



**UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA**



**DIPARTIMENTO  
DI INGEGNERIA**

**DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE**

**CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

**Realizzazione di un prototipo di mano robotica comandato tramite  
segnale elettromiografico**

**Relatore: Prof. Simone Del Favero**

**Laureando: Riccardo Barbieri**

**ANNO ACCADEMICO 2023 – 2024**

**Data di laurea 19/03/2024**



*Ai miei genitori, che con affetto mi hanno supportato.*

*A Charlotte, di nuovo e per sempre.*

*“La misura dell’intelligenza è data dalla capacità  
di cambiare quando è necessario.”*

*- Albert Einstein*

## **Abstract**

L'intrinseca complessità e la capacità di compiere un elevato numero di funzioni rendono la mano uno strumento di fondamentale importanza per l'essere umano. Per sopperire alla sua mancanza o amputazione lo sviluppo tecnologico ha reso possibili svariate soluzioni, tra le quali spiccano le protesi a comando mioelettrico, descritte in questo elaborato insieme ad alcuni concetti strettamente legati alla protesica e all'elettromiografia. In seguito a questa trattazione, viene presentata la realizzazione di un prototipo di mano robotica costruito usando come riferimento un progetto open source, realizzato tramite stampante 3D e adattato all'impiego del segnale elettromiografico come input per il comando. Infine, vengono presentati alcuni test di utilizzo del prototipo con l'ausilio della programmazione software di Arduino.

# Indice

1 - Introduzione .....	8
2 - Stato dell'arte della protesica .....	11
2.1 Classificazione delle protesi dell'arto superiore .....	11
2.1.1 Classificazione strutturale - Normativa europea ISO 9999 .....	11
2.1.2 Classificazione funzionale .....	12
2.2 Protesi a comando mioelettrico .....	17
2.2.1 Struttura di una protesi mioelettrica .....	17
3 - Elettromiografia .....	24
3.1 Il muscolo striato .....	24
3.2 La contrazione muscolare .....	25
3.3 Segnale elettromiografico di superficie .....	28
3.3.1 Lo spettro del segnale EMG .....	29
3.3.2 Sensori elettromiografici .....	30
3.3.3 Errori e criticità del segnale elettromiografico .....	33
4 - Prototipo di mano robotica .....	35
4.1 Premesse .....	35
4.1.1 Specifiche di progetto .....	35
4.1.2 Strategia di comando .....	36
4.1.3 Possibili migliorie .....	36
4.2 Hardware .....	38
4.2.1 Stampa 3D .....	39
4.2.2 Struttura .....	40
4.2.3 Meccanica articolare .....	43
4.2.4 Motori .....	45
4.2.5 Componenti elettroniche .....	46

4.3	Software.....	53
4.3.1	Considerazioni preliminari .....	53
4.3.2	Setup dei motori.....	53
4.3.3	Modulazione velocità di apertura/chiusura.....	55
4.3.4	Integrazione del segnale EMG come input.....	57
4.3.5	Tasks predefiniti.....	59
5	- Conclusioni.....	69
6	- Appendice.....	71
6.1	Schema elettrico del prototipo.....	71
6.2	Scheda tecnica servo motore MG996R.....	72
6.3	Scheda tecnica sensore EMG MyoWare v3 .....	74
6.4	Arduino.....	75
6.5	Codici Arduino .....	77
6.5.1	Close Hand.....	77
6.5.2	Count5.....	79
6.5.3	Sasso – carta – forbici.....	81
6.5.4	Grasp test .....	84
	Bibliografia.....	87



# Capitolo 1 – Introduzione

Dalla presa e manipolazione di oggetti alla comunicazione e percezione di stimoli, la mano umana è uno strumento che si è rivelato cruciale nella sopravvivenza e nello sviluppo della civiltà. Grazie ad essa, infatti, l'uomo è in grado di interagire con l'ambiente circostante e di svolgere funzioni peculiari, ottenendo un netto vantaggio sugli altri animali. La capacità di prendere e manipolare un oggetto, in particolare, è una delle caratteristiche principali della mano e permette di compiere attività sia di potenza che di precisione, che possono richiedere un elevato grado di dinamicità o l'esecuzione di movimenti lenti e controllati. Tutte le funzioni sono coadiuvate dall'efficacia del sistema sensoriale presente sulla mano, che si dimostra, oltre che estremità effettrice, anche organo di ricezione molto sensibile, in grado di percepire stimoli tattili, temperatura, dolore e svariate altre informazioni con estrema precisione. La sensibilità che la caratterizza permette inoltre di cogliere informazioni sulla dimensione, forma e sulle caratteristiche superficiali di oggetti, sulla forza esercitata e sulla posizione. Allo stesso tempo la mano umana è parte fondamentale del "linguaggio del corpo", una forma di comunicazione che si avvale della gestualità di varie parti del corpo, e che si dimostra spesso utile, se non indispensabile, nella società odierna. Considerando la molteplicità di funzioni che contraddistinguono questo segmento anatomico, è facile intuire che la sua perdita possa rappresentare un'esperienza profondamente traumatica per l'individuo, richiedendo un significativo supporto psicologico e una corretta riabilitazione fisica. I traumi alla mano sono anche causa di gravi problemi economici, principalmente per il costo elevato e per il lungo periodo della malattia. La situazione che ne deriva è aggravata da una serie di fattori: spese sanitarie, ad esempio trattamento chirurgico, farmaci, assistenza post-operatoria, trattamento riabilitativo, e spese non sanitarie, come trasporti e necessità di assistenza. Ci sono inoltre danni non quantificabili per la persona, dovuti alla limitazione funzionale, al dolore e allo stress psicologico che un evento del genere può causare. La maggior parte delle amputazioni delle estremità degli arti superiori avviene in maschi in età lavorativa, solitamente in seguito a traumi sul lavoro o ferite di guerra. Difetti congeniti, cancro e malattie vascolari sono altre principali cause di amputazioni [1]. Con il progresso della tecnica, soprattutto negli ultimi trent'anni, e l'ampia diffusione di dispositivi elettronici miniaturizzati a costi contenuti, si è manifestato un interesse sempre maggiore riguardo alla possibilità di ricreare artificialmente le caratteristiche e le potenzialità della mano umana, sia per possibili applicazioni in apparati robotici sia nel campo della protesica, per contribuire a migliorare la qualità di vita delle persone amputate. Per garantire al paziente condizioni di vita il più possibile simili a quelle di una persona sana sono state sviluppate negli anni appendici meccaniche in grado di compensare il deficit fisico e funzionale.



L'utilizzo di dispositivi robotici, inoltre, rappresenta un'importante soluzione anche nei percorsi di riabilitazione in seguito ad eventi traumatici come gli ictus, che possono portare all'incapacità di utilizzo di alcune parti del corpo. In questo ambito, l'impiego di sistemi robotici come strumenti terapeutici è molto diffuso, in quanto questo approccio può migliorare il processo di recupero e potenzialmente ridurre il tempo dedicato riabilitazione guidata direttamente dal terapeuta [2]. Se da una parte il progresso tecnico ha garantito la possibilità di ricorrere ad ausili sempre più performanti, il grosso limite della diffusione della protesi a tutti i soggetti che ne hanno necessità è il prezzo di tali dispositivi. Specialmente nelle zone dove questa esigenza è più sentita, come ad esempio nei paesi segnati dalle guerre, lo scoglio dell'alto prezzo e la disponibilità di adeguati percorsi riabilitativi rendono questa tecnologia proibitiva per la quasi totalità della popolazione. Nei paesi occidentali, grazie allo sviluppo di un sistema sanitario efficiente e un'assistenza più completa alla persona, la ripresa delle funzionalità di base viene invece garantita a quasi tutti i cittadini. Le mani robotiche attualmente esistenti forniscono una buona funzionalità di presa, pur non essendo in grado di replicare esattamente la capacità di presa propria della mano umana. Molte di esse sono dotate di un sistema di attuazione intrinseco, situato completamente all'interno della struttura della mano, che governa simultaneamente il movimento delle dita e l'opposizione del pollice. Questa scelta progettuale limita notevolmente il numero di gradi di libertà, impedendo alla mano di avvolgersi intorno all'oggetto afferrato durante un generico compito di presa. Il problema è quello di ottenere un movimento articolato delle dita, pur non potendo disporre di un numero elevato di attuatori in grado di governare i vari gradi di libertà. La soluzione proposta è quella di utilizzare una particolare tipologia di meccanismi, definiti meccanismi sotto-attuati, nei quali il numero di attuatori è minore del numero di gradi di libertà, in cui gli attuatori vengono sostituiti da elementi elastici passivi o fine corsa meccanici.

Nonostante gli enormi progressi fatti nel campo della protesica, la creazione di un sostituto funzionale ed esteticamente apprezzabile per una mano mancante è una sfida ancora aperta per ingegneri, medici e ricercatori. In questo lavoro di tesi vengono forniti approfondimenti sul mondo della protesica per arto superiore, con riferimento alle protesi a comando extracorporeo mioelettrico, analizzandone la struttura e le funzionalità. Viene proposta inoltre una descrizione della funzione dei muscoli, della loro fisiologia e delle dinamiche di attivazione muscolare, e si fa un'esposizione generale riguardo all'elettromiografia di superficie, una tecnica diagnostica dedicata alla rilevazione e all'analisi del segnale elettrico muscolare. Questi capitoli hanno lo scopo di contestualizzare la parte centrale del progetto, ossia la realizzazione di un prototipo di mano artificiale comandata da segnale elettromiografico, di cui si discute la struttura a livello meccanico ed elettronico, per poi porre l'attenzione su alcuni pattern di movimento creati e sui relativi codici di programmazione.



# Capitolo 2 - Stato dell'arte della protesica

In questo capitolo viene presentato l'attuale stato dell'arte della protesica, con particolare attenzione alla protesica per arto superiore. Se ne darà una classificazione strutturale e una funzionale, indirizzando il focus dell'esposizione sulla protesica per arto superiore a comando mioelettrico.

## 2.1 Classificazione delle protesi dell'arto superiore

### 2.1.1 Classificazione strutturale - Normativa europea ISO 9999

Nella normativa europea ISO 9999 vengono definiti e classificati gli ausili tecnici per disabili. Al sesto capitolo della normativa si trova la sezione dedicata alle protesi ortopediche, indicata come "06. Protesi e ortesi", nella quale la protesi viene definita "ausilio ortopedico che vicaria o sostituisce, seppur parzialmente, un arto mancante, sia sotto l'aspetto funzionale che estetico" [3]. Il mondo della protesica può essere suddiviso in maniera macroscopica in due famiglie: endoprotesi ed esoprotesi. La prima comprende tutti quei dispositivi protesici che vengono impiantati all'interno del corpo umano, come ad esempio le protesi articolari di ginocchio e anca, le quali sostituiscono le articolazioni originali. Le esoprotesi, invece, sono dei dispositivi in sostituzione di parti del corpo amputate, tra cui rientra la protesi della mano. La normativa include anche un insieme di sottoclassi tra cui si trovano le protesi di arto superiore. Queste vengono definite in maniera specifica come "un insieme di componenti compatibili, solitamente prodotti da un singolo produttore e commercialmente disponibile. I componenti possono essere integrati con qualsiasi altro componente fabbricato individualmente, per produrre una gamma di differenti protesi di arto superiore.". Nella normativa la generica protesi di arto superiore viene identificata con il codice "06 18"; sono poi presenti altre sottosezioni che individuano ulteriori classi di questi dispositivi medici e che fanno riferimento alla struttura anatomica coinvolta dall'amputazione (Tabella 1).

Codice	Descrizione
06 18 03	Protesi di dito e amputazione di mano
06 18 06	Protesi per disarticolazione di polso
06 18 09	Protesi per amputazione transradiale
06 18 12	Protesi per disarticolazione di gomito
06 18 15	Protesi per amputazione transomerale
06 18 18	Protesi per disarticolazione di spalla
06 18 21	Protesi per amputazione interscapolotoracica

Tabella 2.1: Codici identificativi protesi arto superiore, normativa ISO 9999.

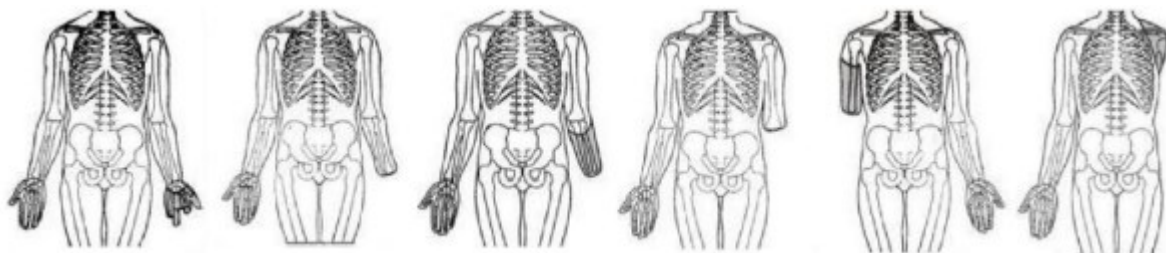
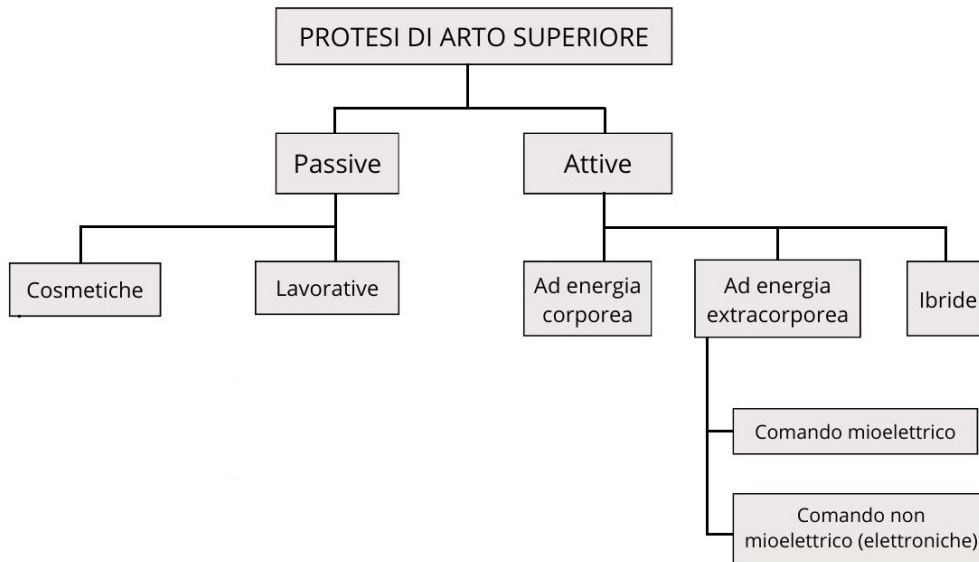


Figura 1: Suddivisione protesi arto superiore basata sul livello di amputazione, normativa ISO 9999. Da sinistra a destra: 03, 06, 09, 12, 15, 18. Tratta da <https://rogaenna.it/livelli-amputazione/> e rielaborata, consultato in data 28/11/2023.

## 2.1.2 Classificazione funzionale

La classificazione funzionale delle protesi per l'arto superiore le suddivide dal punto di vista funzionale; le principali categorie sono quelle delle protesi passive e delle protesi attive [4]. La figura 2.2 riassume in dettaglio tale suddivisione.



*Figura 2.2: Classificazione funzionale protesi arto superiore.*

## **Protesi passive**

Le protesi passive sono caratterizzate da strutture semplici e allo stesso tempo robuste. Sono dispositivi che generalmente non consentono movimenti dell'organo di presa; rappresentano il tipo di protesi maggiormente disponibili in commercio. Si possono suddividere in protesi cosmetiche e protesi lavorative.

### Protesi cosmetiche

Le protesi cosmetiche sono finalizzate a ricostruire esteticamente il segmento corporeo mancante. Possono essere applicate a qualsiasi livello di amputazione e il loro utilizzo coinvolge i casi in cui una protesi funzionale non sia efficacemente applicabile, come accade nelle amputazioni più prossimali o nelle amputazioni parziali di mano, o i casi in cui il paziente rinuncia alla funzionalità dell'arto, spesso anche per motivi economici.

Questo tipo di dispositivi protesici risultano esteticamente molto simili all'arto mancante, spesso con un elevato livello di dettaglio (peli, cicatrici, ...), e sono realizzate principalmente in silicone. La facile lavorabilità e la resistenza anche per lunghi periodi di tempo rendono questo materiale particolarmente adatto alle protesi cosmetiche, nonostante si presentino spesso alti costi di produzione e personalizzazione.



*Figura 2.2: protesi cosmetica a sinistra (a), protesi lavorativa tridigitale a destra (b).  
Tratte rispettivamente da [www.medicalfarma.it/protesi-arto-superiore-2](http://www.medicalfarma.it/protesi-arto-superiore-2) e da [www.ottobock.com/en-hk/product/8E38-57](http://www.ottobock.com/en-hk/product/8E38-57) consultati in data 11/12/2023.*

### Protesi Lavorative

Le protesi lavorative (figura 2.2 b) sono dispositivi realizzati principalmente per pazienti che hanno subito amputazioni e che intendono continuare a svolgere un'attività lavorativa. Sostituiscono l'arto mancante con un organo di presa, ad esempio una pinza o un uncino, e sono caratterizzate da una meccanica semplice che le rende leggere e robuste. Tuttavia, questo tipo di dispositivi protesici è esteticamente differente dalla mano umana, e non è consigliabile per pazienti amputati bilateralmente.

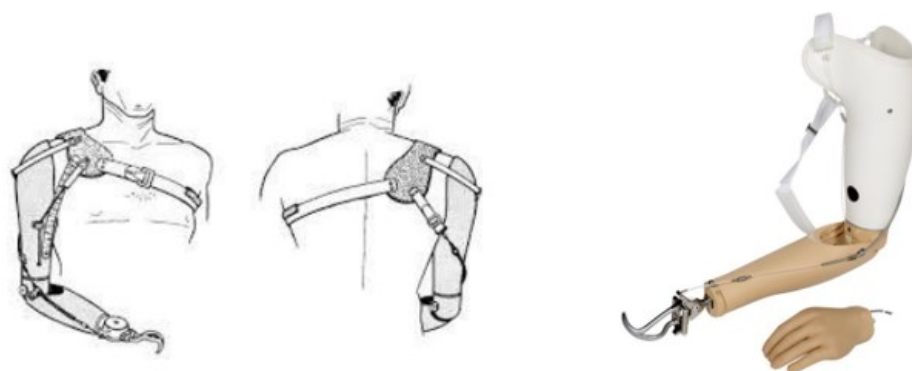
### **Protesi attive (o funzionali)**

Le protesi attive, definite anche funzionali, vengono utilizzate nei casi in cui si miri a ricreare la funzionalità dell'arto mancante. Il sistema mano-braccio umano possiede un numero elevatissimo di gradi di libertà, solamente la mano ne possiede 21, e ciò permette ad un braccio umano sano di compiere un'infinità di movimenti e poter afferrare oggetti di forma e dimensioni estremamente variabili. Di conseguenza, risulta molto difficile per una protesi sostituire integralmente le funzionalità della porzione anatomica amputata, ma con una buona riabilitazione si possono raggiungere comunque ottime prestazioni.

Le protesi attive possono essere ad energia corporea, ad energia extra-corporea, o ibride, basate su componenti appartenenti ad entrambe le tipologie.

### Protesi ad energia corporea

Le protesi ad energia corporea, dette anche cinematiche, sfruttano le abilità motorie residue del paziente utilizzando la muscolatura presente in una regione corporea ancora attiva, prossima al sito di amputazione. I movimenti del dispositivo vengono realizzati mediante l'azionamento di cavi collegati ai muscoli attivi. Generalmente le protesi cinematiche sono adatte a qualsiasi tipo di amputazione di mano, transradiali e transomerale, ma solo fino al 3° medio; nelle protesi interscapolotoraciche e per disarticolazione di spalla si avrebbe un moncone troppo corto per poter esercitare leve necessarie all'azionamento. Questo tipo di protesi permette di ripristinare alcune funzionalità del braccio, come l'apertura dell'organo di presa tramite un meccanismo di ritorno a molla, la flessione-estensione e il blocco-sblocco del gomito, se presente. I movimenti corporei sfruttati per replicare le suddette funzioni sono principalmente la flessione-estensione, abduzione, depressione ed elevazione della spalla, e l'espansione toracica. Le protesi a comando corporeo sono apprezzate in quanto leggere, robuste e affidabili, dal momento che non richiedono l'utilizzo di accumulatori elettrici. Nonostante permettano al paziente di ottenere un buon feedback, lo obbligano ad utilizzare bretellaggi che rendono poco naturali i movimenti; la forza di presa generata risulta inferiore rispetto ad altre protesi attive, e il dispendio energetico maggiore.



