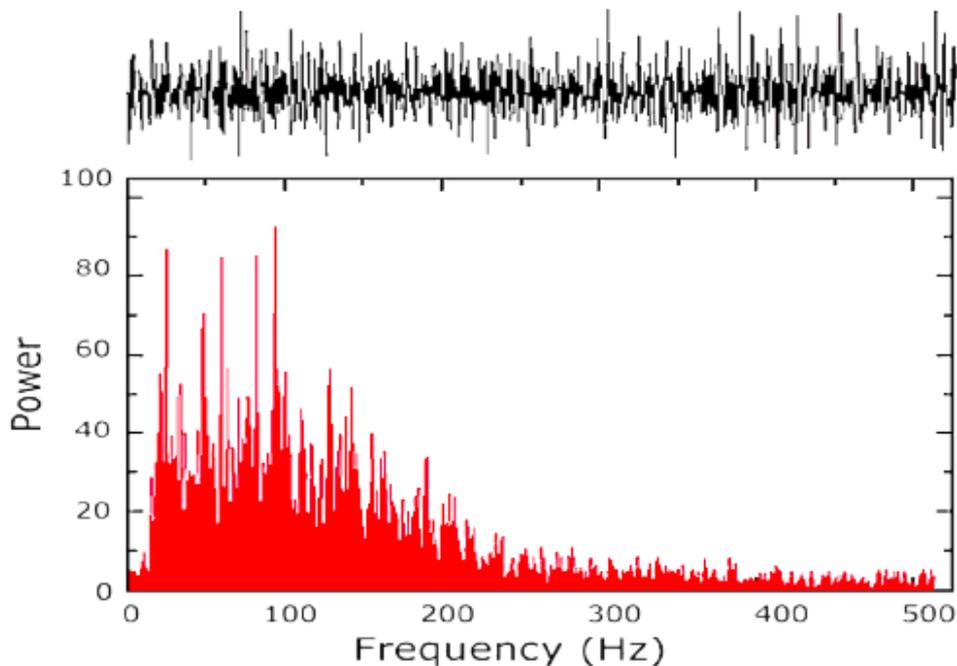
un'elevata facilità di applicazione. Il segnale d'uscita di questi sensori, pilotata in tensione, risulta proporzionale all'intensità del segnale EMG rilevato.

#### ***1.4.3.1 Caratteristiche del segnale elettromiografico***

Il numero di unità motorie muscolari attive, che contribuiscono alla formazione del segnale elettromiografico, varia in funzione del tempo e del livello di contrazione muscolare. Questo implica una natura stocastica dell'ampiezza del segnale EMG, che oscilla tra pochi  $\mu\text{V}$  e qualche centinaia di mV in base al tipo di muscolo e alla posizione di acquisizione del segnale.

Per i sensori sEMG tipicamente l'ampiezza non supera i  $100\mu\text{V}$ .

La maggior parte del contenuto informativo è racchiuso nell'intervallo di frequenza dello spettro tra 0 e 500Hz, più precisamente tra i 50 e i 150Hz.



*Fig.13. Spettro del segnale elettromiografico*

#### ***1.4.3.2 Fonti di rumore e di disturbo del segnale elettromiografico***

La presenza di rumore rende difficile l'acquisizione del segnale utile, in quanto l'ampiezza del rumore risulta spesso maggiore rispetto a quella del segnale

elettromiografico. È pertanto necessario attuare particolari accorgimenti per ridurre l'interferenza dei disturbi esterni tramite opportune operazioni di filtraggio del segnale. Le principali fonti di rumore per il segnale elettromiografico sono:

- *Rumori d'ambiente*: la componente di rumore ambientale preponderante è quella della tensione di rete che in Europa si verifica alla frequenza di 50Hz (60Hz negli USA e Giappone). Questo problema può essere ridotto utilizzando una lettura differenziale ed un amplificatore con elevato CMRR (Common Mode Rejection Ratio).
- *Rumori elettrici intrinseci* degli apparati di acquisizione e misura: presentano un'ampiezza minore rispetto a quella del segnale utile e per minimizzare il problema è necessario progettare attentamente gli apparati, prestando particolare attenzione alla scelta dei materiali e alle architetture circuitali.
- *Artefatti da movimento*: i movimenti del paziente generano delle componenti di rumore con uno spettro compreso tra 0 e 20Hz. Un filtro passa-alto è sufficiente per rimuovere questi artefatti.
- *Instabilità intrinseca del segnale*: la natura stocastica dell'attivazione delle unità motorie durante la contrazione genera un'instabilità del segnale a frequenze tra 0 e 20Hz.

Vi sono altri fattori che generano disturbi per il segnale elettromiografico, tra cui la *dimensione* e il *posizionamento degli elettrodi* che influenzano altamente il rapporto segnale/rumore e la sensibilità di crosstalk. In particolare, maggiori sono le dimensioni degli elettrodi maggiore sarà la probabilità di captare segnali di muscoli vicini alla zona di indagine. Al contrario, il posizionamento troppo ravvicinato degli elettrodi comporta una limitazione del campo d'indagine.

L'ampiezza di banda del segnale è altresì condizionata dalla *velocità di conduzione dei potenziali d'azione* lungo le fibre muscolari: all'aumentare della velocità di conduzione si ha un aumento della banda del segnale. Quindi, l'ampiezza del segnale elettromiografico rilevato è altamente influenzata dalla *dimensione del muscolo di interesse*.

#### **1.4.4 Elettronica integrata**

L'elettronica integrata contiene tutti i componenti elettronici della protesi.

Una protesi mioelettrica di arto superiore è generalmente costituita dalle seguenti strutture fondamentali:

- *Microcontrollore*: è il cuore del dispositivo elettronico di controllo protesico, in grado di campionare ed interpretare i segnali sEMG rilevati dai sensori e di comandare l'attivazione dei motori del dispositivo.
- *Driver*: convertono i segnali elettronici comandati dal microcontrollore in segnali di potenza per l'attuazione dei motori elettrici o dei servofreni.
- *Sistema di alimentazione*: è l'insieme di tutto ciò che genera corrente/tensione all'intero dispositivo protesico.
- *Elettronica accessoria*: sono tutte quelle funzionalità secondarie della scheda elettronica che, tuttavia, possono rivelarsi estremamente utili. Ne fanno parte moduli di comunicazione wireless, diodi, led, buzzer, moduli bluetooth e molti altri.

##### **1.4.4.1 Sistemi di controllo**

La protesi può essere controllata attraverso diverse strategie di comando. La più diffusa di queste si basa sull'utilizzo del segnale elettromiografico rilevato con specifici sensori posizionati su regioni muscolari a contrazione indipendente.

Nel caso di protesi dotate di più giunti si ha un funzionamento ciclico, per il quale il movimento è gestito da due sensori sEMG, mentre la selezione del giunto attivo avviene mediante switch o cocontrazione dei muscoli su cui insistono i sensori. Ad esempio nel caso in cui il giunto inizialmente attivo fosse quello della mano, una cocontrazione dei muscoli comporterebbe la selezione del giunto successivo (es. il polso). Questa soluzione permette di selezionare il movimento desiderato in maniera sicura e precisa causando però un rallentamento di esecuzione nel caso di movimenti complessi.

Una volta selezionato il giunto da attuare, il suo controllo può essere gestito mediante diverse modalità:

- *Comando digitale (ON-OFF)*: si confronta il segnale elettromiografico con un valore di soglia fissato e, nel caso tale valore venga superato, il motore del giunto si attiva ad una certa velocità, indipendentemente dall'ampiezza del segnale. Questo comando obbliga il paziente ad attuare tante piccole contrazioni per ottenere un movimento fine e preciso.
- *Comando DCM (Dynamic Mode Control)*: utilizza un solo sensore e la variabile di controllo è l'intensità del segnale registrato. L'intervallo di intensità del segnale viene suddiviso in più livelli, ad ognuno dei quali è associato un movimento diverso. Questo tipo di controllo è impiegato in amputazioni più prossimali, che hanno a disposizione pochi muscoli.
- *Comando proporzionale*: si ha un legame proporzionale tra la velocità del motore e l'ampiezza del segnale elettromiografico rilevato. Il circuito di comando rileva e quantifica l'attività muscolare e la potenza con cui è pilotato il motore dipende dall'intensità del segnale: a contrazioni lievi corrispondono movimenti più lenti, mentre a contrazioni più forti corrispondono movimenti più rapidi. In questo modo i movimenti ottenuti risultano più naturali e semplici.

Altre modalità di comando prevedono l'interruzione del movimento tramite un feedback inviato al microcontrollore da un sistema sensoriale integrato. Ad esempio è possibile applicare dei sensori di forza sulle dita in grado di avvertire il contatto nel caso di chiusura della mano durante la presa di un oggetto e di arrestare conseguentemente il motore.

Per permettere al paziente di muovere una protesi con molteplici gradi di libertà (come nel caso di amputazioni di arto di alto livello), negli ultimi anni si stanno sviluppando *controlli di Pattern Recognition* che ricavano informazioni dai segnali EMG per ottenere una classificazione dei movimenti realizzabili. Una volta acquisito il segnale sEMG rilevato dai relativi sensori, si esegue la *feature extraction* con cui sono isolate diverse informazioni utili racchiuse all'interno del segnale sEMG, rimuovendo le componenti indesiderate del segnale. La *feature reduction* invece riduce la complessità del problema, ridimensionando le feature e consentendo così un aumento della velocità del classificatore a seguito di una diminuzione della quantità di memoria richiesta.

I dati elaborati sono poi inviati al classificatore che predice la classe di movimento che consentirà lo spostamento desiderato della protesi.

### 1.4.5 Articolazioni elettromeccaniche

Le articolazioni sono i giunti che collegano le parti di una protesi.

In base alla capacità di posizionamento, le articolazioni si classificano in attive o passive.

Le *articolazioni passive* (Fig.14) sono delle frizioni da regolare manualmente e permettono di fissare la posizione reciproca di due parti della protesi.

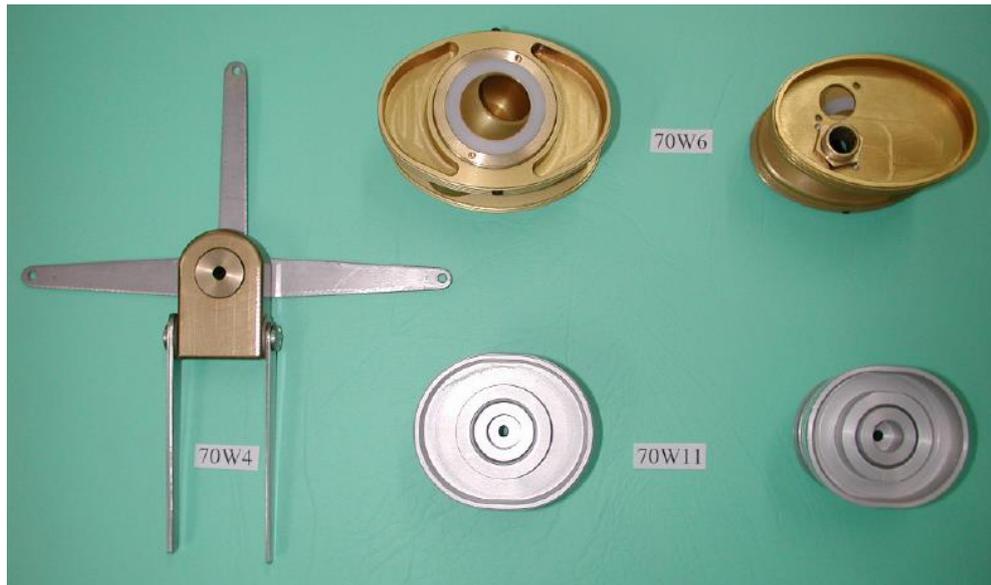


Fig.14. Articolazioni passive di polso e gomito

Le *articolazioni attive* consentono il posizionamento attivo del giunto della protesi e si distinguono in articolazioni attive cinematiche e articolazioni attive elettromeccaniche. Le *articolazioni attive cinematiche* sfruttano la funzionalità residua del moncone per attuare il moto.

Le *articolazioni attive elettromeccaniche* (Fig.15) per generare il movimento utilizzano l'azione di motori elettrici controllati dall'unità di controllo elettronica della protesi. I motori più utilizzati sono quelli in corrente continua, ma si stanno diffondendo sempre più i motori brushless.



Fig.15. *Articolazione di gomito elettromeccanico*

In cascata al motore elettrico si pone un riduttore di velocità, a formare il complesso chiamato motoriduttore. Si tratta di un sistema di trasmissione meccanica ad ingranaggi che consente di aumentare la coppia, riducendo la velocità angolare in uscita dal motore per adattarlo alle esigenze di funzionamento.

#### ***1.4.6 Elemento prensile***

L'arto più complesso e sviluppato che esista in natura è la mano umana. A rendere complessa la realizzazione di una mano protesica è la sua versatilità, in quanto riesce a coniugare movimenti precisi, con tocchi delicati e leggeri, ad alte velocità e forze qualora il compito lo richieda.

Il continuo sviluppo della tecnologia mette in campo prodotti sempre più simili ad una mano reale e si possono distinguere due categorie di questi dispositivi: il *manipolatore* e la *mano protesica*.

#### **1.4.6.1 Manipolatore**

Il manipolatore (Fig.16) è una protesi ottimizzata per contesti lavorativi, indicata per quei pazienti che necessitano di svolgere lavori manuali di precisione. Per queste ragioni, si presta poca attenzione all'aspetto estetico, prediligendo l'aspetto funzionale.



Fig.16. *Manipolatore*

Il manipolatore presenta un'apertura ad arco, azionata da due ganasce che si aprono parallelamente, permettendo la presa di oggetti voluminosi. Per la presa di oggetti minuti sono invece previsti due uncini terminali. È presente poi una serie di impostazioni, ad esempio la regolazione manuale dell'apertura della protesi, che consente di adattare l'uso della protesi ad una qualsiasi situazione lavorativa

#### **1.4.6.2 Mano protesica**

La mano protesica è il dispositivo che più cerca di raggiungere l'aspetto di una mano naturale, imitandone sia la funzionalità che la cosmesi.

I modelli più semplici di protesi di mano sono i *sistemi tridigitali*, caratterizzati dal solo movimento attivo delle prime tre dita (pollice, indice e medio). Il pollice e l'indice sono mossi in opposizione e trascinano passivamente l'anulare e il mignolo.

Negli ultimi anni sono stati introdotti i *sistemi poliarticolati*, in cui tutte le dita presentano un movimento attivo e indipendente, che permette di riprodurre in maniera quasi completa i movimenti di una mano naturale.

La mano protesica è solitamente rivestita con un guanto in PVC o silicone.



Fig.17. A sinistra: *Mano protesica tridigitale (MyoHand, Otto Bock)*. A destra: *Mano protesica poliarticolata (Mano Bionic, Otto Bock)*

## 1.5 Stato dell'arte della protesica di spalla

### 1.5.1 *Protesi del gruppo Sistemi Uomo-Macchina (Politecnico di Milano)*

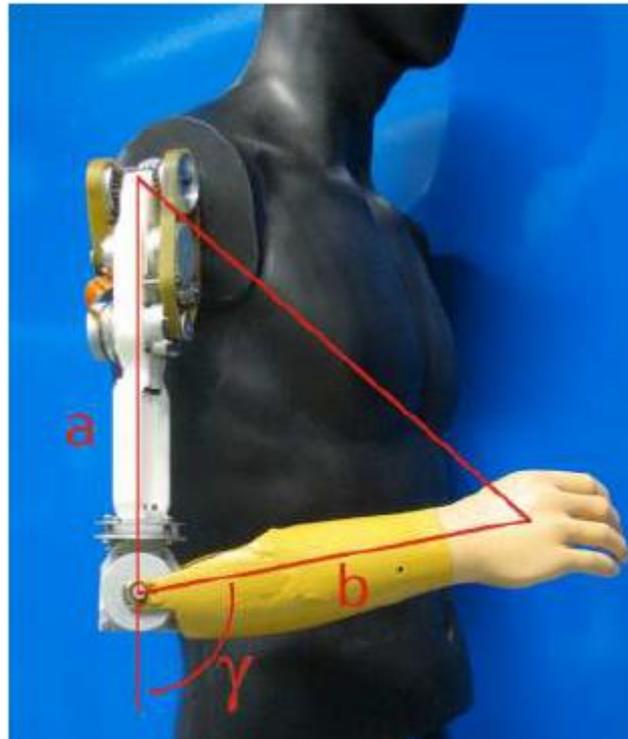


Fig.18. *Protesi di spalla del gruppo Sistemi Uomo-Macchina (Politecnico di Milano)*

Il sistema spalla realizzato dal gruppo Sistemi Uomo-Macchina del Dipartimento di Ingegneria Meccanica del Politecnico di Milano (Fig.18) consta di un perno per il fissaggio al corpo del paziente, un blocco che contiene motori e riduttori e un distanziale per riprodurre la parte del braccio.

Questo prototipo di protesi implementa un sistema differenziale, con tre ruote coniche e due telai in materiale plastico (Fig.19). Il meccanismo è costituito da una coppia di motori brushless in corrente continua (Maxor Motor EC 45) alimentati ad una tensione di 13V e capaci di erogare una potenza di 30W. I due motori sono collegati a due riduttori (Hamornic Drive, HDC-010-Metric della Harmonic Drive Technologies) con un rapporto di riduzione 1:80.

Un sistema a cinghia e pulegge dentate consente la trasmissione del moto al sistema differenziale. Per una migliore gestione dell'ingombro, anche i gruppi motoriduttori sono dotati di pulegge dentate, il che comporta un aumento del rapporto di riduzione. La prima ruota conica (RUOTA 1) è fissata alla spalla, mentre le ruote 2 e 3 possono ruotare liberamente rispetto all'asse B. Il primo telaio (TELAIO 1) è libero di ruotare intorno all'asse A così da seguire l'asse B, mentre il secondo telaio (TELAIO 2) è libero e solidale al telaio del braccio.

I movimenti consentiti dal sistema differenziale sono quelli attorno agli assi A e B, guidati dalla combinazione delle rotazioni delle ruote dentate 2 e 3 e dipendenti dalle velocità angolari.