*Figura 2.4: esempi di protesi ad energia corporea. Tratte rispettivamente da [www.oandplibrary.org/popup.asp?frmItemId=0B931D83-40E1-4363-9BAE-223AD4C612EB&frmType=image&frmId=28](http://www.oandplibrary.org/popup.asp?frmItemId=0B931D83-40E1-4363-9BAE-223AD4C612EB&frmType=image&frmId=28) e da <https://limbtechgroup.com/upper-extremity-prosthesis/> consultati in data 11/12/2023.*

## Protesi ad energia extra-corporea

Si tratta del tipo di protesi più avanzato dal punto di vista tecnologico, oltre ad essere quello più recentemente introdotto nel mercato (fine anni '60). Le protesi ad energia extra-corporea sono estremamente funzionali e sono al centro della ricerca scientifica di tutte le aziende del settore. Sono dispositivi che utilizzano l'energia fornita da accumulatori e batterie per azionare dei motori in grado di trasformare energia elettrica in energia meccanica, usata per l'azionamento della protesi. Dal punto di vista funzionale le protesi ad energia extracorporea hanno vantaggi nettamente superiori rispetto agli altri tipi di protesi: la forza di presa è molto elevata, sebbene ancora inferiore a quella naturale, l'estetica è molto buona, in quanto è possibile utilizzare dei guanti in materiale morbido come il silicone, che ricoprono la struttura rigida e replicano in maniera molto simile l'arto naturale. Si suddividono in due categorie: le protesi a comando elettronico e le protesi a comando mioelettrico. Le prime prevedono l'utilizzo del segnale elettromiografico (EMG) ricavato dalla muscolatura residua del paziente; sono quelle maggiormente commercializzate e coinvolte nella ricerca scientifica, volta ad aumentarne l'efficienza funzionale e l'adattabilità al singolo individuo. Le caratteristiche tecniche e strutturali delle protesi a comando mioelettrico verranno approfondite successivamente. Le protesi a comando elettronico, invece, utilizzano sensori di pressione attivati da salienze ossee. In genere vengono sfruttati 3 sensori che sono posizionati nella zona dell'acromion: uno anteriormente per azionare la componente flessoria, e uno posteriormente per la componente estensoria e uno superiormente per il deviatore ciclico.



*Figura 2.5: protesi attive a comando extracorporeo; sulla sinistra Adam's Hand di BionIT Labs (a) e sulla destra Michelangelo di Otto Bock (b). Tratte rispettivamente da [www.bionitlabs.com/it/](http://www.bionitlabs.com/it/) e da [www.progoandp.com/ottobock-michelangelo-hand/](http://www.progoandp.com/ottobock-michelangelo-hand/) consultati in data 12/12/2023.*



## **2.2 Protesi a comando mioelettrico**

Le protesi a comando mioelettrico, o protesi mioelettriche, sono protesi elettromeccaniche ad energia extracorporea, ovvero dispositivi in grado di realizzare determinati movimenti utilizzando l'energia fornita da accumulatori elettrici e batterie. Attualmente le protesi funzionali a comando mioelettrico, sfruttando fino a tre motori elettrici, possono essere applicate a partire dalla disarticolazione del polso fino alla disarticolazione della spalla, ed è già possibile trovare alcune soluzioni anche per le amputazioni parziali della mano. A livello del gomito è possibile ottenere movimenti di flessione-estensione, a livello del polso di pronosupinazione e a livello della mano di apertura e chiusura, raggiungendo un elevato grado di funzionalità e una notevole forza di presa. Nonostante ciò, questi dispositivi sono spesso caratterizzati da un peso non indifferente, specialmente in quelli in cui è presente un gomito elettromeccanico, oltre che dalla fragilità di alcune componenti, aspetti che li rendono inadatti ad alcune attività particolarmente impegnative.

### **2.2.1 Struttura di una protesi mioelettrica**

Le protesi mioelettriche presenti sul mercato sono dispositivi altamente tecnologici, la cui struttura costituita da diversi elementi [5]. A partire dal moncone fino all'estremità prensile, troviamo:

- Bretellaggi
- Invaso
- Sensori elettromiografici
- Fonte di energia
- Elettronica integrata e sistemi di controllo
- Articolazioni elettromeccaniche
- Organo di presa o mano protesica

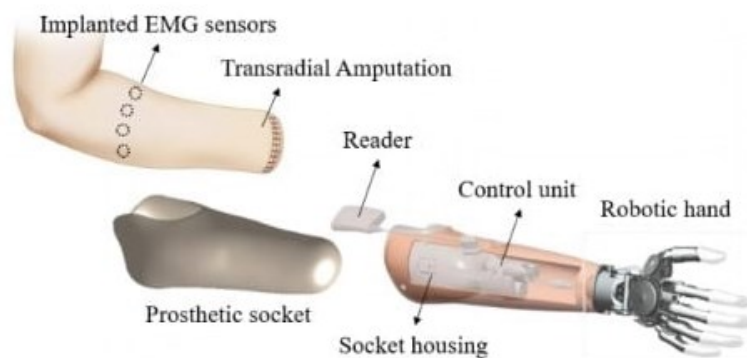


Figura 2.6: struttura di una protesi a comando mioelettrico. Immagine tratta da [6].

### Bretellaggi

I bretellaggi consistono in un sistema di cinghie e bretelle usate per fissare la protesi al paziente, evitando quindi possibili dislocazioni che possono presentarsi durante l'utilizzo. Vengono impiegati soltanto nelle amputazioni prossimali.

### Invaso

L'invaso rappresenta la parte della protesi che va a diretto contatto con il moncone. Essendo l'interfaccia tra protesi e paziente, è necessario che risulti confortevole, per non procurare fastidio o dolore al paziente e per permettere un corretto utilizzo del dispositivo protesico. Viene realizzato partendo dal modello negativo del moncone con benda in gesso assicurando pertanto un contatto totale, e viene ancorato mediante delle leggere pressioni su sulle sporgenze ossee. Solitamente viene costruito in laminato acrilico, in materiale termoplastico, in resine plastiche o fibra di carbonio. Nelle protesi a comando mioelettrico ospita gli elettrodi deputati a raccogliere il segnale elettromiografico (EMG) generato a seguito di una contrazione isometrica della fascia muscolare sottostante. Un'invasatura efficiente dovrebbe assicurare una buona escursione articolare, un adeguato sostegno del peso della protesi e dei carichi che essa dovrà manipolare, e la libera contrazione dei muscoli deputati al controllo della protesi da parte del paziente.

### Sensori elettromiografici

I sensori elettromiografici preferibilmente usati nelle protesi mioelettriche sono quelli di tipo superficiale (sEMG), in grado di fornire indicazioni sia sulla durata ed entità di attivazione di un muscolo durante un movimento, sia sull'attività globale di un gruppo muscolare. Generalmente si possono trovare da due a quattro sensori nell'invaso di una protesi, posizionati su regioni muscolari a contrazione indipendente. Una trattazione più approfondita sui sensori elettromiografici e sul loro impiego verrà fornita nel capitolo successivo.

### Fonte di energia

La fonte di energia è rappresentata da un accumulatore elettrico (o batteria) ricaricabile, che lavora a circa 6-8 volt (4,8 volt nelle protesi per bambini), collocato all'interno dell'invasatura. Gli accumulatori al Nichel-Cadmio rappresentano un accettabile compromesso tra energia erogabile, dimensione e peso, garantendo un'autonomia giornaliera di 1000-2000 movimenti. È possibile ottenere una maggiore durata, invece, con le nuove batterie al litio. L'energia elettrica viene convertita in energia meccanica dai motori, fornendo in uscita le caratteristiche di coppia e velocità desiderate. Per aumentare la coppia, a discapito della velocità angolare, vengono associati in cascata al motore elettromeccanico alcuni stadi di riduzione di velocità, andando a costituire il complesso comunemente chiamato motoriduttore. Occorre evidenziare come l'unione tra motore e riduttore introduca una significativa ed a volte drastica riduzione del rendimento del sistema complessivo.

### Elettronica integrata

Questa regione della protesi rappresenta il centro di elaborazione dei segnali e ha principalmente lo scopo di campionare ed interpretare i segnali sEMG prelevati dai sensori elettromiografici, per poi comandare l'attivazione dei motori elettromeccanici. La scheda elettronica che si può trovare sulle protesi mioelettriche presenta le componenti elencate di seguito:

- ◇ Microcontrollore

Si tratta del vero e proprio centro di controllo della protesi, programmato tramite interfaccia PC e dedicato al campionamento e all'interpretazione dei segnali in arrivo dai sensori, e al successivo invio dei comandi ai motori.

◇ Driver

Sono i componenti elettronici responsabili della conversione dei segnali elettrici, in arrivo dal microcontrollore, in segnali di potenza, destinati all'attuazione dei motori elettromeccanici.

◇ Componenti accessori

Rientrano in questa categoria tutti gli altri componenti elettronici della scheda che svolgono funzioni utili al funzionamento della protesi. In particolare, possiamo trovare moduli di comunicazione wireless, led, buzzer e altro.

### Sistemi di controllo

Le protesi mioelettriche possono essere controllate mediante diverse strategie, sfruttando in maniera differente i segnali provenienti dai sensori. Dal momento che ogni movimento viene comandato da un sensore, nei dispositivi con tre zone controllabili (mano, polso, gomito) sarebbero necessari sei elettrodi e sei fasci muscolari a contrazione indipendente; si tratta di requisiti difficili da soddisfare in pazienti amputati a livello trans-omerale. Una soluzione a questo problema consiste nel funzionamento ciclico, ovvero una configurazione composta da un numero di sensori variabile (da due a quattro), nella quale il giunto attivo viene selezionato mediante co-contrazione o switch dei muscoli, in modo che il paziente possa mantenere un controllo completo della protesi. Questo comporta, tuttavia, un rallentamento di esecuzione nel caso di movimenti complessi, fornendo prestazioni poco soddisfacenti in svariate situazioni. Per questo motivo negli ultimi anni si stanno sviluppando nuove tecniche, come ad esempio gli algoritmi di Pattern Recognition, al fine di offrire soluzioni alternative più facilmente utilizzabili. Il controllo del giunto selezionato mediante la procedura appena descritta può essere gestito in diversi modi [7]:

- Controllo digitale (o a comando ON-OFF): con questa modalità ogniqualvolta un generico segnale sEMG supera una specifica soglia, i motori vengono attivati ad una velocità prestabilita e la forza di contrazione dipende dalla durata del segnale

elettromiografico rilevato. Questo richiede tante contrazioni successive per ottenere un movimento preciso.

- **Dynamic Mode Control (DCM):** la variabile di controllo è l'intensità del segnale muscolare, rilevato utilizzando un solo sensore, che determina la velocità e la forza di presa. Due sistemi indipendenti di misurazione e regolazione assicurano che la forza di presa si sviluppi e vari proporzionalmente in base al segnale muscolare. Questa strategia viene impiegata principalmente su amputazioni prossimali che presentano pochi fasci muscolari indipendenti, e permette di afferrare con delicatezza anche oggetti piccoli e fragili. Si tratta della modalità più diffusa nei dispositivi protesici in commercio, in quanto risulta quella più vicina al funzionamento fisiologico.
- **Sensore SUVA:** si tratta di un sensore che riconosce gli spostamenti di peso e di baricentro dell'oggetto afferrato e, se necessario, provvede a regolare automaticamente la forza di presa della protesi.

Esistono strategie di comando alternative che sfruttano l'interruzione del movimento tramite un feedback inviato al microcontrollore da un sistema sensoriale integrato. Un esempio è quello dell'impiego di sensori di pressione sulle dita nel caso di chiusura della mano, in grado di avvertire la forza di contatto durante la presa di un oggetto e di bloccare il motore dopo aver generato la stretta desiderata.

### Articolazioni elettromeccaniche

Le articolazioni rappresentano i giunti che collegano le diverse parti di una protesi. Esse si possono suddividere in attive e passive, in base alla capacità di posizionamento. Le articolazioni passive sono frizioni da regolare manualmente e in grado di fissare la posizione reciproca di due parti adiacenti del dispositivo protesico. Le articolazioni attive consentono un posizionamento attivo del giunto e si dividono a loro volta in cinematiche ed elettromeccaniche. Le articolazioni cinematiche utilizzano l'attività muscolare residua del moncone per regolare la posizione del giunto, mentre quelle elettromeccaniche, di maggiore interesse per la protesica a comando mioelettrico, generano movimento attraverso un attuatore

di tipo elettromeccanico (ovvero un motore elettrico), controllato dall'unità di elettronica integrata della protesi.

### Organo di presa o mano protesica

La mano umana presenta un numero elevatissimo di gradi di libertà e, di conseguenza, in grado di svolgere un'infinità di funzioni. Lo sviluppo tecnologico attuale non ci permette di avere una soluzione unica che consenta di riprodurre fedelmente tutti i possibili movimenti di una mano, ma è comunque possibile trovare sul mercato dispositivi protesici in grado di combinare movenze precise ed alte forze e velocità. Si possono distinguere due categorie di organo di presa per una protesi: il manipolatore e la mano protesica. Il manipolatore è una soluzione tecnologica ottimizzata per contesti lavorativi, in quanto predilige l'aspetto funzionale a discapito di quello estetico, offrendo ottima precisione ed elevata sensibilità. Questo organo di presa presenta un'apertura ad arco, azionata da due ganasce in grado di aprirsi parallelamente, permettendo quindi la presa di oggetti voluminosi. È possibile inoltre adattare il suo utilizzo ad una qualsiasi situazione lavorativa grazie ad un set di impostazioni.



*Figura 2.7: organi di presa tridigitali di protesi mioelettrica. Immagini tratte rispettivamente da [www.limb-prosthetic.com/supplier-426194-upper-limb-prosthetic](http://www.limb-prosthetic.com/supplier-426194-upper-limb-prosthetic) e da [www.medicalexpo.it/prod/aesthetic-prosthetics/product-80496-507488.html](http://www.medicalexpo.it/prod/aesthetic-prosthetics/product-80496-507488.html) consultati in data 14/12/2023.*

La mano protesica, invece, ha come obiettivo quello di trovare un buon compromesso tra funzionalità ed aspetto estetico, infatti spesso è rivestita da un guanto in PVC o silicone per renderla più simile alla mano naturale. Esistono diversi modelli associati alla categoria di protesi di mano mioelettrica. I più semplici e maggiormente utilizzati sono quelli definiti “Tridigitali”, che prevedono un movimento attivo di pollice, indice e medio, mentre le restanti

due dita sono integrate al guanto di rivestimento e si muovono in maniera passiva. Attualmente questi dispositivi sono in grado di esercitare una forza di presa superiore ai 100N, con una velocità di apertura nell'intorno dei 300 mm/s. Una soluzione recente sono le mani "Poliarticolate", che un movimento attivo da parte di tutte e cinque le dita, garantendo un movimento più fluido e naturale. L'attuazione di queste protesi avviene con modalità simili a quelle delle Tridigitali, ma si pensa che in futuro si potranno programmare per riprodurre movimenti delle singole dita, sfruttando ad esempio studi sugli algoritmi di machine learning.



*Figura 2.8: esempi di mano protesica per protesi mioelettrica, poliarticolata a destra (a), e tridigitale con copertura estetica a sinistra (b). Tratti rispettivamente da [www.college-park.com/myo-electric-hand](http://www.college-park.com/myo-electric-hand) e da [www.ottobock.com/it-it/product/8E7\\*#modal=media-gallery&nr=0](http://www.ottobock.com/it-it/product/8E7*#modal=media-gallery&nr=0) consultati in data 14/12/2023.*

## Capitolo 3 – Elettromiografia

Questo capitolo fornisce un approfondimento sull'elettromiografia, una delle principali tecniche diagnostiche in campo ortopedico e neurologico, con particolare attenzione al segnale che la contrazione muscolare è in grado di generare, ovvero il segnale elettromiografico. Gli argomenti trattati chiariscono alcuni aspetti fondamentali del sistema di rilevazione del segnale elettromiografico di superficie, contestualizzando quindi la scelta del segnale utilizzato come input per comandare il prototipo di mano artificiale realizzato.

### 3.1 Il muscolo striato

La funzione del muscolo è quella di creare una forza per stabilizzare o per muovere un'articolazione. La forza che il muscolo produce attraverso la contrazione dipende da diversi fattori, ma è comunque direttamente proporzionale alla sezione trasversa del muscolo stesso.

Il muscolo striato è caratterizzato da una struttura gerarchica. Ciascun muscolo è formato da fibre cilindriche allungate, ognuna delle quali è una massa sinciziale di sarcoplasma con estremità arrotondate, circondata da una membrana specializzata detta sarcolemma. L'intero muscolo è poi circondato dall'epimisio, formato da tessuto connettivo denso. Questo tessuto è molto più resistente allo stiramento di quanto non lo siano le fibre muscolari, per cui il grado di allungamento del muscolo è tanto più limitato quanto più connettivo esso contiene. Nel sarcoplasma sono inserite longitudinalmente numerose miofibrille, sottilissimi cilindri del diametro di 1 – 3 micron, che sono l'elemento contrattile del muscolo. Al microscopio ottico è possibile osservare una striatura trasversale ordinata in aree di colore più chiaro e più scuro. Il segmento di miofibrilla contenente una banda scura e due mezzebande chiare è detta sarcomero e rappresenta l'unità strutturale e funzionale elementare della miofibrilla e, di conseguenza, del muscolo scheletrico [8]. Ogni sarcomero è costituito dall'alternanza di filamenti spessi e sottili, che scorrono gli uni rispetto agli altri durante la contrazione. Dal punto di vista chimico, le miofibrille sono composte principalmente da proteine, per il resto da acqua ed altre sostanze metaboliche. Per l'80% del totale, le proteine sono actina (filamenti sottili, a bassa viscosità) e miosina (filamenti spessi, ad alta viscosità) in un rapporto 1:3. Durante la contrazione le due proteine si combinano nel complesso dell'actomiosina.



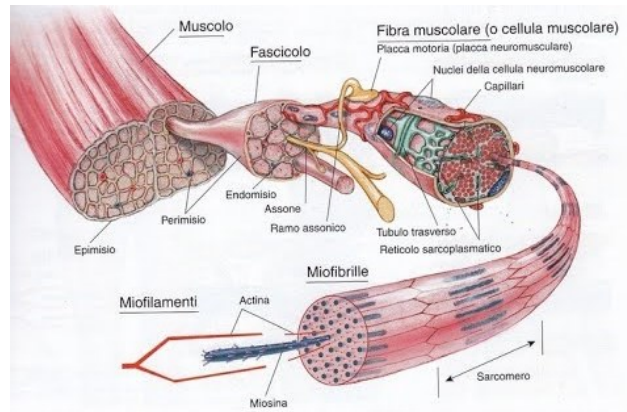
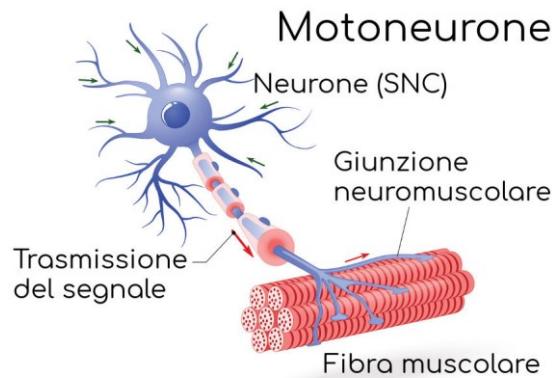


Figura 3.1: struttura muscolo striato scheletrico. Tratta da [www.giuliozecca.eu/2020/04/16/struttura-del-tessuto-muscolare/](http://www.giuliozecca.eu/2020/04/16/struttura-del-tessuto-muscolare/) consultato in data 19/12/2023.

## 3.2 La contrazione muscolare

Durante la contrazione muscolare, una “testa” globulare di miosina, a cui è legata l’ATP, si solleva dal filamento spesso e funziona da uncino o da leva per agganciare una molecola di actina di un filamento sottile adiacente e per spingerlo verso il centro del sarcomero inducendone l’accorciamento contraendo la miofibrilla. L’attivazione muscolare volontaria viene comandata dal Sistema Nervoso Centrale (SNC), il quale invia uno stimolo tramite il sistema piramidale, alla cui origine ci sono i motoneuroni alfa, situati nelle corna anteriori del midollo spinale. Tali nervi di moto si portano al muscolo tramite i loro prolungamenti assonali, le cui ramificazioni terminali prendono ciascuna contatto con una singola fibra muscolare. L’unità funzionale del muscolo è l’unità motoria (UM): è l’insieme del motoneurone e delle fibre muscolari che esso innerva [9]. Le fibre muscolari di un’unità motoria hanno una disposizione casuale, non contigua, ovvero sono frammiste a mosaico con fibre muscolari appartenenti ad altre unità motorie. Le unità motorie variano molto per quanto riguarda il numero di fibre muscolari: alcune comprendono 10 - 20 fibre muscolari, altre più di 2000. Questo aspetto influenza la forza generata dall’attività motoria stessa, in particolare i muscoli utilizzati per il controllo dei movimenti più fini hanno un basso numero di fibre muscolari per unità motoria; i muscoli preposti a movimenti più grossolani, invece, sono usualmente caratterizzati da un elevato numero di fibre muscolari per unità motoria.



*Figura 3.2: unità motoria composta da motoneurone e fibra muscolare innervata. Immagine tratta da [10] consultato in data 19/12/2023.*

La cellula e il suo ambiente sono assimilabili a due soluzioni ricchissime di ioni, separate da una membrana semipermeabile. Tale membrana è selettiva, ovvero le dimensioni dei suoi pori cellulare sono tali da lasciar passare liberamente gli ioni  $\text{Cl}^-$  e  $\text{K}^+$ , ostacolare quelli  $\text{Na}^+$  ed impedire il passaggio degli anioni organici. La non omogenea distribuzione degli ioni determina una differenza di potenziale elettrico ai lati della membrana, con il lato interno negativo e quello esterno positivo. Tale differenza di potenziale è detta "potenziale di membrana" ed ha un valore compreso tra  $-70$  e  $-90$  mV. Esistono due metodi fondamentali mediante i quali i potenziali di membrana prendono origine: la pompa sodio - potassio ATP dipendente e la diffusione di ioni attraverso la membrana. Il primo è un meccanismo di trasporto attivo di ioni contro gradiente elettrico e contro gradiente di concentrazione, sostenuto dall'ATP, che provoca uno sbilanciamento tra cariche negative e positive presenti ai due lati della membrana: gli ioni sodio vengono portati dall'interno verso l'esterno e quelli potassio dall'esterno all'interno. La diffusione attraverso la membrana, invece, è un fenomeno che porta ad una differenza di concentrazione tra i due lati della membrana stessa. Le variazioni del potenziale di membrana vengono chiamate potenziali d'azione. Il potenziale d'azione è alla base del fenomeno di eccitabilità delle cellule e in particolare di quelle nervose e muscolari. Quando uno stimolo adeguato agisce su una cellula nervosa, in quel punto si ha un passaggio libero di ioni attraverso la membrana, ed una conseguente brusca variazione del potenziale di membrana che in un primo tempo si annulla, poi assume valori positivi ed infine ritorna al valore di riposo. Questo fenomeno è detto depolarizzazione e si propaga lungo tutta la fibra nervosa, in quanto determina un movimento di ioni dalla regione contigua non stimolata verso quella stimolata, con depolarizzazione della regione non stimolata, che a sua volta stimola la regione adiacente e così via. Lo stimolo si propaga ad una eventuale cellula muscolare con la quale la fibra nervosa può essere in rapporto.