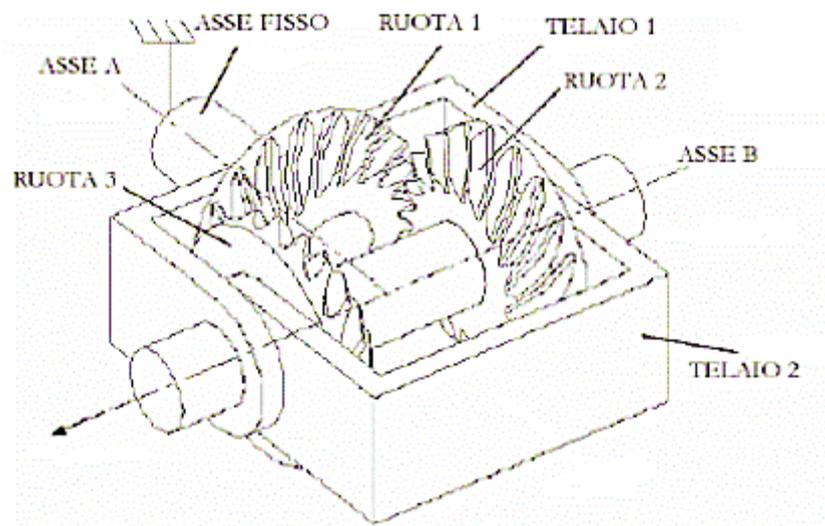


Fig.19. Sistema differenziale implementato per la protesi di spalla del gruppo Sistemi Uomo-Macchina (Politecnico di Milano)

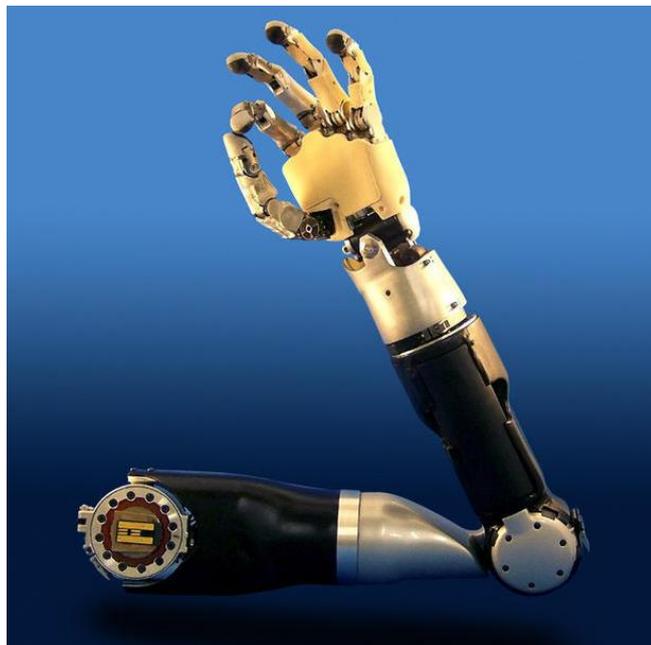
Il movimento di flesso/estensione della spalla è determinato da una rotazione attorno all'asse A, che si verifica nel caso in cui le velocità angolari risultino uguali in modulo ma di segno opposto. Il movimento di abduzione/adduzione della spalla è determinato da una rotazione attorno all'asse B, che si verifica nel caso in cui le velocità angolari siano uguali sia in modulo che in segno. Qualora le velocità angolari risultino diverse sia in modulo che in segno si genera un movimento composto della spalla.

Un giunto a frizione, realizzato con due dischi di materiale autolubrificante premuti mediante il serraggio di bulloni, è collegato all'avambraccio tramite un blocco motore-riduttore, simile a quello della spalla ma con un perno sagomato in sostituzione alla puleggia.

Per il meccanismo di mano si utilizza la mano commerciale fornita dall'azienda OttoBock, a due gradi di libertà: prono-supinazione del polso e apertura/chiusura della mano fino ad un'ampiezza di 10 cm.

### ***1.5.2 Modular Prosthetic Limb***

Il Modular Prosthetic Limb (MPL, Fig. 20) è una protesi in grado di effettuare quasi tutti i movimenti di un braccio e di una mano umana.



*Fig.20. MPL: Modular Prosthetic Limb*

Il sistema prevede 26 gradi di libertà, con 17 gradi di controllo che sono:

- 4 movimenti per l'estremità superiore: flessione/estensione di spalla, abduzione/adduzione di spalla, rotazione omerale, flessione/estensione di gomito;
- 3 movimenti di polso: abduzione/adduzione, flessione/estensione, rotazione;
- 4 movimenti di pollice: abduzione/adduzione, flessione/estensione metacarpale, flessione/estensione metacarpo-falangea, flessione/estensione interfalangea;
- 1 movimento per ogni dito a livello dell'articolazione metacarpo-falangea che aziona i tre giunti del dito, accoppiati cinematicamente;
- 2 movimenti finali: abduzione/adduzione delle dita.

Conta più di 100 sensori (Fig. 21) posti nella mano e nella parte superiore del braccio che, in corrispondenza dei giunti, misurano l'angolo, la velocità e la coppia. Grazie alla presenza di sensori aggiuntivi sulla punta delle dita, questo tipo di protesi mostra un'alta sensibilità tattile e una buona risoluzione spaziale.

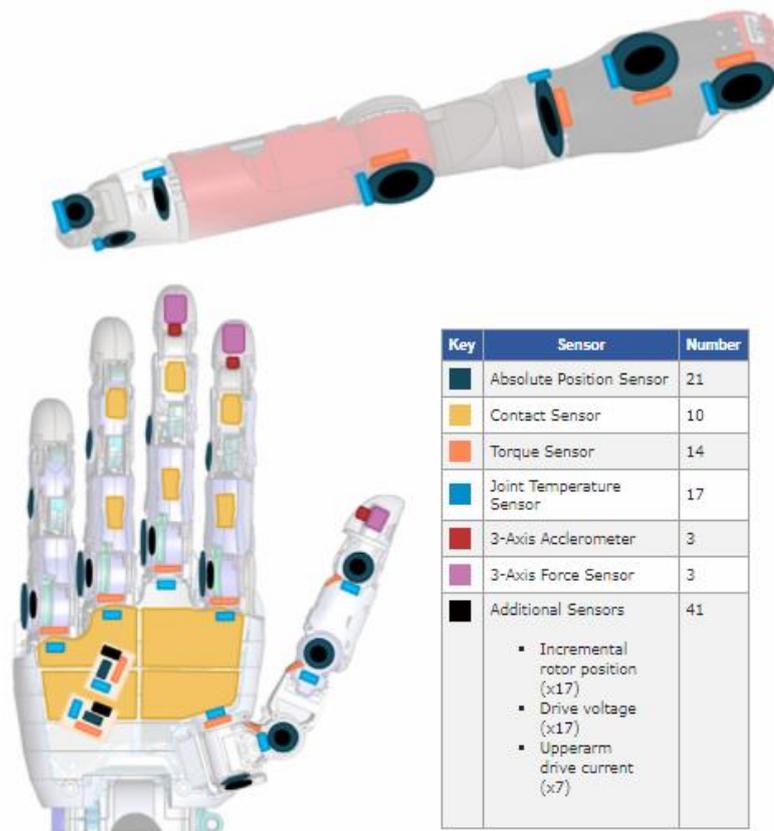


Fig.21. Sensorizzazione della protesi MPL

Il peso totale è pari a circa 5Kg (2.9 libbre per mano e polso; 7.6 libbre per il braccio superiore compreso di batteria).

### 1.5.3 DEKA “Luke” Arm

Nel 2014 l’FDA (Food and Drug Administration, l’ente statunitense che si occupa del controllo su alimenti e medicinali) ha approvato l’uso della protesi robotica DEKA “Luke” Arm (Fig. 22), progettata a Manchester (New Hampshire) da Dean Kamen, fondatore dell’azienda tecnologica DEKA.

La protesi ha peso e forma simili a quelli di un arto umano ed è comandata da segnali elettrici inviati dal cervello. I sensori di Deka Arm rilevano gli stimoli della muscolatura del braccio o, nel caso in cui l’arto manchi completamente, lo stimolo del movimento della gamba. Un computer elabora questi segnali e trasmette all’arto protesico il movimento da eseguire secondo la volontà dell’utilizzatore.

I sensori sono in grado di distinguere fino a 10 movimenti diversi e la sinergia tra altri tipi di sensori (che rilevano movimento e forza impressa) e switch permette una reazione del braccio e della mano a tutto ciò che impugnano.

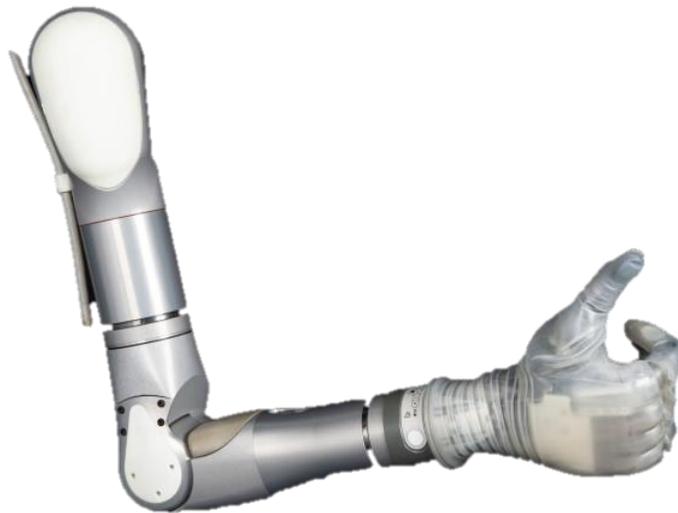


Fig.22. Deka “Luke” Arm

La protesi è costituita dai seguenti elementi funzionali:

- *Abduttore/adduttore di spalla*: l’apparato protesi è connesso al suo supporto tramite l’Harness Mount, mentre si interfaccia con il flessore della spalla mediante Shoulder Flexion Assembly Mount. Un sistema di cinghie con una ruota dentata trasmette il movimento del motore brushed DC ad un Harmonic Drive.

- *Flessore/estensore di spalla*: l'Harmonic Drive, che funge da riduttore di velocità, consente il movimento di flesso/estensione della spalla e riceve la rotazione di un motore a magneti tramite un sistema cinghia/puleggia.
- *Rotatore omerale*: un motore a magneti genera il movimento, e la sua velocità angolare è ridotta mediante un Harmonic Drive che determina la rotazione assiale finale, misurata attraverso un potenziometro angolare.

Per la parte terminale del braccio si hanno un *flesso/estensore del gomito*, un *rotatore di polso*, un *flesso/estensore di polso* e una *mano* in grado di eseguire movimenti molto fini di tutte e cinque le dita.

Il costo del braccio DEKA ammonta a 100.000\$ ma, nonostante l'approvazione FDA, ad oggi non vi sono ancora utenti commerciali.

#### ***1.5.4 ProMAS-6, Centro Protesi INAIL***

Il prototipo ProMAS-6 (Fig. 23) nasce nel 2008 da una collaborazione tra il Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio e l'Università di Bologna, e rappresenta il modello di partenza per questo lavoro di tesi.



*Fig.23. ProMAS 6, Centro Protesi Vigorso di Budrio*

Questo prototipo, pensato per amputati con disarticolazione di alto livello, presenta un'articolazione di spalla motorizzata composta da due meccanismi indipendenti con un grado di libertà ciascuno:

- Giunto J1 (Fig. 24A) : permette il movimento di intra/extrarotazione di spalla e può essere visto come un semplice moto-riduttore. A valle di un riduttore epicicloidale a ruote di frizione si ha un meccanismo di rinvio del moto a pulegge. Un Harmonic Drive determina un ulteriore stadio di riduzione, che consente alte coppie, alti rapporti di riduzione e bassa rumorosità. A segnalare il raggiungimento di fine corsa all'elettronica sono degli interruttori ottici di fine corsa miniaturizzati, che non necessitano di contatto fisico ma di una semplice interruzione del fascio di luce.
- Giunto J2 (Fig. 24B): permette il movimento di flessione/estensione. È un meccanismo articolato che consente l'inversione del moto. A valle del motore si ha un riduttore epicicloidale a ruote di frizione seguito da un meccanismo di rinvio del moto a pulegge. Per agevolare la flessione, sono inserite due molle a gas che si caricano in estensione e si scaricano in flessione.

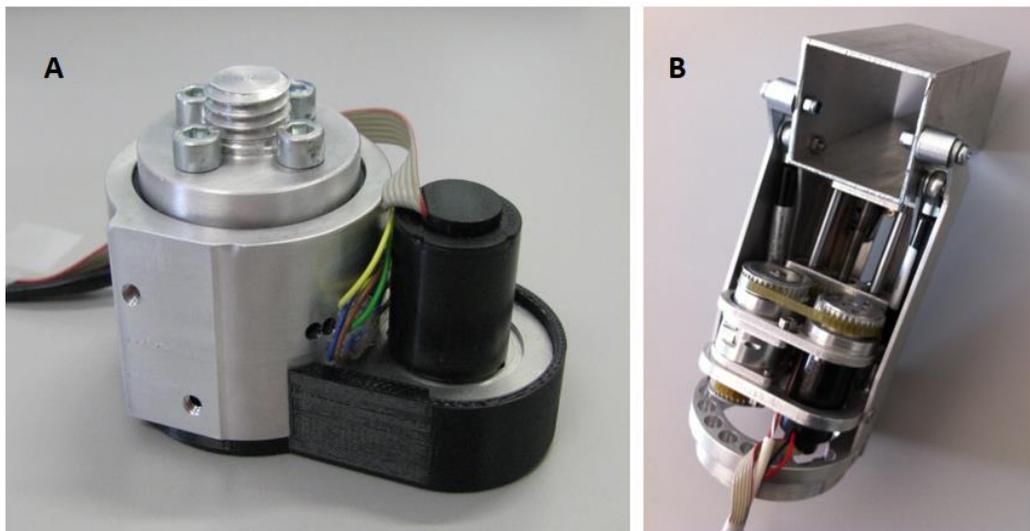


Fig.24. A) Giunto J1. B) Giunto J2

A completare il sistema protesico sono l'articolazione di gomito INAIL, l'unità di prono-supinazione commerciale del polso e diverse soluzioni commerciali per il dispositivo terminale.

La scheda elettronica utilizza come core un microcontrollore Freescale ed è predisposta per l'acquisizione di 4 segnali EMG e per il controllo di 6 motori (quindi un braccio

elettromeccanico completo). I parametri di funzionamento sono gestiti mediante connessione Bluetooth e software custom di programmazione.

Il peso complessivo è di 3.3Kg e ai pazienti è consentito manipolare oggetti dal peso di 0.75Kg.

## 1.6 Reinnervazione muscolare mirata (TMR)

La mancanza di muscoli residui rende critica la realizzazione di una protesi mioelettrica per disarticolazione di spalla. Questo problema può essere ovviato mediante la tecnica di reinnervazione muscolare mirata (TMR, Targeted Muscle Reinnervation).

La reinnervazione muscolare mirata (Fig. 25) è una procedura chirurgica che consiste in una riassegnazione dei muscoli bersaglio dei nervi residui dell'arto amputato per permettere al paziente un controllo più intuitivo delle protesi di arto superiore.

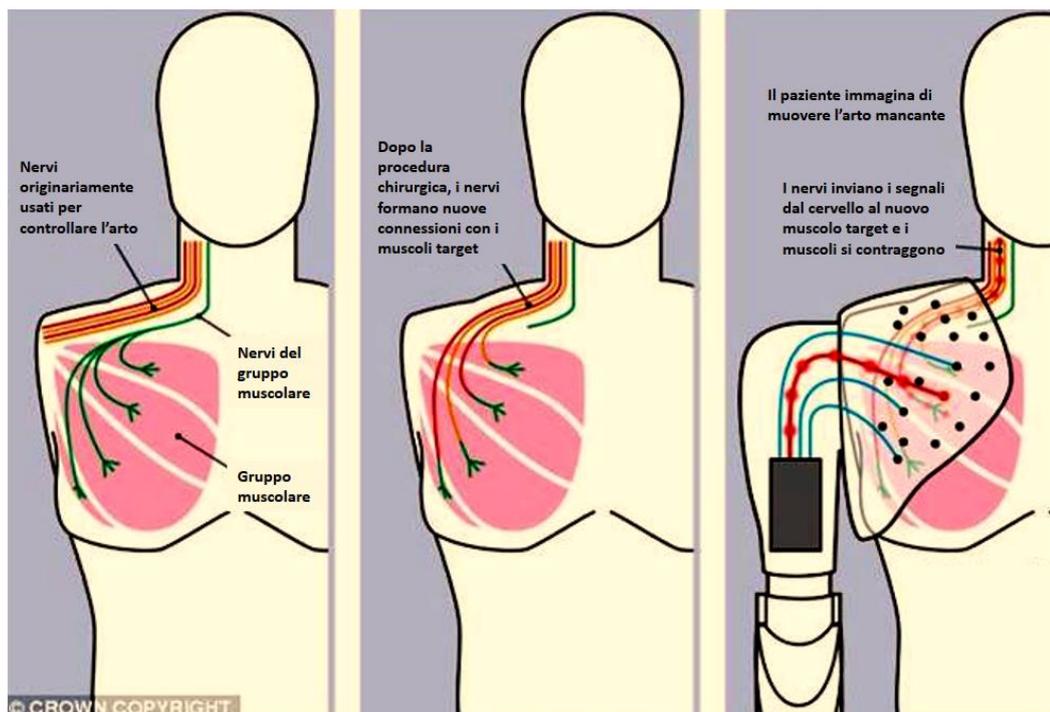


Fig.25. Processo di reinnervazione muscolare mirata (TMR).

I nervi residui nel moncone di un braccio amputato sono in grado di trasmettere i segnali elettrici che si originano dal cervello. La corteccia motoria conserva la mappa dell'arto fantasma, ma le informazioni di controllo motorio sono inaccessibili per la perdita dei muscoli effettori a seguito dell'amputazione. Dirottando i nervi principali

dell'arto superiore verso regioni diverse, è possibile contrarre i nuovi muscoli bersaglio di modo che il loro segnale elettromiografico venga rilevato dalla protesi attraverso sistemi ad elettrodi per comandare i motori che ne gestiscono il movimento. L'elettromiografia da siti TMR possiede il potenziale per fornire informazioni rilevanti per il controllo di molti gradi di libertà protesici diversi.

A causa della lunghezza minore del nervo "donatore" e del basso numero di bersagli muscolari, la TMR risulta più difficile per amputazioni a livello di disarticolazione di spalla rispetto a quelle transmerali.

Tra i muscoli target per la procedura di reinnervazione si hanno il pettorale maggiore, il pettorale minore, il dentato anteriore e il latissimo del dorso.

I metodi di controllo mioelettrici convenzionali, basati sulla singola informazione di ampiezza del segnale EMG, limitano il paziente a movimenti di mano e gomito molto semplici. Diversamente, con algoritmi di Pattern Recognition che utilizzano approcci di Machine Learning per prevedere il movimento desiderato dal paziente, è possibile controllare movimenti di flesso/estensione del gomito e del polso, la rotazione del polso, l'apertura e la chiusura della mano, sfruttando al meglio le complesse informazioni neurali fornite dalla TMR. A differenza dei metodi convenzionali, gli algoritmi di Pattern Recognition fanno uso di numerose registrazioni elettromiografiche per caratterizzare le contrazioni del paziente, includendo informazioni relative ai cambiamenti in direzione del segnale EMG e al numero di attraversamenti della linea di zero.

## 1.7 Obiettivo

Per amputazioni molto prossimali (disarticolazione di spalla o amputazioni interscapolotoraciche) sul mercato sono presenti solamente soluzioni protesiche passive. Questo perché una protesi a comando mioelettrico completa (mano-polso-gomito-spalla) potrebbe raggiungere un peso di circa 3Kg e comportare problemi di sovraccarico del moncone e una conseguente riduzione del comfort. Ciononostante, il Centro Protesi INAIL di Vigorso di Budrio ha attivato un progetto di ricerca che mira alla realizzazione di una protesi a comando mioelettrico completa.

Il presente lavoro di tesi, realizzato presso l'Area Ricerca e Formazione del Centro Protesi INAIL, si focalizza sulla progettazione e sviluppo dell'unità di controllo embedded responsabile dell'attuazione dei movimenti di intra/extra rotazione e di flesso/estensione del giunto di spalla (Fig.26). Tale dispositivo si configura come unità "slave" all'interno di un'architettura elettronica distribuita, la quale prevede un'unità centrale (EMG Master) responsabile del campionamento dei segnali sEMG e dell'identificazione della volontà del paziente di attuare il movimento di uno o più giunti. Questa informazione è poi inviata allo slave corrispondente attraverso protocollo di comunicazione high speed CAN bus (ISO 11898).

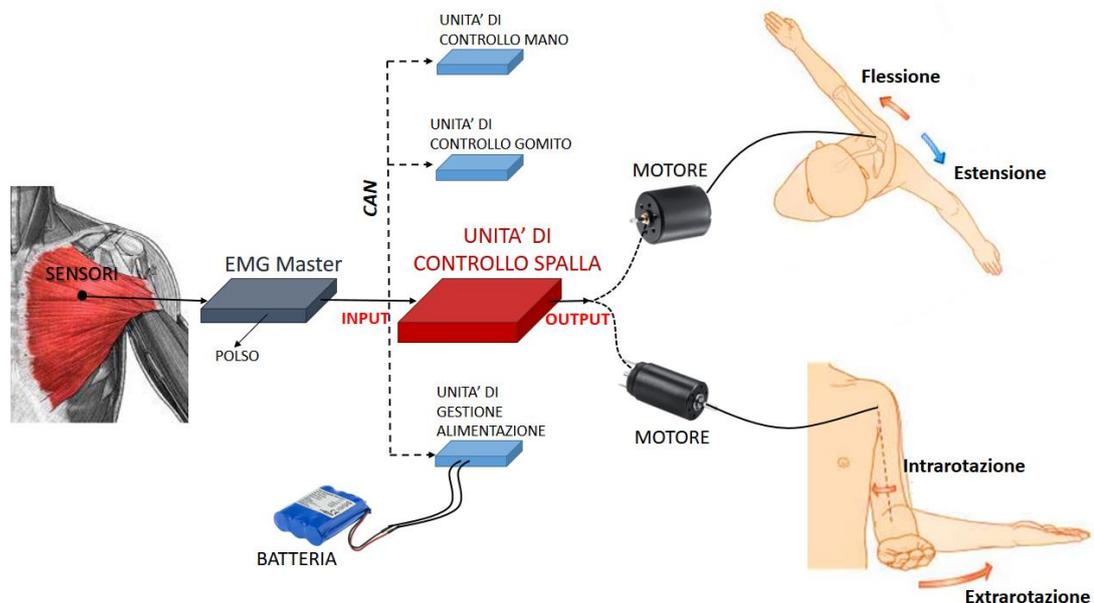


Fig.26. Schema dell'architettura distribuita in cui si posiziona l'unità "slave" di controllo dell'articolazione di spalla per il controllo dei movimenti di flesso/estensione e intra/extrarotazione

In particolare, l'unità slave relativa al giunto di spalla, in base ai comandi ricevuti dall'unità master, dovrà gestire l'attuazione dei motori responsabili dei movimenti di intra/extra rotazione e di flesso/estensione.

Le specifiche di progetto da inseguire sono:

- *bassi costi*, per rendere più accessibile l'utilizzo della protesi al cliente e abbattere i costi imposti dai leader del mercato;
- *ingombri ridotti* (massimo 30x70x1 mm), così che la scheda elettronica possa essere posizionata nell'alloggiamento previsto nella struttura meccanica, ed eventualmente anche in protesi con ridotti spazi disponibili;
- *flessibilità di programmazione e personalizzazione*, affinché sia facilmente adattabile alle esigenze di ogni utilizzatore e per lasciare ampio spazio all'implementazione di soluzioni controllistiche sperimentali.
- *erogazione di un massimo di 5A in continua*.

## 2 Materiali e Metodi

### 2.1 Hardware

La progettazione hardware si occupa di definire la struttura fisica del circuito elettronico. La scelta della componentistica si basa su specifiche funzionali precedentemente definite, che nello specifico devono consentire l'esecuzione degli algoritmi di controllo e garantire il corretto funzionamento di tutte le interfacce con l'ambiente esterno, senza mai tralasciare un'analisi dei costi.

Per questo lavoro è stato scelto un sistema embedded che si compone di un dispositivo di elaborazione a microcontrollore in grado di integrare memoria di programma, memoria di dati, servizi di timing e periferiche per acquisizione di segnali analogici, controllo e comunicazione.

#### 2.1.1 Schema elettrico

La prima fase di progettazione hardware prevede l'elaborazione di un disegno schematico che delinei le caratteristiche della parte elettrica necessarie per la realizzazione di tutte le specifiche funzionali del dispositivo da realizzare. Lo schema circuitale è stato realizzato avvalendosi di Altium Designer, un software per la progettazione di circuiti stampati (PCB, Printed Circuit Board) di tipo EDA (Electronic Design Automation).

Nello schematico (estensione .SchDoc) si crea lo schema circuitale con elementi simbolici a rappresentare dispositivi e componenti reali. I simboli circuitali sono disegnati e contenuti in una libreria (.SchLib) sviluppata ad hoc in base alle esigenze progettuali.

Ad ogni schematizzazione circuitale dei diversi componenti è associata la sua impronta sul circuito stampato, denominata footprint e contenuta all'interno di una libreria dedicata (PCBLib). Infatti, a partire dai disegni quotati (riportati nei singoli datasheet), per ciascun componente elettronico si realizza un disegno tecnico che contiene tutte le informazioni utili per la saldatura e per la documentazione meccanica del componente, come le dimensioni dei pad (che consentono di saldare la parte elettrica al circuito stampato), di eventuali fori passanti e del perimetro del componente. Tutte queste caratteristiche sono da prendere in considerazione nella fase di progettazione del PCB.

I disegni delle sagome e del posizionamento delle apposite aree metalliche sono realizzati sulla superficie del circuito stampato in maniera tale da facilitare la fase di saldatura dei componenti. Per avere una visione tridimensionale del componente, si associa a quest'ultimo il suo disegno 3D avvalendosi di modelli già preesistenti sul web o creando un package con un qualsiasi CAD tridimensionale.

Le connessioni elettriche tra i pin dei componenti elettronici sono poi definite nello schema elettrico: la disposizione dei componenti nello schema non necessariamente corrisponde alla posizione fisica nel circuito vero e proprio, a differenza delle connessioni che rispecchiano quelle reali.

Il risultato della fase di schematizzazione è una netlist elettrica che mette in evidenza i componenti mediante i simboli precedentemente definiti e le loro interconnessioni. Il modello topologico deve essere trasformato in un modello geometrico (layout), pertanto, dopo aver creato e definito forma, dimensioni e caratteristiche di un PCB vuoto, il progetto si trasferisce dall'Editor schematico all'Editor PCB. I componenti e i loro collegamenti appaiono nell'area di lavoro del layout PCB ed è possibile procedere con la disposizione degli elementi sulla scheda elettronica e con lo sbroglio del circuito (sostituzione dei collegamenti dei componenti con piste circuitali disposte in modo da non intersecarsi tra loro).

Lo schema elettrico complessivo (Fig.27) permette di visualizzare la modalità con cui le diverse macroaree funzionali dell'unità di controllo, rappresentate nel foglio come componenti circuitali, sono tra loro interconnesse.

L'intero progetto è infatti suddiviso nelle seguenti componenti funzionali:

- *Power*: unità per l'alimentazione dei dispositivi;
- *CANbus*: blocco per la comunicazione tramite bus di campo CAN;
- *Core*: blocco che include il microcontrollore e i componenti elettronici necessari per la sua programmazione e il suo funzionamento;
- *Driver*: dispositivi per il comando dei motori in corrente continua (DC motors a spazzole) dedicati ai movimenti di flessione/estensione e intra/extra-rotazione della spalla;
- *Motor*: unità rappresentativa del collegamento con gli encoder, sensori di posizione che traducono la posizione angolare dell'asse del motore in un valore numerico.

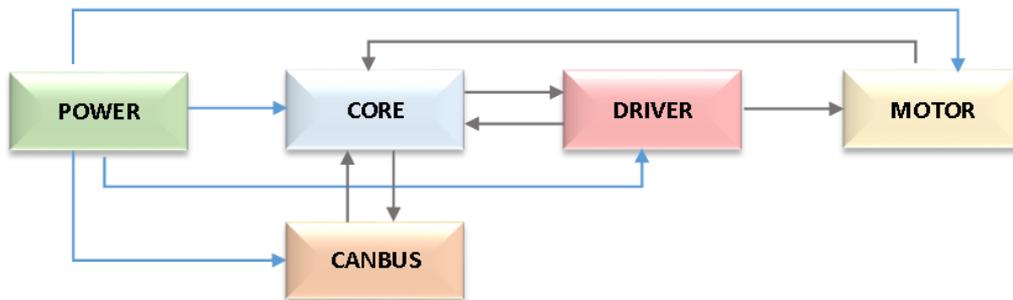


Fig.27. *Schema elettrico complessivo: connessione dei componenti funzionali dell'unità di controllo*

Qui di seguito si analizzano nel dettaglio i singoli blocchi.

### 2.1.1.1 Power

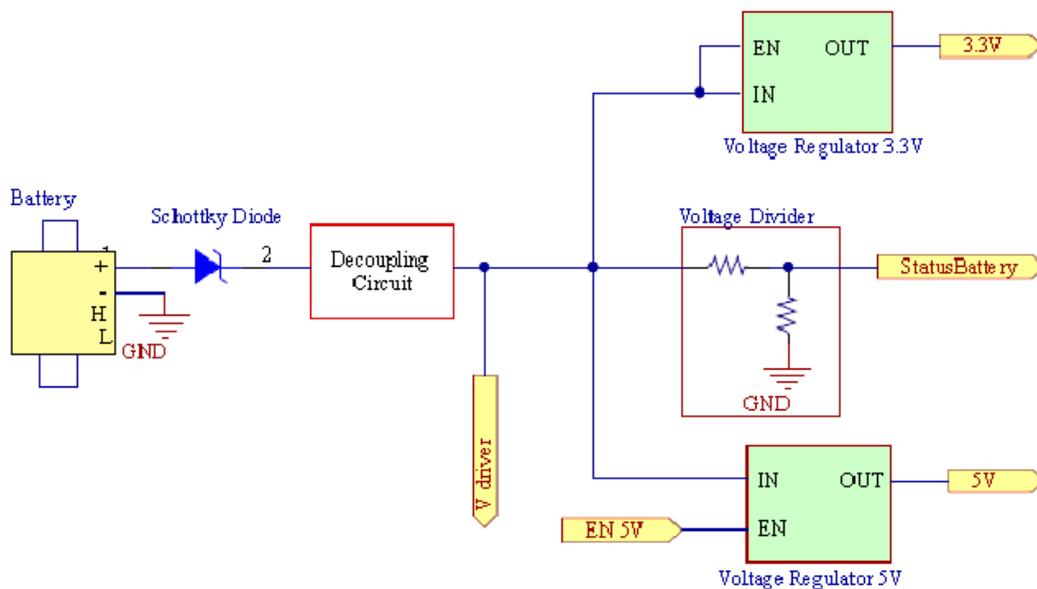


Fig.28. *Schematico semplificato del blocco Power*

L'alimentazione dell'unità di controllo consta di una batteria agli ioni di litio da 12.6V nominali (tre celle in serie).

Per proteggere il circuito da un'inversione di polarità è stato previsto un diodo Schottky che nel caso risulti inversamente polarizzato commuta in regime di interdizione (interruttore aperto). La bassa caduta di potenziale del diodo Schottky (0.39V) permette di limitare la potenza dissipata ( $P = V \cdot I$ ) sul diodo stesso, con la possibilità di un uso prolungato del sistema alimentato a batteria e con un risparmio sui livelli di tensione

per il corretto funzionamento. Inoltre, grazie alla piccola capacità di carico del diodo Schottky, il tempo di commutazione dallo stato di conduzione a quello di interdizione è da considerarsi nullo (circa 50ps).

A valle del diodo Schottky è posto un circuito di disaccoppiamento, in grado di garantire un alto livello di rimozione di eventuali disturbi in alta frequenza che potrebbero causare malfunzionamenti di sistema e letture errate dei segnali analogici. Poiché microcontrollore ed encoder necessitano di una tensione in ingresso differente da quella di alimentazione sono stati previsti dei regolatori di tensione che producano in uscita i valori richiesti, rispettivamente 3.3V e 5V. In particolare, per la tensione da 3.3V è stato scelto un regolatore di tipo switching, in modo da ottenere la massima efficienza energetica ( $\eta = P_{out}/P_{in}$ ) per la parte circuitale con maggior assorbimento, garantendo, previa opportuna configurazione, la stabilità della tensione d'uscita per un ampio intervallo di tensioni in ingresso. Per la tensione in ingresso agli encoder si utilizzano dei regolatori di tensione lineari che, nonostante un'efficienza inferiore, hanno costi ed ingombri minori e generano disturbi inferiori rispetto ai regolatori di tipo switching.

Perché il microcontrollore possa monitorare la tensione della batteria, è opportunamente dimensionato un partitore di tensione che, a batteria completamente carica (12.6V), permette di ottenere in uscita un valore di tensione pari a 3.3V.

### 2.1.1.2 Canbus

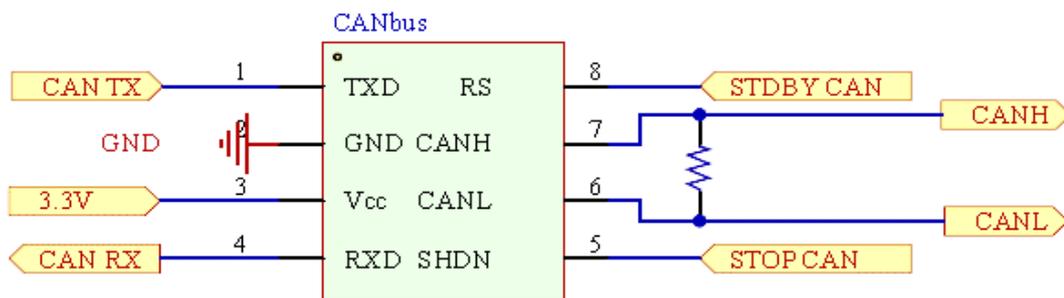


Fig.29. Schematico semplificato del blocco Canbus

Il CAN-bus (Controller Area Network) è un bus di campo con comunicazione seriale che consente il controllo real-time distribuito, con un elevato livello di affidabilità, necessario per applicazioni in cui non è concesso margine di errore di trasmissione.

Durante il normale funzionamento, il transceiver CAN converte i segnali di ingresso single-ended sulla linea di trasmissione (TXD) in un'uscita differenziale sulle linee 'High' e 'Low' (CANH, CANL) e, viceversa, i segnali differenziali in ingresso sulle linee 'High' e 'Low' in un segnale logico single-ended sulla linea di ricezione (RXD), in uscita al transceiver. L'uscita RXD assume un valore logico basso qualora la differenza di potenziale tra CANH e CANL supera un valore di soglia interna pari a +0.75V, diversamente si troverà ad un valore logico alto (Fig. 30). La trasmissione dei dati avviene secondo un modello basato su bit dominanti (0 logici) e bit recessivi (1 logici).

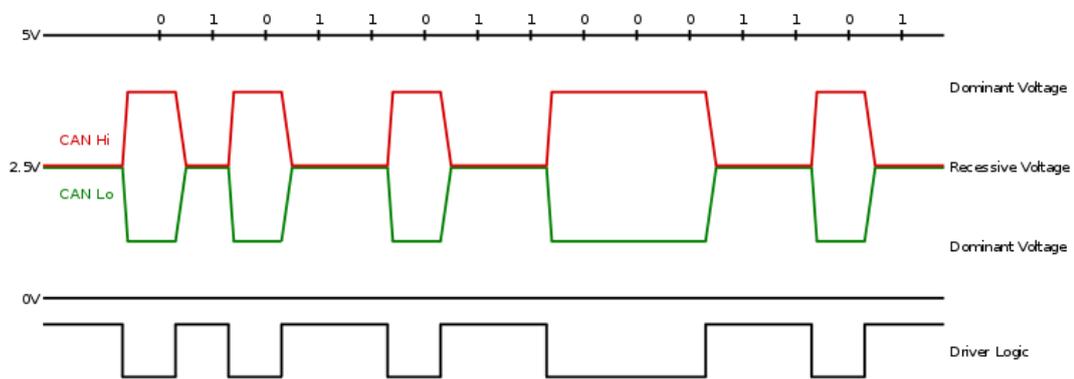


Fig.30. Esempio di funzionamento del protocollo CAN.

I frame definiti dal CAN sono di cinque tipi:

- *Data frame*: è il messaggio usato per trasmettere dati da un nodo all'altro. Il bit iniziale (Start of frame) determina la sincronizzazione dei nodi;
- *Remote frame*: messaggio che richiede la trasmissione di un determinato identificatore;
- *Error frame*: in qualsiasi momento della trasmissione può essere inviato un messaggio di errore da qualsiasi nodo;
- *Interframe space*: è una serie di bit recessivi che separano un frame qualunque da un altro frame di tipo Data o Remote;
- *Overload frame*: è un messaggio che introduce un ritardo tra data frame e/o remote frame.

Quando il possesso del bus è conteso da due o più nodi, un meccanismo di arbitrato decide (sulla base delle priorità di indirizzo) a quale dispositivo permettere di proseguire la trasmissione. Ciascun nodo, in fase di trasmissione, confronta il bit

ricevuto con quello trasmesso: se si riceve un bit dominante durante la trasmissione di un bit recessivo, quest'ultima viene interrotta.