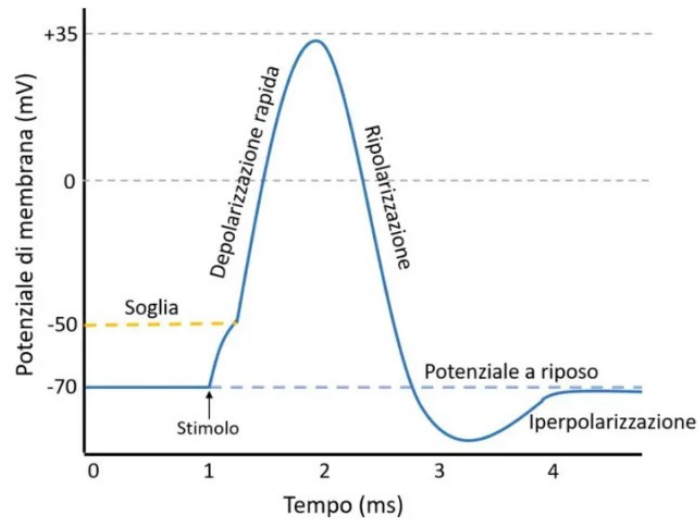


Figura 3.3: potenziale d'azione di una fibra muscolare. Tratta da [www.microbiologiaitalia.it/didattica/potenziale-dazione/](http://www.microbiologiaitalia.it/didattica/potenziale-dazione/) consultato in data 20/12/2023.

La progressione della contrazione muscolare è ottenuta grazie a due diversi meccanismi: il reclutamento di nuove unità motorie all'aumentare dello sforzo e l'aumento della frequenza di scarica della singola unità. Ogni potenziale d'azione (spike o sparo) trasmesso lungo un motoneurone genera una contrazione meccanica dell'UM. Il sistema nervoso centrale regola e adatta gradualmente il livello della forza muscolare, controllando il numero delle unità motorie attivate e la frequenza di attivazione di ciascuna di esse in base alla necessità. L'ordine di reclutamento delle unità motorie da parte del cervello, al crescere dell'intensità di contrazione, procede dalle unità motorie più piccole a quelle più grandi. L'integrazione spazio-temporale dei potenziali d'azione generati dalle singole fibre muscolari di un'unità motoria è il potenziale d'azione dell'unità motoria (MUAP, "motor unit action potential"). Alla dispersione spaziale (contrazione di fibre muscolari appartenenti ad altre UM) si aggiunge quella temporale, poiché tutte le fibre muscolari dell'UM non si contraggono esattamente nello stesso istante. Generalmente più ampio è il MUAP registrato, più grande è l'unità motoria da cui prende origine. Tuttavia, fattori quali la distanza degli elettrodi dall'unità motoria, il tipo di elettrodi e l'attrezzatura adoperata, influiscono sulla configurazione delle singole UM registrate.

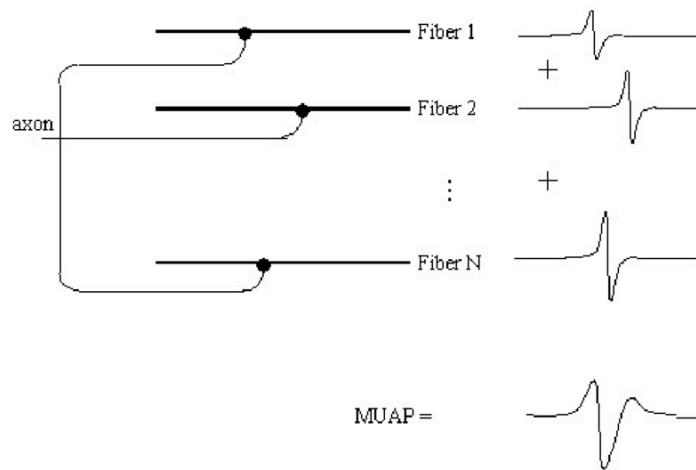


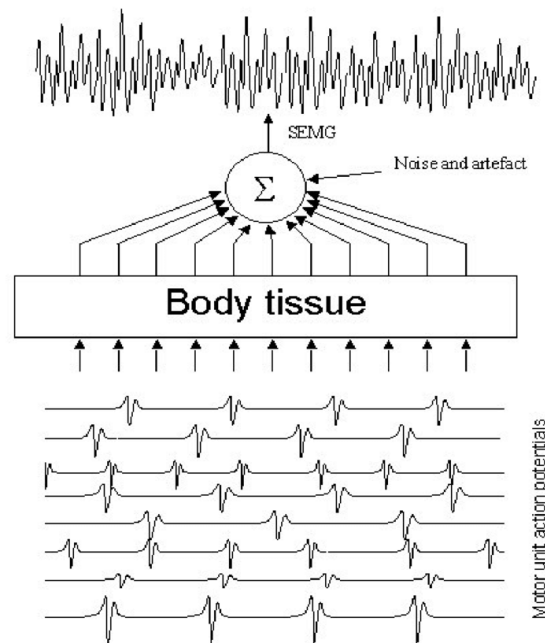
Figura 3.4: potenziale d'azione dell'unità motoria (MUAP) come somma dei potenziali d'azione delle singole fibre. Immagine presa da [11].

A mano a mano che la frequenza di scarica aumenta da pochi impulsi al secondo fino a 15-20 impulsi al secondo, l'unità motoria non ha più il tempo di rilassarsi fra un impulso e l'altro e rimane contratta generando una contrazione "tetanica". La tensione del tetano può essere mantenuta ad un livello costante fino a che continua la stimolazione o il muscolo non si affatica. La frequenza di scarica ottimale del motoneurone è quella minima utile affinché le singole scosse muscolari si fondano a formare una contrazione tetanica. La frequenza tetanizzante è intorno ai 20 Hz per le UM di tipo lento e sopra i 50 Hz per quelle di tipo rapido. L'ordine di reclutamento dei motoneuroni risponde al principio della grandezza: minore è il loro diametro e più facile risulta la loro attivazione, in quanto hanno un più bassa soglia di attivazione [9].

### 3.3 Segnale elettromiografico di superficie

Il segnale elettromiografico di superficie (sEMG) è una distribuzione bidimensionale istantanea del potenziale elettrico (ovvero di una tensione) sulla superficie di un volume muscolare [12], e associata alla sua attivazione. Si tratta, di fatto, della sovrapposizione spazio-temporale dei segnali provenienti dalla scarica irregolarmente distribuita delle unità motorie. Una singola fibra muscolare è in grado di formare un impulso bifasico, che si va a sovrapporre a quello generato dalle altre fibre dell'unità motoria per generare un segnale che dipenderà dalle differenti localizzazioni delle placche motrici e dai differenti tempi di arrivo dello stimolo nervoso. L'interazione asincrona di tutti i treni di potenziali d'azione dell'unità motoria (MUAPT), provenienti da tutte le UM attive localizzate nell'area di

prelievo, dà origine al vero e proprio segnale elettromiografico superficiale, la cui ampiezza varia tra qualche decimo di millivolt e i 2 millivolt.



*Figura 3.5: segnale elettromiografico di superficie, risultante della somma spazio-temporale di più MUAP. Immagine presa da [11].*

### 3.3.1 Lo spettro del segnale EMG

La larghezza di banda del segnale elettromiografico è tra i 10 e i 500 Hz, con le frequenze dominanti nel range 50 – 150 Hz [13]. Lo spettro del segnale EMG è composto fondamentalmente da due parti. La prima è dovuta alle frequenze di sparo delle unità motorie più grandi e reclutate per ultime, che contribuiscono nello spettro con picchi attorno alla frequenza media di sparo delle UM, ovvero sui 10 – 40 Hz. La seconda componente dello spettro è dovuta alla forma dei MUAP, con una frequenza che varia tra i 50 e i 100 Hz in funzione di svariati fattori come la forma e la disposizione degli elettrodi, la distanza delle fibre e la fatica muscolare. Durante una contrazione isometrica sostenuta il segnale mioelettrico volontario ha caratteristiche variabili nel tempo (segnale non stazionario). Tali variazioni riflettono eventi fisiopatologici che consentono la caratterizzazione del muscolo di interesse: una delle principali forme di non stazionarietà è il rallentamento del segnale, mentre

altre variazioni riguardano l'ampiezza e la forma. L'analisi dello spettro dell'sEMG ci dà informazioni sui fenomeni fisiologici che hanno luogo nel muscolo durante una contrazione. I parametri più frequentemente presi in considerazione sono i seguenti [9]:

- Livello di tensione muscolare (fatica): variazioni nello spettro EMG sono state rilevate con l'aumentare dell'affaticamento muscolare; in particolare, si ha uno spostamento verso le basse frequenze con il procedere dell'attività, contemporaneamente ad un incremento in ampiezza.
- Lunghezza delle fibre muscolari: esiste una corrispondenza inversa tra lunghezza delle fibre e frequenza media dello spettro, ovvero ad un allungamento delle fibre corrisponde una diminuzione della frequenza.
- Velocità di propagazione lungo le fibre e la durata del potenziale d'azione: si riscontra anche qui una relazione inversa tra durata del potenziale d'azione e frequenza media dello spettro.

### **3.3.2 Sensori elettromiografici**

I sensori elettromiografici sono dispositivi che permettono di rilevare il potenziale di campo elettrico legato alla sovrapposizione dei potenziali d'azione delle fibre muscolari, generati da un impulso elettrico della sinapsi neuromuscolare. Esistono molti tipi di sensori per elettromiografia, ma è possibile suddividerli in due categorie: sensori invasivi e sensori superficiali (non invasivi).

I sensori invasivi sono associati ad una rilevazione più accurata in quanto permettono di effettuare rilevazioni localizzate degli stimoli nervosi. Possono essere costituiti da elettrodi percutanei, tra cui troviamo quelli ad ago o a filo, oppure da elettrodi impiantabili, che vengono inseriti sottopelle. In entrambi i casi questo tipo di elettromiografia risulta rischiosa per via della possibilità di inserimento di corpi estranei all'interno dell'organismo, perciò viene utilizzata solamente in determinate situazioni in cui sia necessario avere una misura puntuale dei potenziali elettrici. I sensori superficiali, invece, sono quelli più ampiamente utilizzati nel campo della protesica mioelettrica, dove non è necessario disporre di sistemi di rilevazione con livelli di dettaglio e localizzazione così elevati, ma è sufficiente avere una

misura dell'attività globale dell'intero muscolo. Questi dispositivi sono costituiti da un trasduttore elettrochimico in grado di rilevare biopotenziali attraverso contatti metallici localizzati sulla pelle. L'elettromiografia di superficie (sEMG) fornisce indicazioni sia su durata ed entità dell'attivazione muscolare durante un movimento, sia sull'attività complessiva di un muscolo o di un gruppo muscolare.

Il prelievo del segnale elettromiografico può essere effettuato mediante differenti configurazioni di posizionamento degli elettrodi. Nella configurazione monopolare un elettrodo viene posizionato sul muscolo di interesse e un altro elettrodo (detto elettrodo indifferente) viene posto su una parte non muscolare del corpo. Questa modalità presenta degli svantaggi, tra cui quello di registrare tutti i segnali elettrici, incluso il rumore nelle vicinanze dell'area di rilevazione; ciò rende la misurazione meno precisa e inadatta a rilevare segnali mioelettrici da una porzione di corpo limitata.

La configurazione bipolare, invece, prevede l'utilizzo di due elettrodi posizionati sul muscolo, tra i quali viene registrato il potenziale, e un elettrodo posto in una parte non muscolare del corpo che funge da riferimento di massa. Le due superfici di rilevazione sentono due potenziali rispetto al riferimento di massa; i due segnali vengono sottratti l'uno dell'altro e amplificati. Si tratta di una modalità di prelievo molto utilizzata, in quanto porta a misure più accurate rispetto a quella monopolare.

Esistono poi altre configurazioni, come la doppio – differenziale, che prevede l'impiego di tre elettrodi equidistanti e permette di avere una risoluzione spaziale maggiore o per stimare la velocità di conduzione, attenuando i segnali dovuti ad artefatti. I sensori per sEMG possono essere suddivisi a loro volta in due tipologie: sensori superficiali passivi e sensori superficiali attivi. I sensori passivi sono i più semplici ed economici, e sono composti da un elettrodo, un canale conduttore (elettrolitico) e un'unità di elaborazione. Al fine di migliorare l'accoppiamento tra l'elettrodo e la cute, limitando l'aumento di impedenza dell'interfaccia dovuto alla sensibilità al movimento, è conveniente trattare la pelle del paziente con gel conduttivi e detergenti, in modo da ridurre lo strato epiteliale morto. Gli elettrodi maggiormente utilizzati in questo tipo di sensori sono del tipo Ag – AgCl, costituiti da un disco di schiuma di materiale plastico con un disco argentato da un lato attaccato ad un gancio argentato. Il disco è la parte che funziona da elettrodo, può essere ricoperto a sua volta da uno strato di pasta elettrolitica e da materiale adesivo compatibile con la pelle. Uno strato di pellicola protegge il tutto e viene tolto solo al momento di utilizzare l'elettrodo. Il collegamento elettrico si ottiene installando il clip collegato al cavo (femmina) al bottone automatico presente sul dischetto (maschio).



*Figura 3.6: elettrodi Ag – AgCl per sEMG. Immagine tratta da [www.strumedicalshop.com/prodotto/elettrodi-monouso-f9089-conf-100-pz/](http://www.strumedicalshop.com/prodotto/elettrodi-monouso-f9089-conf-100-pz/) consultato in data 27/12/2023.*

I sensori superficiali attivi permettono di superare la sensibilità alle variazioni di impedenza della superficie elettrodo – cute tipica dei sensori passivi. Presentano i primi stadi di condizionamento ed amplificazione in prossimità dell'elettrodo, convertendo le proprietà di alta impedenza della pelle nell'output a bassa impedenza dell'amplificatore [14]. I sensori attivi sono largamente impiegati nell'ambito della protesica mioelettrica, e possono essere di tipo capacitivo o di tipo resistivo. I sensori capacitivi sono caratterizzati da un rumore di misura intrinseco maggiore rispetto a quelli resistivi, oltre che dalla mancanza di proprietà dielettriche costanti nell'interfaccia tra pelle ed elettrodo. Questi aspetti li rendono inaffidabili, perciò in ambito biomedicale sono ampiamente più diffusi i sensori resistivi, in grado di unire elevata facilità di applicazione e alta qualità di informazione. Questi sensori utilizzano una configurazione bipolare con due elettrodi di sensing collocati ai lati e l'elettrodo di riferimento posizionato tra di essi. L'elaborazione del segnale avviene mediante un preamplificatore da strumentazione, un filtro passa – basso, un filtro con frequenza di taglio a 50 Hz per eliminare la frequenza di rete e un raddrizzatore d'onda per rettificare il segnale. L'uscita di questi stadi fornisce un segnale elettrico proporzionale all'intensità del segnale elettromiografico acquisito.





Figura 3.7: sensori sEMG capacitivi Otto Bock. Immagine presa da [15].

### 3.3.3 Errori e criticità del segnale elettromiografico

L'acquisizione di un segnale elettromiografico di qualità è resa difficile dalla presenza di fonti di rumore e di disturbo, che generano segnali di ampiezze spesso maggiori di quella del segnale utile. Di conseguenza è necessario effettuare opportune operazioni di filtraggio del segnale per ridurre l'incidenza dei disturbi esterni. Le principali fonti di rumore per il segnale sEMG sono:

- ▶ Rumori ambientali: il contributo principale è rappresentato dalla tensione di rete che in Europa si trova alla frequenza di 50 Hz; questa componente di disturbo può essere minimizzata utilizzando una lettura differenziale ed un amplificatore con elevato CMRR (Common Mode Rejection Ratio).
- ▶ Artefatti da movimento: vi rientrano i movimenti del paziente, che generano delle componenti di rumore con uno spettro compreso tra 0 e 20 Hz, eliminabili con un filtro passa – alto.
- ▶ Rumori elettrici intrinseci: derivano dagli apparati di acquisizione e misura e presentano un'ampiezza minore rispetto a quella del segnale utile; per limitarli è necessario progettare attentamente i sistemi di misura, ponendo particolare attenzione alla scelta dei materiali e agli schemi circuitali.
- ▶ Instabilità intrinseca del segnale sEMG: la natura stocastica dell'attivazione delle unità motorie durante la contrazione genera un segnale instabile nelle frequenze che vanno da 0 a 20 Hz.

- Dimensione e posizionamento degli elettrodi: questi parametri hanno un'influenza notevole sul rapporto segnale – rumore e possono causare il fenomeno del “crosstalk”, ovvero la rilevazione di attività elettriche originate da muscoli diversi da quelli in osservazione. In particolare, a dimensioni maggiori degli elettrodi corrispondono maggiori probabilità di captare segnali di muscoli vicini alla zona di indagine, mentre un posizionamento troppo ravvicinato degli elettrodi comporta una limitazione dell'area di rilevazione.

È importante sottolineare, inoltre, che l'ampiezza di banda del segnale è condizionata dalla velocità di conduzione dei potenziali d'azione lungo le fibre muscolari. Maggiore è la velocità di conduzione, maggiore sarà l'ampiezza di banda; di conseguenza l'ampiezza del segnale EMG rilevato è fortemente legata alla dimensione del muscolo coinvolto. Per comandare efficacemente una protesi mioelettrica, è fondamentale che siano disponibili segnali di ampiezza tale da essere riconosciuti dai sensori e che il paziente sia in grado di generarli in modo indipendente l'uno dall'altro. Questo accade se viene attivato un muscolo per volta, altrimenti il sistema controllo si trova a dover eseguire due ordini contrastanti contemporaneamente, portando ad uno scorretto funzionamento della protesi.

# Capitolo 4 - Prototipo di mano robotica

## 4.1 Premesse

Dopo aver trattato alcuni aspetti strettamente legati alla protesica mioelettrica, si pone ora l'attenzione sulla parte centrale di questo progetto di tesi, ovvero la realizzazione di un prototipo di mano robotica comandata da segnale elettromiografico. È necessario innanzitutto considerare l'obiettivo del presente elaborato, che è quello di presentare la creazione e l'utilizzo di un prototipo a livello dimostrativo, sottolineandone le caratteristiche fisiche e funzionali e proponendo alcuni semplici test. La replicabilità e il costo contenuto, inoltre, sono aspetti presi in considerazione nella scelta del progetto e nella sua concretizzazione, indirizzato verso la possibile sperimentazione di funzioni software e di algoritmi di machine learning o la calibrazione di sensori, a scopo dimostrativo o di ricerca in ambienti come quello accademico.

### 4.1.1 Specifiche di progetto

Il modello di riferimento per il presente lavoro è il progetto open source InMoov [16] che prevede, in una delle sue parti, la realizzazione di una mano robotica, fornendo gratuitamente le specifiche di costruzione per il pubblico. Si tratta di un prototipo di mano artificiale caratterizzata da elevato realismo, dotata di 5 dita contrattili in grado di muoversi con l'ausilio di motori elettrici posizionati nell'avambraccio; da questa zona il movimento viene trasferito alla sommità delle dita sfruttando un sistema di fili e pulegge. Sebbene si tratti di un modello prettamente finalizzato alla riproduzione di una mano artisticamente apprezzabile, nel corso del tempo ne sono state proposte riproduzioni tecnologicamente più elaborate, ampliandone le funzioni e facendo interagire il sistema fisico della mano con sistemi sensoriali o con algoritmi di intelligenza artificiale. La libera fruibilità del progetto ha permesso di velocizzare la fase di progettazione e di focalizzarsi sulla strategia di comando scelta e sulle funzioni di movimento realizzate.

## **4.1.2 Strategia di comando**

Il progetto open source InMoov comprende diverse sezioni, alcune delle quali forniscono agli utenti la possibilità di condividere idee e soluzioni alternative per quanto riguarda le strategie di comando della mano artificiale, prediligendo l'utilizzo di interfacce grafiche, controlli vocali o semplici software. Per quanto riguarda il comando del prototipo realizzato nel presente progetto, si è scelto di utilizzare il segnale elettromiografico come input per l'azionamento della mano, con lo scopo di ricreare, sebbene con un certo livello di semplificazione, la dinamica di comando di una protesi mioelettrica. Per via del budget limitato e del tempo a disposizione, è stato utilizzato solamente un sensore elettromiografico, rilevando le attività di un solo gruppo muscolare e riducendo di conseguenza la complessità della strategia e dei pattern di movimento riproducibili.

## **4.1.3 Possibili migliorie**

Come detto in precedenza, il progetto open source preso come riferimento rende possibili svariate soluzioni per l'ampliamento delle funzionalità del prototipo o per la modifica della sua struttura generale. Queste non sono state messe in atto nel progetto, ma per completezza vengono elencate di seguito.

### **Sensori**

La mano robotica riprodotta prevede nella sua struttura lo spazio fisico per l'inserimento di un sistema sensoriale, in grado di fornire informazioni di diversa natura che possono essere poi sfruttate per regolare il movimento. Per ricevere un feedback sulla forza applicata sull'oggetto manipolato e di conseguenza effettuare una regolazione dei motori, possono essere utilizzati diverse tipologie di sensori, come quelli resistivi o quelli ad effetto Hall, situati sui polpastrelli. I primi sono dei sensori che permettono di determinare la pressione esercitata in base alla variazione di resistenza rilevata. In questa categoria rientrano i sensori ad estensimetri (Strain Gauges) nei quali la forza applicata induce la deformazione elastica di un substrato al quale è collegato il semiconduttore che varia la sua resistenza, e i sensori FSRs (Force Sensitive Resistors) che misurano la forza applicata direttamente sull'elemento semiconduttore stesso, senza sfruttare la deformazione di un materiale sottostante. I sensori ad effetto Hall, invece, basano il loro funzionamento sull'omonimo fenomeno fisico,

che prevede la generazione di una differenza di potenziale su una sottile lamina metallica quando viene immersa in un campo magnetico perpendicolare alla sua sezione. In questo caso, l'applicazione del sistema sensoriale sulla mano prevede l'inserimento di un piccolo elemento metallico all'interno della parte terminale di ogni dito e di un magnete nella zona del palmo della mano. Quando la mano si chiude, viene rilevata una su ogni dito una differenza di potenziale proporzionale alla reciproca distanza tra magnete ed elemento metallico, grazie alla quale è possibile determinare indirettamente la forza di presa esercitata. Un altro esempio di sensori che potenzialmente potrebbero essere integrati nel prototipo, al fine di caratterizzarne la risposta, sono i sensori di temperatura. A questo scopo, in alcune riproduzioni del progetto sono stati utilizzati i termistori per via di alcune loro proprietà come la durabilità, l'elevata sensibilità, la semplicità di assemblaggio e le ridotte dimensioni [17].

### **Molle di ritorno**

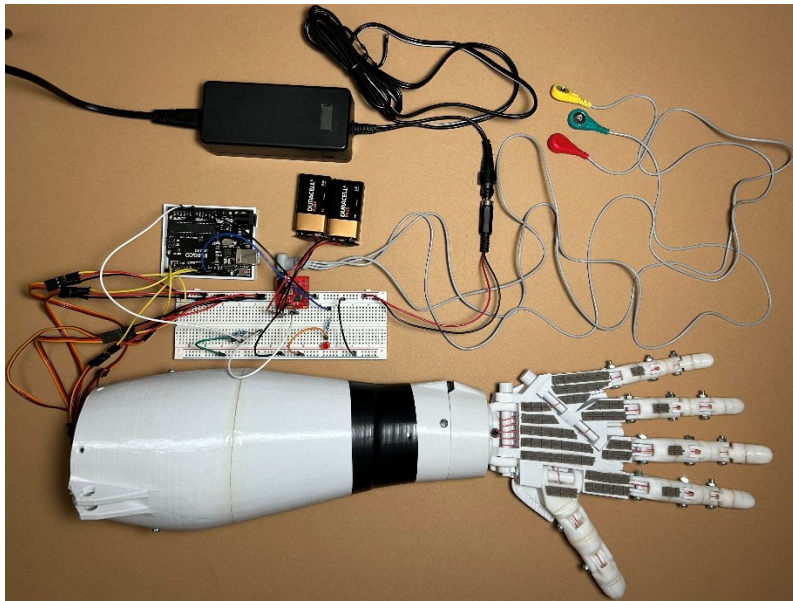
Il posizionamento di una molla nei giunti tra le porzioni di ogni dito permetterebbe di mantenere costante la tensione del sistema di fili durante il movimento, aumentandone la fluidità. Inoltre, nell'apertura della mano, la tensione delle molle assicurerebbe il corretto ritorno alla posizione di riposo delle dita, evitando di farle restare piegate una volta terminato l'azionamento dei motori.

### **Soluzioni alternative per il comando**

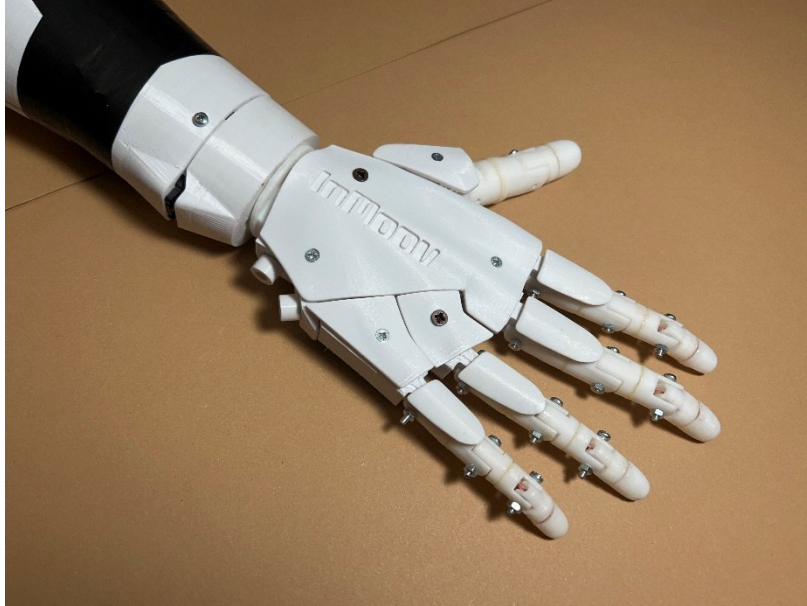
La comunità scientifica e gli utenti appassionati hanno sviluppato molte soluzioni per quanto riguarda le possibili strategie di comando integrabili con la mano artificiale InMoov. Alcune di esse si basano sull'impiego di appositi software come Robot Operating System, un insieme di programmi, librerie e strumenti per lo sviluppo e la programmazione di robot. Il prototipo è comandabile anche mediante sensori di movimento quali il Leap Motion Controller, un dispositivo in grado di effettuare un tracciamento di posizione con un'accuratezza eccellente: si basa su sensori ad infrarossi e telecamere, e può essere utilizzato, per esempio, per rilevare la posizione dei polpastrelli di una mano con una precisione di circa 0.01 millimetri e con un frame rate di 300 fps [18], il cui movimento può essere tradotto in segnali di controllo per i motori. In questo modo il prototipo potrebbe replicare fedelmente le movenze della mano catturate dal sensore.

## 4.2 Hardware

La costruzione del prototipo è stata svolta seguendo le istruzioni fornite sul progetto open source di riferimento, senza apportare nessuna sostanziale modifica ai componenti da assemblare. Tuttavia, è stata rielaborata la parte circuitale del progetto, per integrare il comando tramite segnale elettromiografico e per creare determinate funzioni di movimento.



*Figura 4.1: prototipo di mano robotica nel suo complesso.*



*Figura 4.2: dettaglio del dorso del prototipo di mano InMoov realizzato.*

### **4.2.1 Stampa 3D**

Uno degli aspetti fondamentali di un progetto open source è la replicabilità da parte del pubblico senza la necessità di acquistare materiale dagli sviluppatori. Seguendo questo criterio, InMoov fornisce l'elenco completo dei componenti per assemblare la mano artificiale nel formato di file STL, ormai diventato lo standard di trasmissione dei dati nel settore della prototipazione rapida, con la possibilità di utilizzo da parte di software che permettono successivamente la stampa dell'oggetto tramite stampante 3D.

Nel presente lavoro è stata utilizzata una stampante 3D a tecnologia FDM (Fused Deposition Modeling), che prevede la fusione di un filamento di materiale, generalmente plastico, e la sua estrusione attraverso un ugello, depositandolo su un piano di stampa riscaldato sul quale andrà a solidificarsi. È stato utilizzato un modello di stampante FDM di fascia media, con una velocità di stampa fino a 250 mm/s, un'accelerazione fino a 2000 mm/s<sup>2</sup>, una forza di estrusione di 80 N e una precisione di 0.01 mm. Il filamento impiegato nella realizzazione del prototipo è in PLA, caratterizzato da una temperatura di fusione di circa 170° C, un peso specifico di 1.3 g/cm<sup>3</sup> e ottime prestazioni meccaniche. Questo materiale risulta particolarmente adatto alla creazione di oggetti leggeri, nei quali sono presenti volumi interni parzialmente vuoti che conferiscono alla struttura elevata resistenza diminuendo il peso complessivo. Le parti stampate nelle quali sono presenti porzioni inclinate più di 45° rispetto

all'asse verticale necessitano della creazione, durante la stampa stessa, di supporti. Si tratta di una trama che viene automaticamente realizzata dalla stampante, con densità inferiore rispetto all'oggetto in lavorazione, che permette al filamento estruso di trovare una superficie su cui aderire anche nelle zone in cui l'inclinazione delle facce non lo consentirebbe. In corrispondenza dei supporti, è necessario un lavoro di rimozione e levigatura sull'oggetto finito.

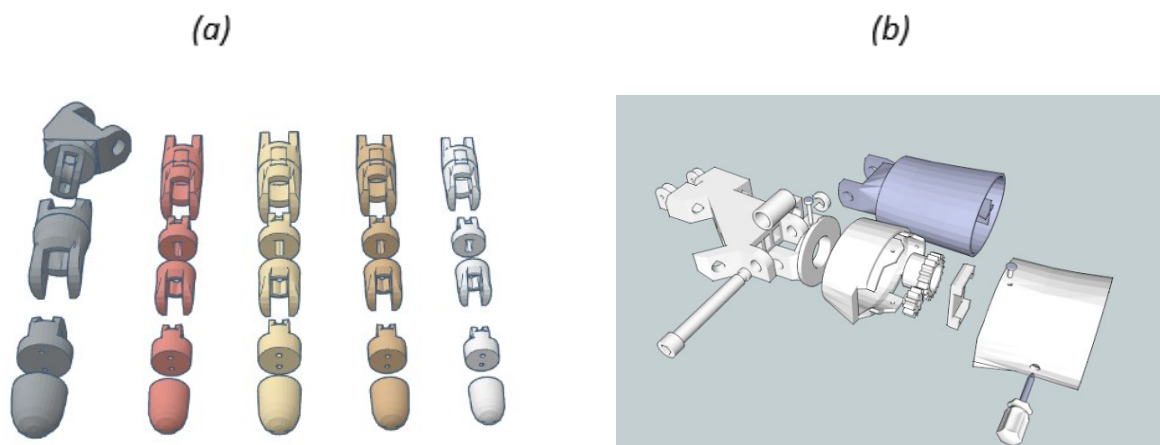


Figura 4.3: schema strutturale delle dita (a) e della zona di palmo e polso (b).

## 4.2.2 Struttura

Nonostante la disponibilità di numerose guide fornite dagli sviluppatori del progetto, durante l'assemblaggio si sono presentate alcune complicazioni, che tuttavia non ne hanno compromesso la riuscita. Il prototipo è strutturato in due parti principali, l'avambraccio e la mano, unite da un giunto rappresentato dal polso. Nell'avambraccio sono posizionati i motori, le cui caratteristiche verranno esposte nella sezione successiva, sui quali sono innestate delle pulegge, necessarie per l'interazione con il sistema di tendini. Il palmo della mano è composto da 3 porzioni: una più grande, che funge da sostegno per pollice, indice e medio, e due più piccole, connesse alla principale mediante dei giunti e alle quali sono rispettivamente collegati l'anulare e il mignolo. Ogni dito è composto da tre falangi, a parte il pollice che ne possiede due, riproducendo piuttosto fedelmente l'anatomia generale di una mano umana. Il sistema di tendini è costituito da cinque porzioni di filo da pesca intrecciato, inestensibile e resistente, ancorato da una parte all'interno della falange distale e dall'altra ad una puleggia. Ogni dito è collegato ad un motore mediante due tratti di filo, che tendendosi in seguito alla rotazione del



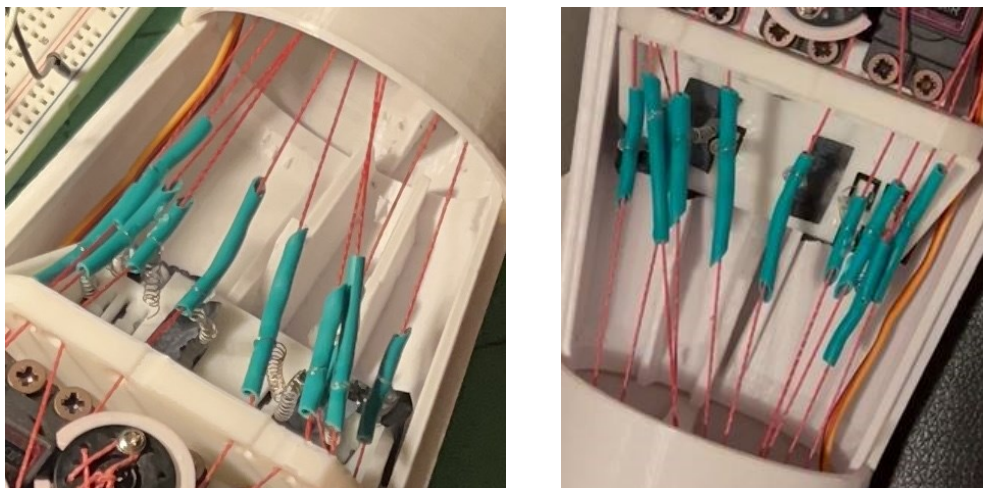
motore (e quindi della puleggia) permetteranno rispettivamente la contrazione e il rilassamento del dito stesso. Il funzionamento è riconducibile a quello dei tendini umani: all'accorciamento di uno corrisponde l'allungamento del tendine antagonista, mantenendo costante la tensione del sistema durante il movimento.



*Figura 4.4: modello 3D delle pulegge di trasmissione.*

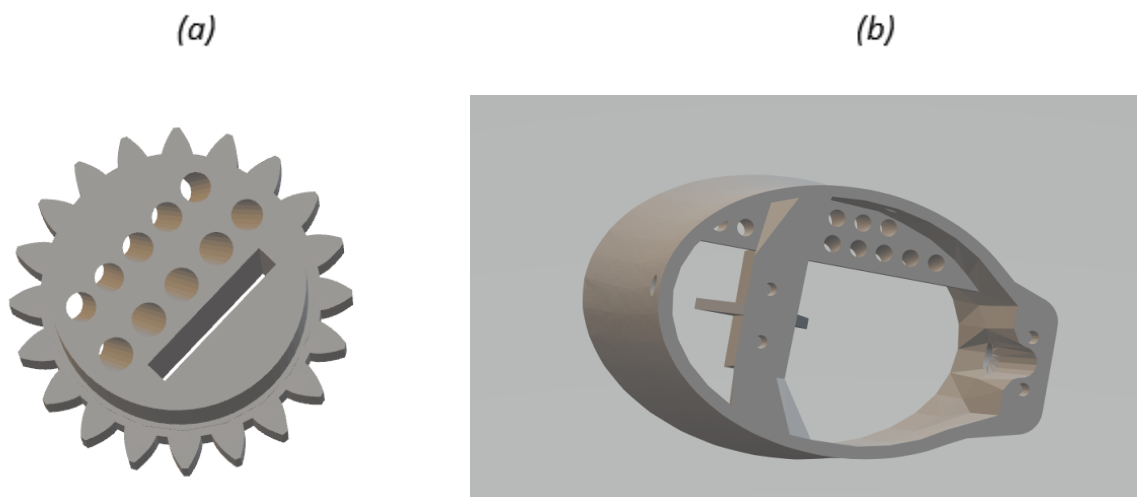
Al fine di evitare un eccessivo rilassamento dei fili durante l'azionamento dei motori, è stato inserito nell'avambraccio un sistema di molle sulle quali sono innestati dei tubicini cavi. Al loro interno scorrono i fili, garantendo il mantenimento della tensione e guidando il loro movimento.

Sebbene sia stato realizzato in maniera piuttosto rudimentale, questo sistema risulta in grado di svolgere il suo compito. Nella zona dove si trovano i motori sono presenti degli ulteriori supporti per i tendini, costituiti da delle asticelle con svariati fori, uno per ogni segmento di filo, che conferiscono ordine strutturale al sistema tendineo e ne favoriscono il mantenimento della tensione.



*Figura 4.5: dettaglio del sistema di molle e tubicini.*

I tendini scorrono anche nel polso, attraverso delle guide che impediscono loro di intrecciarsi o accavallarsi; qui si trova anche una fessura attraverso la quale è possibile far passare i cavi di collegamento del sistema di sensori, qualora fosse presente.



*Figura 4.6: modello 3D dell'ingranaggio principale del polso (a) e del collegamento tra polso ed avambraccio (b). Entrambi possiedono dei fori per il passaggio dei tendini.*

Sulle superfici del palmo e delle dita sono stati applicati degli elementi in gomma con una trama a griglia in rilievo con lo scopo di aumentare l'attrito con gli oggetti con cui può interagire il prototipo. Un'ulteriore miglioria applicabile in questo senso è l'apposizione di coperture in silicone sulle falangi terminali di ogni dito, che andrebbero ad aumentare

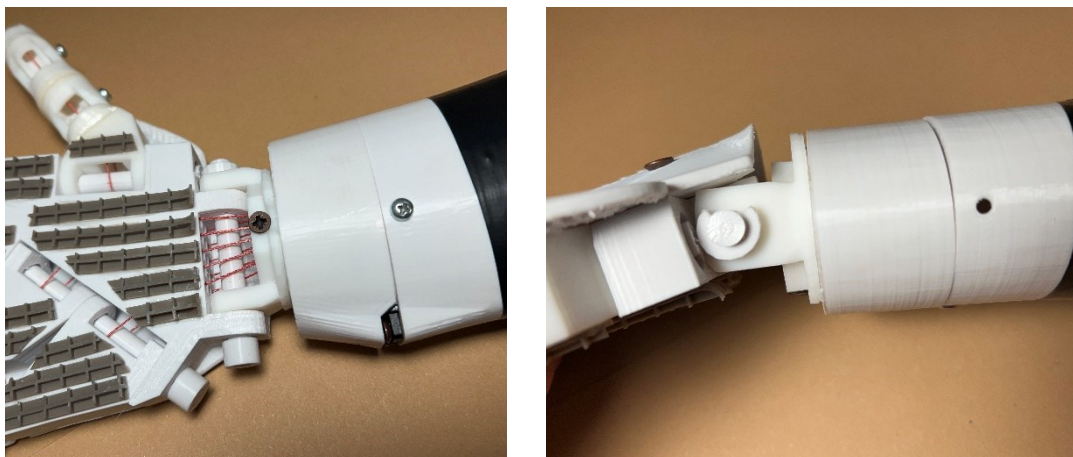
ulteriormente il grip e a proteggere eventuali sensori che possono trovarsi in quella zona anatomica.



*Figura 4.7: elementi in gomma per aumentare l'attrito del palmo con altri oggetti.*

### **4.2.3 Meccanica articolare**

Il prototipo, per come viene proposto nel progetto open source, possiede 19 gradi di libertà: per quanto riguarda le dita, corrispondono alle giunture tra le falangi e tra la falange prossimale e il palmo, a parte per anulare e mignolo a cui si aggiunge una rotazione tra segmenti metacarpali e palmo, ottenendo 17 gradi di libertà; i restanti si trovano in corrispondenza del polso, che può ruotare attorno all'asse dell'avambraccio e può oscillare attorno ad un asse parallelo al palmo e perpendicolare all'asse dell'avambraccio. Nel presente lavoro è stato deciso di inserire, come previsto dal progetto originale, un servo motore in corrispondenza del polso, per controllare il grado di libertà rotazionale attorno all'asse dell'avambraccio. Tuttavia, per questioni di semplicità, è stato deciso di non comandarlo, bloccando di fatto la rotazione, ma facilitando eventuali interventi di miglioramento.

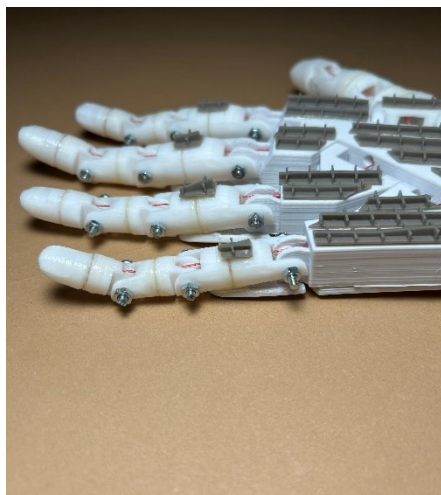


*Figura 4.8: scatti del polso visto da sopra e di profilo.*

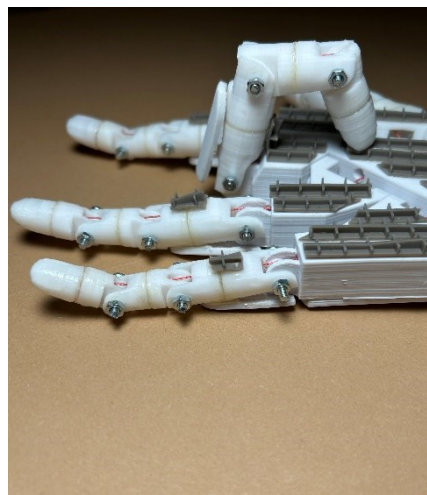
Sebbene la cinematica del dispositivo non raggiunga il grado di complessità di quella di una mano umana (che possiede 23 gradi di libertà), si presenta comunque come una buona riproduzione di un sistema altamente sofisticato. Come detto in precedenza, ogni dito presenta 3 gradi di libertà, identificati da 3 coppie rotoidali: in questo caso sono state utilizzate delle viti fissate con un dado, una soluzione semplice ed economica, che tuttavia non conferisce un aspetto particolarmente gradevole. Una possibile alternativa è quella di usare un filamento spesso in materiale metallico da tranciare con precisione.