Sia il Data frame che il Remote frame sono contraddistinti dal bit RTR (Remote Transmission Request): qualora entrambi tentino di accedere contemporaneamente al bus, sarà il Data frame ad ottenere l'accesso, in quanto utilizza un bit RTR dominante. I Remote frame possono trasmettere solo se presentano un Data Length Code (DLC, 4 bit che codificano il numero di byte di dati contenuti nel messaggio) uguale a quello del Data frame corrispondente, altrimenti si rileverà la presenza di un errore.

### 2.1.1.3 Core

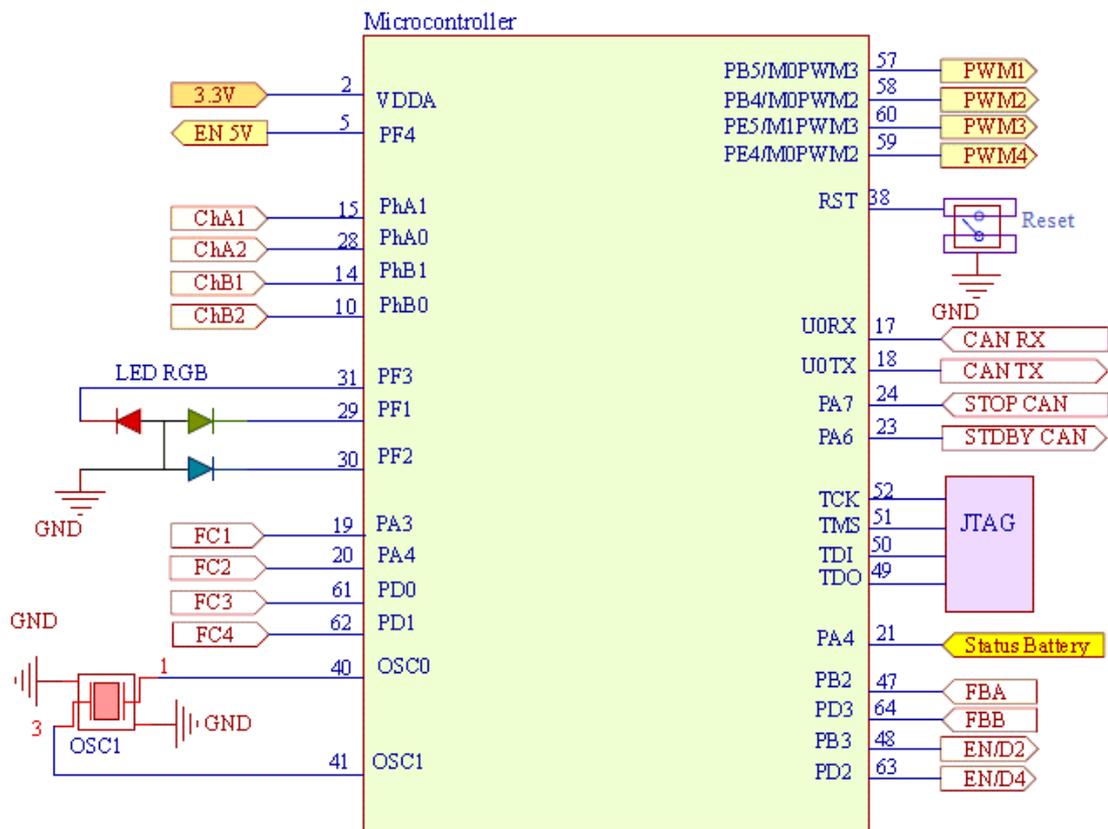


Fig.31. Schematico semplificato del blocco Core

Il blocco Core include il microcontrollore, pertanto rappresenta il nucleo dell'unità di controllo.

Il microcontrollore è un microcalcolatore integrato su un singolo chip, utilizzato in sistemi embedded, per applicazioni specifiche di controllo digitale. Si tratta di un

dispositivo completo, in quanto integra in uno stesso chip il processore, la memoria permanente, la memoria volatile e i canali I/O.

Il microcontrollore permette una comunicazione diretta con dispositivi esterni integrando periferiche interne: questo fa sì che si abbia un numero ridotto di dispositivi discreti per la realizzazione di un sistema, con costi inferiori e risparmio energetico, a discapito però della una capacità di calcolo risulta piuttosto limitata. L'intero programma di gestione del microcontrollore e i relativi dati sono immagazzinati in diverse aree della memoria integrata del microcontrollore. In particolare, memoria non volatile (ROM, EPROM o FLASH) dedicata al programma di gestione, memoria volatile (RAM) e memoria non volatile (EPROM) per l'immagazzinamento dei dati.

La comunicazione con l'esterno avviene tramite porte input/output dedicate all'interazione additiva e programmabile con sensori, attuatori e altre periferiche esterne. I singoli bit di una porta possono essere programmati via software per funzionare come ingressi (input) o come uscite (output) general purpose.

Il microcontrollore è dotato di interfacce di comunicazione seriale per poter interagire con altri microcontrollori o dispositivi esterni. In particolare, grazie ad un dispositivo di interfaccia seriale asincrona UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter) la trasmissione dei bit avviene in sequenza su un'unica linea. L'UART converte la sequenza seriale asincrona in un dato trasferibile in formato parallelo (e viceversa) permettendo così la connessione tra il canale esterno e il bus dei dati.

Per il controllo di motori e attuatori è possibile utilizzare segnali modulati nella larghezza d'impulso (PWM, Pulse-Width Modulation) ed un driver analogico. Tale soluzione consente di ottenere una tensione analogica (in un circuito esclusivamente digitale) la cui variazione dipende dal rapporto tra la durata dell'impulso positivo e la durata dell'impulso negativo (duty cycle) in un periodo prefissato.

Alcune porte di ingresso sono connesse ad un convertitore analogico-digitale interno per acquisire e convertire una tensione in ingresso di tipo analogico in una misura digitale.

L'interfaccia con gli encoder incrementali è fornita dal modulo QEI (Quadrature Encoder Interface) che è in grado di rilevare la posizione e la velocità dei sistemi di movimento rotanti.

Per questo lavoro di tesi, la scelta del microcontrollore ricade su un prodotto della Texas Instruments (TM4C123GH6PMI), grazie alle seguenti specifiche:

- Ridotto ingombro
- Possibilità di generare almeno 4 segnali PWM
- Ridotto consumo energetico
- Canali di comunicazione seriale di tipo CAN
- 2 QEI (Quadrature Encoder Interface)
  - Package da 64pin

Il microcontrollore comunica con il debugger tramite l'interfaccia JTAG (Joint Test Action Group), collegato con un cavo sonda (cavo di debug) al connettore JTAG sulla scheda del circuito.

Ogni coppia dei 4 canali PWM, generata dal microcontrollore, è connessa come ingresso ai drivers e serve per comandare il motore per i movimenti di flessione/estensione e di intra/extra-rotazione della spalla.

I due limiti meccanici per ciascun movimento di spalla (massima estensione e massima flessione da una parte, massima extrarotazione e massima intrarotazione dall'altra) sono segnalati da sensori di "fine corsa" (FC), collegati al microcontrollore. I sensori di fine corsa sono dispositivi elettromeccanici che sfruttano il contatto dell'oggetto con l'attuatore per stabilire o interrompere una connessione elettrica: in base alla presenza o meno di tale contatto, il segnale in ingresso al microcontrollore commuta da un valore logico alto ad un valore logico basso.

Per segnalare vari codici di errore o di stato del sistema si utilizza una codifica a colori, attraverso un led RGB. L'elemento luminoso di questo particolare tipo di diodo è suddiviso in tre sezioni, ognuna contenente un led di colore diverso (1 led rosso, 1 led verde, 1 led blu): accendendo i led in combinazione è possibile così ottenere un'intera gamma cromatica.

Il microcontrollore considerato prevede un segnale di clock (cioè un segnale periodico che consenta di sincronizzare il funzionamento del circuito integrato) a 16MHz. Per ottenere una frequenza di clock più elevata, un cristallo oscillatore da 12MHz è connesso al microcontrollore.

Infine, al pin di reset è stato collegato un interruttore per permettere il riavvio del dispositivo.

#### 2.1.1.4 Driver

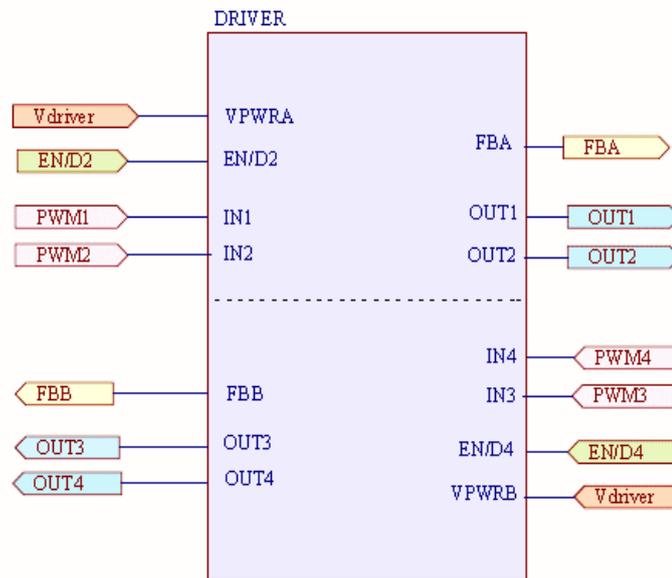
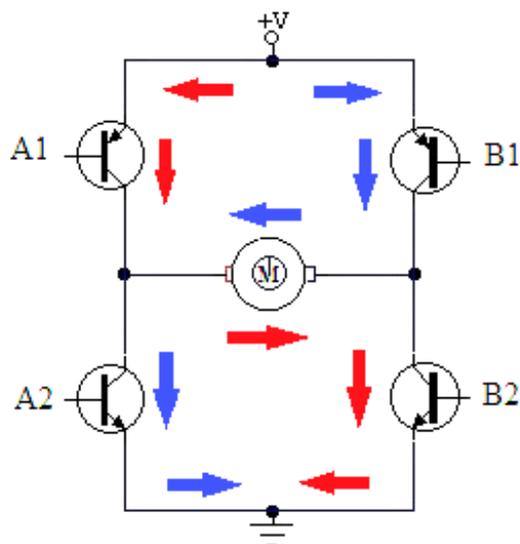


Fig.32. Schematico semplificato del blocco Driver

A causa della potenza in gioco, un microcontrollore non è in grado di pilotare direttamente un motore, pertanto è necessario un dispositivo di interfaccia che si occupi della gestione della potenza. Per il controllo dei motori di intra/extra-rotazione e flesso/estensione della spalla si utilizza un driver a due circuiti integrati identici, il cui funzionamento si basa sul principio del “ponte ad H”, il cui schema elettrico è mostrato in Fig. 32. Sulle linee verticali del ponte ad H sono posti quattro transistor, mentre la linea orizzontale è occupata dal motore. A1 e B1 sono i transistor superiori (detti SOURCE) direttamente connessi all'alimentazione, mentre A2 e B2 (SINK) sono i transistor che pilotano la corrente di ritorno dal motore verso massa. Supponendo di disattivare simultaneamente gli interruttori B1 e A2 aprendo viceversa gli interruttori A1 e B2 si ha passaggio di corrente nel motore da sinistra verso destra (percorso rosso in Fig. 33) che determina la rotazione in un determinato verso del motore. Per consentire al motore di girare in verso opposto, si genera un'inversione di segno della corrente, attivando gli interruttori B1 e A2 e inattivando A1 e B2. In questo modo la corrente circola nel motore da destra verso sinistra (percorso blu in Fig. 33).



*Fig.33. Schema di principio del ponte ad H. I due possibili percorsi di corrente che determinano il verso di rotazione del motore sono rappresentati rispettivamente in rosso e in blu*

Il driver doppio richiede due segnali di attivazione in ingresso: quando EN/D2 e EN/D4 si trovano ad un valore logico alto, si abilitano rispettivamente i ponti A e B. Un parametro di feedback (FB) permette di monitorare le correnti di uscita: attraverso l'utilizzo di una resistenza a massa, la corrente è convertita in un equivalente di tensione che il microcontrollore sarà in grado di acquisire tramite il proprio convertitore analogico-digitale. Questo rappresenta un parametro di sicurezza che consente di valutare la coppia generata dal motore. I pin di controllo input (IN1-IN2 e IN3-IN4) rappresentano i due versi di rotazione dei due attuatori. I segnali PWM in ingresso controllano in maniera indipendente le uscite (OUT1-OUT2 e OUT3-OUT4) con eventi mutuamente esclusivi: infatti, se IN1 si trova ad un valore logico alto, IN2 sarà ad un valore logico basso e viceversa; il funzionamento è identico per IN3 e IN4. Ciascuno dei driver all'interno del circuito integrato commuta l'alimentazione generale su un'uscita che andrà a pilotare il motore a cui è collegato.

### 2.1.1.5 Motor

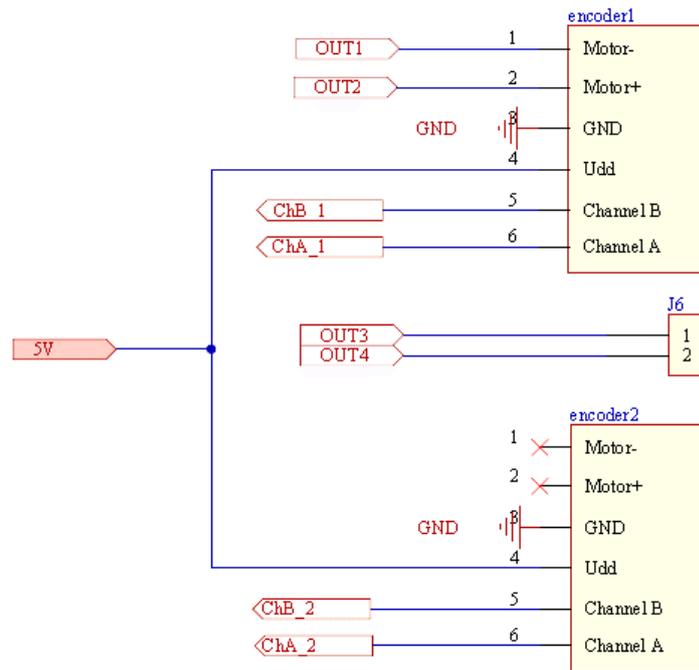


Fig.34. Schematico semplificato del blocco Motor

I segnali OUT1/OUT2 in uscita dal driver doppio entrano in ingresso ad un connettore SMD ad angolo retto con sei pin e passo di 1.27mm per il controllo del motore dedicato al movimento di intra/extra-rotazione della spalla; i segnali OUT3/OUT4 entrano invece in ingresso ad un connettore SMD ad angolo retto con due pin e passo di 1.27mm per il controllo del motore dedicato al movimento di flesso-estensione della spalla. I due connettori a 6 pin servono per il collegamento con gli encoder dei due motori.

### 2.1.2 Bill of Materials

Dopo la fase di elaborazione di schematics, viene prodotto un file elenco, noto come Bill of Materials (BOM), che serve per la corretta realizzazione fisica della scheda elettronica. Nel file, redatto in formato Excel, sono elencati tutti i materiali e componenti necessari per la produzione dell'unità di controllo. A ciascun componente è poi associato: una descrizione dello stesso, il suo codice identificativo, il fornitore, la quantità, il prezzo unitario e il costo complessivo.

Per accordi di riservatezza stabiliti con il Centro Protesi INAIL, qui di seguito (Tab.1) è riportato il foglio Excel relativo alla BOM, omettendo però le colonne che potrebbero ricondurre alle scelte effettive dei componenti del progetto.

DESCRIZIONE	QUANTITA'	PREZZO (€)	COSTO (€)
Condensatori al tantalio - SMD, 22uF, 16V, 20%	1	0.23	0.23
Condensatori al tantalio - SMD, 22uF, 6.3V, 20%	2	0.553	1.11
CAP MLCC, 1nF, 16V, 10%,0603	9	0.085	0.765
CAP MLCC, 3.3nF, 16V, 10%,0603	1	0.085	0.085
Condensatori al tantalio - SMD, 100uF, 16V, 10%	3	1.48	4.44
CAP MLCC,100nF, 16V, 10%,0603	11	0.04	0.44
CAP MLCC, 1uF, 16V, 10%, 0603	3	0.11	0.33
Condensatori a tre terminali - SMD, 1uF, 6.3V	2	0.135	0.27
CAP MLCC, 22uF, 16V, 10%, 0603	1	0.867	0.867
CAP MLCC, 10nF, 16V, 10%, 0603	7	0.085	0.595
CAP MLCC, 12pF, 16V, 10%, 0603	2	0.357	0.714
CAP MLCC, 33nF, 16V, 10%, 0603	2	0.0159	0.0318
Diodo Schottky Piccolo Segnale, Singolo, 25V, 5A, 390mV, 70A	1	0.172	0.172
H-Bridge, Dual, Brushed DC, Stepper Motor Driver, 5-28V, 5A	1	3.97	3.97
Connettore ad angolo retto, 4 posizioni (1,27mm), SMD	4	1.514	6.056
Programmatore	1	0.0996	0.0996
Connettore ad angolo retto, 2 posizioni (1,27mm), SMD	1	0.925	0.925
Ferrite Beads, 22 Ohm, 0805,6 A, 10 mOhm, 25 %	3	0.094	0.282
Ferrite Beads, 470 Ohm, 0603, 200 mA, 500 mOhm, 25 %	1	0.085	0.085
Ferrite Beads, 600 Ohm, 0603, 1.3 A, 150 mOhm, 25 %	1	0.085	0.085
Regolatore di tensione, 150-mA, 30-V, Ultra-Low IQ	1	0.961	0.961
LED RGB, SMD, 20 mA, 2 V, 3.2 V, 3.2 V, 624 nm, 540 nm, 480 nm	1	0.335	0.335
Simple Switcher, 3V to 17V, 650mA High Density Nano Module	1	3.44	3.44
Microcontrollore, 32-bit, 40 MHz,256 KB,32 KB, 2KB, 64 pin	1	9.06	9.06
Cristallo, 16 MHz, SMD/SMT, 3.2 mm x 2.5 mm, 10 PPM, 9 pF	1	0.442	0.442
Transistor MOSFET, Canale N, 100 mA, 20 V, 3 ohm, 4 V, 1.1 V	3	0.272	0.816
Resistenza SMD chip, 1.21MΩ, 1%, 0603	1	0.085	0.085
Resistenza SMD chip, 383kΩ, 1%, 0603	1	0.094	0.094
Resistenza SMD chip, 620kΩ, 1%, 0603	1	0.136	0.136
Resistenza SMD chip, 220kΩ, 1%, 0603	1	0.102	0.102
Resistenza SMD chip, 120Ω, 1%, 0603	1	0.187	0.187
Resistenza SMD chip, 470Ω, 1%, 0603	4	0.094	0.376
Resistenza SMD chip, 33kΩ, 1%, 0603	4	0.187	0.748
Resistenza SMD chip, 4.7kΩ, 1%, 0603	1	0.085	0.085
Resistenza SMD chip, 2kΩ, 1%, 0603	1	0.179	0.179
Resistenza SMD chip, 10kΩ, 1%, 0603	1	0.094	0.094
Resistenza SMD chip, 270Ω, 1%, 0603	2	0.085	0.17
Resistenza SMD chip, 120kΩ, 1%, 0603	4	0.187	0.748
Resistenza SMD chip, 240kΩ, 1%, 0603	4	0.136	0.544
Interruttore Tattile, Non Illuminato, 12V, 50mA, 1.57N, a Saldare	1	0.497	0.497
CANbus, +3.3V, 1Mbps, Low-Supply-Current B20+B47	1	2.65	2.65
Connettore ad angolo retto, 6 posizioni (1,27mm), SMD	2	1.7	3.4
			<b>TOT (€)</b>
			<b>45.6</b>

*Tab.1 Bill of Materials (BOM)*

Si ha un totale di 95 componenti e si è scelto, ove possibile, tecnologia SMD (Surface Mounting Device) con “case” ridotto (preferibilmente appartenente allo standard 0603) al fine di ridurre gli ingombri complessivi del PCB, dovendo prevedere di disporre la

scheda elettronica all'interno dell'alloggiamento meccanico, con uno spazio previsto pari a 30x70mm . La spesa complessiva è pari a 45.60 €.