È importante sottolineare che ciascun dito è associato ad un solo attuatore (un servo motore), perciò 2 dei 3 gradi di libertà che possiede risultano liberi: ciò rende il meccanismo del dito sottoazionato. In particolare, il grado di libertà vincolato all'attuatore è quello presente tra la falange media e quella distale, in virtù del fatto che i tendini sono fissati all'interno della porzione terminale del dito. La rotazione del motore e della puleggia fissata su esso, si traduce, grazie al filo, in una rotazione della falange distale attorno all'asse passante per la giuntura, determinando gradualmente la contrazione o il rilassamento dell'intero dito.

(a)



(b)



*Figura 4.9: configurazione estesa (a) e contratta (b) delle dita.*

Uno dei punti di forza della mano artificiale in questione è la possibilità, grazie alla particolare cinematica che la contraddistingue, di afferrare oggetti di dimensioni e forme differenti, senza la necessità di utilizzare un numero elevato di motori che andrebbero ad aumentare il peso totale e la complessità del sistema.

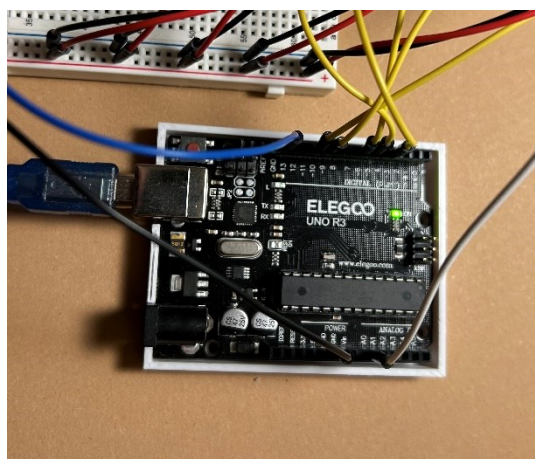
#### **4.2.4 Motori**

L'azionamento della mano è messo in atto dai motori presenti nell'avambraccio. Si tratta di servo motori MG996R, ovvero dei dispositivi elettromeccanici in grado di generare una coppia in seguito alla ricezione di un segnale. Questi servo motori digitali permettono la rotazione in un range di  $180^\circ$ , con la possibilità di controllarne la posizione con estrema precisione e con notevole velocità. Possiedono una struttura in metallo, che ne migliora la durabilità, e sono forniti di una serie di ingranaggi da applicare all'elemento rotatorio, per potersi adattare ad ogni esigenza progettuale. Questi dispositivi possiedono un sistema interno di controllo della posizione angolare, grazie al quale la posizione istantanea dell'asse di uscita viene confrontata con la posizione determinata dal segnale in input, e viene regolata di conseguenza in modo da raggiungere e mantenere la configurazione desiderata. Il controllo di questi motori si basa sull'utilizzo di segnali PWM (Pulse Width Modulation), che consistono in una serie di impulsi ripetuti di ampiezza variabile grazie ai quali, in base al grado di ampiezza dell'impulso, è possibile determinare la posizione da far raggiungere al servo. Per





USB; nel progetto è stata scelta la seconda opzione collegando board ad un PC in una porta USB, che eroga 5 V con una corrente massima in uscita di 500 mA. Una caratteristica particolarmente importante, che ha influito sulle scelte progettuali, è la tensione operativa, ovvero il range di tensione a cui possono trovarsi i pin per un corretto funzionamento, che si attesta tra 1.8 e 5.5 V; superando questo limite si rischia di danneggiare la porta o il microchip. Per ulteriori informazioni tecniche su Arduino UNO si rimanda all'appendice (6.4). Ognuno dei motori utilizzati per la movimentazione delle dita è collegato ad un determinato pin digitale di Arduino, garantendo in questo modo la possibilità di comandare indipendentemente ogni singolo dito.

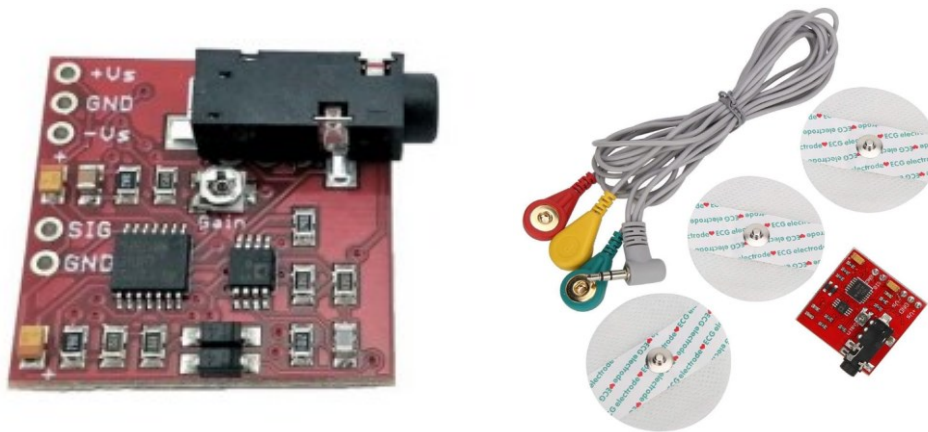


*Figura 4.11: microcontrollore Arduino UNO e collegamenti.*

## **Sensore elettromiografico**

Per ricevere il segnale elettrico muscolare, utilizzato per il controllo del prototipo, è stato impiegato il sensore EMG MyoWare v3 che permette di misurare, filtrare, rettificare e amplificare l'attività elettrica di un muscolo, e produce come output un segnale analogico che può essere letto direttamente da un microcontrollore mediante un convertitore analogico – digitale (ADC). Inoltre, è perfettamente compatibile con la prototipazione circuitale su breadboard. Nei test per il presente progetto di tesi è stato utilizzato il bicipite come gruppo muscolare per il comando, mentre l'elettrodo indipendente è stato posizionato sulla caviglia. Quando il muscolo preso in esame viene attivato, la tensione in uscita dal sensore aumenta, assumendo valori da 0 V fino alla massima tensione erogabile, che è pari a quella con cui il sensore viene alimentato. Il dispositivo richiede un'alimentazione duale per essere utilizzato,

che va collegata ai pin +Vs, GND e -Vs: in questo caso sono state utilizzate due batterie da 9 V collegate in serie, in modo da poter generare una tensione duale di  $\pm 9$  V. Sul sensore sono presenti altri due pin, uno per il segnale analogico in uscita e l'altro per il riferimento di massa. Per la ricezione del segnale muscolare viene utilizzato un cavo che collega gli elettrodi alla scheda del sensore, nel quale si innesta mediante un connettore tipo jack. Dalla parte opposta sono presenti 3 connettori a bottone da applicare agli elettrodi di superficie Ag – AgCl monouso. Come detto in precedenza, questo dispositivo fornisce in output un segnale EMG facilmente interpretabile da un microcontrollore, grazie ad una serie di stadi di elaborazione del segnale presenti sulla scheda. Il segnale misurato dagli elettrodi viene innanzitutto rettificato grazie ad apposito circuito nel quale sono presenti due diodi e alla cui uscita si avrà una tensione unicamente positiva. Successivamente si ha il filtraggio attraverso un filtro passa basso con frequenza di taglio di 1,9746 Hz, che permette lo “smoothing” del segnale. Infine si ha uno stadio di amplificazione che rende il segnale più facilmente gestibile dal convertitore analogico – digitale di Arduino. Nell'appendice (6.3) è presente lo schema circuitale completo del sensore, insieme alle specifiche tecniche di rilievo.



*Figura 4.12: sensore EMG MyoWare v3.*

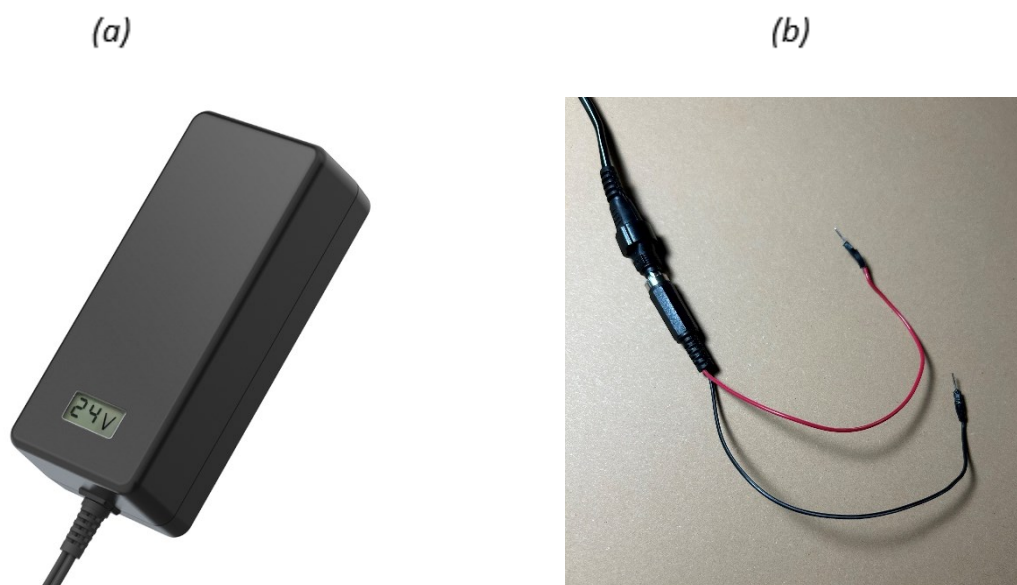
## **Alimentazione**

Per quanto riguarda l'alimentazione del prototipo, è importante sottolineare che è stato necessario impiegare diverse fonti per garantirne il corretto funzionamento. I dispositivi coinvolti che necessitano di alimentazione sono l'Arduino UNO, il sensore EMG e i servo motori. Come evidenziato nei precedenti paragrafi, il microcontrollore viene alimentato



mediante collegamento USB con un PC, mentre il sensore elettromiografico utilizza due pile da 9 V. Il sistema di motori, invece, riceve energia da un alimentatore universale multi-tensione di tipo switching, in grado di fornire una tensione variabile da 5 V a 24 V, e di erogare una corrente massima di 3 A. Presenta circuiti di protezione interni per evitare cortocircuiti, sovratensioni e sovracorrenti; è fornito inoltre di alcuni connettori di uscita di dimensioni differenti, per la compatibilità con più dispositivi. Per fornire energia ai servo motori è richiesta un'alimentazione di valore compreso tra 4.8 e 7.2 V, ed essendo collegati su breadboard è indispensabile che le tensioni siano anch'esse trasmesse via breadboard. Per fare ciò, è stata apportata una modifica ad un connettore dell'alimentatore, saldando due jumper ai poli del connettore stesso, ottenendo un puntale a tensione regolabile e l'altro a riferimento di massa, e permettendo così di fornire sufficiente energia a tutti gli attuatori. Il dispositivo di alimentazione utilizzato necessita di una tensione di ingresso di 230 V, facilmente ottenibile mediante collegamento alla rete elettrica domestica.

È doveroso sottolineare che questa soluzione è stata messa in atto per evitare di utilizzare l'Arduino come alimentazione a 5 V, dal momento che l'azionamento di 5 motori richiede l'erogazione di una notevole corrente, che avrebbe potuto sovraccaricare e danneggiare la scheda.



*Figura 4.13: alimentatore switching utilizzato nel progetto (a) e modifica apportata al connettore per permettere l'utilizzo su breadboard mediante due jumper (b).*

## Progettazione circuitale

Il collegamento di tutti i dispositivi elettronici utilizzati per il funzionamento del prototipo è stato effettuato mediante prototipazione su breadboard, una soluzione semplice ed efficiente, nonostante preveda l'impiego di numerosi cavi e l'ingombro di uno spazio non trascurabile. Tutta la parte di circuiteria si trova al di fuori della mano artificiale e richiede come già detto un collegamento alla rete domestica e ad un PC (evitabile attraverso l'alimentazione di Arduino con una pila); questo è uno degli aspetti che rendono il prototipo adatto solamente a scopi dimostrativi o di sperimentazione.

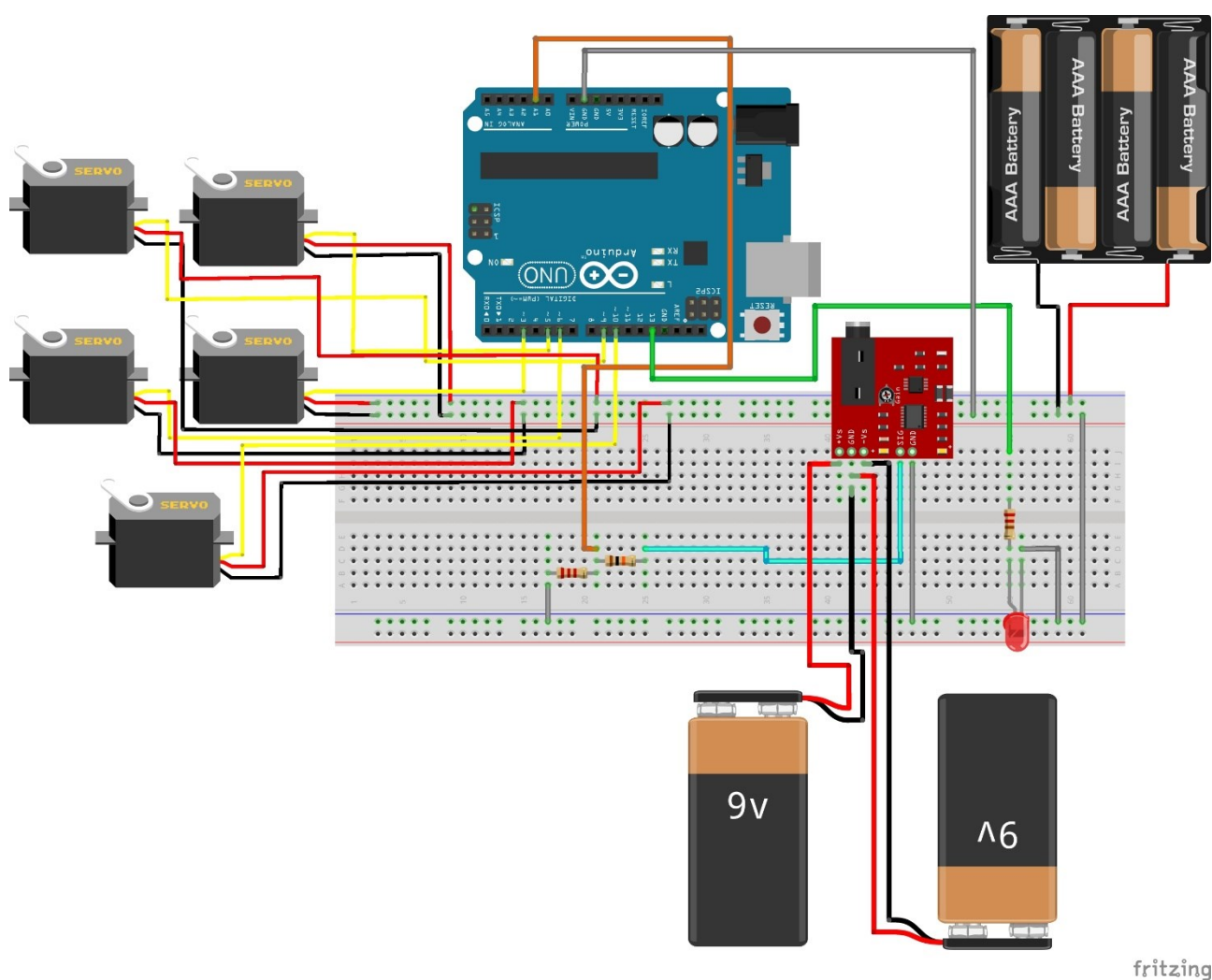
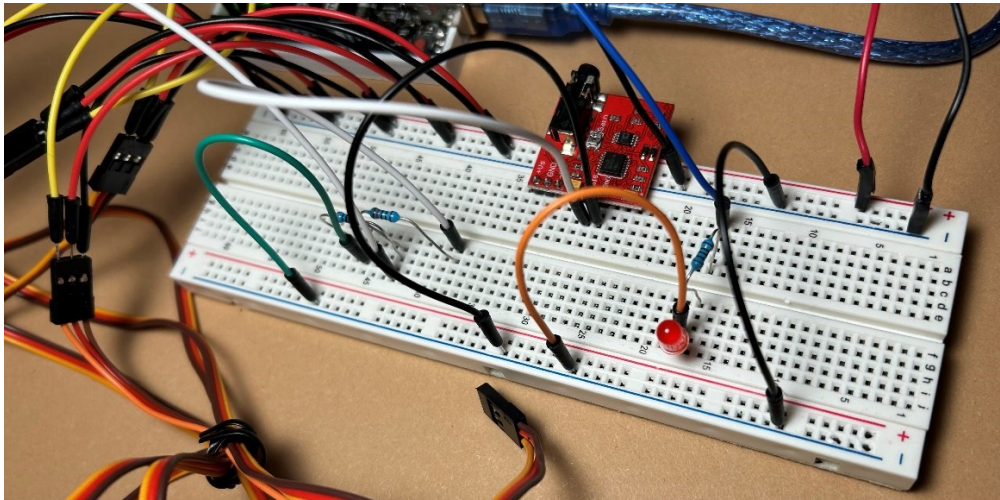


Figura 4.14: schema circuitale realizzato con Fritzing.

fritzing

La figura 4.14 rappresenta lo schema elettrico semplificato realizzato utilizzando Fritzing, un software libero per la progettazione elettronica focalizzato sulla possibilità di passare da semplice prototipazione su breadboard a circuito stampato. L'architettura circuitale più dettagliata si può trovare nell'appendice (6.1). Osservando lo schema di collegamento si osserva che come alimentazione esterna viene utilizzato un pacco batterie composto da 4 pile AAA: è stato inserito con lo scopo di rappresentare l'alimentatore switching impiegato nel progetto. La tensione applicata per azionare i motori è di 6 V, valore che si trova in mezzo al range di tensione nominale dei dispositivi in questione e che permette un'erogazione di corrente sufficiente al loro funzionamento. Per assicurare un voltaggio uniforme, i servo motori sono stati collegati su breadboard in parallelo, sia per l'alimentazione sia per la messa a terra, che è stata collegata anche all'Arduino attraverso il pin GND in modo che il riferimento di massa sia comune per tutti i circuiti impiegati. I motori sono poi collegati ai pin digitali PWM di Arduino. Il sensore EMG è alimentato dalla tensione duale di  $\pm 9$  V erogata dalle due pile, è collegato alla massa comune e il segnale analogico che fornisce in output viene dato in pasto ad un partitore di tensione formato da due resistenze rispettivamente di 10 k $\Omega$  e 2.2 k $\Omega$ . Questo accorgimento è stato messo in atto per limitare la tensione in uscita dal sensore, che può raggiungere valori pari alla tensione di alimentazione del sensore stesso; questo rappresentava un problema in quanto la board può ricevere sui pin segnali la cui tensione non supera i 5.5 V, con il rischio di danneggiamento nel caso di sovratensioni o sovracorrenti. Attraverso l'inserimento nel circuito del partitore di tensione con i suddetti valori di resistenza, è stata limitata la tensione del segnale in ingresso all'Arduino a valori di circa 1.8 V, variabili in base all'entità dello stimolo elettrico captato nel muscolo dagli elettrodi. L'uscita del partitore è stata quindi collegata al pin analogico A0 del microcontrollore, per poter essere letto ed utilizzato nelle funzioni software. Nello schema circuitale, infine, si nota la presenza di un circuito accessorio composto da una resistenza da 220  $\Omega$  e un LED di colore rosso (633 nm), utilizzati all'interno di una delle funzioni di movimento e il cui scopo verrà esposto successivamente.



*Figura 4.15: dettaglio dell'architettura circuitale su breadboard, dei collegamenti e dei componenti elettronici utilizzati.*

## 4.3 Software

### 4.3.1 Considerazioni preliminari

L'attivazione del prototipo si basa sul controllo della posizione istantanea assunta da ciascun servo motore, andando a controllare indirettamente e indipendentemente la posizione di ogni dito, che può assumere svariate configurazioni. Per mostrare la dinamica di movimento della mano, sono stati scelti alcuni pattern di movimento che potessero rappresentare alcune possibili applicazioni di un dispositivo di questo tipo. È doveroso sottolineare che la complessità di questi pattern è limitata dall'utilizzo di un solo segnale in input, e dal fatto che il sistema di rilevazione del segnale elettrico muscolare sfrutta una configurazione piuttosto semplice con pochi elettrodi. Sarebbe quindi possibile ampliare la gamma dei movimenti e la loro complessità usando più di un sensore elettromiografico ed avvalendosi di tecniche di rilevazione più accurate. Per semplicità è stato deciso comunicare con il microcontrollore e con i motori mediante il linguaggio di programmazione nativo di Arduino, ossia un derivato di C, sfruttando le librerie e le funzioni già presenti nell'ambiente di lavoro della board.