### **2.1.3 Circuito stampato (PCB)**

Scelta la componentistica e terminata la fase di elaborazione degli schematici elettrici, segue la progettazione del circuito stampato (PCB, Printed Circuit Board) per dare una rappresentazione fisica allo schema elettrico, stabilendo gli ingombri (realizzati con sistemi CAD) e collegando opportunamente tra loro (sbroglio) tutti i componenti previsti nello schematico circuitale.

Il circuito stampato scelto per questo progetto è un PCB multistrato, a quattro strati (Fig. 35), che consente di ottenere una compattezza maggiore, potendo far scorrere le piste di segnale anche negli strati interni del circuito: in questo modo è possibile avvicinare al massimo i componenti elettronici e superare con più facilità i test di compatibilità elettromagnetica.

Gli strati centrali sono dedicati al piano di massa (GND LAYER) e alle connessioni di potenza tra le diverse aree del PCB (POWER LAYER). La circuiteria è distribuita sui piani superiore (TOP LAYER) e inferiore (BOTTOM LAYER) e tra i layer conduttivi sono posti degli strati di isolante elettrico (dielettrico). Per impedire l'ossidazione e la formazione di ponti di saldatura tra le piazzole disposte in prossimità, si applica una maschera di polimero sottile (soldermask) su entrambe le superfici della scheda (Top Solder e Bottom Solder). Inoltre, la serigrafia riportata sullo strato della faccia superiore del PCB (Top Overlay) facilita i processi di assemblaggio, verifica e riparazione, poiché indica posizione ed orientamento dei diversi componenti elettronici.

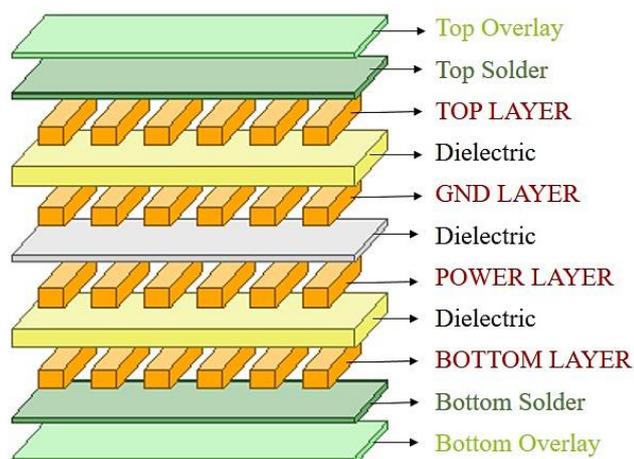


Fig.35. Design di un PCB a quattro strati

Una volta dimensionato il PCB e importata la netlist, i componenti sono disposti sul circuito in maniera tale da garantire piste circuitali con la minor lunghezza possibile e rispettando le informazioni tecniche per il disegno. Si esegue quindi lo “sbroglio del circuito”, sostituendo le interconnessioni suggerite da schematico (linee bianche in Fig.36) con le vie conduttrici, dimensionate in funzione del relativo passaggio di corrente.

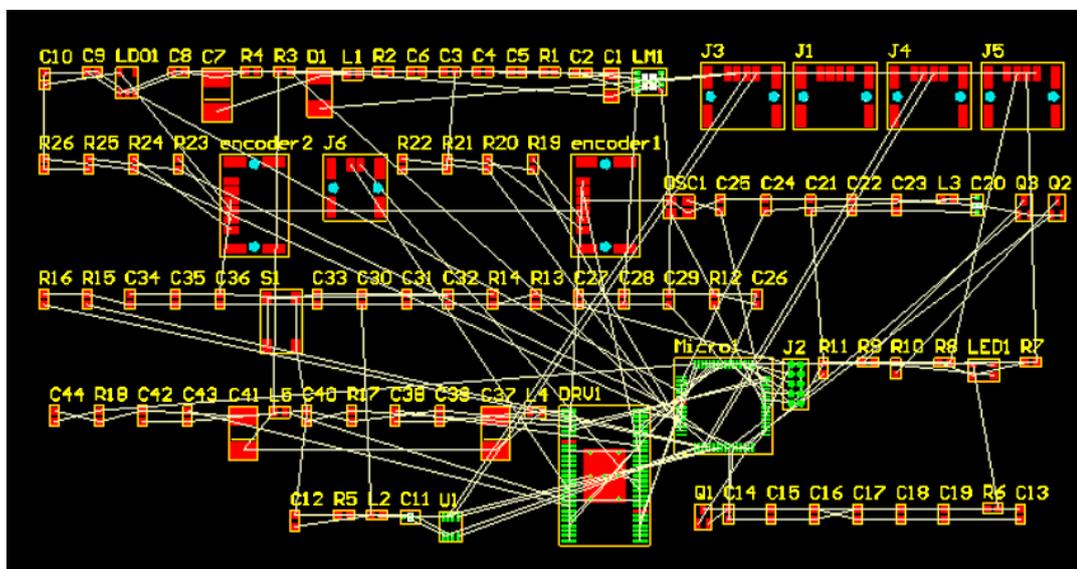
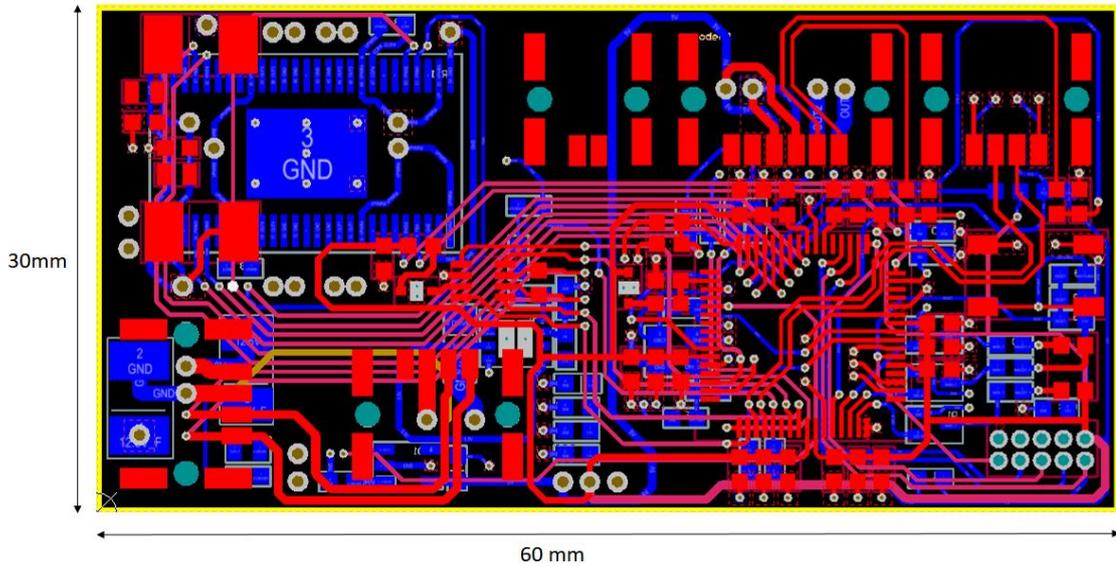


Fig.36. Esempio di Layout precedente alla fase di sbroglio del circuito

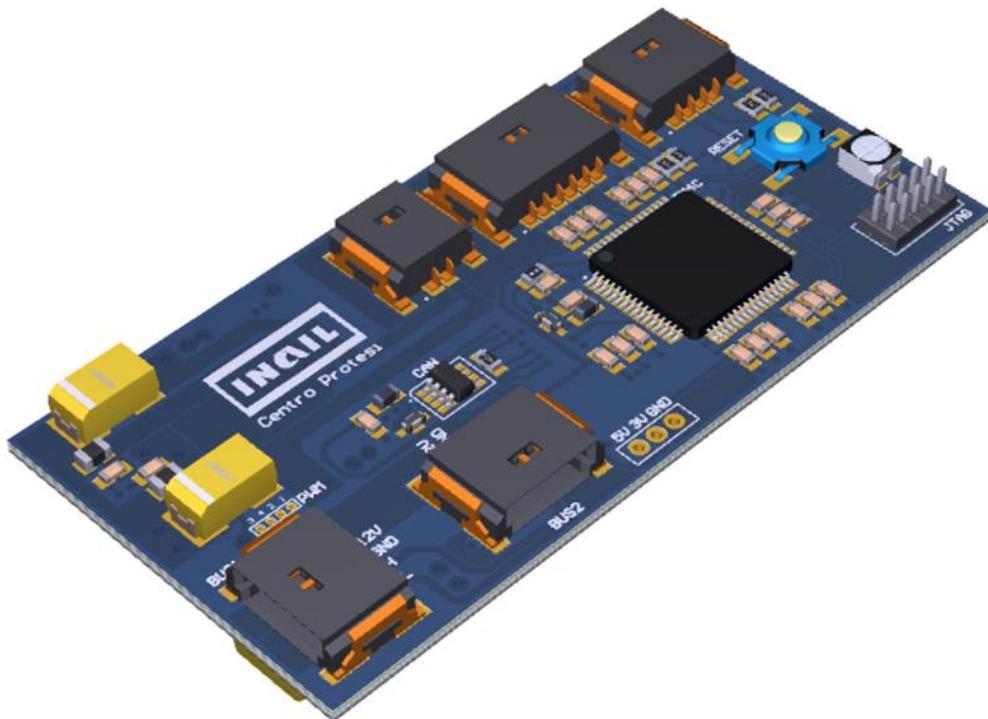
Le piste appartenenti allo stesso layer sono tracciate in modo tale da non intersecarsi tra loro e gli angoli sono smussati di 45° per evitare possibili problemi di lavorazione

e di emissione che si avrebbero con angoli retti o acuti. Analogamente, è opportuno uscire dai pad con piste perpendicolari e non diagonali.

Al termine dello sbroglio del circuito è stato possibile ottenere dimensioni inferiori a quelle previste in fase di progettazione, realizzando una scheda rettangolare di 30x60x0.6mm (Fig.37, Fig.38).



*Fig.37. Layout complessivo dell'hardware dell'unità di controllo con dimensionamento in mostra. In rosso: TopLayer; in blu: BottomLayer; in rosa: PowerLayer; in oro: GNDLayer; in giallo: KeepOutLayer.*



*Fig.38. Visione tridimensionale del PCB*

Di seguito sono riportati i layout dei singoli strati in cui è suddiviso l'intero PCB.

### 2.1.3.1 TOP Layer

Nel Top Layer (Fig. 39) sono collocati il microcontrollore, il led RGB, il connettore di programmazione per il collegamento tra microcontrollore e programmatore JTAG, il CANbus, l'interruttore tattile per il reset, i connettori di alimentazione, un connettore di fine corsa, uno di encoder e uno per l'alimentazione del motore dedicato al movimento di flesso/estensione.

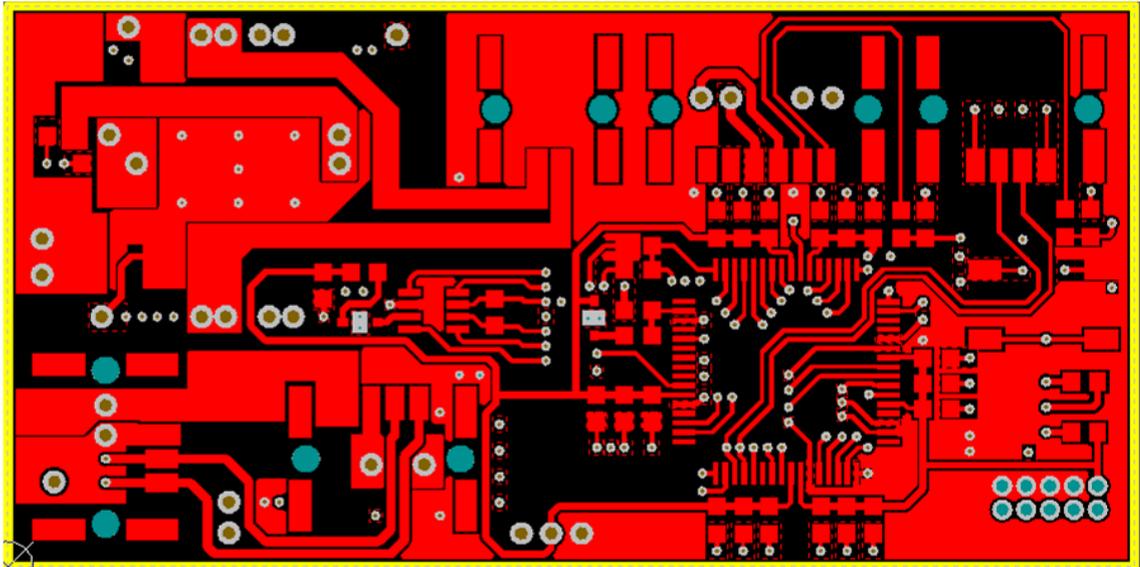


Fig.39. *Layout del TopLayer*

Per chiarezza visiva, viene mostrata anche la rappresentazione tridimensionale dello strato superiore (Fig. 40).

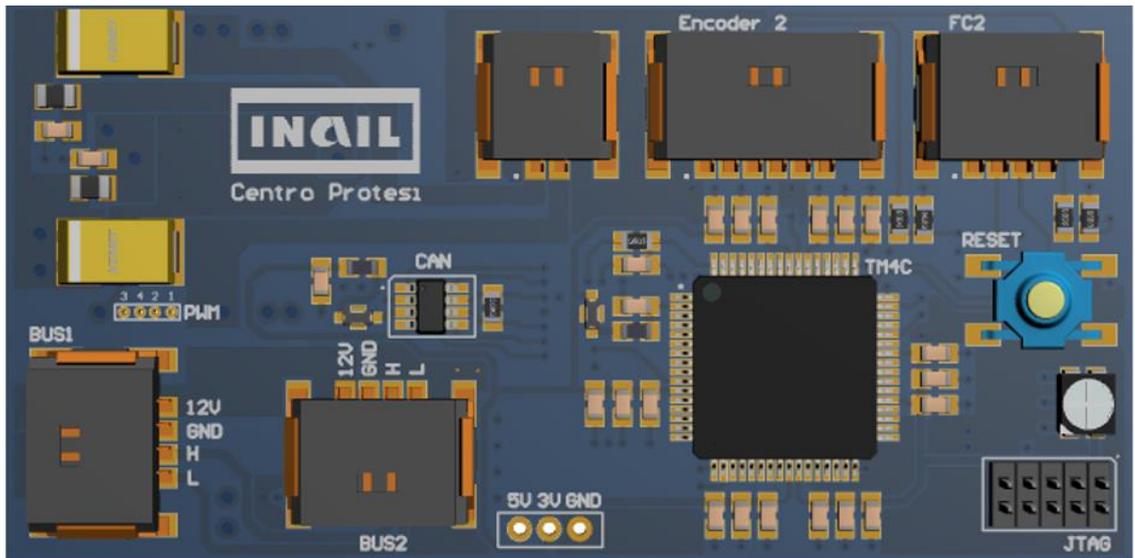


Fig.40. 3D Top View

### 2.1.3.2 GND Layer

I picchi di corrente tipici dei sistemi digitali possono influire negativamente sui segnali analogici, notoriamente sensibili ai disturbi. Per evitare che questi disturbi introdotti dai sistemi digitali creino del rumore sulla parte analogica, è utile creare isole di separazione tra le due masse (Fig. 41) così che si stabiliscano percorsi preferenziali per le correnti più alte che non rechino interferenze sulle linee analogiche. Come è visibile in figura, un unico filo unisce la massa digitale a quella analogica, per consentire un livello di riferimento più stabile per i segnali.

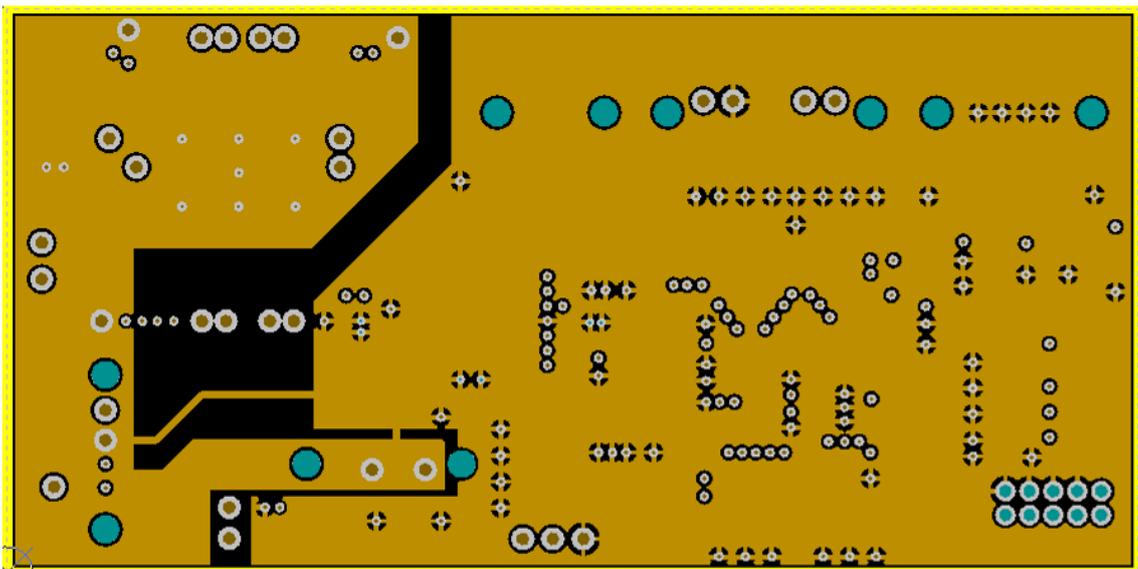


Fig.41. Layout del GND Layer. A sinistra la massa analogica, a destra quella digitale, connesse da un unico filo conduttore

### 2.1.3.3 *POWER Layer*

Il Power Layer è adibito principalmente alle connessioni di potenza tra le diverse aree del circuito stampato ed è utilizzato per predisporre le linee di conduzione di alcuni segnali digitali in prossimità del microcontrollore (Fig. 42).

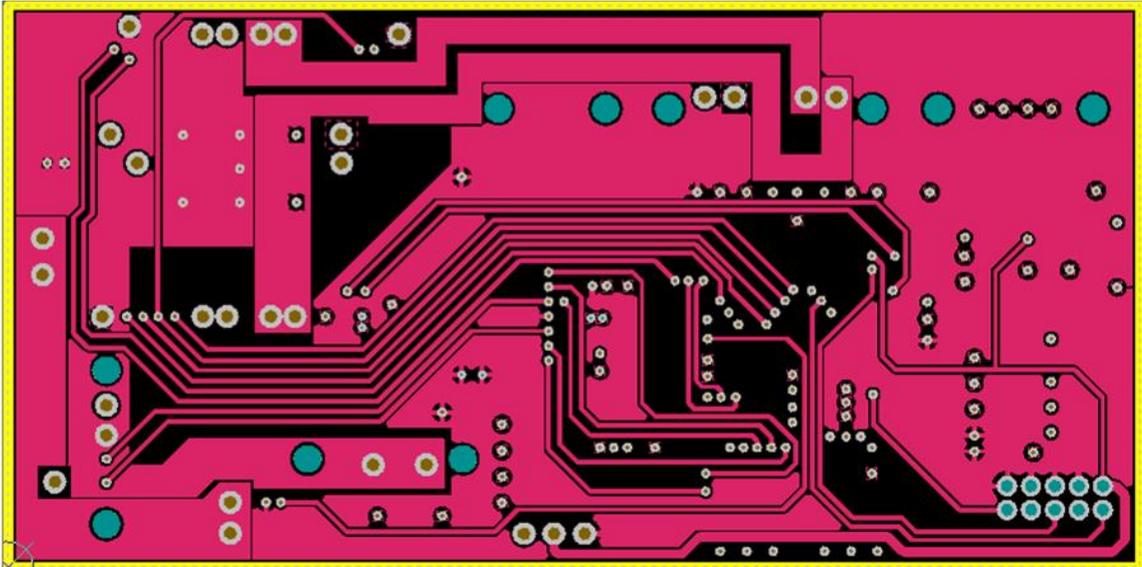


Fig.42. *Layout del POWER Layer*

### 2.1.3.4 *BOTTOM Layer*

Nel Bottom Layer (Fig. 43) si trovano tutti i componenti che non sono stati posizionati sullo strato superiore, in particolare il driver, i regolatori di tensione, l'oscillatore e i restanti connettori per encoder e fine corsa.

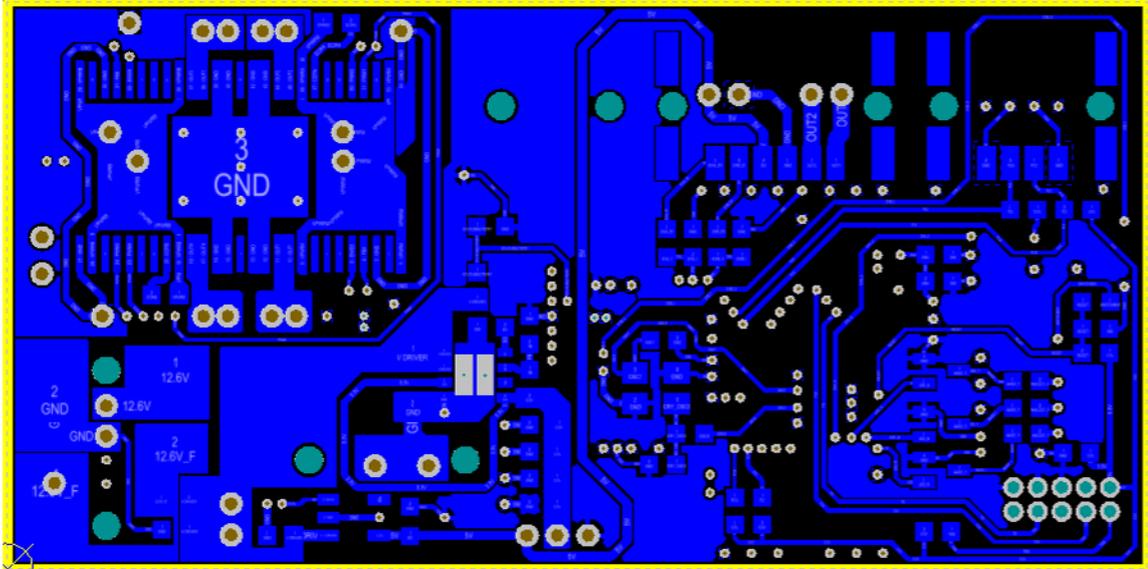


Fig.43. Layout del BOTTOM Layer

Anche in questo caso, per completezza visiva, viene mostrata la rappresentazione tridimensionale dello strato inferiore (Fig. 44).

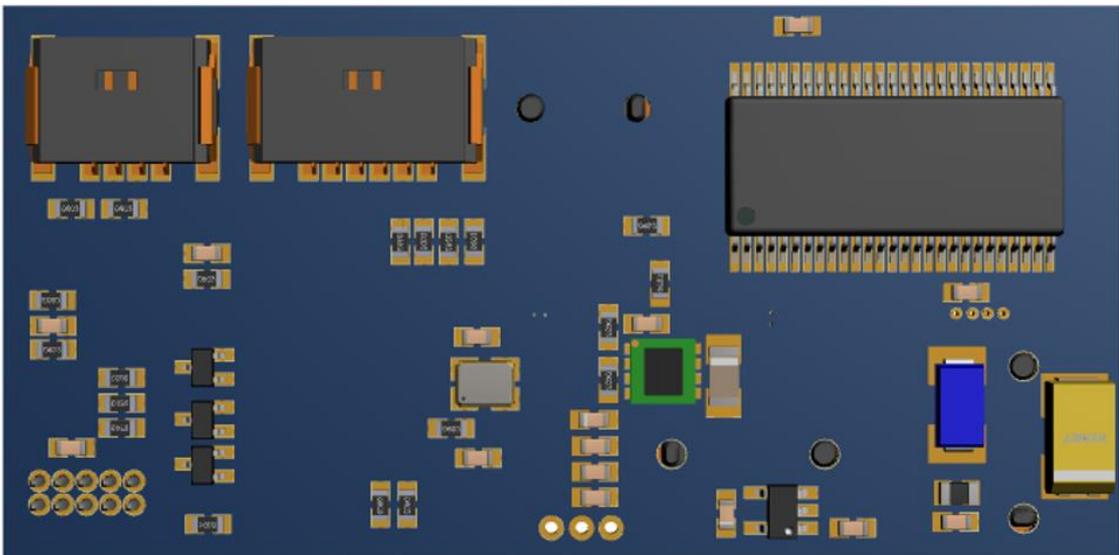


Fig.44. 3D Bottom View

#### 2.1.4 File Gerber e prototipazione

Terminata la fase di sbroglio del circuito, vengono esportati i file Gerber che contengono tutte le informazioni costruttive del PCB. Lo standard Gerber, infatti, cerca di risolvere i problemi di trasmissione da utente a macchina, così da ottenere una

corretta lavorazione con i giusti vincoli elettrici e fisici. Ciò che si ottiene sono dei file con un flusso ordinato di oggetti grafici (di forma, dimensione, posizione e polarità specifica) a formare l'immagine esatta del PCB, e un file di testo che descrive i Gerber stessi.

I file Gerber sono impiegati da aziende specializzate nella produzione del circuito, per il piazzamento dei componenti e per la loro saldatura a macchina.

A fronte di un costo complessivo pari a 180.00€ sono stati realizzati 10 prototipi (Fig.45). I componenti mancanti (connettori, resistenza del CANbus e resistenze del fine corsa) sono saldati manualmente sul PCB.

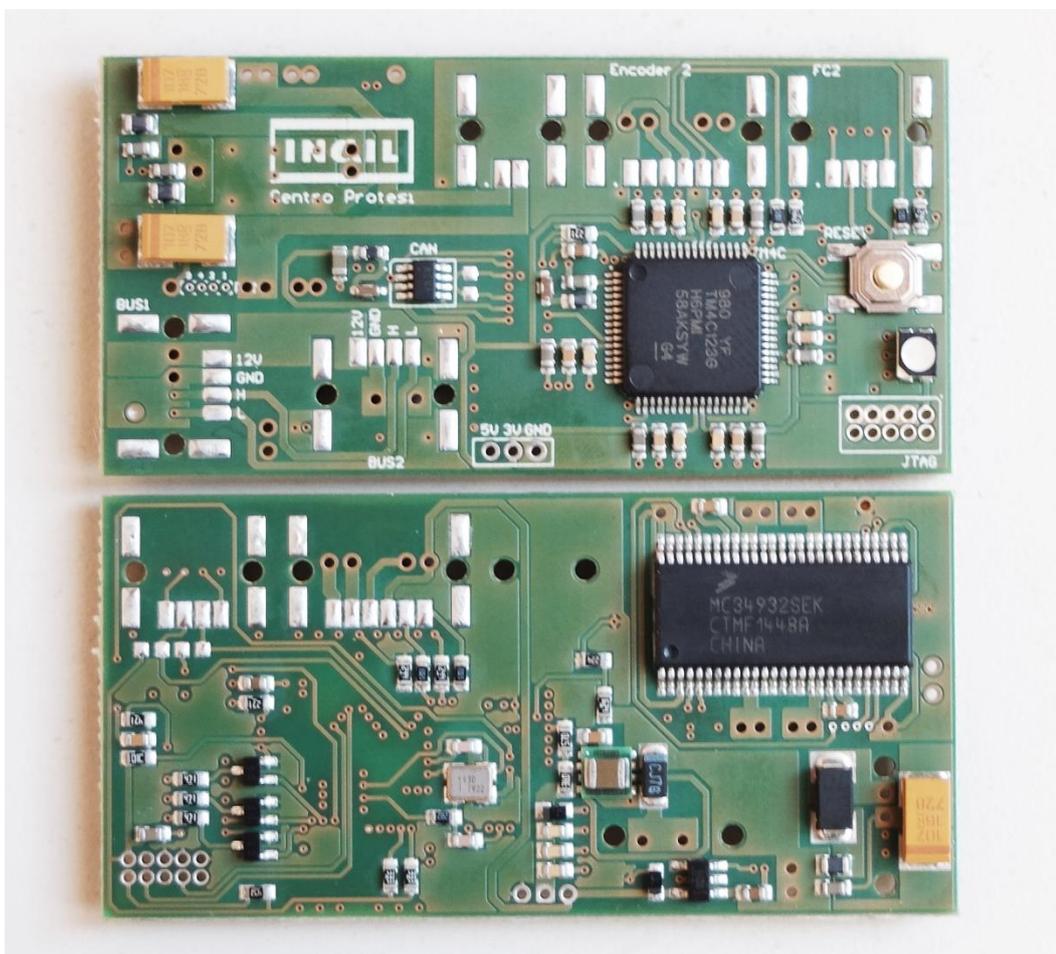


Fig.45. Circuito stampato. In alto il TOP Layer; in basso il BOTTOM Layer.

## 2.2 Firmware

Il firmware è un programma, una sequenza di istruzioni, che viene installato nella memoria del microcontrollore. Lo scopo del firmware è quello di avviare il componente stesso e consentire la gestione di tutte le operazioni dell'elettronica dell'unità di controllo.

Il microcontrollore è inizialmente configurato mediante TI PinMux Tool v4, uno strumento software che fornisce un'interfaccia utente grafica per specificare le impostazioni di multiplexing dei pin, risolvere dei conflitti e determinare le caratteristiche delle celle I/O. Una volta selezionato il tipo di dispositivo da configurare, si apre una schermata (Fig. 46) che elenca sulla sinistra tutti i tipi di periferiche disponibili sul microcontrollore (ADC, GPIO, Timer, PWM, QEI, CAN,...). Al centro si hanno informazioni dettagliate sulla singola periferica specifica e sulla destra un'immagine dei pin in uso o disponibili.

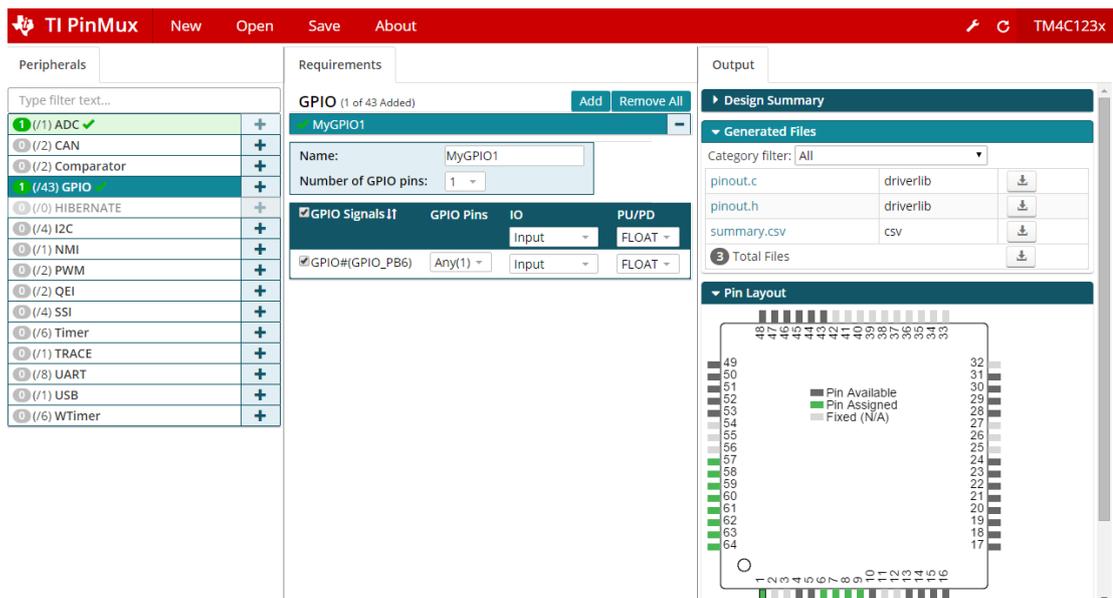


Fig.46. Schermata TI PinMux Tool v4 per la configurazione del microcontrollore

I risultati sono emessi come file di intestazione/codice C e vengono importati nell'ambiente di sviluppo integrato (IDE, Integrated Development Environment) Code Composer Studio (CCS) della Texas Instruments. Code Composer Studio è un ambiente software che assiste i programmatori nello sviluppo dei programmi stessi e consiste di più componenti, tra cui:

- Un *editor di codice sorgente*;
- Un *compilatore* (interprete);

- Un *linker*;
- Un *debugger*.

Il compilatore traduce una serie di istruzioni scritte nel linguaggio di programmazione C in un linguaggio di più basso livello (assembly o linguaggio macchina). La scelta del linguaggio C per lo sviluppo del firmware è dovuta alla praticità di utilizzo di un linguaggio universale, che risulta pertanto facilmente leggibile e adattabile per versioni successive dell'unità di controllo.

I file oggetto generati dal compilatore costituiscono l'ingresso del linker che li assembla in un singolo eseguibile o libreria.

Il debugger esegue il programma e facilita l'individuazione e la rimozione di eventuali anomalie (bug) permettendo di impostare punti di interruzione (*breakpoint*) nell'esecuzione di un programma, in modo da poterne esaminare lo stato, e di utilizzare una "watch windows" per verificare e modificare il valore delle variabili.

Per velocizzare e semplificare lo sviluppo del firmware ci si avvale delle librerie contenute nel pacchetto Texas Instruments TivaWare, che comprendono esempi di codice per l'utilizzo delle periferiche dei dispositivi TM4C123x.

Per la fase di programmazione si utilizza l'emulatore J-Link EDU Segger (Fig.47) che consente di programmare direttamente il dispositivo agendo sui pin appositi del microcontrollore dell'unità di controllo. La licenza include l'uso libero di punti di interruzione flash illimitati, con l'unico limite di un uso puramente didattico e non commerciale o militare.

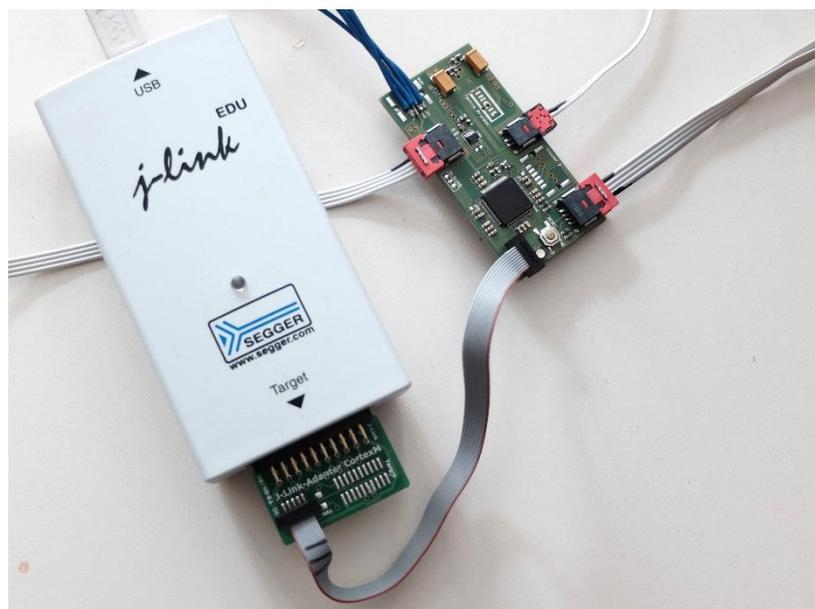


Fig.47. Emulatore J-Link EDU Segger

Il firmware deve eseguire le seguenti funzioni:

- Movimentazione del giunto di spalla, secondo il comando di flessione/estensione o di intra/extrarotazione;
- Implementazione di un protocollo di comunicazione CAN per lo scambio di informazioni con l'unità Master

Per ragioni di riservatezza non è possibile riportare il codice di programmazione; tuttavia verranno mostrate le idee alla base che permettono l'esecuzione delle funzioni richieste all'unità di controllo.