### 4.3.2 Setup dei motori

Al momento dell'installazione dei servo motori, e prima di connetterli alle dita mediante il filo, è stato effettuato il setup iniziale della loro posizione angolare. Utilizzando un semplice codice, la loro posizione è stata impostata a  $0^\circ$ , in modo da poter sfruttare tutto il range di rotazione disponibile. La libreria utilizzata per comunicare con i motori è *Servo.h*, ed è richiamata all'inizio di ogni programma relativo alle funzioni di movimento. Affinché i servo siano riconosciuti da Arduino, è necessario associare ad ogni dispositivo (e quindi ad ogni dito) una variabile di tipo Servo, e definire, all'interno della funzione *setup()* del codice, a quale pin è collegato ognuno di essi, usando il comando *attach()*.

```

1  #include <Servo.h>
2
3  Servo servothumb;
4  Servo servoindex;
5  Servo servomajeure;
6  Servo servoringfinger;
7  Servo servopinky;
8  Servo servowrist;
9
10
11 void setup() {
12     servothumb.attach(3);
13     servoindex.attach(5);
14     servomajeure.attach(6);
15     servoringfinger.attach(9);
16     servopinky.attach(10);
17
18 }

```

A questo punto è possibile impostare la posizione di ciascun servo con il comando *write()*, tenendo presente che è possibile assegnare valori compresi tra 0 e 180, estremi inclusi. Per semplicità i comandi di scrittura della posizione di ogni motore vengono inseriti, per tutti i pattern di movimento, all'interno di una funzione dedicata, che viene poi opportunamente richiamata nella funzione *loop()*, ovvero la parte di codice che il microcontrollore andrà ad eseguire ripetutamente fino al successivo avvio del programma o al riavvio di Arduino. In particolare, per la configurazione dei motori alla loro posizione di 0° è stata creata la funzione *alltoreset()*, che viene usata anche in alcune funzioni di movimento per riportare le dita alla loro configurazione estesa. È importante sottolineare che, per via del diverso orientamento dei motori nei loro alloggi e per la particolare architettura del sistema di tendini, il pollice e il medio si trovano nella configurazione di riposo quando il motore ad essi associato è alla posizione di 0°, mentre le restanti dita sono estese per posizioni angolari dei rispettivi motori di 180°. La funzione per portare ciascun motore all'inizio del proprio range di movimento, rilassando le dita, assume quindi la seguente forma:

```
1 void allToRest() {
2     servothumb.write(0);
3     servoindex.write(180);
4     servomajeure.write(0);
5     servoringfinger.write(180);
6     servopinky.write(180);
7
8 }
9
```

### 4.3.3 Modulazione velocità di apertura/chiusura

Grazie al comando impartito attraverso la chiamata del metodo *write()*, la posizione desiderata viene raggiunta da parte dell'elemento rotativo del motore con una velocità standard, caratteristica del servo utilizzato, che vale  $0.10 \text{ sec}/60^\circ$ . Il movimento delle dita che ne consegue risulta particolarmente veloce e per determinate funzioni è stato necessario agire su questo parametro per rendere le movenze più naturali e per favorire l'interazione con eventuali oggetti. Dal momento che la velocità di rotazione intrinseca del motore non è modificabile, è stata sfruttata la versatilità della programmazione software, andando a frammentare lo spostamento angolare in tanti step di ampiezza e cadenza determinabili arbitrariamente. Nel dettaglio, è stato utilizzato il ciclo *while*, un costrutto che consente l'esecuzione ripetuta di un pezzo di codice in base al verificarsi di una condizione di controllo. La funzione adibita all'apertura controllata del dito è definita come *openControlled()*, e la sua controparte per la chiusura *closeControlled()*.

```

1 void closeControlled(Servo srv, int maxAngle, bool dir) {
2     float angle = srv.read();
3     if (dir == true) {
4         while (angle < maxAngle){
5             angle = angle + step;
6             srv.write(angle);
7             delay(1);
8         }
9     } else {
10        while (angle > maxAngle){
11            angle = angle - step;
12            srv.write(angle);
13            delay(1);
14        }
15    }
16 }

```

I parametri in input alla funzione di chiusura sono:

- *srv*: una variabile di tipo Servo, che fa riferimento al motore, e quindi al dito, di cui si intende controllare l'apertura.
- *maxAngle*: rappresenta l'angolo che, una volta raggiunto dal motore, arresta il movimento; per comodità è stato scelto il tipo di variabile int per questo parametro. Il suo valore è strettamente legato al parametro successivo.
- *dir*: una variabile booleana che permette di identificare l'orientazione del motore, in modo da poter usare la stessa funzione sia per i motori orientati coerentemente con il range di movimento (posizione di riposo per 0° e tensione per 180°) per i quali corrisponde il valore *true*, sia per quelli orientati "al contrario" (posizione di riposo per 180° e tensione per 0°) ai quali viene assegnato il valore *false*.

Nel codice viene inoltre utilizzata la variabile globale *step*, che definisce il passo di avanzamento che modifica l'angolo del motore ad ogni iterazione del ciclo *while*. Quando viene chiamata, la funzione esegue innanzitutto la lettura dell'attuale posizione del motore, effettuata dal comando *srv.read()* e memorizzata nella variabile *angle*, per determinare l'angolo iniziale e confrontarlo successivamente con il valore di *maxAngle*. Il costrutto *if* permette di adeguare il codice ai due possibili casi di orientazione dei motori. Nel caso in cui *dir* sia vero, si aggiorna *angle* dopo aver sommato *step*, per poi imporre al servo di raggiungere il valore di posizione angolare che ne deriva, usando il comando *srv.write()*; successivamente si mette in pausa il programma per 1 millisecondo attraverso la funzione



*delay()*, in modo da rendere più efficiente lo spostamento del motore. Questi passaggi vengono ripetuti finché l'angolo istantaneo diventa uguale al valore associato alla variabile *maxAngle*. Se invece *dir* è falso, sono state semplicemente invertite le relazioni per il controllo del ciclo iterativo e per la somma di *step*, che viene fatta con segno negativo perché il motore deve spostarsi da posizioni angolari prossime ai 180° a posizioni angolari di 0°. La funzione dedicata all'apertura controllata della mano è analoga, salvo l'inversione delle relazioni di confronto per la condizione del ciclo *while*, l'aggiustamento del segno della somma tra *angle* e *step* e la modifica del nome del parametro relativo alla posizione angolare da raggiungere, che viene definito *zeroAngle* per sottolineare che si raggiunge la configurazione di riposo delle dita. Agendo sul valore di *maxAngle* è possibile determinare il fine corsa dei motori e di conseguenza il grado di chiusura di ogni singolo dito, regolandolo in base alle necessità specifiche della movenza che si vuole compiere. La velocità di chiusura/apertura è invece data dalla variabile *step*, per comodità definita globalmente ma che sarebbe possibile inserire come parametro delle funzioni per associare una velocità diversa ad ogni dito, aumentando la complessità dei movimenti.

#### **4.3.4 Integrazione del segnale EMG come input**

Un punto saliente del presente lavoro è l'integrazione del segnale sEMG come input per il comando della mano artificiale realizzata. A livello pratico questo risulta piuttosto facile dal momento che il sensore provvede, grazie alla sua peculiare elettronica interna, all'elaborazione del segnale che rileva sul muscolo, fornendo in uscita un segnale analogico. Dopo un'opportuna limitazione del range di tensione attraverso il partitore di tensione, il segnale può essere inviato ad Arduino che esegue la conversione analogico – digitale. Si riporta di seguito la porzione di codice dedicata alla rilevazione e all'utilizzo del segnale elettromiografico.

```

1  #define EMGPIN A0
2  #define THRESHOLD 150
3
4  void loop() {
5
6      delay(10);
7      int value = analogRead(EMGPIN);
8
9      if(value<THRESHOLD){
10         // APERTURA MANO
11     } else {
12         // CHIUSURA MANO
13         delay(5000); // PAUSA PER UN TEMPO ARBITRARIO DOPO CHIUSURA
14     }
15
16 }

```

Avendo collegato l'uscita del circuito fisico ad un pin di input analogico, la lettura della tensione in ingresso viene effettuata chiamando nel codice la funzione *analogRead*, che avendo una risoluzione a 10 bit esprime il valore mappato in uno spettro che va da 0 a 1023 (cioè i 1024 valori esprimibili usando 10 bit). Come argomento di questa funzione è necessario inserire il pin analogico del quale si vuole compiere la lettura: nel nostro caso è il pin A0 ed è stato definito a priori con il nome *EMGPIN* mediante l'istruzione *#define*. L'utilizzo del partitore di tensione nel circuito su breadboard, tuttavia, va a limitare la tensione in ingresso al microcontrollore e di conseguenza limita anche il range di valori che il segnale di input può assumere, associando a situazioni di contrazione muscolare un valore massimo di circa 200. L'implementazione del codice per la lettura del segnale sEMG in ingresso prevede quindi una chiamata ripetuta di *analogRead*, restituendo una quantificazione istantanea dell'attività elettrica muscolare. Per utilizzare questo dato al fine di comandare la chiusura o l'apertura della mano è sufficiente confrontarlo con un valore di soglia definito a priori, definito *THRESHOLD* all'interno dei codici mostrati e al quale è stato associato il valore di 150. Ogniqualvolta viene rilevato un segnale sEMG maggiore della soglia impostata, viene comandata la chiusura della mano, e viene interrotta la lettura dell'input; passato un lasso di tempo arbitrario, la rilevazione della tensione in ingresso riprende e, qualora vengano letti valori inferiori alla soglia, viene effettuata l'apertura della mano.

La necessità di inserire una pausa nella lettura nasce dal fatto che l'attività muscolare genera dei picchi nel segnale elettromiografico che, nonostante si mantenga in tensione il gruppo muscolare, sono destinati a diminuire gradualmente di intensità nel giro di qualche secondo. Senza l'utilizzo della funzione *delay()* con opportuni valori come argomento, la mano si troverebbe quindi a doversi riaprire solo qualche istante dopo il completamento della chiusura, azionando ripetutamente i motori ed esprimendo un movimento rapido e poco apprezzabile.

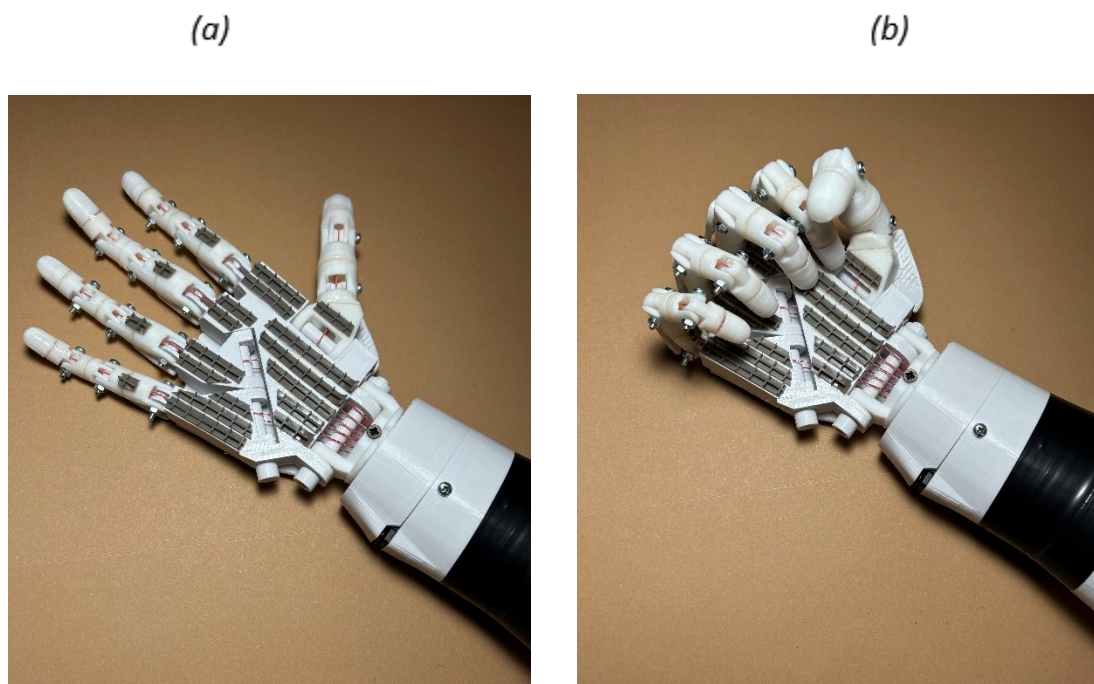
### 4.3.5 Tasks predefiniti

In questa sezione dell'elaborato vengono elencate ed approfondite le movenze prestabilite create ed implementate per il prototipo. Si tratta di semplici movimenti dal carattere dimostrativo accompagnati da eventuali interazioni con oggetti di diversa forma. Si vuole sottolineare che il limitato numero di input a disposizione e il meccanismo sotto-attuato che si identifica in ogni dito impediscono la realizzazione di movimenti complessi e riconducibili a quelli di una mano umana, impedendo di conseguenza anche l'assegnazione di compiti sofisticati. A seconda della funzione di movimento in questione, la messa in moto dei motori viene effettuata applicando la modulazione della velocità con il metodo precedentemente descritto oppure comandando il movimento in maniera "standard", ovvero assegnando la posizione angolare con una singola istruzione senza procedere per step successivi. In ogni funzione, l'input usato per comandare il prototipo è il segnale elettromiografico rilevato ed elaborato dal sistema del sensore, modificato dal circuito su breadboard e inviato infine al microcontrollore. Per comodità di scrittura ed esposizione, i compiti assegnati al prototipo sono stati tradotti in codice in altrettanti programmi Arduino, rendendo necessario eseguire il bootloader e caricare un nuovo programma sulla board ogni volta si voglia cambiare la movenza da riprodurre. Con un leggero abuso di notazione, questi programmi vengono chiamati "funzioni di movimento", nonostante non siano delle funzioni dal punto di vista informatico.

#### APERTURA/CHIUSURA

Il più semplice compito assegnato al prototipo è la chiusura della mano e la successiva riapertura in base al valore di tensione ricevuto come ingresso dal sensore sEMG. La funzione di movimento dedicata si chiama *CloseHand* ed è a tutti gli effetti la somma delle porzioni di codice viste finora. Si veda l'appendice (6.5.1) per il codice completo. Essa prevede innanzitutto la definizione del valore di soglia e del pin analogico di input, poi la definizione dei servo motori e la loro assegnazione ad un pin digitale, e infine la ripetizione (all'interno della funzione *loop()* di Arduino) del codice che si occupa della lettura del valore analogico relativo al segnale elettromiografico e, in seguito al confronto con la soglia predefinita, del comando effettivo della mano. È importante sottolineare che questi primi passaggi sono comuni a tutte le funzioni di movimento presentate, pertanto verranno richiamati solo

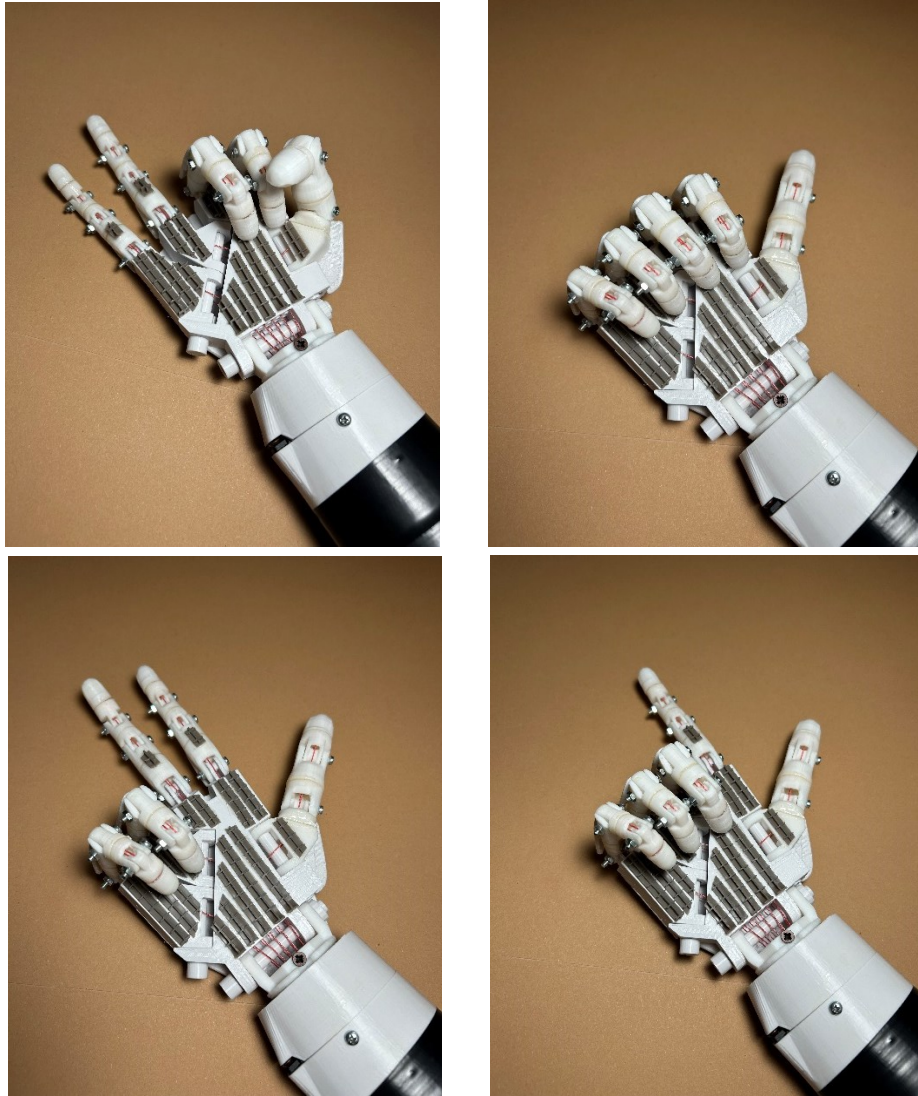
brevemente in seguito. In questo caso non viene applicata la modulazione di velocità ai motori, ma viene comandato il raggiungimento diretto della posizione angolare desiderata per ogni dito, attraverso due funzioni presenti nel codice: *allToRest()*, già esposta precedentemente per la fase di setup iniziale dei motori, e *allToMax()*, la controparte della precedente, che porta le dita alla loro configurazione di massima tensione di chiusura. Si noti che non viene assegnato il valore finale del range di movimento dei motori, in quanto la forza di chiusura così prodotta risulta eccessiva e andrebbe a sollecitare inutilmente la struttura del prototipo, rischiando di romperla.



*Figura 4.16: configurazione aperta della mano come risultato della funzione *allToRest()* (a) e configurazione chiusa, in seguito all'esecuzione della funzione *allToMax()* (b).*

## **AZIONAMENTO SEQUENZIALE**

La seconda funzione di movimento presentata non prevede l'interazione con oggetti, ma permette la chiusura e la successiva riapertura della mano in maniera sequenziale e con l'utilizzo della modulazione della velocità per eseguire una movenza controllata. Per il codice completo del programma, si consulti l'appendice (6.5.2). In questo pattern di movimento, in seguito alla ricezione di un segnale sEMG d'intensità maggiore della soglia impostata, le dita si chiudono una dopo l'altra in ordine a partire dal mignolo, ad intervalli di 750 millisecondi, fino al raggiungimento della configurazione di completa chiusura, come a simulare un conto alla rovescia. Dopo una pausa di due secondi, iniziano a riaprirsi gradualmente e con la stessa cadenza di prima a partire dal pollice, fino a tornare alla posizione iniziale di riposo e riproducendo una conta fino a cinque. È importante sottolineare che durante il movimento dei motori, sia nella chiusura che nell'apertura, la lettura del segnale elettromiografico in input viene bloccata, in quanto il codice sta eseguendo le istruzioni presenti nel corpo del costrutto *if*, per cui ogni impulso fornito non agisce in nessun modo sulla movenza in corso. Il programma, denominato *Count5*, si avvale delle funzioni *closeControlled* e *openControlled* con un valore di *step* pari a 0.5, che garantisce un movimento abbastanza fluido delle dita. Inoltre è stata inserita una nuova variabile, *repTime*, che rappresenta il tempo di attesa, espresso in millisecondi, che intercorre tra le ripetizioni del ciclo *while* all'interno delle funzioni di modulazione della velocità. Agendo sul valore di questo parametro, come anche sul valore di *step*, è possibile modulare la velocità di raggiungimento della posizione desiderata da parte dei motori, rendendo la sequenza più o meno veloce.