### 2.2.1 Strategia di controllo del movimento dei motori

La modalità di controllo del movimento più semplice è il *controllo a singola velocità* (on-off) che prevede l'attuazione dei motori ad una velocità costante prefissata. Il valore di tale velocità sarà specificato dal comando inviato dall'EMG Master e dipenderà dal superamento dello stimolo elettromiografico di una certa soglia minima (Fig.48), personalizzabile in base alle caratteristiche del paziente.

Associando un sensore sEMG alla rotazione oraria del motore e un secondo sensore alla rotazione antioraria è possibile quindi eseguire i movimenti di flessione/estensione o intra/extrarotazione del giunto. In caso di non superamento della soglia per entrambi i sensori, il sistema rimane fermo.

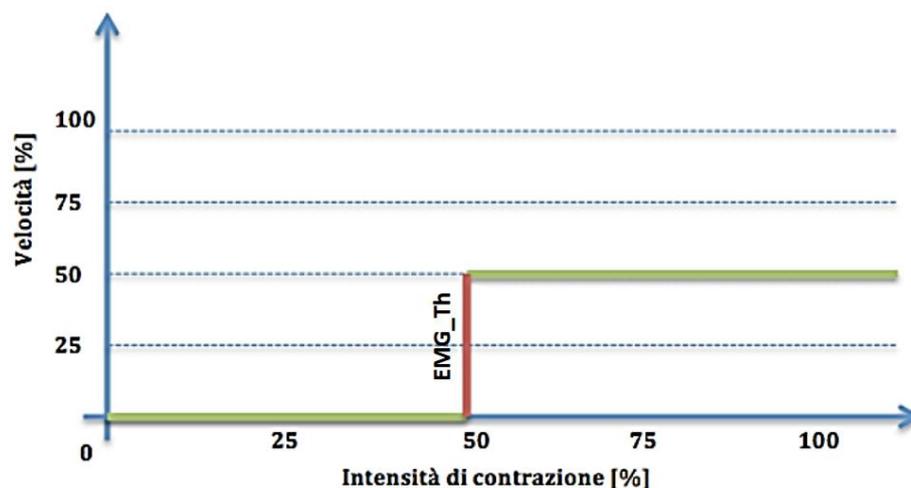


Fig.48. Grafico del controllo a singola velocità del pilotaggio degli attuatori

Questa strategia di controllo risulta estremamente semplice e i pochi requisiti richiesti (contrazione di un singolo muscolo) la rendono applicabile a quasi tutti i pazienti. Lo svantaggio risiede nella qualità del movimento generato, che risulterà grossolana per la mancata possibilità di controllo della velocità in tempo reale.

### 2.2.2 *Interfaccia QEI*

Durante l'intervallo di rotazione dei motori, gli encoder incrementali (o quadrature encoder) ad essi associati forniscono in uscita un treno continuo di onde quadre. Il disco interferente che costituisce l'encoder presenta tre corone circolari (Fig.49), che generano due segnali differenti sfasati tra loro.

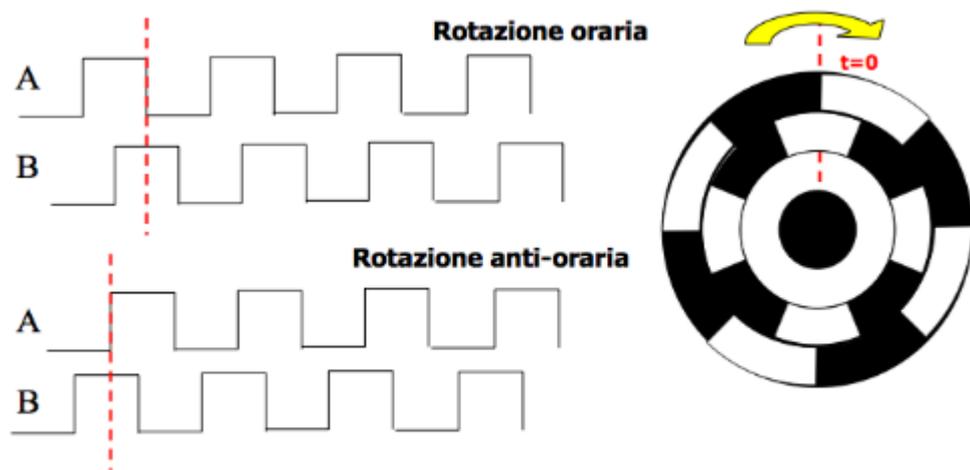


Fig.49. *Schema del disco interferente presente in un encoder incrementale e segnali in uscita dall'encoder.*

Il segno dello sfasamento determina il verso di rotazione (orario o antiorario), mentre la velocità di rotazione risulta inversamente proporzionale al periodo di A e B.

Il microcontrollore dispone di un'interfaccia QEI (Quadrature Encoder Interface) che permette di decodificare questi segnali e fornire automaticamente velocità e verso di rotazione. Il QEI, opportunamente inizializzato, consente la misura della posizione angolare e della velocità dei motori, utile per un controllo di posizione del movimento.

### 2.2.3 *Protocollo CANbus*

Per controllare i diversi giunti compatibilmente alle strategie di controllo adottate, esiste un protocollo di comunicazione del sistema protesico INAIL che definisce la comunicazione tra il dispositivo Master e le unità Slave.

L'identificatore CAN del protocollo IPP (Inail Prosthetics Protocol) ha una dimensione di 4 bytes (32bit) e consente di discriminare nel pacchetto il *device di provenienza* (IDM), il *device di destinazione* (IDP), il *tipo di pacchetto* (IDC) e lo *status check bit* (SC). La comunicazione tra l'unità Master e quella Slave utilizza un solo tipo di messaggio (SET\_REFERENCE) che contiene il riferimento di posizione del master rispetto al giunto di destinazione (CCU→PCU) o del giunto di destinazione rispetto al master (PCU→CCU), occupando per ciascuna delle due modalità una lunghezza totale di 8 bytes.

#### **2.2.4 Gestione ad Interrupt**

Al fine di ottenere un firmware con un tempo di ciclo costante di 300Hz (frequenza condivisa da tutte le unità del sistema di elettronica distribuita descritto in Fig.26) il ciclo è gestito tramite interrupt legati al clock di sistema.

Per interrompere l'esecuzione del programma nel caso in cui si verificano determinate condizioni (eventi esterni) si utilizzano delle routine ad interrupt. L'interrupt è un segnale di natura asincrona che arriva al microcontrollore affinché questo risponda ad una particolare richiesta di servizio della periferica finalizzata.

Affinché il meccanismo di interruzione del programma funzioni correttamente è necessario che, al termine dell'esecuzione della ISR (Interrupt Service Routine), si ripristini la condizione precedente alla ricezione dell'interrupt stesso. Per far questo il sistema deve poter memorizzare il contesto attuale prima di mandare in esecuzione l'ISR.

#### **2.2.5 Controllo del raggiungimento dei fine corsa**

Per evitare che l'utente forzi la spalla oltre i limiti meccanici di flessione, estensione, intrarotazione ed extrarotazione si implementa un meccanismo di rilevamento dei fine corsa. Il raggiungimento di uno dei quattro limiti comporta l'apertura dell'interruttore ottico, normalmente chiuso. Il segnale in ingresso al corrispondente pin del microcontrollore (Fig.50) commuterà da un valore logico basso ad un valore logico alto e la rilevazione di questo evento determina l'arresto del motore.

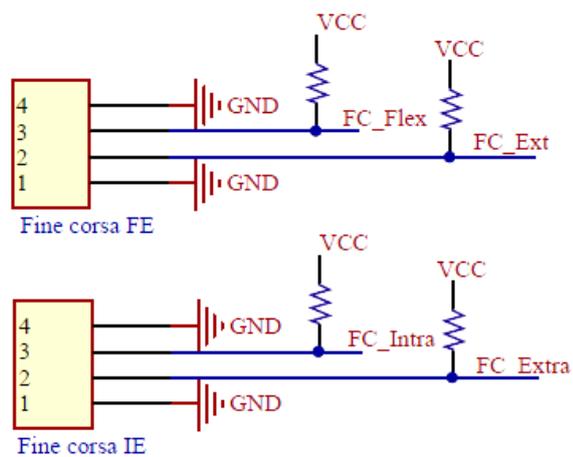


Fig.50. Schematico degli switch utilizzati per la rilevazione del raggiungimento del fine corsa

Questo meccanismo evita sia i movimenti innaturali della protesi sia continue condizioni di stress a cui sarebbe sottoposta l'invasatura, con conseguente aumento del rischio di rottura.

### 2.2.6 *Struttura del Firmware*

Il firmware è strutturato in diversi file (Fig.51) che consentono una migliore leggibilità del codice e portabilità delle funzioni. In particolare ad ogni *Source File* (estensione .c) è associato un *Header File* (estensione .h) che contiene i prototipi delle funzioni definite nel relativo file .c e un qualsiasi numero di definizioni di costanti.

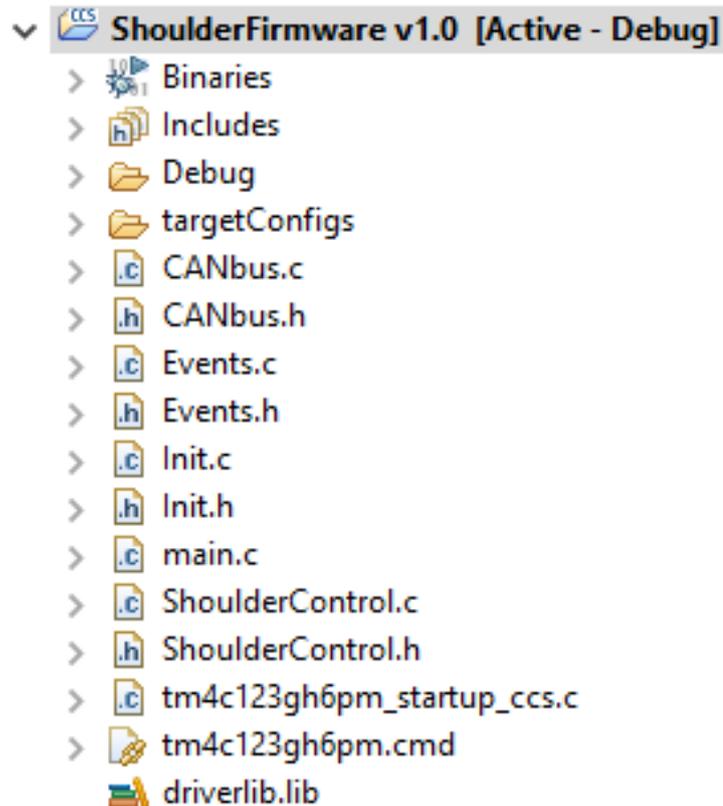


Fig.51. *Struttura del codice in Code Composer Studio IDE*

Qui di seguito si spiegano più in dettaglio i vari Source File del progetto.

- **CANbus.c** : contiene il codice che consente la configurazione e l'uso del protocollo di comunicazione CAN bus del microcontrollore sia per la ricezione che per la trasmissione dei dati.
- **Events.c** : contiene le funzioni di gestione delle operazioni da eseguire a seguito di un interrupt.

- **Init.c** : contiene diverse funzioni necessarie per inizializzare il microcontrollore in tutte le sue componenti. In particolare si configurano le varie tipologie di porte da utilizzare e si setta il clock, il CAN e le impostazioni di default per il movimento della spalla.
- **main.c** : contiene la funzione *main()* che costituisce il punto di partenza per l'esecuzione del programma. Si tratta infatti della prima funzione invocata dal sistema operativo che, a sua volta, invoca altre funzioni.
- **ShoulderControl.c** : contiene il codice che implementa il pilotaggio degli attuatori in funzione dei comandi ricevuti sulla linea di ricezione CAN.

### 2.2.7 Firmware attraverso diagrammi di flusso

Le operazioni che smistano ed elaborano il flusso di informazioni all'interno del firmware per l'esecuzione del programma sono rappresentate graficamente tramite diagrammi di flusso, così da non infrangere i vincoli di riservatezza.

In seguito all'accensione del dispositivo, il microcontrollore inizializza tutte le variabili di sistema necessarie per l'esecuzione delle diverse funzioni (Fig.52). Segue la configurazione di tutte le porte GPIO (General Purpose Input Output) e l'inizializzazione della comunicazione CAN, dei segnali PWM (le cui uscite sono inizialmente disabilitate) e del timer associato al main loop.



Fig.52. *Diagramma di flusso dell'ordine cronologico delle azioni eseguite dal microcontrollore all'accensione*

Il main loop è il cuore del firmware ed esegue una serie di istruzioni con un tempo di ciclo dell'ordine delle centinaia di microsecondi ad una frequenza fissa di 300Hz (gestione ad interrupt).

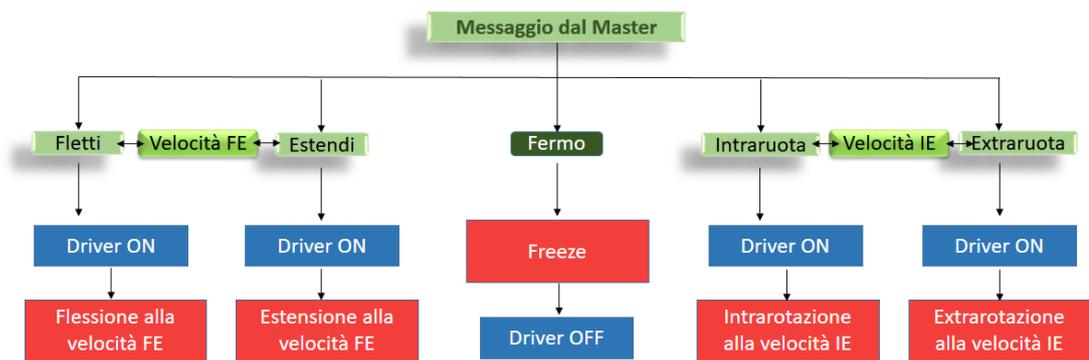


Fig.53. Diagramma di flusso del mainloop dopo la ricezione del messaggio CAN dall'unità EMG Master.

La lettura del messaggio CAN ricevuto dall'unità EMG Master scatena uno dei cinque eventi possibili (Fig.53), che sono: flessione ed estensione (a cui è associato un certo valore di velocità FE), intrarotazione ed extrarotazione (a cui è associato un certo valore di velocità IE) e il comando di freno (Freeze). In quest'ultimo caso si ferma il movimento dei motori affinché la protesi rimanga bloccata in posizione e, per ridurre i consumi energetici, si spegne il driver che verrà riattivato solo in una condizione di movimento del giunto.

La logica che guida i diversi movimenti di spalla è la stessa (Fig.54): si effettua un controllo del raggiungimento di fine corsa; qualora il limite meccanico non venga superato, il movimento desiderato si esegue solamente nel caso in cui, nel ciclo precedente, il giunto di spalla si trovi in condizione di freeze (motori fermi) o stia già eseguendo il movimento richiesto. Diversamente, si forza il sistema ad uno stato di freeze per implementare il *ritardo di banda morta* (Dead Band Delay, Fig.55) che consenta ad un percorso di corrente di spegnersi completamente prima dell'inversione di corrente. Infatti, se entrambi i circuiti di alimentazione del driver subissero un cambiamento di stato contemporaneo (uno acceso, l'altro spento), per un breve periodo di tempo si verifica un cortocircuito del ponte ad H facendo fluire una corrente molto elevata attraverso gli interruttori di alimentazione,.

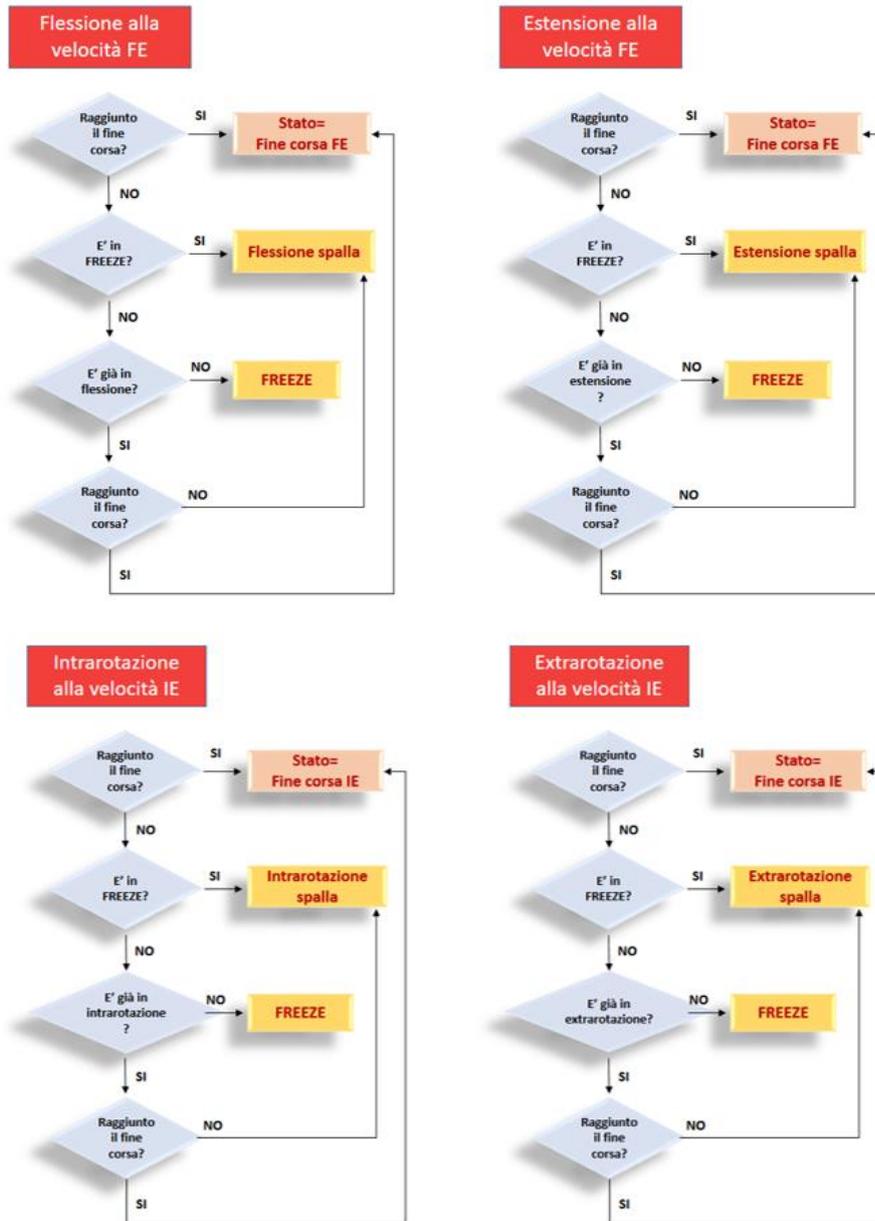
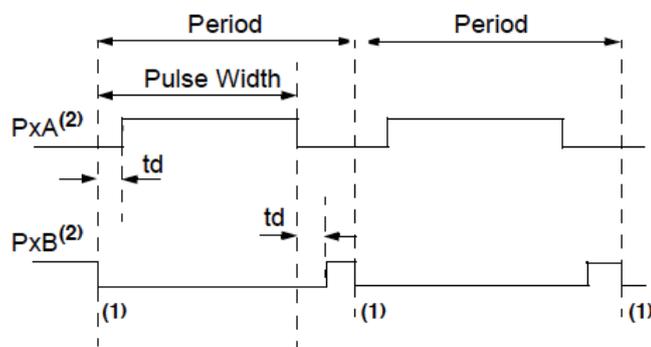