*Figura 4.17: alcune configurazioni assunte dalla mano nell'azionamento sequenziale.*

## **SASSO – CARTA – FORBICI**

Questo programma permette di realizzare un pattern di movimento nel quale viene utilizzato l'unico input a disposizione per effettuare una selezione della movenza da compiere. Più precisamente, si tratta di un popolare gioco di mano chiamato sasso-carta-forbiti (anche noto come morra cinese) nel quale due giocatori scelgono simultaneamente una configurazione della mano e, in base a delle semplici regole, ogni scelta vince su una e perde con la rimanente. La funzione di movimento identificata in questo modo si differenzia dalle altre presentate per via di due aspetti. In primo luogo, non si limita a mostrare la mobilità e la cinematica dei meccanismi che compongono il prototipo, ma si propone di riprodurre una movenza che permette ad un eventuale utente di interagire con altre persone, ricreando, sebbene in misura minima, una delle funzionalità di un dispositivo protesico. Inoltre, è l'unica funzione di

movimento tra quelle esposte in questo lavoro che permette all'utente di compiere una scelta, utilizzando l'attività muscolare come metodo di selezione. Nell'appendice (6.5.3) è possibile trovare il codice completo per questo programma.

```
1 void loop() {
2
3   alltoreset();
4   delay(8000);
5   int count = 0;
6   unsigned long start = millis();           // determina istante iniziale finestra selezione
7   unsigned long currentMillis = millis();   // determina istante attuale
8   unsigned end = start + 7000;             // determina istante finale finestra selezione
9   digitalWrite(LED, HIGH);                // accende LED
10  while (currentMillis < end) {
11    int value = analogRead(EMGPIN);
12    if (value > THRESHOLD){
13      count += 1;
14      delay(800);
15    }
16    currentMillis = millis();               // aggiorna istante attuale
17    delay(200);
18  }
19
20  if (count == 1){
21    rock();
22  }
23  if (count == 2){
24    paper();
25  }
26  if (count == 3){
27    scissors();
28  }
29
30  delay(2000);
31  digitalWrite(LED, LOW);                  // spegne LED
32
33 }
```

Per via della natura intrinseca del segnale elettromiografico e per la specifica architettura del sistema di rilevazione utilizzato, è possibile soltanto determinare quando il segnale elettrico in entrata al microcontrollore supera una determinata soglia. Per questo motivo, lo script per Arduino prevede la rilevazione dei segnali EMG in un arco temporale di 5 secondi, all'interno del quale il numero di impulsi sopra-soglia determina la movenza della mano. In particolare, nella funzione *loop()* viene inizializzata una variabile contatore che si occupa di registrare il numero di volte in cui il valore analogico del segnale supera il valore di *THRESHOLD*. Per definire la finestra temporale di rilevazione viene utilizzata la funzione *millis()* che restituisce il numero di millisecondi trascorsi da quando la board ha iniziato l'esecuzione del programma in questione; viene chiamata sia per definire l'istante di partenza della finestra, sia per definire quello finale, sommando in questo caso 5000 all'istante di partenza. A questo punto, viene



presa in causa una porzione di circuito implementata appositamente per questo codice: si tratta del LED e della resistenza ad esso collegata, che permettono, in seguito all'accensione del diodo, di indicare all'utente il momento in cui può effettuare la sua scelta attivando il gruppo muscolare. Se durante il periodo di rilevazione viene registrato un singolo impulso sopra-soglia, viene scelta la configurazione "sasso", per due impulsi la scelta è "carta", mentre per tre si ha "forbici". Al termine della finestra di 5 secondi, viene analizzato il contatore e viene attivata la movenza selezionata attraverso la chiamata di una delle tre funzioni dedicate. Si tratta di semplici funzioni, chiamate *rock*, *paper* e *scissors*, in cui per ogni servo motore viene impostata una posizione angolare, in modo che complessivamente la mano raggiunga una configurazione che ricordi uno dei tre simboli. È doveroso sottolineare che gli impulsi generati dall'utente devono essere opportunamente distanziati l'uno dall'altro, per permettere al sistema di effettuare una corretta rilevazione. All'interno del codice, infatti, è stata inserita una pausa di 800 millisecondi successivamente all'incremento del contatore, in modo da isolare temporalmente l'impulso ed evitare che valori sopra-soglia derivanti dalla stessa attivazione muscolari vengano considerati come validi. Qualsiasi segnale inviato alla board durante questa pausa viene ignorato. Una volta messa in atto la configurazione scelta e mantenuta per qualche secondo, il LED viene spento, viene chiamata la funzione *alltoreset* per riportare i motori nella loro posizione di riposo e si ripete la procedura.

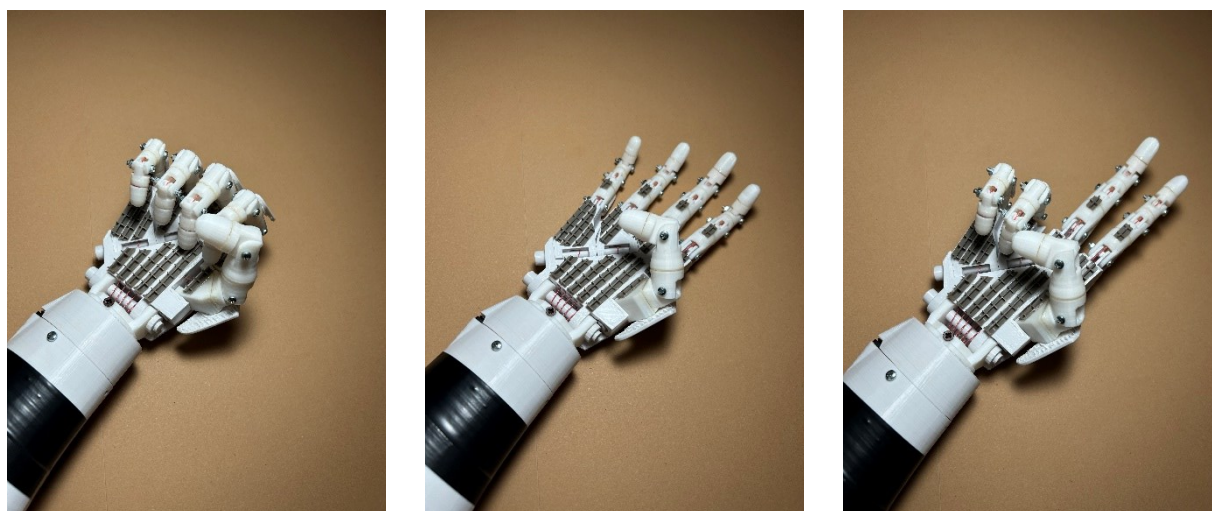
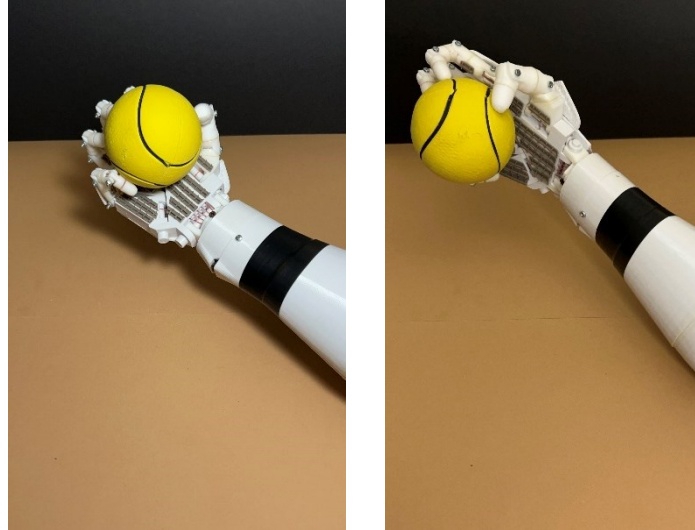


Figura 4.18: configurazioni assunte dalla mano nel task di movimento; da sinistra a destra, sasso, carta e forbice.



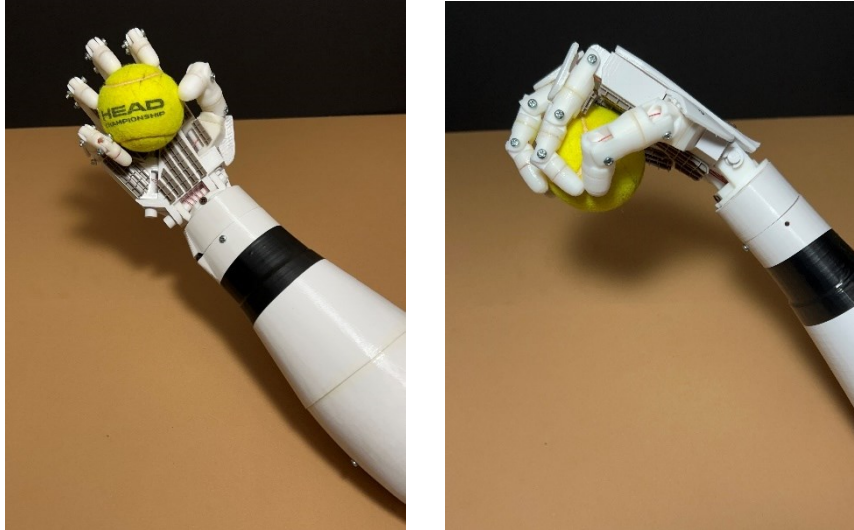
## GRASP TEST

L'ultima funzione di movimento proposta permette al prototipo di eseguire la presa di alcuni oggetti di forme e dimensioni differenti. Il codice del programma, consultabile nell'appendice (6.5.4), è piuttosto semplice e di fatto costituito da alcune funzioni, una per ogni oggetto da afferrare. L'individuazione a priori delle posizioni dei motori specifiche per ogni funzione è resa necessaria dal fatto che nel prototipo non è presente un sistema sensoriale di feedback per determinare univocamente quando la forza di presa è sufficiente a mantenere saldo l'oggetto in questione. In seguito alla ricezione da parte di Arduino di un segnale EMG in input di intensità maggiore alla soglia, viene comandata la chiusura della mano nella configurazione selezionata via software tramite una semplice variabile numerica, definita *object*. Ad ogni funzione corrisponde un diverso grado di chiusura delle dita, a seconda delle necessità di tenuta. Successivamente al raggiungimento della posizione desiderata da parte dei motori, e quindi delle dita, viene mantenuta la presa fino alla rilevazione di un nuovo picco sopra-soglia del segnale di ingresso, in modo da lasciare all'utente la facoltà di decidere quando rilasciare l'oggetto afferrato. Per rendere più articolato il metodo di selezione, sarebbe possibile implementare lo stesso algoritmo utilizzato nella funzione di movimento precedente, impostando una finestra temporale all'interno della quale l'utente sceglie l'oggetto con cui sta interagendo attraverso la realizzazione di un preciso numero di attivazioni muscolari. Lo scopo di questo programma è riuscire a compiere la presa di una pallina, di un cubo di Rubik e di un cacciavite. La pallina è associata al valore 1 della variabile *object* e consiste in un oggetto sferico in gomma del diametro di circa 9 cm. Nell'atto di presa, il pollice e il mignolo bloccano l'oggetto lateralmente, mentre le altre dita fungono da supporto nella parte distale del palmo. La tenuta nella parte prossimale del palmo è facilitata dal contatto tra superficie gommata della pallina ed elementi in gomma presenti sul palmo stesso, garantendo un attrito sufficiente.



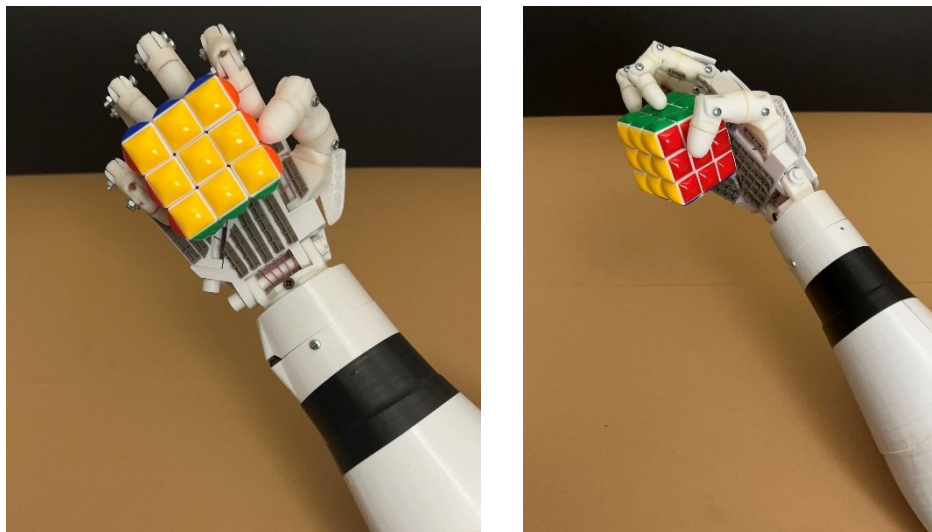
*Figura 4.19: scatti di presa della pallina con diametro 9 cm.*

Per via del suo notevole volume, la presa di questo oggetto non risulta particolarmente efficace. Questo è dovuto soprattutto al fatto che i meccanismi articolati che compongono le dita, essendo sotto-attuati, non permettono un sufficiente avvolgimento del target ma portano al contatto con la punta delle falangi distali, in quanto sono la prima porzione che inizia a flettersi in seguito all'azionamento dei motori. A fini dimostrativi, per evidenziare un più efficiente gesto di presa, è stata utilizzata anche una pallina da tennis del diametro di circa 7 cm, andando ad aumentare leggermente il grado di chiusura delle dita per adattarlo alle dimensioni inferiori. In questo caso, è possibile osservare un miglior avvolgimento dell'oggetto e una presa più salda.



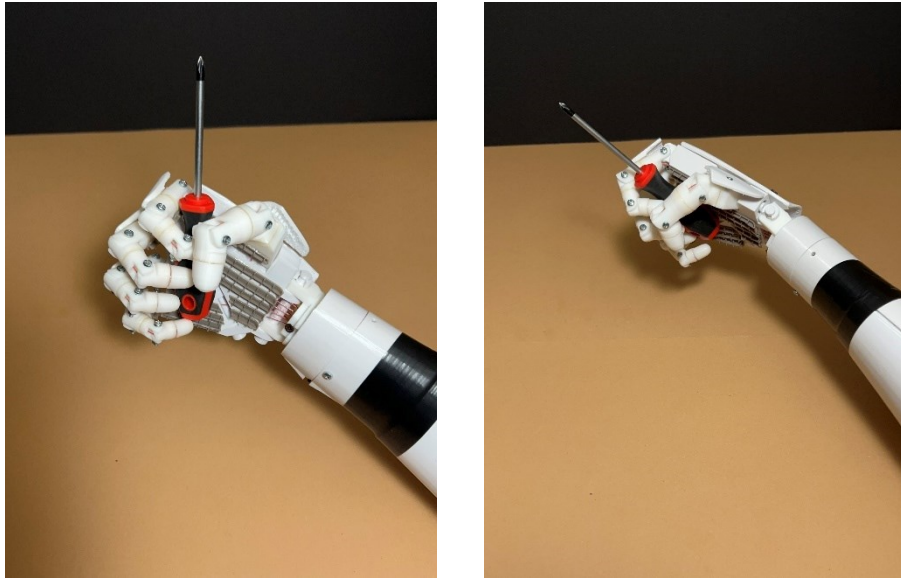
*Figura 4.20: presa della pallina da tennis (diametro 7 cm).*

Qualora la variabile *object* assuma valore pari a 2, il programma si adatta alla presa del cubo di Rubik. Nonostante i valori delle posizioni angolari dei motori siano molto simili a quelli della precedente funzione, in questo caso il pollice si chiude maggiormente, per compensare la diminuzione del volume dell'oggetto che in questo caso è caratterizzato dalla lunghezza di ogni lato pari a 6 cm.



*Figura 4.21: presa del cubo di Rubik.*

La presa del cacciavite, infine, corrisponde al caso in cui *object* sia uguale a 3. In questa funzione i livelli di chiusura delle dita sono uguali a quelli impiegati per afferrare il cubo, a parte quelli relativi al dito medio e al dito anulare, che in questo caso si chiudono maggiormente per avvolgere meglio la forma affusolata dell'oggetto e garantire una presa più solida.



*Figura 4.22: presa del cacciavite.*

## Capitolo 5 – Conclusioni

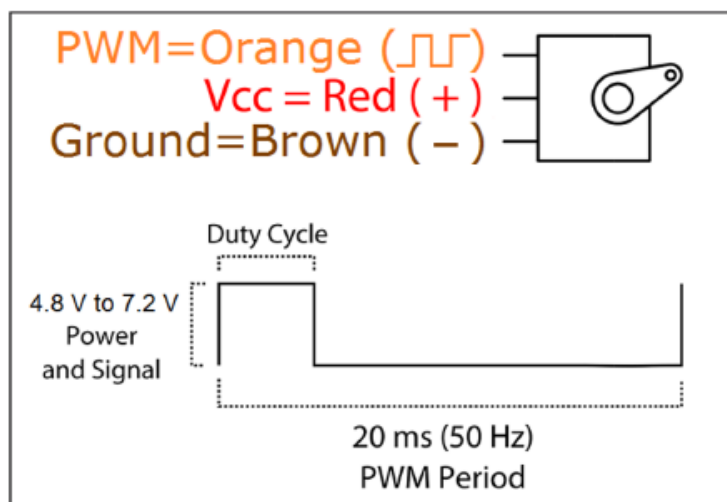
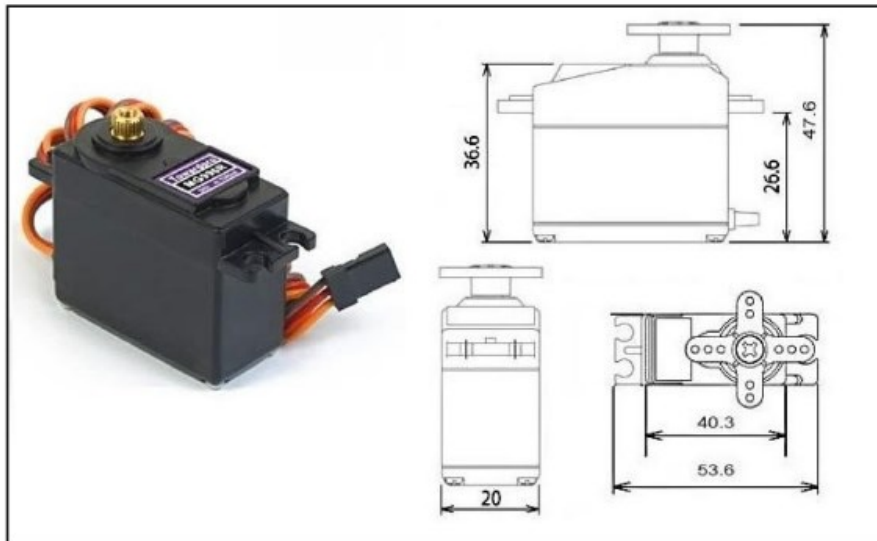
A conclusione della trattazione, si vuole porre l'attenzione sugli obiettivi del presente lavoro. In primo luogo, presentare la realizzazione di un prototipo di mano robotica finalizzato ad un uso sia dimostrativo che di ricerca, in virtù anche delle potenziali migliorie tecnologiche applicabili. Successivamente, l'analisi dell'impiego di un segnale fisiologico, ovvero il segnale elettromiografico, come input per il comando del prototipo realizzato, attraverso un'accurata integrazione del sensore nell'architettura elettronica del sistema. Il processo di creazione della mano è stato facilitato e velocizzato dall'utilizzo di un progetto open source come riferimento, il quale rende disponibili i file per la stampa 3D e le istruzioni per l'assemblaggio. Nonostante ciò, sono stati incontrati diversi ostacoli lungo il percorso, in particolare nella parte elettronica e nell'integrazione del segnale EMG, superati grazie ad un'attenta valutazione delle componenti più adatte da usare e alla consultazione del materiale fornito online dalla community relativa al progetto di riferimento. Il risultato del lavoro è un prototipo funzionante, fisicamente molto simile ad una mano umana, di cui rispetta la forma e la meccanica articolare. È stato sperimentato il suo funzionamento attraverso la creazione di compiti motori differenti, che hanno portato all'esecuzione di pattern di movimento abbastanza fluidi e naturali, esaminando anche l'interazione con oggetti di forme e dimensioni differenti, che rappresenta uno degli aspetti fondamentali della mano umana. Grazie all'impiego del segnale elettromiografico al fine di comandare l'azionamento dei motori, è stato possibile rendere più realistico l'utilizzo del prototipo, riproponendo, sebbene in maniera approssimata e a scopo dimostrativo, il funzionamento di una protesi mioelettrica, coniugando l'attivazione di un gruppo muscolare alla movimentazione di un dispositivo antropomorfo in grado di svolgere funzioni simili a quelle di un segmento corporeo umano. È chiaro che dispositivi protesici sofisticati e dedicati all'impiego clinico da parte del paziente presentano strutture meccaniche ed architetture elettroniche più avanzate e compatibili con l'uso quotidiano, in termini di peso e spazio, e sono in grado di assicurare il maggior comfort possibile. Per quanto riguarda il prototipo realizzato in questo progetto, la scelta di prototipazione su breadboard e la necessità di un collegamento a PC per il caricamento dei programmi di movimento hanno conferito un notevole ingombro al sistema, rendendolo difficilmente trasportabile e adatto, come già detto, a fini dimostrativi. Tuttavia, gli stessi fattori sono quelli che determinano la possibilità di ampliamento del dispositivo, dal punto di vista tecnologico e delle funzionalità, aprendo la strada all'implementazione di un sistema sensoriale o permettendo facilmente di creare nuove funzioni di movimento e caricarle sulla memoria del microcontrollore per essere eseguite. Un aspetto fondamentale del presente lavoro è rappresentato dal budget ridotto, senza però intaccare il grado di

efficienza e le funzionalità. I costi più elevati riguardano la board di controllo, con Arduino UNO che costa circa 30,00 €, e il sensore elettromiografico, acquistato per circa 35 €. Il costo dei servo motori costituisce una buona percentuale del totale: costano circa 5 € ciascuno, ma ne sono stati acquistati due in più per via di un malfunzionamento e per l'aggiunta del grado libertà rotazionale nel polso, in cui è stato inserito il motore ma non è stato utilizzato nei programmi di movimento. L'alimentatore switching, le pile, la plastica per la stampa e gli elettrodi di superficie costituiscono singolarmente una porzione inferiore del budget totale, ma la somma dei costi ammonta a circa 55 €. Il costo del filo da pesca usato per i tendini, dei fili elettrici e del resto delle componenti meccaniche (viti, molle, ecc.) risulta trascurabile, in quanto sono stati usati anche materiali di recupero. Complessivamente, la realizzazione del prototipo e la sua messa in funzione hanno richiesto una spesa di circa 160 €.

Per concludere, è importante sottolineare le possibilità di miglioramento del dispositivo. L'integrazione di un sistema di sensori permetterebbe un più efficace controllo della mano, permettendo di sfruttare il feedback sensoriale per modulare la forza di presa agendo sulle posizioni angolari dei motori. A tale scopo sarebbe possibile implementare sensori di Hall o sensori resistivi di forza, mentre per simulare il comportamento di una mano umana e studiare la dinamica del sistema sensoriale sarebbe possibile inserire dei sensori di temperatura in grado di determinare una risposta di movimento in seguito al contatto con un oggetto troppo caldo. Il prototipo si presta inoltre a diverse strategie di comando, anche più sofisticate, come ad esempio l'impiego di sensori di movimento ad infrarossi che permetterebbero l'attivazione della mano da remoto, o l'utilizzo di software per la robotica avanzati.