Fig.54. Diagramma di flusso della logica alla base dei movimenti di spalla

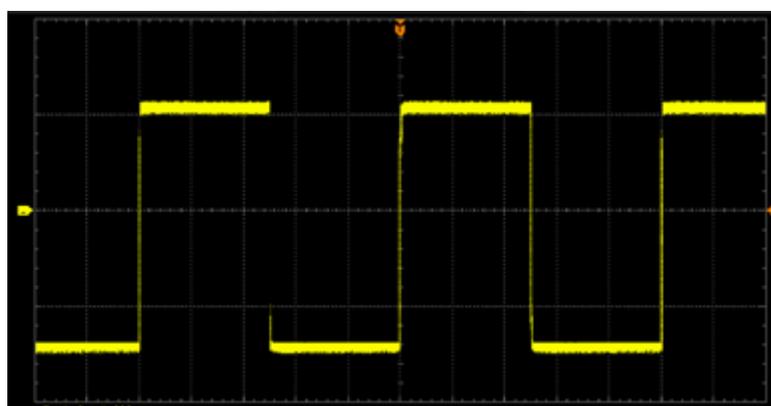


td = Dead-Band Delay

Fig.55. Ritardo di banda morta

### 3 Risultati

L'unità di controllo per l'articolazione di spalla è stata testata in laboratorio per verificarne l'effettivo funzionamento. A questo scopo la scheda elettronica è stata alimentata a 12V attraverso un generatore e le forme d'onda in uscita dal microcontrollore per il pilotaggio dei motori sono state controllate utilizzando un oscilloscopio (Fig.56). Per verificare il corretto funzionamento del programma implementato, si è misurato a monitor la frazione di tempo dello stato attivo del segnale, variando il duty cycle del PWM a partire da un valore pari allo 0% (PWM inattivo) e poi aumentandolo man mano di un 20% fino alla condizione di continuità di segnale alto (100%).



*Fig.56. PWM visualizzato mediante oscilloscopio*

Per testare la comunicazione secondo protocollo CANbus, l'unità Slave è stata collegata all'unità Master, alimentando l'intera struttura a batteria. Utilizzando i comandi di breakpoint e sfruttando la visualizzazione su watch windows della variabile dedicata allo stato del giunto di spalla, si è verificato che l'unità Slave ricevesse l'esatto comando inviato dall'unità Master.

Collegando l'unità Slave all'unità Master e alla meccanica di spalla è stato possibile implementare con successo un controllo mioelettrico, associando un sensore sEMG (Ottobock, Myobock) alla flessione e un secondo sensore all'estensione, come spiegato nel paragrafo 2.2.1. In caso di raggiungimento del fine corsa, il sistema interviene interrompendo l'alimentazione degli attuatori, evitando così condizioni pericolose dovute a sovraccarico di corrente.

Il mainloop è eseguito con una frequenza di 300Hz e il suo tempo di esecuzione ha una durata di 452 $\mu$ s. Il consumo di corrente a vuoto (driver spenti e motori scollegati) è di 5mA, mentre l'attivazione del driver per il controllo simultaneo di entrambi i motori

comporta un aumento di corrente fino ad un valore massimo di 20mA, e di 13.2mA nel caso di controllo di un singolo movimento. Collegando i motori, l'unità di controllo non ha mostrato problemi durante l'esecuzione di movimenti ripetuti del giunto di spalla, dimostrando di riuscire a gestire il carico di corrente richiesto dalla parte meccanica (massimo 5A).

## 4 Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro di tesi consiste nel progettare e sviluppare un'unità di controllo embedded dedicata all'attuazione di movimenti di flessione/estensione ed intra/extrarotazione del giunto di spalla, all'interno di un'architettura distribuita.

La scheda elettronica realizzata ha dimensioni ridotte (30x60mm), inferiori al limite massimo consentito nelle specifiche di progetto permettendo l'alloggiamento della scheda anche su protesi con spazio disponibile ristretto.

La corretta implementazione del protocollo di comunicazione high speed CAN bus consente la corretta gestione delle funzioni di spalla, guidate da comandi dell'unità Master, integrandosi correttamente all'interno di un progetto più ampio e completo di protesi d'arto superiore.

L'elevata flessibilità di programmazione e personalizzazione può far sì che in futuro si riadatti il medesimo progetto di scheda elettronica per un controllo del giunto di gomito, attualmente non disponibile nella struttura generale della protesi da realizzare. Da un punto di vista tecnico, il prototipo ha confermato le prestazioni previste per ciò che riguarda la mobilità concessa al giunto di spalla e le caratteristiche elettriche/elettroniche.

Non sono attualmente previste funzioni di feedback di corrente: questo rappresenta un limite, non avendo a disposizione un parametro di sicurezza che possa garantire la gestione di un sistema di protezione da sovracorrente. Inoltre, non è stato possibile verificare il corretto funzionamento del controllo di movimento di intra/extrarotazione di spalla, se non attraverso software, a causa di malfunzionamenti della meccanica ad esso associata.

Gli sviluppi futuri riguarderanno l'implementazione di protocolli di sicurezza (es. sovracorrente) e di strategie di controllo avanzate sfruttando informazioni di posizione

del giunto al fine di migliorare ulteriormente la qualità del dispositivo. Inoltre, il firmware è stato progettato per permettere sia il controllo singolo dei movimenti di flessione/estensione ed intra/extrarotazione sia il controllo simultaneo, rendendo l'unità di controllo compatibile per un eventuale utilizzo in progetti di ricerca che sfruttano tecniche e tecnologie innovative, come la TMR.

## 5 Bibliografia e sitografia

- [1] R. Sacchetti and A. Davalli, “Le protesi di arto”, 2009
- [2] E. Biotto, “Le protesi di arto superiore” , Università Cattolica del Sacro Cuore, 2009
- [3] E. Mainardi and A. Davalli, “Controlling a prosthetic arm with a throat microphone”, Engineering in Medicine and Biology Society, p. 3035-3039, EMBS 2007
- [4] A. Dellacasa Bellingegni, “Unità di controllo per gomito mioelettrico”, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, Campus Biomedico di Roma, a.a.2012/2013
- [5] A. Pastore, “Progetto e sviluppo di una nuova unità di controllo per protesi di arto superiore a comando mioelettrico”, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Elettronica, UNIBO, Sede di Cesena, a.a. 2015/2016.
- [6] M. Cavallari, “Progetto e sviluppo di un banco prova per articolazioni protesiche attive ad un grado di libertà basato su Programmable Automation Controller e Motion Capture”, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, UNIBO, Sede di Cesena, a.a. 2014/2015.
- [7] M.Fesani, “ Progetto, sviluppo e caratterizzazione di un riduttore cicloidale per l’azionamento di un’articolazione protesica di gomito”, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, UNIBO, a.a. 2015/2016
- [8] S. Maltoni, “Ottimizzazione di un’unità di controllo per protesi mioelettrica di arto superiore e confronto prestazionale tramite Programmable Automation Controller e Motion Capture”, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, UNIBO, Sede di Cesena, a.a. 2015/2016.
- [9] D.Rivella, A.Scannella, “Classificazione del segnale sEMG tramite Pattern Recognition per il controllo del giunto della spalla di una protesi attiva di arto superiore”, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, Politecnico di Milano, a.a.2012/2013
- [10] A.A.Ortiz, “Nuovo approccio al comando EMG per protesi complete di arto superiore”, Tesi di Laurea Magistrale in Ingegneria Informatica, Politecnico di Milano, a.a.2012/2013.
- [11] Norma EN ISO 9999

- [12] M.S. Johannes, J.D. Bigelow, J.M. Burck, S.D. Harshbarger, M.V. Kozlowski, and T. Van Doren, “An Overview of the Development Process for the Modular Prosthetic Limb”, Johns Hopkins APL Technical Digest, Vol.30, 3(2011)
- [13] S.Maggi, Dispensa sul “Controller Area Network”, Politecnico di Milano
- [14] <http://www.inail.it>
- [15] <http://www.ti.com/>
- [16] <https://www.mouser.it>
- [17] <https://farnell.it>
- [18] <https://www.mdsrl.it>
- [19] <http://www.3dcontentcentral.com/default.aspx>
- [20] <https://it.rs-online.com/web/>
- [21] <http://www.altium.com/>
- [22] <http://www.ti.com/lit/ug/spmu298d/spmu298d.pdf>
- [23] <https://www.ottobock.it>
- [24] [http://www.pietrodifalco.com/tecnico-ortopedico\\_\\_trashed/protesi](http://www.pietrodifalco.com/tecnico-ortopedico__trashed/protesi)
- [25] <http://protesiortopediche.reha-group.it>
- [26] <https://www.ortopediaitalia.org/protesi-di-arto-superiore>
- [27] <http://elite.polito.it/files/courses/01OQM/slide2014/ausili>
- [28] [http://campus.unibo.it/66296/1/Arto\\_superiore\\_Rehab.pdf](http://campus.unibo.it/66296/1/Arto_superiore_Rehab.pdf)
- [29] <http://www.centroessedi.it>
- [30] <http://www.sociale.it/2015/01/27/deka-arm-protesi-controllo-mentale/>
- [31] <https://altadefinizione.hdblog.it/2014/05/11/Braccio-artificiale-Luke>
- [32] <https://www.money.it/Il-braccio-bionico-di-Luke>
- [33] <http://www.vocativ.com/money/industry/prosthetic-boom-3d-printed-mind-controlled-limbs/index.html>
- [34] <http://bestofwhatsnew.popsci.com/deka-luke-arm>
- [35] <http://www.jhuapl.edu/prosthetics/scientists/mpl.asp>
- [36] [http://techdigest.jhuapl.edu/TD/td3003/30\\_3-Johannes.pdf](http://techdigest.jhuapl.edu/TD/td3003/30_3-Johannes.pdf)
- [37] <http://www.percro.org/corsi/Meccatronica2009>
- [38] [https://lira.epac.to/DOCS-TECH/elettronica/CAN\\_BUS\\_COMPLETO](https://lira.epac.to/DOCS-TECH/elettronica/CAN_BUS_COMPLETO)
- [39] [http://www.docente.unicas.it/useruploads/001196/files/circuiti\\_stampati.pdf](http://www.docente.unicas.it/useruploads/001196/files/circuiti_stampati.pdf)

- [40] <http://www.electroyou.it>
- [41] [http://www.poloprato.unifi.it/uploads/media/Presentazione\\_Microcontr  
ollori](http://www.poloprato.unifi.it/uploads/media/Presentazione_Microcontr<br/>ollori)
- [42] <http://www.itisravenna.gov.it/corso/informatica/aree-progetto>
- [43] [http://docenti.etc.polimi.it/IND32/Didattica/AzionamentixAutomazion  
e/files/Dispensa\\_CAN.pdf](http://docenti.etc.polimi.it/IND32/Didattica/AzionamentixAutomazion<br/>e/files/Dispensa_CAN.pdf)
- [44] <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/70208A.pdf>
- [45] <http://www.esd-electronics-usa.com/CAN-Remote-Frames.html>
- [46] <http://www.delucagiovanni.com/files/Corso%20ATMEL%20AVR.pdf>
- [47] [http://www.uniroma2.it/didattica/LIbis/deposito/libis-dev\\_environment-  
0607.pdf](http://www.uniroma2.it/didattica/LIbis/deposito/libis-dev_environment-<br/>0607.pdf)
- [48] [http://processors.wiki.ti.com/index.php/TI\\_PinMux\\_Tool\\_v4](http://processors.wiki.ti.com/index.php/TI_PinMux_Tool_v4)
- [49] <https://it.emcelettronica.com>

## 6 Ringraziamenti

Accade sempre così: mesi di lavoro e poi.. la pagina di tesi più letta sarà proprio questa. Ciascuno di voi cercherà il proprio nome in queste righe, perchè, proprio come me, saprà di aver contribuito in qualche modo al raggiungimento di questo piccolissimo ma per me importante traguardo.

Ringrazio il prof. Cristofolini, per aver riposto fiducia in me per una seconda volte e per avermi, anche solo involontariamente, indirizzata verso questo progetto che mi ha lasciato tanto, non soltanto a livello professionale, ma anche e soprattutto a livello umano. E per questo non posso che ringraziare Emanuele, per aver sempre messo a disposizione (nei pochi minuti di pausa concessigli) il proprio sapere, con la spontaneità tipica di un grande amico e non di un superiore, spesso tradotta in sorrisi rassicuranti.

Un enorme grazie lo riservo ad Alberto, per avermi seguito in questo percorso con la giusta consapevolezza dei miei tempi, con un'alternanza di presenza e voluta assenza che mi ha permesso di crescere. Grazie per la pazienza, gli insulti e i "brava", per i consigli e gli insegnamenti, per l'odore di caramella gommosa e per quel pizzico di follia che lo contraddistingue.

Grazie ai miei compagni di stanza, Alessio e Menfi, per aver reso un luogo di lavoro un ambiente familiare, in cui non è mai mancata una buona battuta che ridesse allegria a momenti di totale disperazione.

Grazie a Viviana, per la carineria mostrata sin dal primo giorno in cui ho messo piede nel suo stanzino e che nel tempo si è tramutata in un pieno supporto femminile, che prende appuntamento ogni mattina per il confessionale delle lamentele.

Grazie a quei pazienti del Centro Protesi che pur avendo perso una porzione del proprio corpo sono riusciti a conservare la loro caratteristica più bella, che è il loro sorriso.

Grazie a mamma e papà, perché con i loro "Ma ce la fai?" mi hanno stimolato a mostrare la mia determinazione nella buona riuscita delle cose, certa che in momenti di sconforto quella domanda sarebbe diventata un "Tranquilla, ce la fai!".

Grazie a Giorgia per la tangente dimostrazione che sì, tutto è possibile, perchè dopo una caduta ci si rialza più forti.

Grazie a Zia Ada, Zio Pinzo, Luca, Enrico, Mantuano, e Nonna ‘Mela, per le boccate d’aria di famiglia che mi hanno permesso di ripartire con uno spirito diverso ad ogni ripartenza da casa.

Grazie a Marco. Un immenso grazie a Marco. Perché comunque siano andate le cose tra di noi, ho sempre avuto la certezza di poter contare su di te. Sei stato il primo tifoso di ogni mia vittoria, la cura di ogni ansia e l’ancora di salvezza in momenti particolarmente difficili. Sai che il merito di questo successo è dipeso soprattutto dal tuo starmi accanto in ogni occasione e che nei miei obiettivi è sempre stata costante la volontà di non deluderti, di renderti orgoglioso di me, e in qualche modo spero di esserci riuscita.

Grazie agli amici di sempre, in particolare a Maria e Simona, perché nonostante le nostre scelte di vita ci rendano fisicamente lontane, io sento un bene scoppiarmi dentro tutte le volte che ci rivediamo. Ma soprattutto, grazie per la comprensione davanti ai miei “NO, devo studiare”.

Grazie a Vins e Gianluca, perché siete la dimostrazione di un’amicizia vera nata tra i banchi universitari. E aggiungo a questo duo anche Jonathan, per il quale vorrei spendere giusto qualche parola in più: grazie per il supporto morale e “tecnico” anche a distanza e per essere un continuo esempio di persona generosa e umilmente competente.

Grazie a Valentina per essere per me quasi come una sorella, quella che senti raramente ma sai che c’è e che ti vuole bene. Grazie per l’emozione grande di avermi reso zia e grazie al piccolo Achille, che ancora non sa l’ondata di energia positiva che mi infondono i suoi occhi e la sua meravigliosa risata.

Grazie a Marghe, Babi e Matte: scoprire la vostra persona è stata una delle più grandi sorprese della mia vita. Grazie per avermi reso parte di un gruppo senza mai farmi sentire l’ultima arrivata. Ma soprattutto, grazie per avermi fatto capire che se vuoi davvero qualcosa, bisogna lottare per ottenerla (vedi Marghe al Carnevale di Cento).

Grazie a Stefano, per essere l’amico con la A, che rende naturale raccontare anche i più stupidi dei miei pensieri, senza il timore di essere giudicata.

Grazie ad Arianna, per l’enorme stima e fiducia che nutre nei miei confronti, perché non ho mai conosciuto una persona di una bontà infinita come la sua: l’affinità dei

nostri caratteri mi rendono fiera e consapevole di un'amicizia sincera e duratura (a patto che ci sia abbastanza spazio in freezer per le pizzelle).

Ma soprattutto grazie alla mia SuperFrancy. Questo percorso è iniziato insieme e termina insieme, con le stesse preoccupazioni e gli stessi ritardi di sempre. Grazie per il tuo spirito da "crocerossina" che mi ha letteralmente salvata da due anni universitari in cui avrei sentito parlare solamente di corsi e studio. Grazie per i mille saluti al telefono, senza poi riuscire a riattaccare mai. Grazie per i trenta messaggi di fila, quando sarebbe sufficiente inviarne uno solo. Grazie per la dimostrazione di caparbità che ti ha reso vincente anche quando non avevi dalla tua le persone che amavi, ma sappi che io ho sempre tifato per te. Grazie per il sostegno, per non avermi mai fatta sentire sola, nemmeno in quelle occasioni in cui si annaspava e ci si chiedeva "ma perchè ci riduciamo sempre all'ultimo?". Grazie per essere semplicemente te stessa e sappi che mi mancherai da morire ma appoggerò sempre qualunque scelta che ti renda davvero felice, perchè te lo meriti.

E infine, come tradizione vuole, grazie a te Maria.