## 6.2 Scheda tecnica servo motore MG996R



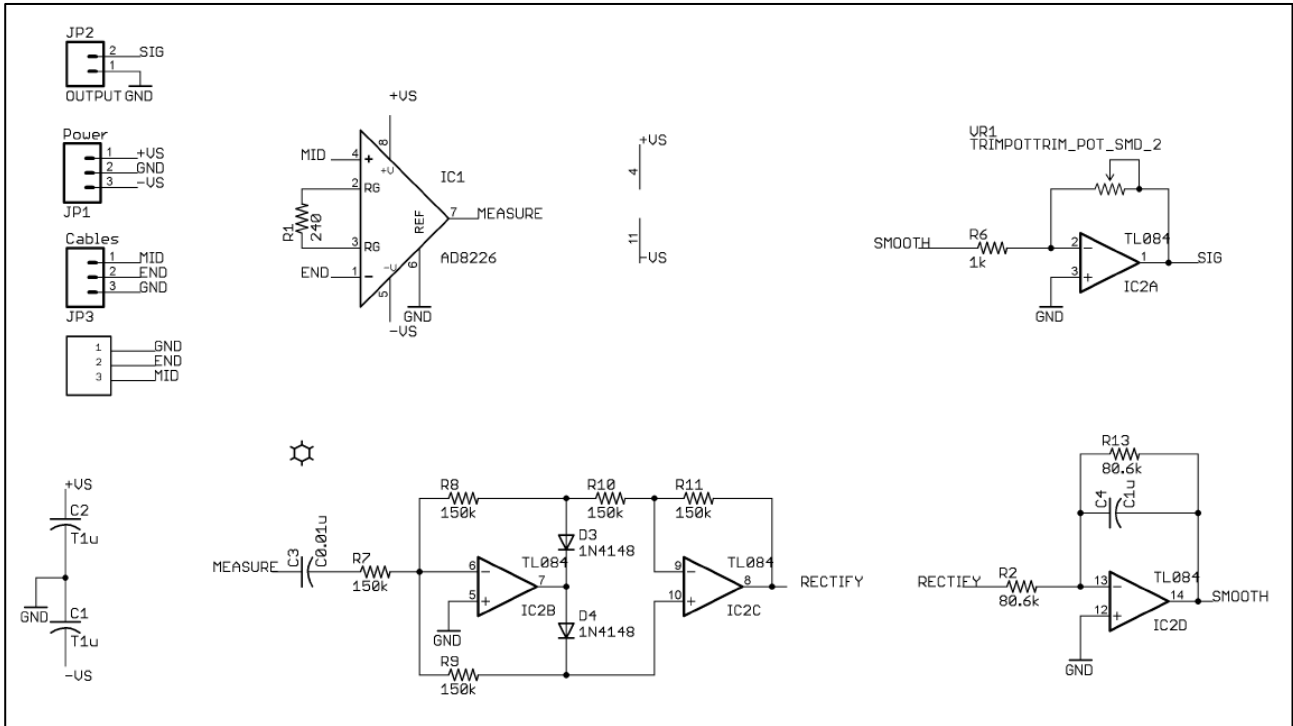
Specifiche tecniche:

- Peso: 55 g
- Dimensioni: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm (circa)
- Coppia: 9.4 kgf – cm (4.8 V), 11 kgf – cm (6 V)
- Velocità: 0.17/60° (4.8 V), 0.14/60° (6 V)
- Tensione operativa: 4.8 – 7.2 V
- Corrente: 500 – 900 mA (6 V)
- Range di rotazione: 180°



- Pulse Cycle: 20 ms (circa)
- Pulse Width: 500 – 2400  $\mu$ s

### 6.3 Scheda tecnica sensore EMG MyoWare v3



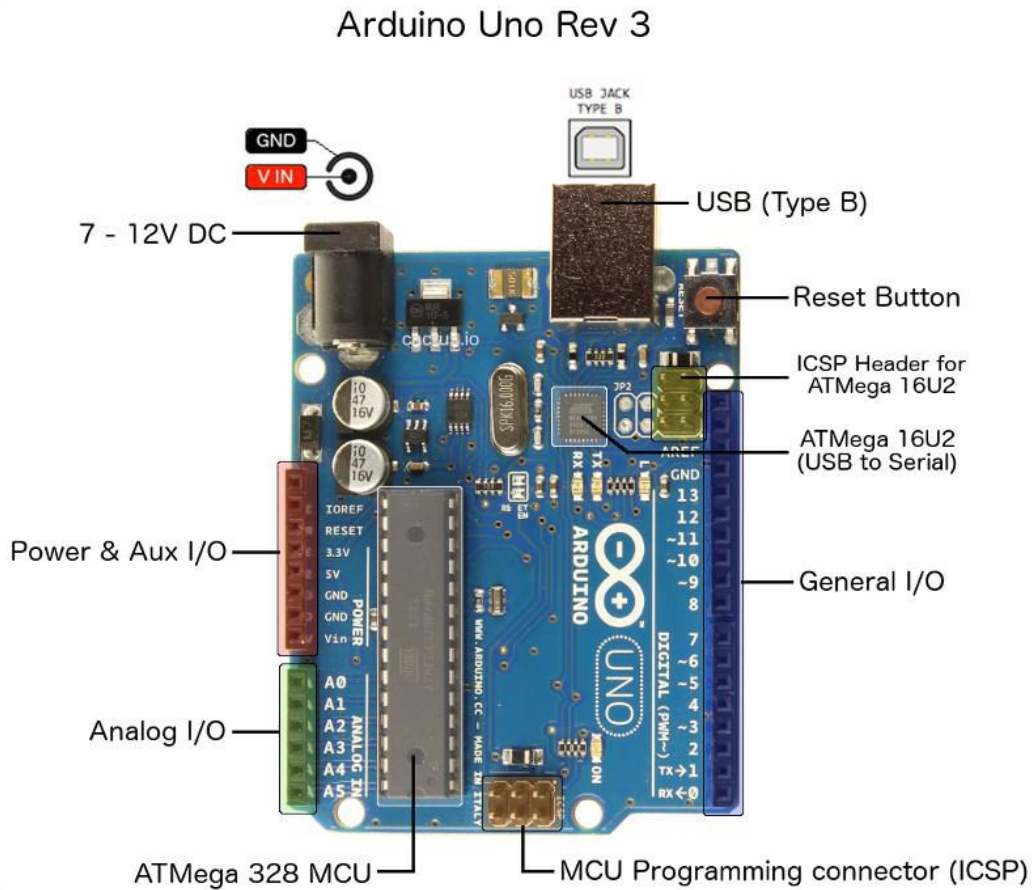
Pin layout:



Specifiche elettriche:

Parameter	Min	TYP	Max
Power Supply Voltage (Vs)	±3V	±5V	±30V
Gain Setting, Gain = 207*(X / 1 kΩ)	0.01 Ω (0.002x)	50 kΩ (10,350x)	100 kΩ (20,700x)
Output Signal Voltage (Rectified & Smoothed)	0V	--	+Vs
Differential Input Voltage	0 mV	2-5mV	+Vs/Gain

## 6.4 Arduino



*Immagine presa da <http://cactus.io/platform/arduino/arduino-uno>*

### Caratteristiche:

- Microcontrollore ATmega328
- Tensione in input: 7-12 V
- 14 pin I/O digitali, di cui 6 in grado di fornire output PWM (Pulse Width Modulation)
- 6 pin analogici
- 40 mA corrente DC per pin I/O
- 50 mA corrente DC per il pin a 3.3 V
- 32 kb Flash Memory (di cui 0.5 kb usati dal bootloader)
- 2 kb SRAM
- 1 kb EPROM
- 16 MHz frequenza di clock dell'oscillatore al quarzo



## 6.5 Codici Arduino

### 6.5.1 Close Hand

```
1  #include <Servo.h>
2  #define EMGPIN A0
3  #define THRESHOLD 150
4
5  Servo servothumb;
6  Servo servointer;
7  Servo servomajeure;
8  Servo servoringfinger;
9  Servo servopinky;
10 Servo servowrist;
11
12
13 void setup() {
14
15     servothumb.attach(3);
16     servointer.attach(5);
17     servomajeure.attach(6);
18     servoringfinger.attach(9);
19     servopinky.attach(10);
20
21 }
22
23 void loop() {
24
25     delay(100);
26     int value = analogRead(EMGPIN);
27
28     if(value<THRESHOLD){
29         alltorest();
30     } else {
31         alltomax();
32         delay(2000);
33     }
34
35 }
```

```
36
37
38 // Funzione per portare ogni motore alla posizione minima (a riposo)
39 void alltorest() {
40     servothumb.write(0);
41     servoindex.write(180);
42     servomajeure.write(0);
43     servoringfinger.write(180);
44     servopinky.write(180);
45
46 }
47
48
49 // Funzione per portare ogni motore alla posizione massima consentita (in tensione)
50 void alltomax() {
51     servothumb.write(140);
52     servoindex.write(40);
53     servomajeure.write(140);
54     servoringfinger.write(40);
55     servopinky.write(40);
56
57 }
```

## 6.5.2 Count5

```
1 #include <Servo.h>
2 #define EMGPIN A0
3 #define THRESHOLD 150
4
5 float step = 0.5;
6 int repTime = 1;
7
8 Servo servothumb;
9 Servo servoindex;
10 Servo servomajeure;
11 Servo servoringfinger;
12 Servo servopinky;
13 Servo servowrist;
14
15
16 void setup() {
17
18     servothumb.attach(3);
19     servoindex.attach(5);
20     servomajeure.attach(6);
21     servoringfinger.attach(9);
22     servopinky.attach(10);
23
24 }
25
26 void loop() {
27
28     delay(10);
29     int value = analogRead(EMGPIN);
30
31     if(value>THRESHOLD){
32         closeControlled(servopinky, 50, false);
33         delay(750);
34         closeControlled(servoringfinger, 50, false);
35         delay(750);
36
37         closeControlled(servomajeure, 130, true);
38         delay(750);
39         closeControlled(servoindex, 50, false);
40         delay(750);
41         closeControlled(servothumb, 130, true);
42
43         delay(2000);
44
45         openControlled(servothumb, 0, true);
46         delay(750);
47         openControlled(servoindex, 180, false);
48         delay(750);
49         openControlled(servomajeure, 0, true);
50         delay(750);
51         openControlled(servoringfinger, 180, false);
52         delay(750);
53         openControlled(servopinky, 180, false);
54     }
55
56 }
```

```

57
58 void openControlled(Servo srv, int zeroAngle, bool dir) {
59     float angle = srv.read();
60     if (dir == true) {
61         while (angle > zeroAngle){
62             angle = angle - step;
63             srv.write(angle);
64             delay(repTime);
65         }
66     } else {
67         while (angle < zeroAngle){
68             angle = angle + step;
69             srv.write(angle);
70             delay(repTime);
71         }
72     }
73 }
74
75
76 void closeControlled(Servo srv, int maxAngle, bool dir) {
77     float angle = srv.read();
78     if (dir == true) {
79         while (angle < maxAngle){
80             angle = angle + step;
81             srv.write(angle);
82             delay(repTime);
83         }
84     } else {
85         while (angle > maxAngle){
86             angle = angle - step;
87             srv.write(angle);
88             delay(repTime);
89         }
90     }
91 }

```



### 6.5.3 Sasso – carta – forbici

```
1  #include <Servo.h>
2  #define EMGPIN A0
3  #define THRESHOLD 100
4  #define LED 13
5
6
7  Servo servothumb;          // Define thumb servo
8  Servo servoindex;        // Define index servo
9  Servo servomajeure;
10 Servo servoringfinger;
11 Servo servopinky;
12 Servo servowrist;
13
14
15 void setup() {
16     Serial.begin(9600);
17
18     servothumb.attach(3); // Set thumb servo to digital pin 2
19     servoindex.attach(5); // Set index servo to digital pin 3
20     servomajeure.attach(6);
21     servoringfinger.attach(9);
22     servopinky.attach(10);
23
24     pinMode(LED, OUTPUT);
25
26 }
27
28 void loop() {
29
30     alltoreset();
31     delay(8000);
32
33     int count = 0;
34     unsigned long start = millis();
35     unsigned long currentMillis = millis();
36
37     unsigned end = start + 7000;
38     digitalWrite(LED, HIGH);
39     while (currentMillis < end) {
40         int value = analogRead(EMGPIN);
41         Serial.println(value);
42         if (value > THRESHOLD){
43             count += 1;
44             delay(800);
45         }
46         currentMillis = millis();
47         delay(200);
48     }
```

```
49  ✓ if (count == 1){
50      |   rock();
51      | }
52  ✓ if (count == 2){
53      |   paper();
54      | }
55  ✓ if (count == 3){
56      |   scissors();
57      | }
58
59      Serial.println(count);
60
61      delay(2000);
62      digitalWrite(LED, LOW);
63
64  }
65
66
67  ✓ void alltoreset() {
68      |   servothumb.write(0);
69      |   servoindex.write(180);
70      |   servomajeure.write(0);
71      |   servoringfinger.write(180);
72      |   servopinky.write(180);
73      | }
74
75
76
77  ✓ void alltomax() {
78      |   servothumb.write(140);
79      |   servoindex.write(40);
80      |   servomajeure.write(140);
81      |   servoringfinger.write(40);
```

```
82     servopinky.write(40);
83
84 }
85
86
87 void rock() {
88     alltomax();
89 }
90
91
92 void paper() {
93     servothumb.write(140);
94     servoindex.write(165);
95     servomajeure.write(15);
96     servoringfinger.write(165);
97     servopinky.write(165);
98
99 }
100
101
102 void scissors () {
103     servothumb.write(140);
104     servoindex.write(180);
105     servomajeure.write(0);
106     servoringfinger.write(40);
107     servopinky.write(40);
108
109 }
```

## 6.5.4 Grasp test

```
1  #include <Servo.h>
2  #define EMGPIN A0
3  #define THRESHOLD 150
4
5
6  Servo servothumb;
7  Servo servoindex;
8  Servo servomajeure;
9  Servo servoringfinger;
10 Servo servopinky;
11 Servo servowrist;
12
13 float step = 2;
14
15 // OBJECT: 1 = BALL; 2 = RUBIK CUBE; 3 = SCREWDRIVER
16
17 int object = 1;
18
19
20 void setup() {
21     Serial.begin(9600);
22
23     servothumb.attach(3);
24     servoindex.attach(5);
25     servomajeure.attach(6);
26     servoringfinger.attach(9);
27     servopinky.attach(10);
28
29 }
30
31 void loop() {
32
33     delay(100);
34     int value = analogRead(EMGPIN);
35     if(value<THRESHOLD){
36         alltoreset();
37     } else {
38         Serial.println(value);
39         if(object == 1){
40             graspBall();
41         }
42         if(object == 2){
43             graspCube();
44         }
45         if(object == 3){
46             graspScrewdriver();
47         }
48         delay(1000);
49         value = analogRead(EMGPIN);
50         while(value<THRESHOLD){
51             value = analogRead(EMGPIN);
52             Serial.println(value);
53             delay(100);
54         }
55     }
56
57 }
```

```

58
59
60 void alltoreset() {
61     servothumb.write(0);
62     servoindex.write(180);
63     servomajeure.write(0);
64     servoringfinger.write(180);
65     servopinky.write(180);
66
67 }
68
69
70 void openControlled(Servo srv, int zeroAngle, bool dir) {
71     float angle = srv.read();
72
73     if (dir == true) {
74         while (angle > zeroAngle){
75             angle = angle - step;
76             srv.write(angle);
77             delay(1);
78         }
79     } else {
80         while (angle < zeroAngle){
81             angle = angle + step;
82             srv.write(angle);
83             delay(1);
84         }
85     }
86 }
87
88
89 void closeControlled(Servo srv, int maxAngle, bool dir) {
90     float angle = srv.read();
91     if (dir == true) {
92         while (angle < maxAngle){
93             angle = angle + step;
94             srv.write(angle);
95             delay(1);
96         }
97     } else {
98         while (angle > maxAngle){
99             angle = angle - step;
100            srv.write(angle);
101            delay(1);
102        }
103    }
104 }
105
106
107 void graspBall() {
108
109     closeControlled(servothumb, 100, true);
110     closeControlled(servoindex, 85, false);
111     closeControlled(servomajeure, 105, true);
112     closeControlled(servoringfinger, 90, false);

```

```
113     closeControlled(servopinky, 75, false);
114
115 }
116
117
118 void graspCube() {
119
120     closeControlled(servothumb, 120, true);
121     closeControlled(servoindex, 85, false);
122     closeControlled(servomajeure, 105, true);
123     closeControlled(servoringfinger, 90, false);
124     closeControlled(servopinky, 75, false);
125
126 }
127
128
129 void graspScrewdriver() {
130
131     closeControlled(servothumb, 120, true);
132     closeControlled(servoindex, 85, false);
133     closeControlled(servomajeure, 150, true);
134     closeControlled(servoringfinger, 75, false);
135     closeControlled(servopinky, 75, false);
136
137 }
```

# Bibliografia

- [1] P. L. M. E. Dillingham TR, «Limb amputation and limb deficiency: Epidemiology and recent trends in the United States,» *South Med J.*, p. 875–83, 2002.
- [2] R. Z. A. J. B. S. L. W. J. L. A. Nancy G. Kutner, «Quality-of-Life Change Associated With Robotic-Assisted Therapy to Improve Hand Motor Function in Patients With Subacute Stroke: A Randomized Clinical Trial,» *Phys Ther*, n. 90(4), p. 493–504, Apr 2010.
- [3] S. R. Davalli A., «Protesi per arto superiore,» 2009. [Online]. Available: [http://www.inail.it/cms/Medicina\\_Riabilitazione/Riabilitazione\\_e\\_reinserimento/Centro\\_protesi/Protesi\\_arto\\_superiore.pdf](http://www.inail.it/cms/Medicina_Riabilitazione/Riabilitazione_e_reinserimento/Centro_protesi/Protesi_arto_superiore.pdf). [Consultato il giorno 12 11 2023].
- [4] «<https://www.grupprofantauzzi.it/protesi-ortopediche/>,» [Online]. [Consultato il giorno 9 novembre 2023].
- [5] S. Maltoni, *Ottimizzazione di un'unità di controllo per protesi mioelettrica di arto superiore e confronto prestazionale tramite Programmable Automation Controller e Motion Capture*, Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica, Alma Mater Studiorum - Università di Bologna, Campus di Cesena, 2015.
- [6] P. Midemù, «tech4future,» [Online]. Available: <https://tech4future.info/dallrfid-una-risposta-per-migliorare-la-protesi-dellarto/#:~:text=Si%20tratta%20di%20ausili%20che,della%20spalla%20o%20del%20moncone.> . . [Consultato il giorno 27 12 2023].
- [7] «<https://www.fisiokinesiterapia.biz/NewDownload/Protesisuperiore.pdf>,» [Online]. [Consultato il giorno 15 dicembre 2023].
- [8] «[https://online.scuola.zanichelli.it/barbonescienzeintegrate/files/2010/03/07\\_01.pdf](https://online.scuola.zanichelli.it/barbonescienzeintegrate/files/2010/03/07_01.pdf),» [Online]. [Consultato il giorno 16 dicembre 2023].
- [9] M. Bracale, «Elettromiografia,» 15 maggio 2002. [Online]. Available: [http://www.ingbiomedica.unina.it/studenti/ing\\_bio/mat\\_did/PB\\_SB/Elettromiografia.pdf](http://www.ingbiomedica.unina.it/studenti/ing_bio/mat_did/PB_SB/Elettromiografia.pdf). [Consultato il giorno 17 dicembre 2023].
- [10] B. Hansen, «EVALUATING REHABILITATION THROWING PROGRAMS & INJURY DATASETS WITH ACUTE:CHRONIC RATIOS AND PHYSIOLOGY-BASED FATIGUE UNITS.,» *ResearchGate*, 2019.
- [11] N. Pah, «MATLAB Implementation of Merletti's SEMG Model,» *Jurnal Teknologi Industri dan Informasi*, vol. 3, pp. 153-163, 2003.
- [12] S. M. R. Merletti, «Tutorial. Surface EMG detection in space and time: Best practices.,» *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 49, 2019.

- [13 D. M. M. S. a. A. D. C. C. E. Farago, «A Review of Techniques for Surface Electromyography Signal Quality Analysis,»  
] *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 16, pp. 472-486, 2023.
- [14 S. D. L. G. C. M. e. a. Roy, «Electro-mechanical stability of surface EMG sensors,» *Med Bio Eng Comput*, vol. 45, pp.  
] 447-457, 2007.
- [15 Z. & T. R. & H. Q. & H. J. Gao, «A Multi-DoF Prosthetic Hand Finger Joint Controller for Wearable sEMG Sensors by  
] Nonlinear Autoregressive Exogenous Model,» Apr 2021. [Online]. Available:  
[https://www.researchgate.net/publication/350708708\\_A\\_Multi-DoF\\_Prosthetic\\_Hand\\_Finger\\_Joint\\_Controller\\_for\\_Wearable\\_sEMG\\_Sensors\\_by\\_Nonlinear\\_Autoregressive\\_Exogenous\\_Model](https://www.researchgate.net/publication/350708708_A_Multi-DoF_Prosthetic_Hand_Finger_Joint_Controller_for_Wearable_sEMG_Sensors_by_Nonlinear_Autoregressive_Exogenous_Model). [Consultato il giorno 10 12 2023].
- [16 «InMoov - Open source 3D printed life-size robot,» [Online]. Available: <https://inmoov.fr/hand-and-forarm/>.  
] [Consultato il giorno 8 agosto 2023].
- [17 D. L. a. Y. Tadesse, «Low Cost Robotic Hand that Senses Heat and Pressure,» in *ASEE Gulf-Southwest Section Annual  
] Conference*, 2017.
- [18 F. P. J. C. G. Dawes, «Remote Control of a Robotic Hand Using a Leap Sensor,» in *Advances in Italian Mechanism  
] Science - Proceedings of the Second International Conference of IFToMM Italy*, Springer, 2019, pp. 332-341.